
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYA KRON RESTORASYONLARINDA, ISISAL VE MEKANİK YAŞLANDIRMANIN KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Elif DEMİRALP ARAS

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MART 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Elif DEMİRALP ARAS

22/03/2023

TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYA KRON RESTORASYONLARINDA, ISISAL VE MEKANİK YAŞLANDIRMANIN KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Elif DEMİRALP ARAS

GAZİ ÜNİVERİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2023

ÖZET

Dental restorasyonlar ağız içinde görülen çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak ısısal değişimlere ve oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Bu amaçla tez çalışmasında 4 farklı içeriğe sahip yeni geliştirilen yüksek translüsent monolitik zirkonya materyali Nacera Pearl Multi Shade (NMS), Katana STML (KST), Katana UTML (KUT), Nacera Pearl Q^3 Multi Shade (NCQ) ve 1 adet lityum disilikat IPS e.max CAD materyali kullanılarak ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisinin incelenmiştir. Bu amaçla tüm materyallerden 20 adet olmak üzere mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonları üretilmiş, yapay dişlere adeziv olarak simante edilmiştir. Tüm mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonları ısısal ve mekanik yaşlandırmanın kırılma direncine etkisinin değerlendirilmesi amacıyla 2 gruba ayrıldı. İlk gruba (n=50) ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmadı, diğer gruba (n=50) ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Tüm materyaller, Universal test cihazında kırılana kadar yüklenip, kırılma değerleri saptanarak Weibull dağılımına bağlı güvenilirlik analizi yapıldı. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan restorasyonların kırılma direncinde azalma meydana geldi ($p<0,001$). Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan gruplarda NMS materyalinin kırılma direnci ve karakteristik direnci diğer materyallerden yüksek bulundu. Isısal ve mekanik yaşlandırma işleminin uygulandığı grupta Weibull modülü ise en yüksek EMAX materyalinde bulundu.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Translüsent, Monolitik zirkonya, Kırılma direnci, Yaşlanma
Sayfa Adedi : 94
Danışman : Prof. Dr. Handan YILMAZ

EVALUATION OF THE EFFECT OF THERMAL AND MECHANICAL AGING ON FRACTURE STRENGTH OF TRANSLUCENT MONOLITHIC ZIRCONIA CROWN RESTORATIONS

(Ph. D. Thesis)

Elif DEMİRALP ARAS

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2023

ABSTRACT

Dental restorations are exposed to intermittent thermal changes and occlusal forces during chewing and swallowing in the mouth. For this purpose, in the thesis study, the newly developed highly translucent monolithic zirconia material Nacera Pearl Multi Shade (NMS), Katana STML (KST), Katana UTML (KUT), Nacera Pearl Q3 Multi Shade (NCQ) with 4 different contents and 1 lithium disilicate IPS e.max CAD material have been used. The effect of thermal and mechanical aging on fracture strength was investigated. With this design, 20 mandibular first molar monolithic crown restorations were produced from all materials and adhesively cemented to artificial teeth. All mandibular first molar monolithic crown restorations were divided into 2 groups to evaluate the effect of thermal and mechanical aging on fracture strength. Thermal and mechanical aging was not applied to the first group (n=50), while thermal and mechanical aging was applied to the other group (n=50). Reliability analysis based on Weibull distribution was performed by loading all the materials until they fractured in the Universal testing device and determining the fracture strength values. There was a decrease in fracture strength of the restorations that applied thermal and mechanical aging ($p<0.001$). The fracture strength and characteristic strength of NMS material are higher than the other materials in the groups that applied and did not undergo thermal and mechanical aging. Weibull modulus was found in the highest EMAX material in the group in which the thermal and mechanical aging process was applied.

Science Code : 1050
Key Words : Translucent, Monolithic zirconia, Fracture strength, Aging
Page Number : 94
Supervisor : Prof. Dr. Handan YILMAZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, her türlü yardımını, desteğini ve zamanını esirgemeyen, mesleğe olan bakış açısını ve kişiliğini her daim örnek alacağım değerli danışman hocam Prof. Dr. Handan YILMAZ'a

Her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini esirgemeyen, mesleki ve şahsi tecrübelerinden çokça yararlandığım, birlikte çalışmaktan gurur duyduğum ve her zaman örnek aldığım saygıdeğer hocam, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Doktora eğitimim süresince emeği geçen, her daim bilgi ve tecrübelerini paylaşan başta Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL, Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ, Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR olmak üzere, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli arkadaşlarım Dt. İrem ÇETİNBAK GÜVENÇ'e, Dt. Ebru YAĞIZ'a Dt. Ceyda Başak İNAL'a, Dt. Cansu KURTOĞLU'na, Dt. Ezgi GÜRSOY'a ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiren, her daim yanımda olan ve bugünlere gelmemi sağlayan annem Özlem DEMİRALP, babam Ali İhsan DEMİRALP, kardeşim M. İbrahim DEMİRALP'e,

Sonsuz sabır ve anlayışla her konuda yanımda olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bu zorlu süreci birlikte aştığımız sevgili eşim Dr. Bedran ARAS'a

03/2020-12 nolu proje ile tez çalışmamı destekleyen Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

RESİMLERİN LİSTESİ xii

SİMGELER VE KISALTMALAR xiii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental Seramikler 3

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 3

2.3. Cam Matrix Seramikler 4

2.3.1. Feldspatik 4

2.3.2. Sentetik: Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik 4

2.4. Resin Matrix Seramikler 6

2.4.1. Resin nanoseramikler 7

2.4.2. Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik (PICN) 7

2.4.3. Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik 7

2.5. Polikristalin Seramikler 7

2.5.1. Alümina 8

2.5.2. Stabilize zirkonya 8

2.5.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) 14

2.6. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri 14

Sayfa

2.6.1. Döner aletlerle pürüzlendirme 15
2.6.2. Kumlama 15
2.6.3. Asit uygulaması ile pürüzlendirme 16
2.6.4. Tribokimyasal silika kaplama 17
2.6.5. Pirokimyasal silika kaplama 17
2.6.6. Silan uygulaması 18
2.6.7. Primer uygulaması 18
2.6.8. Lazer uygulaması 19
2.6.9. Selektif infiltrasyon etching 19
2.6.10. Plazma sprey yöntemi 20
2.7. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyon Prosedürleri 20
2.7.1. Cam matrix seramikler 21
2.7.2. Polikristalin seramikler 21
2.8. Yapay Yaşlandırma 22
2.9. Yapay Yaşlandırma Teknikleri 23
2.9.1. Isısal döngü ile yaşlandırma (termal siklus) 23
2.9.2. Ultraviyole ışık ile yaşlandırma (UVA) 24
2.9.3. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma (accelerated artificial aging, AAA) 24
2.9.4. Otoklav ile yaşlandırma 24
2.9.5. Döngüsel ısısal ve mekanik yükleme (çiğneme simülatörleri) 25
3. GEREÇ VE YÖNTEM 27
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması 29
3.2. Yapay Diş Preparasyonu ve Yapay Dişlerin Çoğaltılması 30
3.3. Çalışma Modellerinin Dijital Ortama Aktarılması ve Monolitik Kron Restorasyonlarının Tasarımı 31
3.4. Monolitik Kron Restorasyonlarının Üretimi 32

Sayfa

3.5. Tüm Monolitik Kron Restorasyonlarına Yüzey Bitirme işlemi Uygulanması ... 35

3.6. Monolitik Kron Restorasyonlarının Yapay Dişlere Simantasyonu 37

3.7. Simante Örneklerin Akrilik Rezin Bloklara Yerleştirilmesi 39

3.8 Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürü Uygulanmayan Örneklerin Kırılma Direncinin Belirlenmesi: 40

3.9. Örneklere Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürünün Uygulanması 41

3.10. Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürünün Uygulandığı Örneklerin Kırılma Direncinin Belirlenmesi 42

3.11. İstatistiksel Analiz 43

4. BULGULAR 45

4.1. Kırılma Direnci Bulguları 45

4.2. Weibull Sonuçları 49

5. TARTIŞMA 55

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 73

KAYNAKLAR 75

ÖZGEÇMİŞ 93

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri 28

Çizelge 3.2. Tez çalışmasında kullanılan cihazlar 29

Çizelge 3.3. Üretilen mandibular 1. molar translüsent zirkonya kron restorasyonlarına uygulanan sinterizasyon prosedürü 35

Çizelge 3.4. Üretilen mandibular 1. molar lityum disilikat kron restorasyonlarına uygulanan kristalizasyon prosedürü 35

Çizelge 4.1. Örneklerde kırılmanın meydana geldiği maksimum yük değerleri..... 46

Çizelge 4.2. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış farklı materyallerin kırılma direnci üzerindeki etkisinin 2 Yönlü Faktöriyel ANOVA ile incelenmesi 48

Çizelge 4.3. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış materyallerin kırılma dirençlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler 49

Çizelge 4.4. Farklı materyaller için maksimum yük değerlerinin Weibull dağılımı varsayımında güvenilirlik analizi sonuçları 50

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.1. Örneklerin materyal ve ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin uygulanmasına göre ortalama kırılma direnci değerleri..... 47

Şekil 4.2. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta yer alan farklı materyallere ait Weibull dağılım grafiği 51

Şekil 4.3. Yaşlandırılmış grupta yer alan farklı materyallere ait Weibull kırılma olasılığı grafiği 52

Şekil 4.4. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmamış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrileri 53

Şekil 4.5. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrileri 53

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Tez çalışmasında kullanılan seramik materyaller 27

Resim 3.2. Yapay çene modeli 30

Resim 3.3. Çalışma modeli 30

Resim 3.4. Prepare edilen dişin bukkalden görüntüsü 31

Resim 3.5. Çoğaltılan 100 adet yapay diş 31

Resim 3.6. a) Çalışma modelinin tarayıcı yardımıyla dijital ortama aktarılması, b) Yapay dişin tarayıcı yardımıyla dijital ortama aktarılması 32

Resim 3.7. Tasarımı yapılan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonu 32

Resim 3.8. Zirkonya için özel üretilen elmas polisaj frez seti 36

Resim 3.9. Lityum disilikat için özel üretilen elmas polisaj frez seti 36

Resim 3.10. Kumlama düzeneği 37

Resim 3.11. Panavia V5 adeziv rezin siman seti 37

Resim 3.12. Monolitik zirkonya kron restorasyonlarına uygulanan yüzey işlemleri ve yapay dişlere simante edilmesi 38

Resim 3.13. Monolitik lityum disilikat kron restorasyonlarına uygulanan yüzey işlemleri ve yapay dişlere simante edilmesi 39

Resim 3.14. Yapay diş etrafında oluşturulan 0.25 mm kalınlığındaki mum tabakası 39

Resim 3.15. Örneklerin akrilik rezin bloklara gömülmesi 40

Resim 3.16. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmayan örneklerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla Universal test cihazına yerleştirilmesi .. 41

Resim 3.17. Çalışmada kullanılan 2 akslı 6 hazneli çiğneme simülatörü 42

Resim 3.18. Örneklere ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulamak amacıyla çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi 42

Resim 3.19. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan örneklerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla Universal test cihazına yerleştirilmesi .. 43

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
±	Artı eksi
µ	Mikron
µm	Mikrometre
^{0}C	Santigrat derece
Al_2O_3	Alüminyum oksit
c	Kübik
cm	Santimetre
dk	Dakika
GPa	Gigapaskal
H_3PO_4	Fosforik asit
HF	Hidroflorik asit
Hz.	Hertz
K	Termal genleşme katsayısı
$K_2A1_2Si_6O_{16}$	Potasyum feldspat
K_2O	Potasyum oksit
kg	Kilogram
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
m	Monoklinik
mL	Mililitre
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
N	Newton

Simgeler	**Açıklamalar**
Na_2O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
nm	Nanometre
º	Derece
SiF	Silisyum Florür
SiO_2	Silikon dioksit
$SiO_2Al_2O_3K_2O$	Potasyum alümina silikat
sn	Saniye
ss	Standart sapma
t	Tetragonal

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
ATZ	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CO	Karbonmonoksit
CO_2	Karbondioksit
COH	Karbonhidrat
Er: YAG	Erbiyum: itriyum-alüminyum-garnet
FSZ	Full stabilize zirkonya
La_2O_3	Lantan oksit
LTD	Düşük ısıda bozunma
MDP	10-metakriloksidesil-dihidrojenfosfat
MPS	3-methacryloxypropyltrimethoxysilane
Nd: YAG	Neodmiyum: itriyum-alüminyum-garnet
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y_2O_3	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin
ZLS	Zirkonya katkılı lityum silikat

Kısaltmalar	Açıklamalar
ZrOxFy	Zirkonyum oksiflorür
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

1. GİRİŞ

Diş hekimlerinin ve hastaların gelişen teknoloji ile estetik ve biyouyumluluk beklentilerinin artması, protetik diş hekimliğinde geleneksel metal destekli sistemlerin kullanımını azaltmış, yerini tam seramik sistemlerin kullanımı almıştır. Tam seramik restorasyonlar, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif olmuşlardır. Günümüzde kullanılan tam seramik materyaller, cam matrix seramikler, polikristalin seramikler, rezin matrix seramikler olarak 3 gruba ayrılmıştır.

Tam seramiklerin kırılmaya karşı dayanıksız ve hassas olmasına karşın, geleneksel 3 itriya tetragonal zirkonya (3Y-TZP) polikristalin seramikleri sertlik ve aşınmaya karşı direnç, yüksek doku uyumluluğu gibi olumlu özelliklere sahiptir. 3Y-TZP seramiklerin en büyük dezavantajı opak bir materyal olması ve tranlüsensliğinin az olmasıdır. Bu sebeple iki tabakalı kullanımı yaygındır. Ancak iki tabakalı sistemlerde oluşan ayrılma, kopma gibi problemler tek tabaka olarak kullanılan monolitik materyallerin gelişimini sağlamıştır. Günümüzde zirkonyaya translüsentliğini arttırmak ve estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla, itriya içeriği arttırılmış ve tetragonal zirkonyaya izotropik kübik faz uygulanmasıyla itriya parsiyel stabilize zirkonya materyalleri üretilmiştir. Daha fazla kübik faz içeriğine sahip yeni geliştirilen zirkonyalar, ışığın çift kırıcılık özelliğinin az olması nedeniyle daha fazla translüsent özellik gösterir. Ancak kübik faz içeriği fazla olan zirkonyada stres ile oluşan tetragonal-monolitik faz transformasyon oranının azalması; materyalin sertliğini azaltarak dayanım ve kuvvetin düşmesine, mekanik özelliklerinin azalmasına sebep olmaktadır.

Bir cam matrix seramik olan lityum disilikat materyali, yüksek miktarda camsı faz içerdiğinden materyalin translüsensi yüksektir ve doğal minenin translüsensine uygun estetik özellik gösterir. Bu materyalin en büyük dezavantajı, 3Y-TZP zirkonyalara göre daha düşük mekanik özellik, kırılma direnci ve sertlik göstermesidir.

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak ısısal değişimlere ve oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Seramiğin yapısında oluşabilecek çatlaklar, materyalin dayanıklılık sınırlarının altında olan kuvvetlere uzun süre maruz kalmasına sebep olmakta ve çatlak ilerlemektedir. Bu durum, yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik

materyallerinde yorulma meydana getirmekte ve dayanıklılıklarında zamanla azalmaya sebep olabilmektedir. Yeni geliştirilen itriya parsiyel stabilize zirkonya içerikli kron restorasyonlarına uygulanan yaşlandırma testleri, seramiklerin mekanik performanslarının in vitro olarak değerlendirmesi amacıyla kullanılmaktadır. Yorulma testlerinde örnekler periyodik olarak gerek ısısal gerekse mekanik olarak yüklenmekte ve ağız içinde materyallerin maruz kaldığı stresleri in vitro olarak taklit edilebilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı farklı translüsent monolitik zirkonya seramik kron restorasyonlarında ısısal ve mekanik yaşlandırmanın kırılma direncine etkisinin belirlenmesi ve lityum disilikat cam seramik kron restorasyonlarıyla kıyaslanarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik terimi, istenen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek bir sıcaklıkta pişirilerek işlenen metalik olmayan inorganik bir bileşiktir. Porselen terimi ise seramiğe göre daha özelleşmiş bir terimdir ve kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvars (silika) ve feldspatların (potasyum ve sodyum alüminosilikatlar) karıştırılıp, yüksek sıcaklıkta pişirilmesiyle yapılan seramik materyallerin belirli bir bileşim aralığını ifade eder. Diş hekimliğinde kullanılan dental seramik genellikle bu özelliktedir [1].

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramik indirekt restorasyonlar ilk olarak 1880'lerin sonlarında tanıtılmıştır. Ancak üretimi sırasında yaşanan zorluklar ve yüksek başarısızlık oranları nedeniyle yaygın olarak kullanımları sınırlıydı [2, 3]. CAD/CAM teknolojisinin tanıtılması ve seramiklerin fiziksel özelliklerindeki gelişmeler, lösit seramikler, lityum-silikat veya lityum-disilikat seramikler, zirkonya ve rezin matrix seramikler gibi yeni materyaller, restorasyonların üretilmesine yol açmıştır [4]. Bu materyaller; yapıları, bileşimleri ve özellikleri bakımından birbirlerinden farklılık gösterirler [5].

Dental seramikler uzun yıllar; uygulanma tekniklerine, üretim tekniklerine veya kristal fazına göre sınıflandırılmıştır [1]. Modern seramiklerin güncel sınıflaması, genel olarak mikroyapılarına (kristalin faz miktarı, tipi ve cam kompozisyonu) göre ya da işlenme tekniklerine (toz-likit, basınçla veya freze) göre yapılmaktadır [6]. Ancak günümüzde yüksek dolduruculu rezin matrix materyalleri bu sınıflamada yer almamaktadır. Bu sebeple Gracis ve diğerleri, seramik materyalleri içeriklerine göre; belirli özellikleri dikkate alarak 3 ana başlıkta sınıflandırmayı önermişlerdir;

1. Cam matriks seramikler, 2. Rezin matriks seramikler, 3. Polikristalin seramikler [7]

1. Cam matriks seramikler: Feldspatik, Sentetik (Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik), Cam infiltre seramik
2. Rezin matriks seramikler: Rezin nanoseramik, Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik, Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik

3. Polikristalin seramikler: Alümina, Stabilize zirkonya, Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya[7]

2.3. Cam Matrix Seramikler

2.3.1. Feldspatik

Bu geleneksel seramik grubu, 3 farklı bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler; kil/kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvars (silis) ve doğada bulunan feldspatın (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) çeşitli oranlarda katılmasıyla, feldspatik seramik oluşmaktadır. Potasyum feldspat ($K_2A1_2Si_6O_{16}$) kristalin fazı oluşturur, miktarına bağlı olarak restorasyonun dayanıklılığını arttırır ve termal genleşme katsayısını düşürerek bu materyali metal alaşım alt yapılarda veneerleme materyali olarak kullanımı için uygun hale getirir. Bu seramik materyal tipi, günümüzde metal alaşım ve seramik alt yapıların veneerleme materyali ve diş yüzeyine direkt olarak uygulanan estetik restorasyon materyali olarak kullanılmaktadır [8-10].

2.3.2. Sentetik: Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik

Üreticiler, günümüzde materyallerin dayanıklılığını arttırmak için eklenen doğal ham madde kaynaklarına ulaşım zorluğu nedeniyle sentetik materyaller geliştirmiş ve yaygın olarak bu sistemler kullanılmaya başlanmıştır. Sentetik materyallerin üretimi, üreticiler arasında değişiklik gösterir ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) kullanılmaktadır [7].

Lösit ile güçlendirilmiş seramikler

Dental seramiklerde sentetik olarak kullanılan ilk doldurucu madde lösittir. Lösit, potasyum alümina silikat ($SiO_2Al_2O_3K_2O$) yapıdaki kristalin mineral partiküllerinden oluşmaktadır [11]. Cam seramik porselenlere %17-25 ağırlıkta ilave edilmesi bu porselenlerin fırınlama esnasında dental alaşımlarla uyumlu termal genleşme katsayısına sahip olmasını sağlamaktadır. Bu özellik materyalin mekanik özelliklerinin, gelişmesine neden olmaktadır [7]. Günümüzde lösit ile güçlendirilmiş cam matrix seramikler %50'den daha fazla lösit kristalleri içermektedir ve piyasada iki ayrı formda üretilebilen lösit içerikli seramik bulunmaktadır; bunlar preslenebilen ve makine ile işlenerek üretilen seramik sistemleridir.

Preslenebilen seramik sistemleri kayıp mum tekniği kullanılarak üretilmektedir [11]. Preslenebilen seramiklerin mikroyapısı, konvansiyonel fırınlanan porselenler ile kıyaslandığında daha az pörözite göstermektedir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler günümüzde değişik şekillerde (IPS Empress CAD,Ivoclar Vivadent) üretilmektedir [12]. Kullanım endikasyonları laminate veneerler, inley ve onleyler, anterior ve posterior kuronlardır[13].

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam matrix seramikler

Bu seramik sistemi; hacimce yaklaşık %70 oranında cam matrix içerir. İçerisinde yaklaşık 3-6 μm uzunluğunda kristalize, iğsi şekilli lityum disilikat kristalleri ($Li_2Si_2O_5$) bulunmaktadır [14, 15]. Bu kristalize yapı; rastgele dağılmış ve iç içe geçmiş halde bir mikroyapıya sahiptir. Bu mikroyapı sayesinde, materyal içinde çatlakların oluşumu ve yayılımı engellenerek dayanıklılığın arttırılması sağlanmaktadır [10]. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ortalama; 350 MPa ile 450 MPa arasında bükülme dayanımına sahiptir. Bükülme dayanımı lösit ile güçlendirilmiş seramiklerden daha yüksektir[16].

Günümüzde en yaygın kullanılan ve en güçlü ve dayanıklı cam matrix seramik lityum disilikattır. Bu cam seramikler altyapı materyali olarak 1998'de (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sürülmüştür [17]. Daha sonra aynı firma tarafından daha yüksek bükülme dayanımına sahip (400 Mpa) lityum disilikat cam seramikler (IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilmiştir. Bu materyaller; pressleme (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve CAD/CAM (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olmak üzere iki biçimde üretilmektedir. Pressleme tekniğiyle üretim, laboratuvarda kayıp mum tekniği kullanılarak gerçekleştirilmektedir [12, 18].

2006 yılında CAD/CAM soft milling tekniği için özel olarak hazırlanmış bir lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sürülmüştür [19]. Materyalin daha kolay üretilmesi ve intraoral oklüzal ayarlamaların daha kolay yapılabilmesi için üreticiler tarafından prekristalize "mavi faz" formunda hazırlanır [20]. Mavi faz; materyalin kristal fazını oluşturan lityum metasilikattır (Li_2SiO_3) [21]. Frezeleme tamamlandıktan sonra restorasyon, ısıl işleme (kristalizasyon) tabi tutulur. Kristalizasyon işlemi sırasında lityum metasilikat (Li_2SiO_3), cam faz (SiO_2) ile reaksiyona

girerek Li_2SiO_3'ten çok daha güçlü ve daha sert olan lityum disilikatı ($Li_2Si_2O_5$) oluşturur [13, 18].

Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)

Son yıllarda geliştirilen, CAD/CAM sistemleri ile uyumlu, zirkonya katkılı lityum silikat cam seramik (ZLS) sistemleri geliştirilmiştir. Zirkonyanın ve lityum disilikatın olumlu özellikleri; yüksek mekanik dayanıklılık, iyi marjinal uyum ve mükemmel bir estetik için translusesi, opelasans ve floresans gibi özellikleri birleştirilerek üretilmiştir [22].

Florapatit içerikli seramikler

Florapatit seramikler, feldspatik camsı matrix içinde dağılmış 2-5 µm uzunluğunda ve 300 nm çapında iğsi şekilli florapatit kristallerinden ($Ca_{10}(PO_4)_6F_2$) oluşmaktadır [23, 24]. Dental restorasyonlarda bu kristaller translüsens ve opalesans gibi optik özellikleri sağlar [25].

2.3.3. Cam İnfitre Seramikler: Bu seramik sistemi (In-Ceram Alumina, VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Sackingen), alümina partiküllerinden (ağırlıkça %70-80 alüminyum oksit) oluşan yüksek dayanımlı bir iskelet ve slip casting tekniği ile üretilen bir lantan-alüminosilikat camdan oluşur[26, 27]. Yoğun bir şekilde paketlenmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) ve sudan oluşan bir astar, bir alçı kalıbın üzerine uygulanır ve ikinci faz bir malzeme olan lantan-alüminosilikat cam ile doldurulacak gözenekli bir matris oluşturmak için 1120°C'de 10 saat pişirilir. Kılcal hareket, yoğun iç içe geçen malzemeyi üretmek için 1100°C'de 4 saat boyunca ikinci bir ateşleme sırasında tüm gözeneklere sıvı veya erimiş bir cam çeker. Lantan, sızmaya yardımcı olmak için camın viskozitesini azaltır ve translüsensiyi iyileştirerek kırılma indeksini (In Ceram Seramik) arttırır [7].

2.4. Resin Matrix Seramikler

Resin matrix seramikler, nano veya nanohibrit seramik doldurucularla güçlendirilmiş polimerik bir matristen oluşur[5, 28, 29]. Bu materyal grubu, polimerlerin (düşük antagonist aşınma ve geliştirilmiş bükülme dayanımı) ve seramiklerin (renk stabilitesi ve yapısal dayanıklılık) özellikleri dikkate alınarak geliştirilmiştir. [30-33]. Bu materyalin elastik modülü dentine yakındır ve lityum disilikat seramiklerle karşılaştırıldığında mükemmel bükülme dayanımı ve internal uyuma sahip olduğu gösterilmiştir [28, 29]. Bununla birlikte,

bu materyallerin kullanımında bazı sınırlamalar vardır. Bunlar renk stabilitesinin düşüklüğü, düşük kırılma dayanımı ve aşınmadır [5, 34, 35].

2.4.1. Resin nanoseramikler

Rezin nanoseramikler yüksek oranda polimerize olmuş kompozit ve seramik materyallerinin belirli oranda bir araya gelmesiyle oluşur. Esas olarak seramik sınıfında yer almaktadır[7].

2.4.2. Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik (PICN)

PICN'ler, gözenekli bir feldspatik seramik ağ içerisinde bulunan çapraz bağlı polimer yapıdan oluşur [16, 31]. Feldspatik seramik ağ yapısını SiO_2, Al_2O_3, Na_2O, K_2O, B_2O_3, Zr_2O oluşturmaktadır. Polimer yapıda ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) bulunmaktadır [7]. İkili ağ yapısı nedeniyle, birbirine bağlı polimer ağ, oluşabilecek çatlakların yayılmasını azaltabilir ve feldspatik seramiğin mekanik özelliklerini iyileştirebilir [32].

2.4.3. Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik

Kompozit rezine benzer şekilde bir nanomer ve nanoküme dolgu maddelerinden (20 nm silika ve 4-11 nm zirkonya) oluşur ve üretim sırasında ideal sıcaklık ve basınç koşulları altında önceden polimerize ederek blok haline getirilir [35-38].

2.5. Polikristalin Seramikler

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, cam matrix içermemesi ve ince taneli kristal yapıda bulunmasıdır. Kristaller düzenli diziler halinde yoğun bir şekilde düzenlenir, böylece materyalde oluşabilecek çatlak yayılımı azaltılır ve malzemeye yüksek direnç ve kırılma tokluğu sağlanır [39, 40]. Yapısında cam matrix bulunmaması sebebiyle, hidroflorik asit ile yüzey aşındırmasına karşı dirençlidir.

2.5.1. Alümina

İlk tam yoğun dental polikristal seramik olan materyal (Procera^{TM} AllCeram, Nobel Biocare, Goteborg, İsveç), 1993'te piyasaya sürülmüştür [41, 42]. Bu kor materyali %99,9'dan fazla alümina içerir ve yaklaşık 600 MPa'lık bir bükülme direncine sahiptir [43, 44].

Bu materyale uygulanan anterior ve posterior kuronların 5 yıllık kümülatif sağkalım oranlarının yaklaşık %97 ve 10 yıllık sağ kalımının ise %93.5 olduğu bildirilmiştir [45, 46]. Çalışmalar posterior bölgede daha fazla başarısızlık eğilimi olduğunu ve kron başarısızlıklarının genellikle azı dişlerinde küçük azılara göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir [45-48].

Benzer bir CAD/CAM seramik (Vita ^{TM} InCeram AL, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Polikristalin yapıda ve cam içermeyen bu seramikte %5'lik bir başarısızlık olasılığı için 488 MPa'lık bir bükülme direncine ihtiyaç olduğu laboratuvar çalışmalarında test edilmiştir. Bu materyal, üretici tarafından anterior tek kuronlar, kısa gövdeli köprüler ve posterior tek kuronlar için alt yapıların üretimi ve kullanımı için önerilmiştir [49].

2.5.2. Stabilize zirkonya

Zirkonyum (Zr) periodik tabloda bulunan, atom numarası 40 ve yoğunluğu 6.49 g/cm^3 olan bir elementtir [50]. Doğada saf halde bulunan zirkonyum (Zr) istenen düzeyde mekanik ve fiziksel özelliklere sahip değildir. Diş hekimliğinde zirkonyumun metal oksit formu olan zirkonyum dioksit (ZrO_2), kullanılmaktadır. Zirkonya seramikleri, mükemmel biyouyumluluk ve üstün mekanik ve estetik özelliklerinden dolayı günümüzde tercih edilmektedir. Zirkonya yüksek kırılma tokluğuna (9-10 Mpa) ve bükülme dayanımına (900-1200 Mpa) sahiptir [51, 52].

<u>Zirkonyanın yapısı</u>

Saf zirkonya 3 fazdan oluşmaktadır: monoklinik (m), tetragonal (t), kübik (c). Oda sıcaklığında monoklinik fazda, 1.170°C'nin üzerinde tetragonal fazda ve 2.370°C'nin üzerinde kübik fazda bulunmaktadır. Monoklinik fazda materyalin mekanik özellikleri istenilen düzeyde değildir. Tetragonal fazının oda sıcaklığında mikro yapı içinde parsiyel

stabilize olması için başlangıç tozuna belirli miktarlarda katkı maddeleri eklenerek materyalin bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu arttırılmakta, istenilen mekanik özellikler sağlanmaktadır. Tetragonal faz yarı kararlıdır ve seramik yüzeyindeki bir çatlak gibi mekanik uyaranlara yanıt olarak monoklinik faza dönüşebilir [50]. Çatlağın ucunda stres oluşur ve dönüşümü tetikler. Kırılma bölgesindeki bu t-m dönüşümüne, monoklinik kristallerin boyutu daha büyük olduğu için hacimde yaklaşık %4'lük bir artış eşlik eder. Bu, çatlağın ucundaki sıkıştırma stresini indükler, dönüşüm sırasında enerji dağılır [51, 53]. Bu mekanizmaya transformasyon sertleşmesi denir ve bu mekanizma çatlak yayılmasını etkili bir şekilde engeller [50], bu da materyalin mekanik özelliklerinde bir artışa neden olur.

Zirkonyaya stabilize edici oksitler (CaO, MgO, CeO_2 veya Y_2O) eklenerek oda sıcaklığında teragonal fazda stabilize edilebilir. Bu eklemeler olmadığında, tetragonalden monoklinik faza yaklaşık %3 ile %4 hacim artışı ve ardından çatlama meydana gelebilmektedir [54]. Çatlak yayılımı, çatlak başlangıcında hacim artışı sayesinde engellenir. Bu faz dönüşüm mekanizması zirkonyanın kırılma dayanımının artışına neden olmaktadır.

Diş hekimliğinde kulanılan zirkonya bloklar, üretim ve sinterleme prosedürlerine göre 3 şekilde bulunmaktadır. Bunlar, sinterlenmemiş, yarı sinterize ve tam sinterize şekillerde olabilir.

Sinterlenmemiş bloklar

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar, toz halinde bulunan Y-TZP'ye ısı uygulanmadan sadece preslenme yöntemi ile elde edilir. Blokların üretimi aşamasında, materyale sadece basınç uygulanarak sıkıştırılır, herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmaz. Hazırlanan blokların fiziksel yapısı tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşak olduğundan, restorasyonların aşındırma ve üretim işlemleri hızlı bir biçimde yapılabilir. Restorasyonlar kuru ortamda aşındırıldıktan sonra yapısının güçlendirilmesi için sinterlenir [55].

Yarı sinterize bloklar

Presinterize blok olarak da bilinen zirkonya bloklar, toz halindeki Y-TZP'nin bağlayıcı madde yardımıyla preslenerek üretilmesiyle oluşur. Bağlayıcı madde bu işlem sırasında kaybolmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu daha sonrasında 1350-

1550ºC'da 2-5 saat boyunca ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir [50].

Yarı sinterize bloklar başlangıçta %40 oranında yoğunluğa sahiptir. Sinterizasyon işlemi tam olarak yapılmadığı için pöröz yapılıdır ve mekanik özellikleri zayıftır. Restorasyonlar CAD-CAM sistemi ile ham şekillendirme işlemiyle üretilmektedirler. Üretim sonrası üretici firmaların talimatları doğrultusunda final sinterleme yapılmalıdır. Final sinterleme işlemi genellikle 1350-1550 ºC arasında ve basınçsız olarak yapılmaktadır. Bunun sonucunda materyalde ortalama %25 oranda büzülme görülmektedir. Bu sebeple restorasyonlar %25 oranında daha büyük hazırlanmalıdır[50].

Bu tip bloklara renklendirme işlemi uygulanabilir. Renklendirme işlemi, restorasyonun sinterizasyonu sonrasında seryum, bizmut ya da demir içerikli %0,01'lik solüsyonların içinde bekletilerek uygulanabilir [56].

Tam sinterize bloklar

Tam sinterize zirkonya blokların üretiminde ilk aşama, materyalin 1500°C'de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşmasıdır. Daha sonra materyaldeki partikül yoğunluğunu attırmak için izostatik ortamda genellikle argon gazı kullanılarak 1000 bar basınç altında 1400°C- 1500°C arasına kadar materyal ısıtılır. Bu işlem sonunda gri-siyah renkteki materyal oksitlenip beyazlaşıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterlenir. Bu işlemin sonunda materyal yoğunluğu %99'a ulaşır. Tam sinterize zirkonya bloklarda sinterizasyon işlemi tamamlandığından restorasyonlarda büzülme görülmez bu sebeple restorasyonlar gerçek boyutlarında hazırlanmaktadır. Restorasyonların üretimi, sert bir yapıyı aşındırma biçimiyle olduğundan özel aşındırma frezeleme sistemleri gerektirir ve üretim işlemi uzun zaman almaktadır [57]. Aşındırma işlemi sırasında materyal yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimin görülebilmesidir. Bunun tersi bir şekilde kaba aşındırma ise derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde ters faz değişimini tetikleyip baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır [58, 59].

Mikroyapılarına göre zirkonya seramikleri tetragonal zirkonya polikristalin (TZP), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) tamamen stabilize zirkonya (FSZ), olarak sınıflandırılmıştır [60]. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların tümü TZP tipidir, en yaygın olarak kullanılan ise

Y-TZP'dir, çünkü bu formda üretim ve sinterlemeden sonra en yüksek bükülme ve kırılma tokluğu elde edilebilmektedir [7].

Günümüzde 3Y-TZP seramikleri, kronların ve özellikle ön bölge ve posterior bölgede uzun köprü restorasyonlarının yapımında kullanılmaktadır [61, 62]. Ancak, 3Y-TZP zirkonyanın iki tabakalı sistemlerde kullanımında, seramiğin ayrılma ve kopma gibi problemleri bulunmaktadır [63]. İki tabakalı sistemlerde oluşan ayrılma, kopma gibi problemler tek tabaka olarak kullanılan monolitik üretilen materyallerin gelişimini sağlamıştır. 3Y-TZP seramiklerin en büyük dezavantajı tetragonal fazın çift kırıcılık özelliği göstermesi nedeniyle opak bir materyal olması ve tranlüsensliğinin az olmasıdır [61, 64].

Zirkonya materyalinin en büyük dezavantajı, nem varlığında meydana geldiği gözlemlenen düşük sıcaklıkta bozunma (LTD-Low Temperature Degradation) özelliğidir. Bu özellik ilk olarak 1981 yılında Kobayashi ve diğerleri tarafından tanımlanmıştır [65-67]. Nispeten düşük sıcaklıklarda (150 ºC–400 °C), polikristalin zirkonya yüzeyinde başlayan ve daha sonra materyalin büyük kısmına doğru ilerleyen yavaş tetragonalden monoklinik dönüşümlere meydana gelir [55, 68]. Dönüşümlere hacimde artış eşlik etmekte, bu da çevredeki taneler üzerinde strese ve mikro çatlamaya neden olmakta ve materyalin dayanımında azalma görülebilmektedir. Tetragonal zirkonyanın stabilitesine zarar veren herhangi bir faktör LTD'ye sebep olabilmektedir. Bu faktörler arasında tane boyutu, stabilizatör miktarı ve artık stresin varlığı yer almaktadır [65, 69, 70]. Zirkonyada artık stres oluşturarak LTD'ye ve t-m dönüşümüne sebep olan faktörler; sinterleme sırasında sıcaklık değişimlerine bağlı hacim değişimleri, zirkonyaya uygulanan aşındırma işlemleri ve zirkonya restorasyonun ağız içi kullanımında oluşan streslerdir [68, 71].

Birinci nesil 3Y-TZP'ler ağırlıkça %0,25 alümina (Al_2O_3) içermekte ve bükülmede 1 GPa'nın üzerinde kırılma dayanımına sahiptir. Bununla birlikte, bu zirkonyalar, kübik olmayan zirkonya fazlarının doğal çift kırılması nedeniyle yüksek opaklık göstermiş ve tane sınırlarından, gözeneklerden ve içerisindeki katkı maddelerinden ışık saçılmasına neden olmaktadır. Posterior ve anterior bölgelerdeki porselen ile veneerlenen kronlarda ve sabit protezlerde (FDP'ler) altyapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir. Ancak veneer materyalinin çatlama, kopmaya (chipping) eğilimi ve bazı durumlarda ara yüzey delaminasyonu dahil olmak üzere uzun vadeli klinik başarısızlık oranları, metal altyapılara göre daha yüksek bulunmuştur [72-74].

İkinci nesil zirkonyalar birinci nesile göre translüsensiyi geliştirme ve monolitik kullanım endikasyonu sağlamak amacıyla geliştirimiş, yeni nesil 3Y-TZP'ler üretilmeye çalışılmıştır. İlk olarak alümina katkı maddesinin konsantrasyonunu büyük ölçüde azaltarak ve daha yüksek bir sıcaklıkta sinterlenerek gözenekliliği ortadan kaldırarak üretilmiştir. Bu yöntemle yarı saydamlıkta az da olsa bir iyileşmeye yol açılmıştır [75]. Bu tip zirkonyalar, monolitik posterior restorasyonlar için uygun olmakla birlikte, anterior bölgede monolitik kullanım için hala yeterince estetik olmadığı bildirilmiştir [76].

Üçüncü nesil zirkonyalar, monolitik zirkonya geliştirmedeki bir sonraki aşamadır ve materyaldeki opasiteyi azaltmak için kübik faz ilavesi yapılmıştır. Kübik fazdaki kristaller, tetragonal fazdaki dörtgen olanlara kıyasla daha yüksek bir hacme sahiptir [77]. Bu, ışığın tane sınırlarında ve artık gözeneklerde daha az dağıldığı ve materyali daha translüsent hale getirmektedir Ayrıca kübik kristal yapılar, dörtgen yapılardan daha izotropiktir; bu durum gelen ışığın tüm uzamsal yönlerde daha eşit bir şekilde yayılması anlamına gelir [77]. 3Y-TZP seramiklerin en büyük dezavantajı tetragonal fazın çift kırıcılık özelliği göstermesi nedeniyle opak bir materyal olması ve tranlüsensliğinin az olmasıdır [61, 64].

Monolitik zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirme çabalarında, üreticiler daha fazla kübik fazda zirkonya ekleyerek ve itriya içeriğini %6'dan %8'e yükselterek itriya ile stabilize edilmiş zirkonya ürettiler [78, 79]. FSZ (Full Stabilize Zirkonya) olarak adlandırılan bu tür bir zirkonya formunun, PSZ'den daha düşük fiziksel ve mekanik özelliklere ve 600 MPa kadar düşük bükülme direncine sahip olduğu bildirilmiştir [80]. Bu tip zirkonyanın stabilizasyonu büyük ölçüde sinterleme sıcaklıklarına bağlıdır [79]. Günümüzde, monolitik olarak kullanılan değişik derecelerde ışık geçirgenliği sağlayan 3Y-TZP seramikleri üretilmiştir. Ancak bu materyallerin translüsenslikleri, mükemmel bir estetik istendiğinde cam seramiklerden daha düşüktür [61, 81, 82].

PSZ, kübik bir matriste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur ve TZP'ler, çoğunlukla yttria veya ceria ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir [7]. Tetragonal zirkonya polikristalleri %2 ile %3 arasında Y_2O_3 içerir ve tamamen tetragonal taneciklerden oluşur [83]. Bu zirkonya formu diş hekimliğine 1990'ların başında itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) olarak, içeriğindeki Y_2O_3 yüzdesi nedeniyle PSZ olarak tanıtılmıştır. Tetragonal taneler doğada yarı kararlıdır ve kendiliğinden monoklinik forma dönüşebilir, yüzey altında sıkıştırma

gerilimlerine neden olur ve sonuçta materyalin bozulmasına neden olmaktadır. PSZ'nin mekanik özellikleri, tane boyutu ve itriya içeriğinden büyük ölçüde etkilenir [84].

Son yıllarda üretilen, yüksek translüsensiye sahip, %3 mol Y_2O_3 içeren itriya ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin içeren ve monolitik olarak da kullanılabilen bir materyal olan Nacera Pearl Multi-Shade (Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Germany) yüksek translüsensiye sahip monolitik olarak da kullanılabilen bir materyaldir. Materyalin kullanım endikasyonları 16 üniteye kadar tek kuronlar ve/veya köprüler için posterior bölgede, 2 gövdeyi geçmeyecek şekilde köprülerde, kantilever olarak premolar boyutunu geçmeyecek şeklindedir [85].

Günümüzde zirkonyaya translüsensliğini arttırmak ve estetik özelliklerini geliştirmek için kullanılan mevcut yöntemde, itriya içeriği arttırılmış tetragonal zirkonyaya izotropik kübik faz uygulanmasıyla parsiyel stabilize zirkonya üretilmiştir. Daha fazla kübik faz içeriğine sahip yeni geliştirilen zirkonyalar, ışığın çift kırıcılık özelliğinin az olması nedeniyle daha fazla translüsent özellik gösterir. Ancak kübik faz içeriği fazla olan zirkonyada stres ile oluşan tetragonal-monolitik faz transformasyon oranının azalması; materyalin sertliğini azaltarak dayanım ve kuvvetin düşmesine, mekanik özelliklerinin azalmasına sebep olmaktadır [76, 86].

Günümüzde %4 mol Y_2O_3 içeren 4-İtriya parsiyel stabilize zirkonya (4Y-PSZ) materyali Katana STML (Katana STML, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) geliştirilmiştir. İçeriğinde %25'ten fazla kübik faz bulunan bu materyal yüksek estetik özelliğe sahiptir. Monolitik olarak kullanılabilmektedir. Laminate veneer, inley-onley, anterior ve posterior kronlarda ve 3 üyeli köprülerde kullanım endikasyonu vardır [87].

İçeriğinde %5 mol Y_2O_3 bulunan, 5-İtriya parsiyel stabilize zirkonya (5Y-PSZ) olan diğer bir materyal ise Katana UTML (Katana UTML, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) İçeriğinde %25'ten fazla kübik faz bulunan bu materyal yüksek estetik özelliğe sahiptir. Monolitik olarak kullanılabilmektedir. Laminate veneer, inley-onley, anterior ve posterior kronlarda kullanım endikasyonu vardır [88].

Başka bir geliştirilen materyal ise içeriğinde %6 mol Y_2O_3 bulunan itriya ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin olan Nacera Pearl Q^3 Multi-Shade (Doceram Medical

Ceramics Gmbh, Dortmund, Germany) ‘dir. Bu materyal monolitik olarak da kullanılabilen bir materyaldir. Anterior ve posterior kronlarda ve 3 üyeye kadar anterior ve premolar bölgeyi kapsayan köprü restorasyonlarında kullanım endikasyonu vardır [85].

2.5.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)

Zirkonya genellikle tetragonal fazda parsiyel olarak stabilize edildiğinden ve alümina orta derecede tokluk gösterdiğinden, alümina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, ZTA) ve zirkonya-alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, ATZ) geliştirilmiştir [7]. Sınıflandırma amacıyla araştırmacılar, ZTA'nın ağırlığının %50’den fazla Al içerdiğini, ATZ'nin ağırlığının ise %50’den fazla Zr içerdiğini bildirmişlerdir. Bu materyaller Y-TZP ile karşılaştırıldığında, düşük ısı bozunmasına karşı daha dirençli, daha yüksek dayanıklılık ve kırılma dayanımına sahip ve döngüsel yorulmaya karşı 2 kat daha dayanıklıdır [89-91].

Tam seramik restorasyonların başarısı, seramik materyalinin türüne, uygulanan yüzey işlemlerine, simantasyon prosedürlerine ve simantasyon ajanları gibi faktörlere bağlıdır[37, 92]. Materyallerin kuvvetler altında yeterli dayanıklılığa sahip olması ve bağlantı dayanıklılığını arttırmak için materyallere simantasyon öncesi yüzey işlemleri uygulanmaktadır [93]. Seramik materyallerinin yapısal farklılıklar göstermesi nedeniye farklı seramik türlerinin simantasyon yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulanır [31, 92].

2.6. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tam seramik restorasyonlara simantasyon öncesi yüzey işlemleri uygulanarak, restorasyonun iç yüzeyindeki temas alanının artması sağlanmaktadır. Bu sayede restorasyonun yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği de artırırılır [94, 95]. Sonuç olarak kullanılan siman materyali restorasyon ve diş üzerinde oluşturan mikron düzeyindeki çukurcuklara yerleşerek güçlü bir mikro mekanik kilitlenme sağlanır [96]. İdeal kilitlenmeyi oluşturabilmek için tam seramik restorasyonun iç yüzeyine simantasyon öncesi yüzey işlemleri uygulanmalıdır. Uygulanan yüzey işlemleri mekanik etkili, kimyasal etkili veya her ikisinin kombine şekilde etkili olduğu yöntemlerdir [97]. Seramiklere uygulanan yüzey işlemi teknikleri genel olarak; döner aletlerle pürüzlendirme, kumlama, asit uygulaması ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama, pirokimyasal silika kaplama, silan uygulaması, lazer uygulaması, selektif infiltrasyon etching, plazma sprey yöntemidir.

2.6.1. Döner aletlerle pürüzlendirme

Döner aletlerle seramik yüzeyin pürüzlendirilmesi, yüzeyinde elmas gibi sert parçacıklar bulunan frezler kullanılarak gerçekleştirilmektedir [98]. Frezle yüzeyin aşındırılması işlemi ile seramiklerin yüzey enerjisi, topografyası ve pürüzlülük değeri değiştirilerek simantasyona hazır hale getirilmesi amaçlanır [95]. Kullanılan frezin gren büyüklüğü, basıncı, uygulama süresi ve hızı seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir [99]. Dental seramiklerde kullanılan frezler, gren büyüklüklerine göre değişik renklerle kodlanmıştır. Siyah bantlı frezler ‘çok kalın grenli’ (150-180 μm), yeşil bantlı frezler ‘kalın grenli’ (125-150 μm), mavi bantlı frezler ‘standart’ (100-110 μm), kırmızı bantlı frezler ‘ince grenli’ (45-50 μm) ve sarı bantlı frezler ‘çok ince grenli’ (15-30 μm)’dir [100, 101].

Zirkonya gibi sert materyallerde kalın grenli (120-200 μm) frezlerin tercih edilmesi önerilir [102]. Ancak zirkonya seramiklerde frezlerle pürüzlendirme işlemi, seramik yüzeyinde daha fazla stres oluşumuna ve tetragonalden monokilinik faz dönüşümüne neden olmaktadır. Bu nedenle materyal daha zayıf bükülme dayanımı göstermektedir [103].

Dental seramiklerin frezlerle pürüzlendirilmesi, seramiğin mikroyapısına göre değişmekle birlikte çatlak oluşumuna ve yayılmasına neden olabilmektedir [102]. Buna frezin gren büyüklüğü, uygulama esnasında uygulanan basınç ve seramikteki artık stresler neden olabilmektedir [100].

2.6.2. Kumlama

Seramik restorasyonların iç yüzeylerine kumlama yöntemi uygulanarak temiz ve aktif yüzeyler elde edilmektedir. Bunun sonucunda mikro mekanik retansiyon alanları oluşturulmaktadır. Bu yöntem için genellikle alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılmaktadır. Al_2O_3 partikülleri ile, zayıf seramik materyal uzaklaştırılarak düzensiz yüzeyler elde edilmekte ve mekanik retansiyon, adezyon ve ıslanabilirlik sağlanmaktadır [102]. Günümüzde kumlama için kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin boyutu 30-250 μm arasında değişmektedir [104]. Kumlamanın etkinliğini, partikül büyüklüğü, uygulama basıncı ve süresi, kumlama cihazının açısı gibi değişkenler etkiler [104]. Kumlama işleminin aşırı basınçla uygulanması, materyalde kopmalara neden olabileceğinden silika bazlı seramik sistemlerde kullanımı önerilmez [105, 106]. Ancak polikristalin seramiklerde

hidroflorik asit ile aşındırma ve döner aletlerle pürüzlendirme yetersiz kaldığından mikromekanik kilitlenme istenilen düzeyde gerçekleşmemektedir [107, 108]. Kumlama polikristalin seramiklerin yüzeyini temizlemede ve pürüzlendirmede etkilidir [107, 108]. Bu sebeple araştırmacılar polikristalin seramikler için 0.25 MPa'da 50–110 μm Al_2O_3 kumlama önermektedir [107].

2.6.3. Asit uygulaması ile pürüzlendirme

Tam seramik restorasyonlara uygulanan yüzey işlemlerinden biri de asit uygulamasıdır. Seramiklerin yüzey işlemlerinde kullanılan asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girerek, cam matriksi ortadan kaldırır ve kristal yapıyı ortaya çıkarır. Heksoflorosilika yapısı oluşur. Sonuç olarak seramik yüzeyi pürüzlendirilerek, daha yüksek yüzey enerjili mikro mekanik retansiyon alanları oluşur [109]. Hidroflorik asit (HF) ve fosforik asit (H_3PO_4) yüzey pürüzlendirme ve simantasyon prosedürlerinde en çok kullanılan asitlerdir [96].

Diş hekimliğinde kullanılan fosforik asit ortofosforik asittir ve kimyasal formülü H_3PO_4'tür. Çoğunlukla seramik yüzeyini temizlemek ve daha iyi bağlantı için pürüzlü bir yüzey oluşturmak için kullanılır. Yapılan çalışmalarda % 40 konsantrasyon içeren fosforik asidin 5 s ya da 60 s boyunca uygulanmasının seramik yüzeyinde belirgin bir morfolojik değişiklik göstermediği belirtilmiştir [110, 111]. H_3PO_4 (fosforikasit)'in, seramik yüzeyini pürüzlendirme işleminde önemli rolü yoktur fakat fluorürün silikon dioksit ile yer değiştirme üzerindeki rolü daha büyük önem taşımaktadır [112]

Hidroflorik asit (HF), silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramiğin cam fazını çözerek seramik yüzeyin pürüzlülüğünü arttırır, değme açısını düşürür ve mikro mekanik retansiyon sağlayarak bağlantı dayanımını arttırır [110, 113, 114]. SiF (Silisyum Florür) camının elektronegativiteye sahip olmasından dolayı florür ile oksijenin yer değiştirerek cam fazın çözülmesine neden olur [110]. HF asit genellikle %5-10 konsantrasyonda, yaklaşık 60 sn. süre ile seramik yüzeyine uygulanmaktadır [113]. Kullanılan seramiğin içeriğine göre HF asit konsantrasyonu ve uygulama süreleri değişmektedir.

Lityum disilikat seramiklerden üretilen restorasyonlar genellikle hidroflorik asit kullanılarak yüzeyi pürüzlendirilir ve silan ajanı kullanularak rezin siman ile simantasyonu sağlanır [115, 116].Hidroflorik asit, lityum disilikatın silika içeren cam matrixi ile reaksiyona girer ve

hekzaflorosilikatlar oluşturur. Bu camsı matris selektif olarak asitlenir ve kristalin mikro yapı ortaya çıkar. Sonuç olarak, seramik yüzeyin pürüzlülüğü artmakta rezin simanların mikromekanik retansiyonu için olumlu özellik oluşturmaktadır [117]. Asitle pürüzlendirilen bu yüzey, silan ajanının uygulanmasından önce yüzey enerjisinin artmasına da yardımcı olur [118].

Zirkonya, silika içermediğinden dolayı HF ile asitlemeye karşı dirençlidir. Son yıllarda araştırmacılar metanol, hidroklorik asit ve ferrik klorürden oluşan deneysel bir asit solüsyonunun, yüzey morfolojisini değiştirdiğini belirtmişlerdir[119]. Zirkonya seramiklere Piranha solüsyonu (Hidrojen peroksidin sülfirik asit ile solüsyonu) uygulanması sonucu bağlantı dayanımının arttığı gözlenmiştir[102].

2.6.4. Tribokimyasal silika kaplama

Silika kaplı alümina partikülleriyle (örn., Rocatec System ve Cojet System; 3M Espe, Seefeld, Almanya) yapılan basınçlı kumlama işlemlerinde, seramik yüzeyinde rezinin mikromekanik olarak bağlanabileceği yüzey oluşturulur [102, 120]. Daha sonra, silika tabakasına kimyasal olarak bağlanan silan uygulamasıyla beraber bir silika tabakası oluşturulur [107]. Bu yöntemle uygulanan sistemlerde alumina partikülleri seramik ve metal yüzeyine 15 μm' ye kadar penetre olduğu bildirilmiştir [120]. Camsı faz ağırlıklı olarak kumlama yoluyla giderildiğinden, oluşturulan silika içerikli kaplama, cam infiltre seramiklerde kararlı bir bağlantı oluşturur [107]. Bununla birlikte, alümina veya zirkonya seramikler için silika kaplamanın yapay yaşlandırma işlemlerinden sonra düşük bağlanma kuvvetlerine ve yaşlanma sırasında bağlantıda kopmaya neden olduğu bildirilmiştir [92, 107, 121].

2.6.5. Pirokimyasal silika kaplama

Pirokimyasal silika kaplamanın temel prensibi, silanın yüksek sıcaklıkta silika oluşturmak üzere kimyasal reaksiyona girmesidir [122]. Bu amaçla 1984' ten beri bazı sistemler (Silicoater Classic, Silicoater MD ve Siloc®, Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) yüksek sıcaklıkların kullanımına dayalı olarak günümüzde laboratuvarlarda kullanılmaktadır [123].

2.6.6. Silan uygulaması

Silan materyali, inorganik yüzeyin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini artırarak, düşük vizkositeli resin simanın yüzeyde daha kolay akmasına ve rezin simanla aralarındaki mikromekanik retansiyonun artmasını sağlarlar [102]. Silanlar, seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile ve kopolimerizasyon ile de rezin simanın ya da adezivin organik kısmı ile bağlantı yeteneğine sahip bi-fonksiyonel moleküller içerir [106, 124]. Seramik restorasyonların simantasyonunda en çok 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (γ-methacryloxypropyltrimethoxysilane, MPS) yapılı monomer kullanılmaktadır [110, 114, 124]. Silan tabakası genellikle 10-50 nm kalınlığında uygulanmakta ve ideal bağlantı için silanın ince bir tabaka halinde uygulanması önerilmektedir. Tekrarlayan silan uygulamalarında ve silan tabakasının kalınlığının arttığı durumlarda koheziv yıkım gerçekleşmektedir [110]. Bu tip istenmeyen durumlarda silan tabakasının kalınlığını azaltmak için ısı uygulanması önerilir [107, 110]. Silan uygulaması sonrası ısı uygulamasının bir avantajı da seramik yüzeyindeki alkol, su ve yan ürünleri uzaklaştırılmakta ve silan-seramik arasındaki kovalent bağ daha etkili ve istenen dayanıklılıkta olmaktadır [125, 126].

2.6.7. Primer uygulaması

Primer uygulamaları, indirekt restorasyonların simantasyonunda önemli rol oynamaktadır [114, 127]. Metal primerler, saf metal ve metal alaşımlarına yüzeylerinde bulunan metal oksit tabakasından dolayı güçlü bir bağlantı sağlarlar. Zirkonyanın metallere benzeyen, yüzeyin pasif bir oksit tabakası (ZrO_2) ile kolayca kaplanması özelliği sayesinde metal primerler, rezin simanlarla zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını artırmaktadır [128]. Polikristalin seramiklere kimyasal bağlanmayı destekleyen fosfat monomeri, 10-metakriloksidesil-dihidrojenfosfat (MDP) uygulanması önerilmiştir. Bu iki işlevli molekül, doğrudan yüzey oksitlerine bağlanan bir fosfat ester grubu ve rezin simanlara bağlanan bir metakrilat grubu içerir [129]. MDP monomeri, Panavia ürün ailesinin rezin simanlarında (Kuraray, Osaka, Japonya self adeziv Panavia SA ve dual cure Panavia F 2.0 VE Panavia V5) ve aynı firmanın primerlerinde (Alloy Primer, Clearfil, SE Bond/Porcelain Bond Aktivatör ve Clearfil Ceramic Primer) bulunur [107]. Son ürün hem MDP hem de MPS silanı içerir ve bu nedenle sadece oksit seramiklerde değil aynı zamanda silika bazlı seramiklerde de kullanılabilmektadir [130].

2.6.8. Lazer uygulaması

Diş hekimliğinde klinik kullanım ve yüzey işlemi uygulamaları için kullanılan üç tip lazer vardır: Erbiyum: itriyum-alüminyum-garnet (Er: YAG), Neodmiyum: itriyum-alüminyum-garnet (Nd: YAG) ve Karbondioksit (CO_2) [131]. Yüzey bir lazer ışını ile ışınlanır. Lazer enerjisi emilir ve ısı enerjisine dönüştürülür. Isı enerjisi, yüzeyde erimelere neden olur ve yüzeyde düzensizlikler oluşur bu sayede mikro mekanik bağlantı için yüzey hazırlığı yapılmış olur [132].

Son yıllarda zirkonyanın rezin simanla simantasyonunda lazerler kullanılmaya başlanmıştır [94, 119]. Ancak son çalışmalar, Al_2O_3 kumlamayla oluşturulan bağlantı dayanımının Er: YAG lazer uygulamasından daha üstün olduğunu göstermiştir [119, 133]. Nd:YAG lazer uygulaması zirkonyanın yüzeyinde pürüzlülüğü ve bağlantı dayanımını arttırmakta ancak monoklinik fazı da büyük oranda arttırmaktadır [102] . Ayrıca Nd:YAG lazer, ortamda oksijenin azalması ve yüzeyde oluşan çatlaklarda erimiş materyalin katılaşmasını indükleyerek zirkonyanın yüzeyinde siyah halka şeklinde çukurcuklar oluşmasına neden olmaktadır [102].

2.6.9. Selektif infiltrasyon etching

Selektif infiltrasyon etching ile retantif olmayan zirkonya yüzeyinin adeziv rezinlerle bağlantısını artıran mikro poröz alanlar oluşturur [134]. Bu teknikle, silika partikülleri (ağırlıkça %65), alümina (ağırlıkça %15), sodyum oksit (ağırlıkça %10), potasyum oksit (ağırlıkça %5) ve titanyum oksit (ağırlıkça %5) içeren özel bir cam infiltrasyonu uygulanır [119, 134]. Bu silika esaslı cam camsı geçiş sıcaklığı olan 750 ^{0}C' ye kadar ısıtılır, erimiş cam tam sinterize zirkonyanın yüzeyinde dağılır ve zirkonyanın tane sınırlarını değiştirir [134]. Asitte bekletilerek içeriğindeki camın uzaklaştırılmasından sonra, rezinin infiltre olabileceği, daha güçlü bir mikro mekanik bağlantının elde edilmesini sağlayan mikro poröziteler olumaktadır [119, 135]. Ayrıca bu teknikle, kumlamada görülen zirkonya yüzeyinde stres konsantrasyon alanları, çatlak başlatma ve yayılımı gibi dezavantajların elimine edildiği bildirilmiştir [134, 136].

2.6.10. Plazma sprey yöntemi

Plazma, elektronik olarak uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikaller gibi reaktif parçacıklar içeren kısmi iyonize gazlar olarak tanımlanabilir [114, 137]. Plazmalar içeriğindeki gaz sıcaklığına (300-10000 K) bağlı olmak üzere 2 ana kategoriye; termal (yüksek sıcaklık) ve nontermal (düşük sıcaklık veya soğuk) ayrılırlar [114, 138]. Plazmalar, yüzey aşındırma ve temizlenme, yüzeyin düzenlemesi ve fonksiyonelleştirilmesi, organik veya inorganik kaplama materyallerinin depolanması, solid biomateryal ve tıbbi cihazların sterilizasyonunda kullanılmaktadır [137].

Plazma sprey yöntemi yüzeydeki adezyonu ve bağlantıyı artıran yeni bir tekniktir. Plazmalar içerdikleri kimyasal aktif parçacıklar sayesinde, materyallerin sadece yüzeyini etkileyerek yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını optimize eder [139]. Plazma sprey yönteminde, kimyasal ve fiziksel özelliği farklı buharlar ve florin, klorosilan, heksametildisiloksan veya kalay oksit gibi plazmalar kullanılır [96]. Plazma gazı, aktif peroksit radikallerinin ve Y-TZP gibi inert materyallerin yüzeyine uygulandığında karbonmonooksit (CO) ve karbonhidrat (COH) gibi fonksiyonel grupların oluşumunu arıtır [140]. Diş hekimliğinde plazmalar, cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin ve cam seramiklerin ve polikarboksilat seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak için kullanılmıştır [139]. Plazma oksiflorür, zirkonya yüzeyinde, 1-3 nm kalınlığında zirkonyum oksiflorür (ZrOxFy) tabakasını oluşturur. Silan materyali ve MDP içeren rezin simanlarla birilikte kullanıldığında ise bağlantı dayanımını artırır [102].

2.7. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyon Prosedürleri

Simantasyon prosedürleri adeziv ve adeziv olmayan (geleneksel) simantasyon olarak 2'ye ayrılır[141]. Adeziv simantasyon, materyalin dişe bağlantısını sağlamak için ilave bir ajanın kullanılmasını içerir ve adeziv kimyasal bağlantı ile mikromekanik kilitlemenin bir kombinasyonudur. Geleneksel simantasyon, restorasyon ile doğal diş arasındaki boşluğu doldurmak için bir yapıştırıcı ajanın kullanılmasını içerir ve yalnızca mikromekanik retansiyona dayanır. Her bir simantasyon tipi için endikasyonlar, seramiğin bileşimi, mevcut preparasyon retansiyonu ve direnç formu ve simantasyon sırasındaki alan kontrolü tarafından belirlenir.

2.7.1. Cam matrix seramikler

Estetik performansı en yüksek seramikler ağırlıklı olarak feldspat içeren cam seramiklerdir. Bu malzemeler diğer seramiklere kıyasla düşük dayanıklılık ve dirence sahiptir. Bu nedenle protetik restorasyonların dayanıklılığını arttırmak için adeziv simantasyona ihtiyaç vardır [105]. İlk olarak, cam-seramik yüzey işlemi, 60 saniye boyunca %5–10 hidroflorik asit ile aşındırmayı, ardından durulama ve hava ile kurutmayı gerektirir. Asitleme işlemi, camsı fazın kısmen çözünmesine neden olarak seramiği gözenekli hale getirir ve mikromekanik retansiyon alanları oluşturarak yüzey alanını arttırır[142]. Silan, aşındırılmış seramik yüzeye 60 saniye süreyle uygulanır ve havayla kurutulur. Silan, açığa çıkan seramik ve ardından uygulanan rezin siman ile reaksiyona girerek bağlantıyı sağlar[143].

Lösit esaslı cam seramiklerin simantasyonu, feldspatik seramiklere benzer. Klinik endikasyonlarının düşük stresli alanlarda restorasyonlar için önerdiği gibi, simantasyon protokolü asitleme, silan uygulaması, bir adeziv total-etch sistemi ve dual veya ışıkla sertleşen rezin simanı kullanımını içerir[112].

Lityum disilikat içeren seramikler daha yüksek dayanıklılık ve dirence sahiptir ve parsiyel veya tam kron restorasyonları olarak birden fazla klinik endikasyona sahiptir. Lityum disilikat içerikli cam seramikler için önerilen yüzey hazırlığı; 20 saniye boyunca %5 hidroflorik asit ile asitleme, ardından 60 saniye silan uygulaması ve hava ile kurutmadır. Adeziv simantasyon için kendinden adeziv özellik gösteren, self adeziv ve dual cure rezin siman veya geleneksel simantasyon için rezinle modifiye edilmiş cam iyonomer siman kullanımı önerilmektedir[144].

2.7.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler, yüksek dayanıklılık, tokluk ve çatlak ilerlemesine karşı mükemmel dirence sahiptir. Bu materyalin içerisinde camsı faz bulunmadığından hidroflorik asitle aşındırma ile yüzey pürüzlülüğü arttırılamamaktadır. Yüzey işlemi olarak; 2.5 barda farklı boyutlarda (50-110 μm) alüminyum oksit Al_2O_3 kumlama ile yüzey pürüzlüğü arttırılarak, mekanik retansiyon ve dayanıklılık arttırılır. Ancak bu uygulama çatlak oluşumu ve çatlağın yayılma riskini arttırabilir [105, 145]. Silan bağlantı ajanı, zirkonyayı pürüzlendiren ve

uyaran tribokimyasal silika kaplamadan sonra seramik yüzey ile kimyasal olarak reaksiyona girer.

Mikrosızıntının azaltarak daha iyi retansiyon ve marjinal veya iç uyum elde etmek için zirkonya restorasyonlarının adeziv simantasyon önerilmektedir. Self adeziv MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) içerikli adeziv monomerlerin kullanılması, yüzeyin ıslanabilirliğini arttırır ve seramik yüzeyinde bağlar oluşturarak kırılma direncini arttırmaktadır [146]. Geleneksel silan bağlantı ajanları metal oksit seramiklerine bağlanamadığından zirkonya kron restorasyonlarının simantasyonunda özel adeziv monomerler (MDP) içeren bir seramik primerin gerekli olduğu bildirilmiştir [107]. MDP içeren primer rezin siman ile zirkonya arasında dayanıklı bir bağlantı kuvveti oluşturur. Opak bir materyal olan zirkonya, ideal olarak dual veya kimyasal olarak sertleşen, rezin siman ile simantasyonu önerilir [147]. Ayrıca yeterli diş preparasyonu ve yeterli retansiyonu bulunan vakalarda cam iyonomer siman türleri gibi geleneksel yapıştırma ajanları da zirkonya restorasyonları için endikedir [113]. Nicholson ve diğerleri [141] geleneksel bir restoratif cam-iyonomer simanın ana özelliklerini, basınç dayanımı, mikrosertliği, asit erozyonu ve florür salınımı olarak değerlendirmiştir. Bu nedenle, bu özellikleri taşımayan hiçbir simanın, uzun süreli protetik restorasyonlar için endike olmadığını ve zirkonya restorasyonlarda adeziv simantasyonun tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

2.8. Yapay Yaşlandırma

Ağız ortamında çiğneme ve yutma sırasında gerek ısı değişimleri gerekse farklı bölgelerde uygulanan farklı kuvvet değişimleri oluşmaktadır. Ağız içinde oluşan ortalama çiğneme kuvvetleri 3 ile 72 N arasında değişebilmekte, ancak posterior molar bölgelerdeki çiğneme kuvvetleri ise çok daha yüksek kuvvetlerde olabilmekte, 50 ile 250 N arasında değişkenlik gösterebilmektedir [148]. Oluşan sıcaklık değişimleri ise sıcak ve soğuk gıdalara bağlı olarak 0-70 ºC arasında değişebilmektedir [149]. Dental restorasyonlar da ağız içinde görülen çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak ısısal değişimlere ve oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Seramiğin yapısında oluşabilecek çatlaklar, materyalin dayanıklılık sınırlarının altında olan kuvvetlere uzun süre maruz kalmasına sebep olmakta ve çatlak ilerlemektedir. Bu durum, yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik materyallerinde yorulma meydana getirmekte ve dayanıklılıklarında zamanla azalmaya sebep olabilmektedirler. Restorasyonların dayanıklılıklarıyla ilgili yapılan araştırmalar diş

hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Materyalin yapısında görülen mekanik komplikasyonları önlemek için in vivo ve in vitro testler yapılmaktadır. In vivo testlerde dental restorasyonlara uygulanan dayanıklılık testleri etik sorunlar içermesi ve standardizasyonun sağlanamaması nedeniyle çok tercih edilmemektedir. Bu sebeple materyaller ve teknikler genellikle in vitro olarak test edilir. Klinik kullanımdan önce materyalin özelliklerinin ve dayanıklılığının test edilmesi ve değerlendirilmesi hem finansal hem de biyolojik maliyetlerden kaçınmak için gereklidir. Yorulma testlerinde örnekler periyodik olarak gerek ısısal gerekse mekanik olarak yüklenmekte ve ağız içinde materyallerin maruz kaldığı stresleri in vitro olarak taklit edilebilmektedir [150, 151].

2.9. Yapay Yaşlandırma Teknikleri

Yapay yaşlandırma teknikleri genel olarak statik, dinamik ve döngüsel yaşlandırma testlerini esas alarak geliştirilmiştir. Statik yaşlandırma testleri, zaman içinde sabit gerilim içeren bir testtir [152, 153]. Bu teknik, materyalin kendisinde veya yapısal bileşeninde görülen başarısızlıkların zaman içindeki dağılımını ve süresini ölçer. Azalan sabit yüklerle uygulanan bu teknik, incelenmekte olan materyalin artan statik ömrünü göstermektedir. Seramik materyallerde, bu teknikle çatlak oluşumu ve oluşan çatlağın yavaş bir şekilde büyümesi beklenir. Dinamik yaşlandırma testleri ise kritik altı çatlak büyüme parametrelerini belirlemek için bükülme dayanımı testi sırasında farklı sabit gerilim oranlarını kullanır [49, 153]. Uygulanan stres oranları materyalin tipine göre değişkenlik gösterebilmekte ve farklı (0,1, 1,0, 10 ve 100 MPa/s) gibi büyüklüklerle uygulanabilmektedir. Dinamik yaşlandırma tekniği ile ilgili standartlar ASTM C 1368 ve EN 843-3'te bulunmaktadır [154]. Başka bir yöntem ile her gerilim oranı için kırılma gerilimi ile başarısızlığa kadar geçen ortalama süre karşılaştırılmaktadır [155]. Döngüsel yaşlandırma tesleri, klinik olarak ağız içini taklit eden en iyi in vitro yaşlandırma tekniğidir. Bu teknik, uygulaması en çok zaman alan teknik olmasına rağmen, materyalin ömrü ile ilgili en iyi sonucu vermektedir[152].

2.9.1. Isısal döngü ile yaşlandırma (termal siklus)

Örneklerin belirli süre ve periyodlarda sıcak (55°C) ve soğuk su (5°C) banyolarına maruz bırakılması ile ağız içindeki sıcaklık değişimlerini taklit eden in vitro yaşlandırma işlemidir [156] (ISO TR 11405-2015). Örneklerin sırasıyla soğuk ve sıcak suyun içine konulması

işlemine devir (siklus) denilmektedir. Yapılan çalışmalarda 10000 siklusun klinik olarak yaklaşık 1 yıllık yaşlandırmaya tekabül ettiği bildirilmiştir [157].

2.9.2. Ultraviyole ışık ile yaşlandırma (UVA)

Bu yaşlandırma tekniği diş hekimliğinde sıklıkla, materyallerin renk stabilitelerinin değerlendirildiği çalışmalarda kullanılmaktadır [158]. Örneklerden belirli bir mesafede (10 cm) konumlanmış UV-B ışığın 37℃'de 120 saat uygulanmasının 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olduğu ISO 7491 (2000) standardı referans alınarak belirtilmiştir.

2.9.3. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma (accelerated artificial aging, AAA)

Örneklerin aynı anda hem ultraviyole ışınları kullanılarak hem de nem uygulamasıyla yaşlandırılması işlemidir. Bu teknikte örnekler UVA ile yaşlandırma işleminde kullanılan UV-B ışınlarına ek olarak su kondensasyonuna tabi tutulurlar. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma cihazlarında 1 yıllık klinik kullanımı simüle etmek için örnekler 4 saatlik UV-B 313 ışınlarına maruz kaldıktan sonra, 4 saat su kondensasyonunda bekletilir. Böylece bu döngü 300 saat boyunca uygulanır. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma tekniği genellikle diş hekimliğinde renk stabilitesini değerlendiren çalışmalarda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmaların sonucunda uygulanan ultraviyole ışığın, materyalde amin renklenmesini hızlandırdığını göstermiştir [158] (ISO 7491 (2000)).

2.9.4. Otoklav ile yaşlandırma

Zirkonyanın düşük ısıda neme maruz kaldığında yapısında monoklinik faz miktarı artışının gözlendiği ve bunun yapıda bozunma meydana getirdiği bildirilmiştir [59]. Bu fenomene düşük ısı bozunması (LTD) adı verilmektedir [68]. Chavalier ve diğerleriY-TZP'nin düşük ısı bozunmasını (LTD) ölçmek için otoklav ile yaşlandırma protokolünü geliştirmiştir. Önerilen standart yaşlanma protokolü otoklav, 1 saat boyunca 134°C ‘de 0,2 MPa (2 bar) basınçta kullanıldığında, 37°C'de in vivo 3-4 yıllık kullanımına eşit olduğu bildirilmiştir [159].

2.9.5. Döngüsel ısısal ve mekanik yükleme (çiğneme simülatörleri)

Okluzal mekanik yükleme işlemi ve termal siklus uygulamalarının bir arada kullanıldığı tekniktir. Heintse ve diğerleriin vivo olarak yapılan yaşlanma testlerinin; etik sorunlar içermesi, maliyetli ve zaman alıcı olması sebebiyle yaşlandırma testlerinin in vitro olarak yapılmasını ve bunun için çiğneme simülasyonun kullanımını önermişlerdir [160]. Bu test ile restoratif materyallerin klinik kullanım öncesi yaşlanma ve aşınma testleri yapılır. Karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için, in vitro testler, çiğnemenin ağız içi fizyolojik koşullarını, ısırma kuvvetleri de dahil olmak üzere mümkün olduğunca tekrarlamalıdır [161].

Çiğneme simülatörleri, çiğneme hareketlerini simüle eder ve bazı cihazlar eş zamanlı termal döngü ile kombinasyon halindedir. Kuvvet ağırlıkla, basınçlı havayla veya elektrik motoruyla uygulanır ve uygulanan kuvvetler genellikle 12 ile 70 N arasında değişir. Termal siklus işlemi eş zamanlı uygulanırken, sıcaklık değişiklikleri gerektiğinde, döngü başına 1 dakika boyunca 5 ° C ve 55 ° C su içinde gerçekleştirilmektedir [161].

Çalışmalarda en sık dual akslı çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Bu cihazların su haznesi bulunur, farklı kuvvetler uygulayabilir ve hem ikili, altılı ve sekizli çeşitleri vardır [162]. Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilebilmekte ve araştırmacının belirlediği miktarda dikey ve yatay yönde (dual aks) kuvvet uygulayabilmektedir. Bu şekilde çiğneme siklusu in vitro olarak simüle edilmektedir. Antagonist olarak çeşitli materyaller ve çaplarda top uçlarla kuvvet uygulanabilmektedir [162, 163]. Çiğneme sırasında ısırma kuvvetleri bireyler arasında geniş bir aralıkta değişmektedir. Fizyolojik ısırma kuvvetleri için kabul edilen değerler, yiyecekleri çiğneme veya yutma sırasında 10 ile 120 N arasındadır. Maksimum kuvvetler oldukça yüksektir ve anterior bölgede 190 N ile 290 N ve molar bölgede 200 N ile 360 N arasındadır. Çiğneme sırasındaki kuvvet profili, 0.2-1.5 Hz. tekrarlarla neredeyse yarım sinüs dalga formundadır [164-166].

Yapılan çalışmalarda simülatörde yaklaşık gerçekleştirilen 250.000 adet döngü bir yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu belirtilmiştir [167]. Bununla birlikte, çiğneme simülatöründe seramik restorasyonları test etmek için uluslararası kabul görmüş standart yükleme koşulları bildirilmemiştir [165]. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 50 N'luk bir kuvvet uygulanır [168].

Araştırmanın sıfır hipotezi, farklı içerikli yüksek translüsent monolitik zirkonya kron restorasyonlarının ve lityum disilikat kron restorasyonlarının ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi sonrasında kırılma dirençlerinde değişiklik olmaması ve materyallerin kırılma dirençleri arasında fark görülmemesidir.

Bu tez çalışmasının amacı farklı translüsent monolitik zirkonya seramik kron restorasyonlarında ısısal ve mekanik yaşlandırmanın kırılma direncine etkisinin belirlenmesi ve lityum disilikat cam seramik kron restorasyonlarıyla kıyaslanarak incelenmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Doktora tez çalışması, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'nden alınan 03/2020-12 nolu proje desteği ile yapılmıştır. Tez çalışması, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda ve Red Milling Center Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

Çalışmada 4 farklı itriya içeriğe sahip translüsent monolitik zirkonya materyali; 3Y-TZP (Nacera Pearl Multi-Shade, Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Almanya), 4Y-PSZ (Katana STML, Super Translucent Multi-Layered Zirconia, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya), 5Y-PSZ (Katana UTML, Ultra Translucent Multi-Layered Zirconia, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya), 6Y-PSZ (Nacera Pearl Q³ Multi-Shade, Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Almanya) ve 1 adet lityum disilikat materyali (IPS e.max CAD, IPS e.max, Ivoclar, Amherst, NY, USA) seçilerek, kullanılmıştır (Resim 3.1). Kullanılan materyallere ait marka, üretici firma, LOT numarası, içeriği ve çizelgede verilmiştir (Çizelge 3.1).



Resim 3.1. Tez çalışmasında kullanılan seramik materyaller: Nacera Pearl Multi-Shade, Katana STML, Katana UTML, Nacera Pearl Q³ Multi-Shade, IPS e.max CAD

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri

Materyal	Marka	Üretici Firma	Lot no.	İçerik
3-itriya tetragonal zirkonya polikristalin	Nacera Pearl Multi-Shade	Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Almanya	5181269	3Y-TZP zirkonyum dioksit
4-itriya parsiyel stabilize zirkonya	Katana STML (Super Translucent Multi-Layered) Zirconia	Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya	ECXRQ	ZrO2 + HfO2 %88-93 (Y2O3) %7-10 Diğer oksitler %0-2
5-itriya parsiyel stabilize zirkonya	Katana UTML (Ultra Translucent Multi-Layered) Zirconia	Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya	DWLMH	ZrO2 + HfO2 %87-92 (Y2O3) %8-11 Diğer oksitler %0-2
6-itriya parsiyel stabilize zirkonya	Nacera Pearl Q³ Multi-Shade	Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Almanya	5172233	6Y-PSZ zirkonyum dioksit
Lityum disilikat cam seramik	IPS e.max CAD	IPS e.max, Ivoclar, Amherst, NY, ABD	X39505	Lityum disilikat cam seramik (LS2) – Silikat bazlı cam seramik (LS2)

Farklı itriya içeriğine sahip 4 farklı translüsent zirkonya materyali ve 1 adet lityum disilikat materyalinde 20 adet olmak üzere toplam 100 adet mandibular 1.molar monolitik kron restorasyonları üretildi. Üretilen kron restorasyonlarını yapay dişlere simante etmeden önce her materyale özgü yüzey işlemleri uygulandı. Tüm restorasyonlara, mekanik polisaj bitirme işlemi 2 aşamalı olarak elmas polisaj frezleri kullanarak yapılmıştır. Restorasyonlar mandibular 1. molar polimer yapılı yapay dişlere adeziv olarak simante edilmiştir. 5 farklı materyalden hazırlanan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonları (N=100) ısısal ve mekanik yaşlandırmanın kırılma direncine etkisinin değerlendirilmesi amacıyla 2 gruba ayrıldı. İlk gruba (n=50) ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış, diğer gruba (n=50) çiğneme simülatörü yardımıyla ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Çalışmada kullanılan tüm materyal gruplarına bu uygulamanın materyallerin kırılma direncine etkisi incelendi. Araştırmada kullanılan ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmayan ve uygulanan materyaller, Universal test cihazında kırılana kadar yüklenip, kırılma değerleri saptandı. Tez çalışmasında kullanılan cihazlar Çizelge 3.2'de belirtilmiştir.

Çizelge 3.2. Tez çalışmasında kullanılan cihazlar

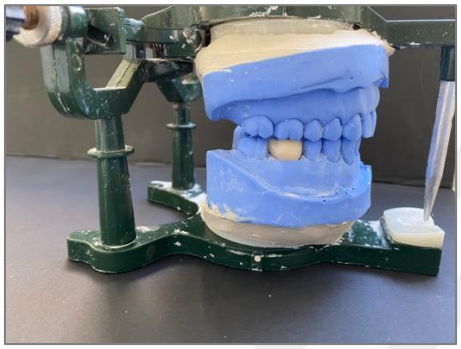
Cihaz	Marka	Üretici Firma
Optik Tarayıcı	Redon Edge	Redon, Türkiye
Milling Cihazı	Redon Hybrid	Redon, Türkiye
Sinterleme Fırını	Protherm Furnaces Dental Mos Series	Protherm, Türkiye
Seramik Fırını	Programat P310	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Erosonic Energy	Euronda, Vincenza, İtalya
LED Cihazı	LED.F Curing Light	Guilin Woodpecker, China
Kumlama Cihazı	Rocatec	3M ESPE, St. Paul, ABD
Mikromotor	Marathon Champion Mikromotor	Saeyang Microtech, Kore
Çiğneme simülatörü	MOD Dental	Esetron Smart Robotechnologies, Türkiye
Universal Test Cihazı	Lloyd Instruments	Ametek Inc, Florida, ABD

3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması

Çalışmada yeni geliştirilen seramik sistemlerinde ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisinin araştırılması amacıyla 4 farklı zirkonya materyali ve 1 adet lityum disililat materyali ile monolitik kron restorasyonları üretildi. Bu amaçla çalışma modeli oluşturuldu. Monolitik kron restorasyonları üretmek amacıyla mandibular 1. molar diş seçildi ve yapay çene modeline (ANA-4V Advanced Standard Typodont; Frasaco GmbH) (Resim 3.2.) uygun olan mandibular 1. molar yapay diş (ANA-4 ZE Standard Replacement Tooth; Frasaco GmbH, Almanya) seçildi. Belirlenen mandibular 1. molar dişlerin kök kısmı, oluşturacağımız çalışma modelinde hareketli day oluşturabilmek için lak materyali ile izole edilerek çene modeline yerleştirildi. Daha sonra polivinil siloksan ölçü materyali (Zhermack elite HD+ putty soft fast set, Zhermack Spa, Badia Polesine, Italya) kullanılarak çene modellerinde hem mandibula hem de maksillanın ölçüsü alındı. Tüm arkın ve prepare edilecek dişin eksiksiz, net bir negatifi elde edildikten sonra Tip IV day alçısı (Hera Moldastone CN, Kulzer, Almanya) ile çalışma modelleri oluşturuldu ve modeller yarı ayarlanabilir artikülatöre (Hanau Mate, WaterPik Technologies, Fort Collins, Colorado, ABD) bağlandı (Resim 3.3).



Resim 3.2. Yapay çene modeli



Resim 3.3. Çalışma modeli

3.2. Yapay Diş Preparasyonu ve Yapay Dişlerin Çoğaltılması

Çalışma modeli üzerinde seçilen mandibular 1. molar yapay dişe monolitik kron restorasyonların üretilmesi amacıyla chamfer preparasyon yapıldı. Preparasyon derinliğini kontrol edebilmek ve standart yüzeyler oluşturabilmek için ise C-tipi silikon (Optosil; Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) ile preparasyon öncesi silikon index oluşturuldu. Daha sonra minimal invaziv restorasyon yapmak amacıyla preparasyon kurallarına uygun olarak 1 mm derin chamfer basamak, 1,5 mm oklüzal redüksiyon, aksiyel duvar açıları da 6-8 derece olacak şekilde diş prepararasyonu yapıldı (Resim 3.4). Prepare edilen diş referans alınarak üretici firma tarafından 100 adet polimerik yapılı yapay diş kopyası (ANA-4 ZAW 901, Frasaco GmbH, Almanya) üretilerek, oluşturuldu (Resim 3.5).



Resim 3.4. Prepare edilen dişin bukkalden görüntüsü



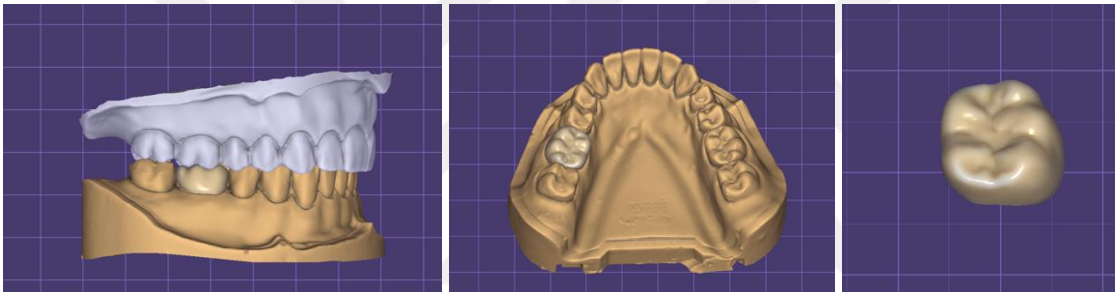
Resim 3.5. Çoğaltılan 100 adet yapay diş

3.3. Çalışma Modellerinin Dijital Ortama Aktarılması ve Monolitik Kron Restorasyonlarının Tasarımı

Çalışma modeli, prepare edilmiş yapay diş ile birlikte extraoral optik tarayıcı (Redon Edge, Redon, Türkiye) kullanılarak bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 3.6). Bilgisayar ortamında Exocad (exocad GmbH, Darmstadt, Germany) yazılımı kullanılarak monolitik kron restorasyonlarının tasarımı yapıldı. Tasarımda marjinal kenarlar yapay diş üzerinde çizilmiş, sistemden 46 numaralı dişe ait tasarım belirlendi. Kontakt noktaları ise komşu dişlere göre saptandı. Test edilecek yüzey olan santral fossa ve yüzey kalınlıkları 1 mm ve siman aralığı 80 µm olacak şekilde tasarlandı (Resim 3.7).



Resim 3.6. a) Çalışma modelinin tarayıcı yardımıyla dijital ortama aktarılması, b) Yapay dişin tarayıcı yardımıyla dijital ortama aktarılması



Resim 3.7. Tasarımı yapılan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonu

3.4. Monolitik Kron Restorasyonlarının Üretimi

Nacera Pearl Multi-Shade monolitik kron restorasyonlarının üretimi

Mandibular 1. Molar monolitik kron restorasyonu üretmek amacıyla yapılan tasarım, STL (Standart Tesellation Language) formatıyla kazıma cihazına (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) aktarılmıştır. 98,3x20 mm boyutlarındaki presinterize Nacera Pearl Multi-Shade (Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Germany) zirkonya blokları kullanılarak 20 adet monolitik kron restorasyonu üretildi. Üretim Redon Hybrid cihazı kullanılarak (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) kazıma tekniğiyle gerçekleştirildi. Restorasyonlar, sinterizasyon sonrası oluşacak hacim büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20-25 oranında büyük üretildi. Üretim sonrası kron restorasyonları, blokla bağlantı noktalarından mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang Microtech, Kore) ve alev uçlu elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla ayrıldı. Kron restorasyonları, üreticinin

talimatlarına uygun olarak sinterleme fırını (Protherm Furnaces Dental Mos Series, Protherm, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Restorasyonlar sinterizasyon fırınında üretici firmanın talimatları doğrultusunda, fırın sıcaklığı 20 ºC'den 1500 ºC'ye ulaşana kadar 3 saat boyunca dakikada 8 ºC arttırıldı. Daha sonra 1500 ºC'de 2 saat bekletilildi ve dakikada 8 ºC azalan 3 saat boyunca soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi. Sinterizasyon prosedürü çizelgede (Çizelge 3.3) verilmiştir.

Katana STML monolitik kron restorasyonlarının üretimi

Mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonu üretmek amacıyla yapılan tasarım, STL (Standart Tesellation Language) formatıyla kazıma cihazına (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) aktarılmıştır. 98,5x14 mm boyutlarındaki presinterize Katana STML (Katana STML, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) zirkonya blokları kullanılarak 20 adet monolitik kron restorasyonu üretildi. Üretim Redon Hybrid cihazı kullanılarak (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) kazıma tekniğiyle gerçekleştirildi. Restorasyonlar, sinterizasyon sonrası oluşacak hacim büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20-25 oranında büyük üretildi. Üretim sonrası kron restorasyonları, blokla bağlantı noktalarından mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang Microtech, Kore) ve alev uçlu elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla ayrıldı. Kron restorasyonları, üreticinin talimatlarına uygun olarak sinterleme fırını (Protherm Furnaces Dental Mos Series, Protherm, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Restorasyonlar sinterizasyon fırınında üretici firmanın talimatları doğrultusunda, fırın sıcaklığı 1550 ºC'ye ulaşana kadar 2,5 saat boyunca dakikada 10 ºC arttırılmıştır. Daha sonra 1550 ºC'de 2 saat bekletildi ve dakikada 10 ºC azalan 2,5 saat boyunca soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi. Sinterizasyon prosedürü çizelgede (Çizelge 3.3) verilmiştir.

Katana UTML monolitik kron restorasyonlarının üretimi

Mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonu üretmek amacıyla yapılan tasarım, STL (Standart Tesellation Language) formatıyla kazıma cihazına (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) aktarıldı. 98,5x14 mm boyutlarındaki presinterize Katana STML (Katana STML, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) zirkonya blokları kullanılarak 20 adet monolitik kron restorasyonu üretilmiştir. Üretim Redon Hybrid cihazı kullanılarak (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) kazıma tekniğiyle gerçekleştirildi. Restorasyonlar, sinterizasyon

sonrası oluşacak hacim büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20-25 oranında büyük üretildi. Üretim sonrası kron restorasyonları, blokla bağlantı noktalarından mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang Microtech, Kore) ve alev uçlu elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla ayrıldı. Kron restorasyonları, üreticinin talimatlarına uygun olarak sinterleme fırını (Protherm Furnaces Dental Mos Series, Protherm, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Restorasyonlar sinterizasyon fırınında üretici firmanın talimatları doğrultusunda, fırın sıcaklığı 1550 ºC'ye ulaşana kadar 2,5 saat boyunca dakikada 10 ºC arttırılmıştır. Daha sonra 1550 ºC'de 2 saat bekletildi ve dakikada 10 ºC azalan 2,5 saat boyunca soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi. Sinterizasyon prosedürü çizelgede (Çizelge 3.3) verilmiştir.

Nacera Q³ Multi-Shade monolitik kron restorasyonlarının üretimi

Mandibular 1. Molar monolitik kron restorasyonu üretmek amacıyla yapılan tasarım, STL (Standart Tesellation Language) formatıyla kazıma cihazına (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) aktarıldı. 98,3x20 mm boyutlarındaki presinterize Nacera Pearl Multi-Shade (Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Germany) zirkonya blokları kullanılarak 20 adet monolitik kron restorasyonu üretildi. Üretim Redon Hybrid cihazı kullanılarak (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) kazıma tekniğiyle gerçekleştirildi. Restorasyonlar, sinterizasyon sonrası oluşacak hacim büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20-25 oranında büyük üretildi. Üretim sonrası kron restorasyonları, blokla bağlantı noktalarından mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang Microtech, Kore) ve alev uçlu elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla ayrıldı. Kron restorasyonları, üreticinin talimatlarına uygun olarak sinterleme fırını (Protherm Furnaces Dental Mos Series, Protherm, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Restorasyonlar sinterizasyon fırınında üretici firmanın talimatları doğrultusunda, fırın sıcaklığı 20 ºC'den 1500 ºC'ye ulaşana kadar 3 saat boyunca dakikada 8 ºC arttırılmıştır. Daha sonra 1500 ºC'de 2 saat bekletildi ve dakikada 8 ºC azalan 3 saat boyunca soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi. Sinterizasyon prosedürü çizelgede (Çizelge 3.3) verildi.

Çizelge 3.3. Üretilen mandibular 1. molar translüsent zirkonya kron restorasyonlarına uygulanan sinterizasyon prosedürü

Materyal	Sinterleme Sıcaklığı	Bekleme Süresi	Isıtma Oranı [ºC/min]	Soğutma Oranı [ºC/min]
Nacera Pearl Multi-Shade	1450 ºC	2 sa	8 ºC	8 ºC
Katana STML	1550 ºC	2 sa	10 ºC	10 ºC
Katana UTML	1550 ºC	2 sa	10 ºC	10 ºC
Nacera Q³ Multi-Shade	1450 ºC	2 sa	8 ºC	8 ºC

IPS e-max CAD monolitik kron restorasyonlarının üretimi

Mandibular 1. Molar monolitik kron restorasyonu üretmek amacıyla yapılan tasarım, STL (Standart Tesellation Language) formatıyla kazıma cihazına (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) aktarıldı. 12,4x14,5x18 mm boyutlarındaki IPS e-max CAD lityum disilikat cam seramik (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blokları kullanılarak 20 adet monolitik kron restorasyonu üretildi. Üretim, Redon Hybrid cihazı kullanılarak (Redon Hybrid, Redon, Türkiye) kazıma tekniğiyle gerçekleştirildi. Üretim sonrası kron restorasyonları, blokla bağlantı noktalarından mikromotor (Marathon Champion Mikromotor, Saeyang Microtech, Kore) ve alev uçlu elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla ayrıldı. Kron restorasyonları, üreticinin talimatlarına uygun olarak (Çizelge 3.1) seramik fırını (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak 850 ºC'de kristalize edildi (Çizelge 3.4.).

Çizelge 3.4. Üretilen mandibular 1. molar lityum disilikat kron restorasyonlarına uygulanan kristalizasyon prosedürü

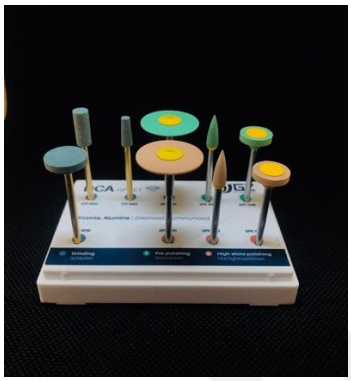
Programat Fırını	Hazırlama Isısı B [ºC]	Kapatma Zamanı S [min]	Isıtma Oranı t1 [ºC/min]	Fırınlama Isısı T1 [ºC]	Bekleme Zamanı H1 [min]	Isıtma Oranı t2 [ºC/min]	Fırınlama Isısı T2 [ºC]
P310	403	06:00	90	830	00:10	30	850

Programat Fırını	Bekleme Zamanı H2 [min]	Vakum 1 [ºC]	Vakum 2 [ºC]	Uzun Süreli Soğutma [ºC]	Soğutma Oranı d [ºC/min]
P310	07:00	550	830	710	0

3.5. Tüm Monolitik Kron Restorasyonlarına Yüzey Bitirme işlemi Uygulanması

Mandibular 1. molar monolitik zirkonya kronların dış yüzeyine bitirme işlemi olarak 2 aşamalı mekanik polisaj işlemi uygulandı. Mekanik polisaj işlemi mikromotor yardımıyla

elmas polisaj frezleri (Diacera Medium, Diacera Fine, G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) (Resim 3.8) kullanılarak önce 1 dakika boyunca kalın grenli polisaj frezi ile 10.000 rpm devirle polisaj yapıldı. Kalın grenli polisaj frezi ile polisaj yapıldıktan sonra 1 dakika boyunca ince grenli polisaj frezi ile 10.000 rpm ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda polisaj işlemi tamamlandı.



Resim 3.8. Zirkonya için özel üretilen elmas polisaj frez seti

IPS e.max CAD monolitik kron restorasyonların dış yüzeyine bitirme işlemi olarak 2 aşamalı mekanik polisaj işlemi uygulandı. Mekanik polisaj işlemi mikromotor yardımıyla elmas polisaj frezleri (Diasynt Plus-Diapro, Eve Ernst Vetter, Pforzheim, Germany) (Resim 3.9) kullanılarak önce 1 dakika boyunca kalın grenli polisaj frezi ile 10.000 rpm devirle polisaj yapıldı. Kalın grenli polisaj frezi ile polisaj yapıldıktan sonra 1 dakika boyunca ince grenli polisaj frezi ile 10.000 rpm ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda polisaj işlemi tamamlandı.

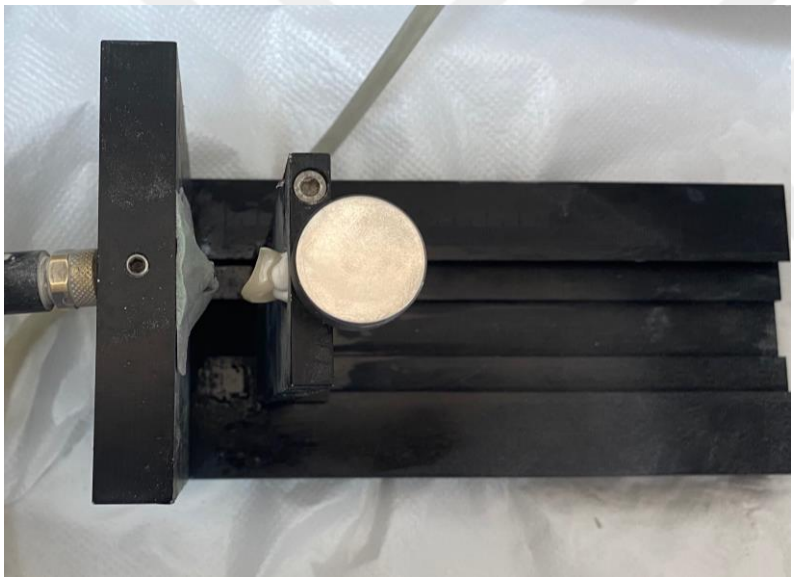


Resim 3.9. Lityum disilikat için özel üretilen elmas polisaj frez seti

3.6. Monolitik Kron Restorasyonlarının Yapay Dişlere Simantasyonu

Monolitik zirkonya kron restorasyonların yapay dişlere simantasyonu

Değişik yitriya içerikli zirkonya kron restorasyonlarının iç yüzeyi 50 µm alümiyum oksit ile 1.5 bar basınçla, 10 mm mesafeden kumlama cihazıyla (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) kumlandı. Kumlama işleminde standardizasyonu sağlayabilmek için kumlama düzeneği kullanıldı (Resim 3.10). Kumlama işleminden sonra kron restorasyonları ultrasonik banyoda 10 dk. boyunca distile su içinde yıkandı. Restorasyonlar kurutulduktan sonra iç yüzeylerine MDP (10-methacryloxydecyl-dihydrogenphosphate) içeren primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake, Japonya) uygulandı.

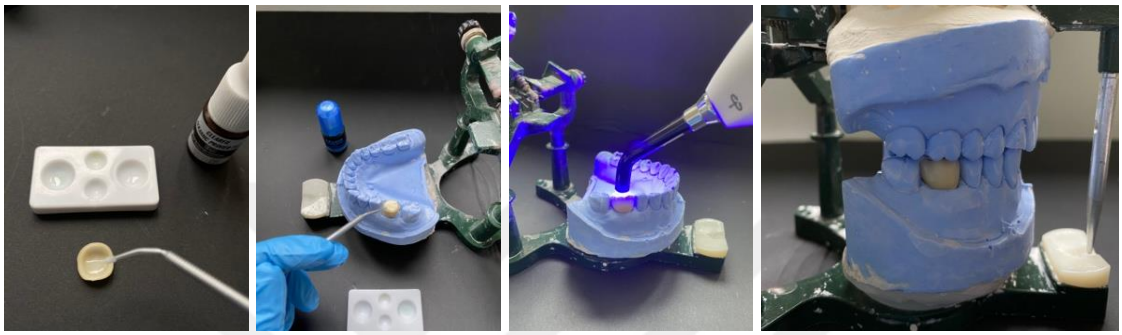


Resim 3.10. Kumlama düzeneği



Resim 3.11. Panavia V5 adeziv rezin siman seti

Yapay dişlere Panavia V5 Tooth Primer (Kuraray Noritake, Japonya) uygulandı (Resim 3.11), ve 20 sn bekledikten sonra hafifçe kurutuldu. Daha sonra restorasyonlar yapay dişlere dual-cure adeziv rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japonya) ile parmak basıncıyla simante edildi. Tüm yüzeyler 5 sn boyunca LED ışık cihazı (LED.F Curing Light, Guilin Woodpecker, Çin) kullanılarak, polimerize edilip, artık siman temizlendi. Daha sonra tüm yüzeyler LED ışık cihazıyla polimerize edildi (Resim 3.12).



Resim 3.12. Monolitik zirkonya kron restorasyonlarına uygulanan yüzey işlemleri ve yapay dişlere simante edilmesi

Lityum disilikat cam seramik kron restorasyonların yapay dişlere simantasyonu

Lityum disilikat kron restorasyonlarının iç yüzeyine %5 yoğunlukta HF asit (IPS ceramic etching gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 20 sn boyunca uygulandı ve 30 sn boyunca yıkanıp, 1 dk boyunca kurutuldu. Daha sonra restorasyonların iç yüzeyine fırça yardımıyla cam seramik silan bağlantı ajanı (Monobond S, Ivocalar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ince bir tabaka halinde uygulandı.

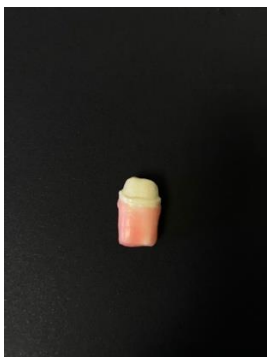
Yapay dişlere Panavia V5 Tooth Primer (Kuraray Noritake, Japonya) uygulanıp, 20 sn bekledikten sonra hafifçe kurutuldu. Daha sonra restorasyonlar yapay dişlere dual-cure rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake, Japonya) ile parmak basıncıyla simante edildi. Tüm yüzeyler 5 sn boyunca LED ışık cihazı (LED.F Curing Light, Guilin Woodpecker, Çin) kullanılarak polimerize edildi. Artık siman temizlendi. Daha sonra tüm yüzeyler eşit bir biçimde 1'er dakika boyunca LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir (Resim 3.13).



Resim 3.13. Monolitik lityum disilikat kron restorasyonlarına uygulanan yüzey işlemleri ve yapay dişlere simante edilmesi

3.7. Simante Örneklerin Akrilik Rezin Bloklara Yerleştirilmesi

Simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra dayların kök bölümünde yapay periodontal ligament hazırlanarak, dişin kemik içindeki hareketi simüle edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla kron marjinlerinin 2 mm apikalinden itibaren 0.25 mm kalınlığında, polivinil siloksan ölçü materyalinden (Zhermack elite HD+ light body, Zhermack Spa, Badia Polesine, Italya) oluşan bir silikon tabaka hazırlandı. Silikon tabaka hazırlığı için önce yapay dişin etrafına 0.25 mm kalınlığında mum damlatıldı (Resim 3.14). Daha sonra A silikon içeren bir kalıp hazırlanmış, yapay dişin negatifi bu boru içine gömülerek oluşturuldu. Elde edilen negatifin aljinat ölçü materyali kullanılarak ölçüsü alındı. Daha sonra üretici firma talimatları doğrultusunda akrilik rezin uygun toz likit oranında karıştırılmış ve kalıplara yerleştirildi. Alınan aljinat kayıt, akrilik rezin tam olarak sertleşmeden önce gömülüp diş ve periodontal aralığın geleceği boşluk oluşturuldu. Daha sonra akıcı kıvamlı A silikon, dişin etrafına sarılmış ve oluşturulan akrilik rezinden oluşturulan bloklara yerleştirildi. Tüm restorasyonlar akrilik rezin (Meliodent; Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak oluşturulan 2,5 cm çapında, 3 cm yüksekliğindeki PVC kalıplara yerleştirildi (Resim 3.15).



Resim 3.14. Yapay diş etrafında oluşturulan 0.25 mm kalınlığındaki mum tabakası



Resim 3.15. Örneklerin akrilik rezin bloklara gömülmesi

Örnekler akrilik rezin bloklara gömüldükten sonra Nacera MS, Katana UTML, Katana STML, Nacera Q^3, IPS Emax CAD materyallerinden hazırlanan 100 adet örnek rastegele 2 gruba ayrıldı. İlk gruba (n=50) ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmadı. Diğer gruba (n=50) ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandı.

3.8 Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürü Uygulanmayan Örneklerin Kırılma Direncinin Belirlenmesi:

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklere (n=50) Universal test cihazında (Lloyd LRX instruments, Hampshire, İngiltere) başlangıç kırılma direnci ölçüldü. Test cihazında, restorasyonlar kırılana kadar yüklendi. Yük, mandibular 1. molar monolitik kronların oklüzal yüzeyinin santral fossasına, 1mm /dakika cross head hızında çelik bir bilye (6 mm çapında) ile dikey olarak uygulanmış, kırılma anındaki yük Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Yüklemeden önce 1 mm kalınlığında plastik folyo diş yüzeyi ile çelik bilye ucu arasına yerleştirildi (Resim 3.16).



Resim 3.16. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmayan örneklerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla Universal test cihazına yerleştirilmesi

3.9. Örneklere Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürünün Uygulanması

Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanacak örnekler için 2 akslı 6 hazneli çiğneme simülatörü (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 3.17).

Örnekler çiğneme simülatörüne, çelik bilye uç, mandibular 1. Molar dişin santral fossasına denk gelecek şekilde yerleştirildi (Resim 3.18). Mekanik yaşlandırma için 2,5 yıllık klinik kullanıma karşılık gelen 600.000 mekanik döngü uygulandı [169]. Mekanik döngü, 50 N'luk yük, 6 mm çapında çelik bilye şeklindeki uçla, molar dişin santral fossası üzerinde uygulanmıştır. Yük, vertikal olarak 5 mm'lik, yatay olarak 0,3 mm'lik hareket oluşturacak şekilde uygulandı. Çiğneme frekansı 1,2 Hz. olacak şekilde ayarlandı. Bu esnada eş zamanlı olarak ısısal yaşlandırma da termal siklus yöntemiyle uygulandı. Her bir ısısal döngüde örnekler 1 dakika boyunca 5 ° C soğuk distile su içinde, 1 dakika kuru ortamda, 1 dk boyunca 55 °C sıcak distile su içinde bekletildi.



Resim 3.17. Çalışmada kullanılan 2 akslı 6 hazneli çiğneme simülatörü

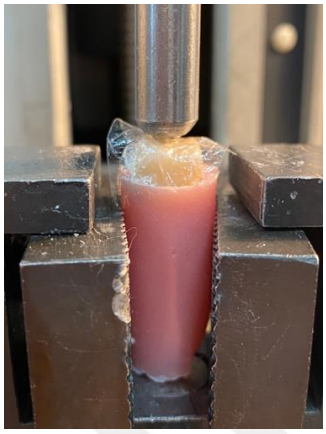


Resim 3.18. Örneklere ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulamak amacıyla çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi

3.10. Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Prosedürünün Uygulandığı Örneklerin Kırılma Direncinin Belirlenmesi

Test sonucunda ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan örneklere Universal test cihazında kırılma direnci testi uygulandı. Test cihazında, restorasyonlar kırılana kadar yüklendi. Yük, molar dişin oklüzal yüzeyinin santral fossasına, 1mm /dakika cross head hızında çelik bir bilye (6 mm çapında) ile dikey olarak uygulanmış, kırılma anındaki yük Newton (N)

cinsinden kaydedilmiştir. Yüklemeden önce 1 mm kalınlığında plastik folyo diş yüzeyi ile çelik bilye ucu arasına yerleştirildi (Resim 3.19).



Resim 3.19. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan örneklerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla Universal test cihazına yerleştirilmesi

3.11. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler IBM SPSS ver 23.0 istatistiksel paket programı ve R ver 4.0.3 programlama dili kullanılarak yapıldı. Analiz edilen tüm parametreler farklı içerikli seramik materyallerin kırılma direncinin ısısal ve mekanik yaşlandırma sonucu değişimi için tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük değer ve en yüksek değer olarak sunuldu. Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Varyansların homojenliği Levene testi ile incelendi. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan farklı materyallerin maksimum yük değerleri üzerindeki etkisi normallik ve varyansların homojenliği varsayımları sağlandığından iki yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. Yapılan ANOVA sonucunda farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan farklı içerikli seramik materyallere ait maksimum yük değerleri için Weibull dağılımına bağlı güvenilirlik analizi R programlama dilindeki “fitdistrplus” paketi kullanılarak yapıldı. Weibull dağılımı varsayımında yapılan güvenilirlik analizi sonucunda elde edilen parametreler kullanılarak 0,01, 0,05 ve 0,10 başarısızlık olasılıklarına karşı gelen maksimum yük değerleri tahmin edildi.

Ayrıca her grup için Kaplan-Meier yöntemi ile sağkalım eğrileri elde edilmiştir. Sağkalım eğrileri arasında farklılığın olup olmadığı R programlama dilindeki “survival” paketi kullanılarak Logrank testi ile karşılaştırıldı. Logrank testi sonucunda farklılığın hangi materyalden kaynaklandığı R programlama dilindeki “survminer” paketi kullanılarak Bonferronni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi ile araştırıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak $p<0.05$ alındı.

4. BULGULAR

Tez çalışmasında 4 farklı içeriğe sahip yüksek translüsent monolitik zirkonya (NMS, KST, KUT, NCQ) ve 1 adet lityum disilikat içerikli (EMAX) materyali kullanılarak ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisi karşılaştırılarak incelenmiştir. Bu amaçla her materyalden 20 adet kron restorasyonu üretilmiş ve restorasyonlar 2 gruba ayrılmıştır. İlk gruba herhangi bir ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Diğer gruba ise eş zamanlı olarak ısısal ve mekanik yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır. Mekanik yaşlanma prosedürü 600.000 mekanik döngü, 50 N'luk yük, 6 mm çapında çelik bilye şeklindeki uçla, molar dişin santral fossası üzerinde dikey olarak 5 mm'lik, yatay olarak 0,3 mm'lik hareket oluşturacak şekilde, 1.3 Hz. frekansta döngüsel bir biçimde uygulanmıştır. Bu esnada eş zamanlı olarak ısısal yaşlandırma da uygulanmıştır. Isısal yaşlandırma 3500 döngü olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Her bir ısısal döngüde örnekler 1 dakika boyunca 5 ° C soğuk distile su içinde, 1 dakika kuru ortamda, 1 dk boyunca 55 °C sıcak distile su içinde bekletilmiştir. Tüm örneklere Universal test cihazında (Lloyd Instruments, Ametek Inc, Florida, ABD) kırılma direnci testi uygulanmıştır.

4.1. Kırılma Direnci Bulguları

Araştırmada ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış gruplara, restorasyonlar kırılana kadar yükleme yapılmış ve kırıldığı andaki kuvvet değerleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Tüm örneklerde kırılmanın meydana geldiği andaki maksimum kuvvet değerleri Çizelge 4.1'de görülmektedir.

Çizelge 4.1. Örneklerde kırılmanın meydana geldiği maksimum yük değerleri

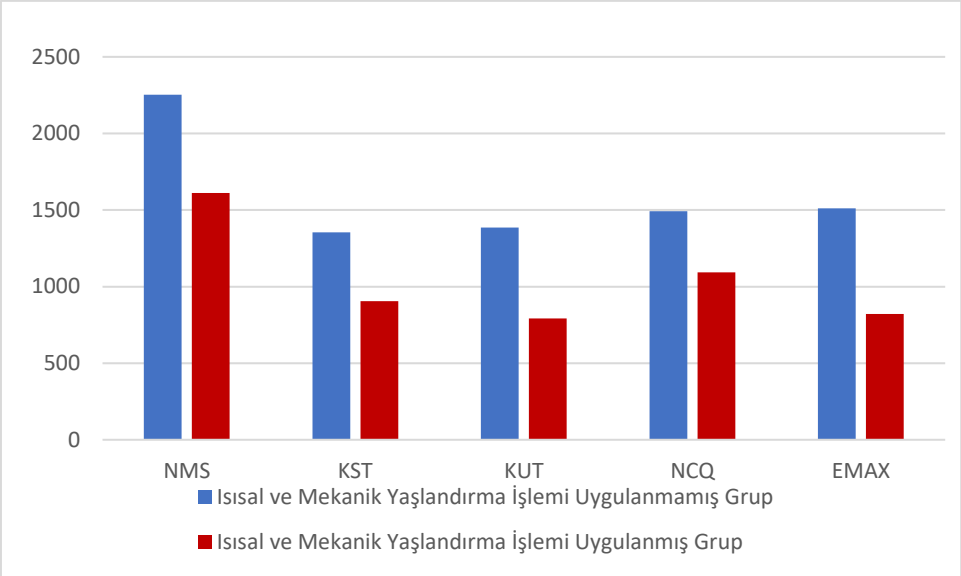
Materyal		Isısal ve Mekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmamış Grup	Isısal ve Mekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmış Grup
NMS	n	10	10
	Ort ± ss	2253,19±218,73	1610,36±216,98
	Ortanca (Min-Maks)	2227,83 (1820,33-2491,39)	1560,41 (1353,22-1985,10)
KST	n	10	10
	Ort ± ss	1385,22±312,59	791,35±147,91
	Ortanca (Min-Maks)	1337,81 (974,87-2120,00)	761,49 (601,75-1068,59)
KUT	n	10	10
	Ort ± ss	1355,16±259,91	904,03±140,18
	Ortanca (Min-Maks)	1295,47 (890,02-1745,99)	889,41 (600,27-1074,19)
NCQ	n	10	10
	Ort ± ss	1491,42±400,10	1093,39±233,66
	Ortanca (Min-Maks)	1289,13 (1125,64-2176,68)	1159,40 (671,15-1345,24)
EMAX	n	10	10
	Ort ± ss	1511,69±250,17	821,49±110,97
	Ortanca (Min-Maks)	1484,61 (1106,64-1928,77)	833,82 (638,02-1000,01)

Ort: Ortalama, ss: Standart sapma, Min: En küçük değer, Maks: En büyük değer

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta en yüksek değer ortalama kırılma direnci değeri NMS materyalinde (2253, 19 N) bulundu. Daha sonra EMAX materyali en yüksek değer almakta (1511,69 N) ve bunu NCQ (1491,42 N) ve KST (1385,22 N) takip etmektedir. En düşük değer ise KUT (1355,16 N) materyalinde bulunmuştur.

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandığında en yüksek ortalama kırılma direnci değeri yine NMS materyalinde (1610,36 N) bulundu. Daha sonra en yüksek değer NCQ (1093,39 N) materyalinde görülürken bunu KUT (904,03 N) ve EMAX (833,82 N) takip etmektedir. En düşük değer ise KST (791,39 N) materyalinde bulunmuştur.

Bu değerlere göre örneklerin materyallere ve ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmasına göre ortalama kırılma direnci değerleri aşağıdaki grafikte (Şekil 4.1) gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Örneklerin materyal ve ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin uygulanmasına göre ortalama kırılma direnci değerleri

Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği n<50 olduğu için Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelenmiştir. Her bir grup-materyal düzeyi için bulunan p değeri belirlenen 1. tip hata değerinden büyük olduğu için maksimum yük değerlerinin normal dağılıma uyum gösterdiği görülmüştür. Varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edilmiştir. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen bulunmuştur (F (9,90) = 1,2308, p=0,4328).

Farklı gruplarda (ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan) bulunan materyallerin maksimum yük değerleri üzerindeki etkisi iki yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. Öncelikle bu analizin varsayımlarının (normallik ve varyansların homojenliği) sağlanıp sağlanmadığı belirlendi.

Isısal ve mekanik yaşlandırma ve farklı materyallerin kırılma direnci değerleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı iki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçları çizelgede 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış farklı materyallerin kırılma direnci üzerindeki etkisinin 2 Yönlü Faktöriyel ANOVA ile incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p
Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Uygulanma	1	7706406,255	7706406,255	130,333	<0,001
Materyal	4	9769896,244	2442474,061	41,308	<0,001
Isısal ve Mekanik Yaşlandırma Uygulanma x Materyal	4	314661,976	78665,494	1,330	0,265
Hata	90	5321559,077	59128,434	---	---
Toplam	99	23112523,552	---	---	---

S= 243,1634, R^2=%77,0, Düzeltilmiş R^2=%74,7

Buna göre, farklı grupların (ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan) maksimum yük değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (F (1,90) =130,333 p<0,001). Farklı materyallerin kırılma direnci değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (F (4,90) =41,308, p<0,001). Farklı grup (ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan) ve materyallerin kırılma direnci değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (F (4,90) =1,330, p=0,265) (Çizelge 4.2).

Bu durumda hangi materyalin farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Tukey çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır. Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları ile tüm materyaller analiz edilmiştir (Çizelge 4.3)

Çizelge 4.3. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış materyallerin kırılma dirençlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal		
NMS	n	20
	Ort ± ss	1931,77±392,05^{A}
	Ortanca (Min-Maks)	1983,21 (1353,22-2491,39)
KUT	n	20
	Ort ± ss	1088,28±386,60^{B}
	Ortanca (Min-Maks)	1039,31 (601,75-2120,00)
KST	n	20
	Ort ± ss	1129,59±308,00^{B}
	Ortanca (Min-Maks)	1060,52 (600,27-1745,99)
NCQ	n	20
	Ort ± ss	1292,40±378,65^{B}
	Ortanca (Min-Maks)	1250,80 (671,15-2176,68)
EMAX	n	20
	Ort ± ss	1166,59±401,05^{B}
	Ortanca (Min-Maks)	1053,33 (638,02-1928,77)

Ort: Ortalama, ss: Standart sapma, Min: En küçük değer, Maks: En büyük değer
* Maksimum yük değerleri bakımından istatistisel olarak fark bulunan materyaller farklı harfle gösterilmiştir ($p<0,001$)

Tukey karşılaştırmalı test sonuçlarına göre NMS materyalinin kırılma direnci istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bulundu. Daha sonra en yüksek NCQ materyali bulunurken, bunları sırasıyla EMAX, KST ve KUT materyalleri takip etmiştir. NCQ, KST, KUT ve EMAX materyalleri arasında kırılma direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (Çizelge 3.4).

4.2. Weibull Sonuçları

Verilerin Weibull dağılım sonuçları Çizelge 3.4 ‘te verilmiştir. Karakteristik direnç (σ_0), weibull modülü (m) ve %10 ($\sigma_{0\,0.10}$), %5 ($\sigma_{0\,0.05}$), %1 ($\sigma_{0\,0.01}$) başarısızlık olasılığı için maksimum yük değerleri çizelge 3.4. ‘te gösterilmektedir. Weibull dağılım grafiği (Şekil 4.2) ve Weibull kırılma olasılığı grafikleri (Şekil 4.3) elde edildi.

Çizelge 4.4. Farklı materyaller için maksimum yük değerlerinin Weibull dağılımı varsayımında güvenilirlik analizi sonuçları

Grup	Materyal	Weibull Modülü	Karakteristik Direnç	Maksimum Yük Değeri		
		m	σ_0	%10 Başarısızlık Olasılığı İçin ($\sigma_{0,10}$)	%5 Başarısızlık Olasılığı İçin ($\sigma_{0,05}$)	%1 Başarısızlık Olasılığı İçin ($\sigma_{0,01}$)
Isısal ve Mekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan Grup	NMS	13,560 (3,505)	2344,43 (57,541)[a]	1978,367	1879,787	1669,421
	KST	6,020 (1,455)	1458,62 (81,104)[b]	994,816	886,604	678,582
	KUT	4,534 (1,001)	1507,55 (111,908)[b]	907,271	778,651	545,986
	EMAX	7,220 (1,766)	1612,838 (74,621)[b]	1172,429	1065,106	852,280
	NCQ	4,090 (0,965)	1641,81 (135,047)[b]	934,854	789,086	532,335
	Logrank testi: Ki-kare= 26,35, sd=4, p<0,001[1]					
Isısal ve Mekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmış Grup	NMS	7,710 (1,786)	1705,49 (74,457)[a]	1265,106	1156,333	938,480
	KST	8,728 (2,259)	958,315 (36,399)[b,c]	736,111	679,913	565,418
	KUT	5,720 (1,329)	852,088 (50,095)[c]	569,653	504,631	380,851
	EMAX	8,908 (2,194)	867,667 (32,541)[c]	670,012	619,854	517,397
	NCQ	6,300 (1,695)	1181,27 (62,099)[b]	819,576	734,174	568,636

[1]Logrank testi sonrası Bonferonni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi sonuçları:
KST-KUT: p=1,000; KST-NMS p<0,001; KST-NCQ p=1,000; KST-EMAX p=1,000; KUT-NMS p<0,001; KUT-NCQ p=1,000;
KUT-EMAX p=1,000; NMS-NCQ p=0,002; NMS-EMAX p<0,001; NCQ-EMAX p=1,000
[2]Logrank testi sonrası Bonferonni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi sonuçları:
KST-KUT: p=1,000; KST-NMS p<0,001; KST-NCQ p=0,141; KST-EMAX p=0,735; KUT-NMS p<0,001; KUT-NCQ p=0,027;
KUT-EMAX p=1,000; NMS-NCQ p<0,001; NMS-EMAX p<0,001; NCQ-EMAX p=0,021

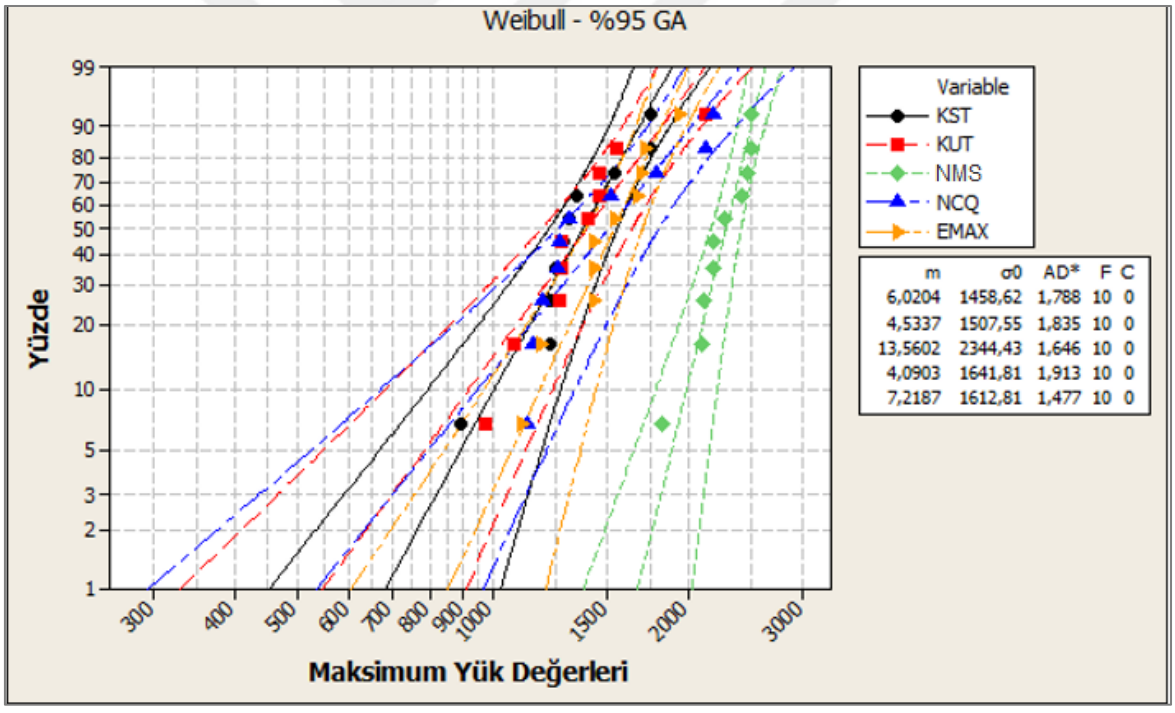
Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta en yüksek karakteristik direnç NMS (2344,43) materyalinde istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bulundu. Daha sonra en yüksek NCQ (1641,81) bulunurken bu değerleri sırasıyla EMAX (1612,838), KUT (1507,55), KST (1458,62) takip etti. NCQ, EMAX, KUT ve KST materyallerinin karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan grupta en yüksek karakteristik direnç NMS (1705,49) materyalinde istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bulundu. Daha sonra en yüksek NCQ (1181,27) materyali bulunurken daha sonra KST materyali (958,315) yer almaktadır. NCQ ile KST materyalleri arasında istatistiksel fark bulunmadı. Bu değerleri sırasıyla EMAX (867,667) ve KUT (852,088) materyalleri takip etmektedir. KST, EMAX ve KUT materyalleri arasında kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

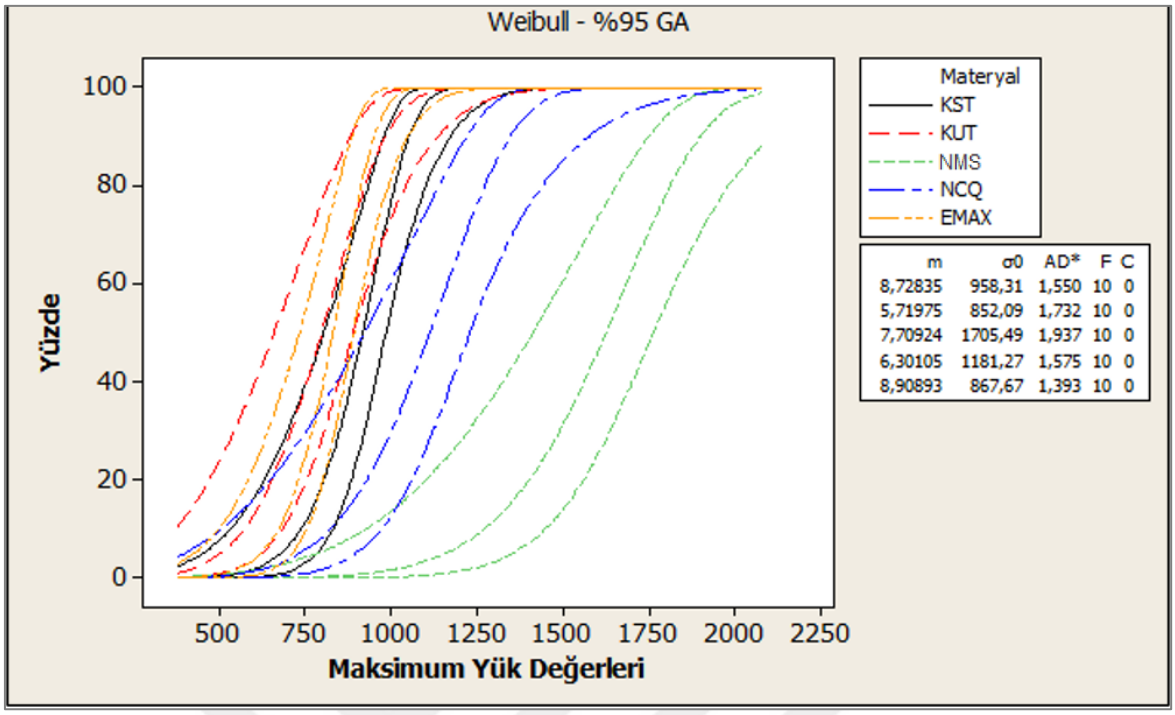
Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta Weibull modülleri arasında en yüksek değer NMS (13,560) materyalinde bulundu. Daha sonra en yüksek değer EMAX (7,220) materyalinde bulunmuş olup bu değerleri sırasıyla KST (6,020), KUT (4,534) ve NCQ (4,090) takip etmektedir.

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta en yüksek Weibull değeri EMAX (8,908) materyalinde bulundu. Daha sonra en yüksek değer KST (8,728) materyalinde gözlenirken, bu değerleri sırasıyla NMS (7,710), NCQ (6,300), KUT (5,720) takip etmektedir.

Güvenilirlik açısından incelendiğinde NMS materyalinin ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan ve uygulanmış gruplarda en güvenilir materyal olduğu görülmüştür.

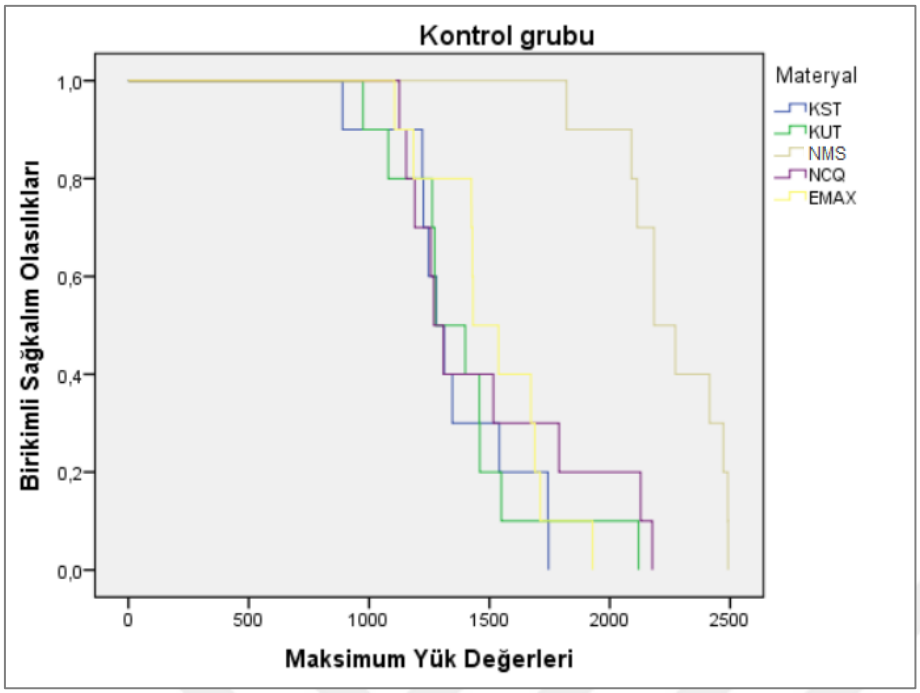


Şekil 4.2. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta yer alan farklı materyallere ait Weibull dağılım grafiği

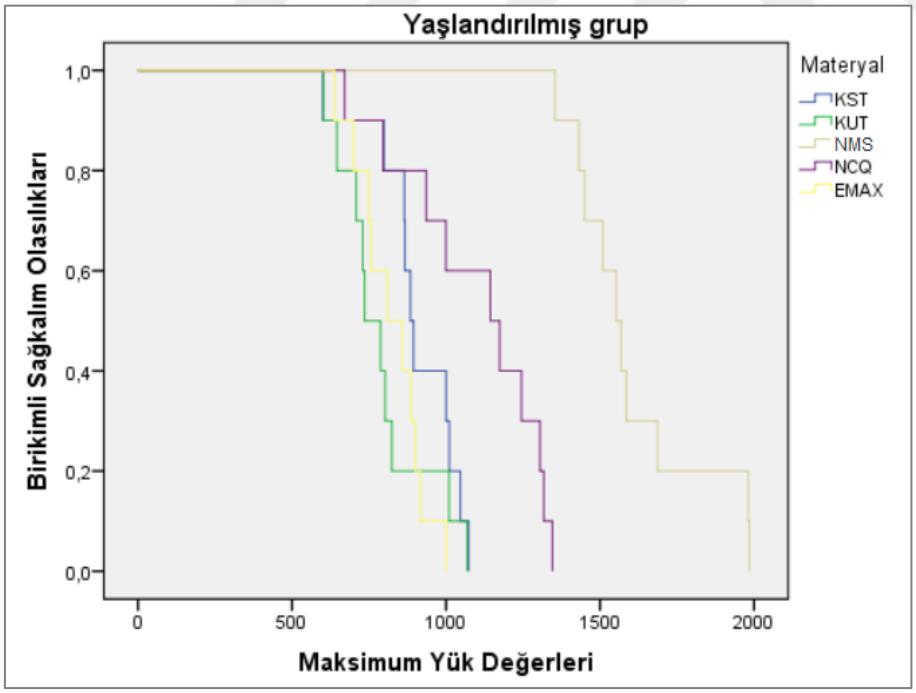


Şekil 4.3. Yaşlandırılmış grupta yer alan farklı materyallere ait Weibull kırılma olasılığı grafiği

Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan materyaller için Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrileri Şekil 4.4 ve 4.5'te verilmiştir. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmamış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrilerinin karşılaştırıldığı Logrank testi sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Ki-kare= 26,35, sd=4, p<0,001). Logrank testi sonrasında farklılığın hangi materyalden kaynaklandığının araştırıldığı Bonferroni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi sonucunda en farklı materyalin NMS olduğu görüldü. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrilerinin karşılaştırıldığı Logrank testi sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Ki-kare= 45,96, sd=4, p<0,001). Logrank testi sonrasında farklılığın hangi materyalden kaynaklandığının araştırıldığı Bonferroni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi sonucunda en farklı materyallerin NMS ve NCQ olduğu görüldü.



Şekil 4.4. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmamış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrileri



Şekil 4.5. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmış grupta Kaplan-Meier yöntemiyle elde edilen sağkalım eğrileri

5. TARTIŞMA

Tez çalışmasında, 4 farklı içeriğe sahip yüksek translüsent monolitik zirkonya (NMS, KST, KUT, NCQ) ve 1 adet lityum disilikat içerikli (EMAX) materyali kullanılarak ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisi karşılaştırılarak incelendi. Çalışma sonucunda farklı içerikli yüksek translüsent monolitik zirkonya ve lityum disilikat kron restorasyonlarının ısısal ve mekanik yaşlandırma sonrasında kırılma dirençlerinde belirgin azalma görüldü. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan gruplarda kırılma direncinin en yüksek NMS materyalinde olduğu belirlendi. NCQ, EMAX, KST ve KUT materyallerinin kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta karakteristik direnç NMS materyalinde istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bulundu. NCQ, EMAX, KUT ve KST materyallerinin karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan grupta en yüksek karakteristik direnç istatistiksel olarak NMS materyalinde bulunurken daha sonra ise aralarında istatistiksel olarak fark bulunmayan NCQ ve KST materyalleri yer almaktadır. Bu değerleri sırasıyla aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan KST, EMAX ve KUT materyallerinin karakteristik dirençleri takip etmektedir. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta Weibull modülleri arasında en yüksek değer NMS bulunurken daha sonra en yüksek değer EMAX materyalinde bulunmuş olup bu değerleri sırasıyla KST, KUT ve NCQ takip etmektedir. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta en yüksek Weibull değeri EMAX materyalinde bulundu. Daha sonra en yüksek değer KST materyalinde gözlenirken, bu değerleri sırasıyla NMS, NCQ, KUT takip etmektedir.

Isısal ve mekanik yaşlandırma işleminin 5 farklı içerikli materyal üzerinde kırılma dirençlerine etkisi tespit edilmiş ve 2,5 yıllık kullanım sonucunda materyallerin kırılma dirençlerinin etkilendiği ve azaldığı tespit edilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulamasında en yüksek karakteristik direnci NMS materyalinde belirlenirken daha sonra aralarında anlamlı fark olmayan NCQ ve KST materyali bulunmaktadır. KST, EMAX ve KUT materyallerinin karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sebeple çalışmanın sıfır hipotezi kısmen reddedildi.

Tam seramik materyaller, CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) sistemlerinin gelişmesiyle beraber, yüksek biyouyumlulukları, ışık geçirgenliğinin iyi olması ve mükemmel estetik görünümleri, iyi mekanik ve kimyasal dirençleri nedeniyle günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Tam seramik materyallerin en büyük dezavantajı ise kırılgan olmasıdır [50, 61].

Tam seramik restorasyonlar, materyalin opasite ve estetik özelliklerine göre tek tabaka ve çift tabaka olarak üretilip kullanılabilmektedir [50, 170]. Yüksek opasite gösteren materyaller, daha estetik silika içerikli seramiklerle veneerlenerek alt yapı materyali olarak çift tabaka halinde kullanılmaktadır. Tam seramiklerin iki tabakalı sistemlerde kullanımında, seramiğin ayrılma ve kopma gibi problemleri bulunmaktadır [63]. İki tabakalı sistemlerde oluşan ayrılma, kopma gibi problemler tek tabaka olarak kullanılan monolitik üretilen materyallerin gelişimini sağlamıştır. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonların avantajları arasında yüksek bükülme dayanımı, daha konservatif diş hazırlığı gerektirme, minimum antagonist dişte veya restorasyonda aşınma, iyileştirilmiş translüsensi ve tatmin edici estetik, daha az laboratuvar süresi ve hasta başında geçirilen sürenin az olması bulunmaktadır [171, 172].

Translüsent zirkonya ve lityum disilikat cam seramikler, yüksek kırılma dirençleri nedeniyle monolitik olarak en sık kullanılan tam seramik materyallerdir [173, 174]. Ağız içinde kullanılabilmesi amacıyla restoratif materyal estetik, biyouyumlulu, iyi mekanik özelliklere sahip olması ve dayanıklı olması gerekmektedir [175]. Zirkonya biyouyumluluk, estetik ve yüksek dayanıklılık gibi avantajlara sahip olması nedeniyle tercih edilmektedir [50]. Diş hekimliğinde en sık kullanılan zirkonya formu, üstün mekanik özelliklere sahip olan 3-itriya-tetragonal zirkonya polikristalindir (3Y-TZP). Bu materyal yüksek bükülme direnci (900–1200 MPa) ve kırılma tokluğu (9–10 MPa) değerlerine sahiptir [50, 176]. 3Y-TZP zirkonya materyali yüksek opasite değerieri göstermekte ve tane sınırlarından, gözeneklerden ve içerisindeki katkı maddelerinden ışık saçılmasına neden olmaktadır. Yüksek opasitesi nedeniyle posterior ve anterior bölgelerde monolitik olarak kullanımı tercih edilmemekte ve materyalin translüsensi özelliğini geliştirmek amacıyla silika seramiklerle veneerlenerek sabit protezlerde (FDP'ler) altyapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir. Ancak veneer materyalinin çatlama, kopmaya (chipping) eğilimi ve bazı durumlarda ara yüzey delaminasyonu dahil olmak üzere uzun vadeli klinik başarısızlık oranları, metal altyapılara göre daha yüksek bulunmuştur [72-74].

Lityum disilikat cam seramikler, feldspatik seramikten daha iyi mekanik özellikler sergiler ve zirkonyadan daha yüksek translüsensiye ve mükemmel optik özelliklere sahiptir. Çalışmada lityum disilikat seramik materyali olarak kullanılan IPS e.max CAD'in mekanik özellikleri zirkonya seramiklere daha düşüktür. Üretici firmadan alınan verilere göre bükülme direnci 530 MPa'dır [19]

3Y-TZP zirkonyanın translüsensini arttırma, opasitesini azaltmak ve monolitik olarak kullanım endikasyonu sağlamak için mikroyapıda bazı iyileştirmeler yapılmıştır. Bu amaçla alümina katkı maddesinin konsantrasyonunu büyük ölçüde azaltılmıştır. Bu yöntemle translüsensi az da olsa bir iyileşmeye yol açılmıştır [75]. Bu tip zirkonyaların, monolitik posterior restorasyonlarda kullanımının uygun olmakla birlikte, anterior bölgede monolitik kullanım için hala yeterince estetik olmadığı bildirilmiştir [76]. Translüsensiyi arttırmak için zirkonyanın içeriğindeki alüminanın konsantrasyonunu büyük ölçüde azaltmak, daha yüksek sıcaklıklarda ve sürelerde sinterleme yapmak [75], içeriğine %0.2 mol La_2O_3 ekleme ve içeriğindeki kübik faz oranını arttırma yöntemleri kullanılmıştır [76]. Günümüzde monolitik olarak kullanılan değişik derecelerde ışık geçirgenliği sağlayan 3Y-TZP seramikleri üretilmiştir. Ancak bu materyallerin translüsenslikleri, mükemmel bir estetik istendiğinde cam seramiklerden daha düşüktür [61, 81, 82].

Tez çalışmasında kullandığımız, yüksek translüsensiye sahip, %3 mol Y_2O_3 içerikli (3Y-TZP) Nacera Pearl Multi-Shade (Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Germany) itriya ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin içeren ve monolitik olarak da kullanılabilen bir materyaldir. Materyalin kullanım endikasyonları arasında 16 üniteye kadar tek kuronlar ve/veya köprüler için posterior bölgede, 2 gövdeyi geçmeyecek şekilde köprülerde kullanımı yer almaktadır [85].

Zirkonyanın estetik özelliklerinin geliştirilerek translüsensinin arttırılması, monolitik olarak kullanılabilen, alternatif bir materyal olmasını sağlamıştır [177]. Günümüzde materyaldeki opasiteyi azaltmak için uygulanan kübik faz ilavesi ile tranlüsent zirkonyalar üretilmektedr. Bu amaçla materyalin itriya içeriği arttırılmış ve parsiyel stabilize zirkonyalar üretilmiştir. Değişik oranda itriya içeriğine sahip %4 mol (4Y-PSZ), %5 mol (5Y-PSZ) ve %6 mol (6Y-PSZ) yüksek translüsent zirkonya materyalleri geliştirilmiş ve kullanılmaya başlanmıştır. Daha fazla itriya ve kübik faz içeriğine sahip yeni geliştirilen zirkonyalar, ışığın çift kırıcılık özelliğinin az olması nedeniyle daha fazla translüsent özellik göstermektedir [76, 86].

Baldissara ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada kübik zirkonya materyalleri (Katana UTML, Katana STML) ile lityum disilikat (IPS e.max CAD) materyallerinden 1 ve 1.5 mm kalınlıklarında mandibular 1 molar monolitik kron restorasyonları üretilmiş ve optik özellikleri karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda kübik zirkonya materyallerinin translüsensinin lityum disilikattan üstün olduğu belirlenmiştir [178]. Ancak yüksek translüsent zirkonyalarda mekanik özellik daha zayıf olduğundan klinik kullanımlarında dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir [76].

Abdulmajeed ve diğerleri yaptıkları çalışmada [179] Katana HT, Katana STML, Katana UTML materyallerini kullanarak disk şekilli örnekler üretip, ısısal ve mekanik yaşlandırma sonucu bükülme dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Pereira ve diğerleri [180] disk şeklinde ürettikleri farklı içerikli yüksek translüsent zirkonyaları (Katana UTML, Katana STML, Katana ML) statik olarak yaşlandırıp, bükülme dirençlerini karşılaştırmışlardır Bir başka çalışmada ise Inokoshi ve diğerleri farklı yüksek translüsent zirkonyaların (Katana UTML, Katana STML, Katana HT, Zpex Smile) morfolojik ve kristal yapılarını araştırmışlardır [181]. Baldissara ve diğerleri ise [178] yüksek translüsent monolitik zirkonya kron restorasyonlarının (Katana UTML, Katana STML) farklı kalınlıktaki translüsensi özelliğini lityum disilikatla (IPS e.max CAD) karşılaştırmışlardır. Schlenz ve diğerleri [182] yaptıkları çalışmada 2 farklı yüksek translüsent zirkonya materyalini (Nacera Pearl Q^3 Multi-Shade, Nacera Pearl Multi-Shade) ve 2 farklı polimer materyali (Brilliant Crios, Vita Enamic), kullanarak kron restorasyonu üretmiş, ısısal ve mekanik yaşlandırma sonucu kronlarda oluşan mikrosızıntıları incelemişlerdir. Yüksek translüsent zirkonyaların mekanik özelliklerinin değerlendiri ldiği çalışmalar azdır ve bununla ilgili bilgiler sınırlı sayıdadır.

Bu tez çalışmasında 4 farklı içeriğe sahip 3Y-TZP (Nacera Pearl Multi Shade), 4Y-PSZ (Katana STML), 5Y-PSZ (Katana UTML), 6Y-PSZ (Nacera Pearl Q^3 Multi Shade) yüksek translüsent zirkonya materyalleri kullanılmıştır. Tez çalışmasında kullanılan %4 mol Y_2O_3 (4Y-PSZ) Katana STML (Super Translucent Multi-Layered Zirconia) [76] yüksek translüsensiye sahip monolitik olarak kullanılabilen bir materyaldir. Üretici firma tarafından yapılan 3-nokta bükülme testi sonucunda bükülme dayanımının 748 MPa olduğu bildirilmiştir. Kullanım endikasyonları anterior ve posterior kronlar, laminate veneerler, inley/onley ve 3 üyeli köprülerdir [87]. %5 mol Y_2O_3 (5Y-PSZ) [76] Katana UTML (Ultra Translucent Multi-Layered Zirconia) monolitik olarak kullanılabilen yüksek translüsent zirkonya materyalidir. Üretici firma tarafından yapılan 3-nokta bükülme testi sonucunda

bükülme dayanımının 557 MPa olduğu ve kullanım endikasyonlarının anterior ve posterior kronlar laminate veneerler, inley/onley olduğu belirlenmiştir [88]. Bir diğer kullanılan parsiyel stabilize zirkonya materyali ise %6 mol Y_2O_3 (6Y-PSZ) Nacera Q^3 (Doceram Medical Ceramics Gmbh, Dortmund, Almanya) yüksek translüsensiye sahip, monolitik olarak da kullanılabilen bir materyaldir. Üretici firma tarafından bükülme dayanımının 600 MPa olduğu, anterior ve posterior tek kron ve anterior ve premolar bölgede sınırlı olmak üzere 3 üyeli köprülerde kullanım endikasyonu olduğu bildirilmiştir [85].

Ağız ortamında çiğneme ve yutma sırasında termal ve mekanik kuvvet değişimleri oluşmaktadır. Ağız içinde oluşan ortalama çiğneme kuvvetleri, dişlerin ağız içinde yerleştiği konuma göre değişebilmektedir [183]. Genel olarak anterior bölgedeki dişlere uygulanan çiğneme kuvvetleri 3 ile 72 N arasında değişebilmekte ancak posterior molar bölgelerdeki çiğneme kuvvetleri ise 50 ile 250 N arasında değişkenlik gösterebilmektedir [148]. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda ağız içerisinde çiğneme etkinliğinin en yoğun gerçekleştiği bölge mandibular 1. molar diş bölgesinin olduğu belirtilmiştir [168, 183]. Bu amaçla yaptığımız in vitro tez çalışmasında mandibular 1. molar diş seçilerek çiğneme etkinliğinin farklı materyaller üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla monolitik kron restorasyonları üretilmiştir.

Monolitik olarak kullanılabilen zirkonya posterior bölgede yüksek kırılma direnci nedeniyle daha az kalınlıkta kullanılabilmektedir [184-187]. Bu sebeple monolitik zirkonya restorasyonları ile daha az diş preparasyonuyla minimal invaziv tedaviler uygulanabilmektedir [188]. Monolitik olarak kullanılan lityum disilikat ise estetik özellikleri iyi bir materyal olmasına rağmen klinik kullanımında minimum 1-1,5 mm oklüzal kalınlık gerektirmektedir [184]. Çalışmamızda mandibular 1. molar monolitik translüsent zirkonya ve lityum disilikat kron restorasyonlarının yüzey kalınlıkları 1 mm olarak planlanıp uygulanmıştır.

Sorrenti ve diğerleri yaptıkları çalışmada farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm) üretilen monolitik zirkonya kron restorasyonlarının kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. 0,5 mm okluzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kron restorasyonlarının posterior bölgede kullanılabileceği bildirilmiştir [187]. Nakamura ve diğerleri ise 0.5 mm oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya retorasyonlarının kırlma

dayanımının, 1,5 mm kalınlığa sahip lityum disilikat restorasyonlarının kırılma dayanımlarından daha yüksek olduğunu çalışmalarında tespit etmişlerdir [186].

Zirkonyanın başlangıçtaki yüksek kırılma direncine rağmen, ağız ortamında maruz kaldığı termal ve mekanik değişiklikler, mekanik ve optik özelliklerinde bozunmaya yol açabilmektedir [184]. Aynı zamanda yapılan çalışmalarda zirkonyanın antagonist minede aşınmaya neden olduğu da bildirilmiştir [189]. Bu nedenle, monolitik zirkonya hakkında daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Lityum disilikat seramikleri ise kısa dönemde anterior ve posterior kronlarda yüksek başarı oranları gösterse de [167, 190] posterior kronlarda uzun sürekli kullanımlarıyla ilgili bilgiler sınırlı sayıdadır.

Zirkonya, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman gibi geleneksel simanlarla simante edilebilir. Ancak geleneksel simantasyon sonrası diş renginde bozulma, zayıf marjinal uyum ve daha düşük mekanik özellikler görülebilmektedir [191, 192]. Tam seramik restorasyonların adeziv rezinle simantasyonu avantajları arasında daha düşük mikrosızıntıya sebep olması [193] ve kuvvetlerin dağılımı sırasında diş-restorasyon birleşiminin mine dentin kompleksine benzer hareket etmesi [194] bulunmaktadır. Bunun sonucunda adeziv simantasyonun kullanılan materyalin direncini artırdığını ve materyalin daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu çalışmalarda belirtilmiştir [151, 185, 195]. Adeziv simantasyon aynı zamanda, minimal invaziv preparasyon uygulanmasına ve buna uygun tasarımların yapılabilmesine olanak vermektedir [196].

Zirkonya seramiklerinin adeziv rezinle simantasyonu öncesi önerilen yüzey işlemleri 30-250 μm Al_2O_3 kumlama [104], MDP primerinin uygulanması [129] ve lazer uygulamasıdır [94, 119]. Zirkonya seramiklerinin içeriğinde camsı faz bulunmadığından HF asitle aşındırmaya uygun değildir. Yüzey pürüzlülüğünün 2.5 barda farklı boyutlarda (50-110 μm) alüminyum oksit Al_2O_3 kumlama ile oluşturulması ve daha sonra MDP içerikli adeziv monomer içeren sistemle adeziv simantasyonu yapılan çalışmalarda önerilmektedir [107, 146]. MDP içeren primer rezin siman ile zirkonya arasında dayanıklı bir bağlantı kuvveti oluşturduğu Magne ve diğerleri [147] ile Inokoshi ve diğerlerinin [181] yaptıkları in vitro çalışmalarda gösterilmiştr. Lawson ve diğerleri [197] 0,8 mm kalınlığındaki 3Y-PSZ (Lava Plus; 3M ESPE, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), 5Y-Z (DWX-51D; Roland, Hamamatsu, Japan) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD LT; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) materyallerini kullanarak yaptıkları çalışmada adeziv rezin simanla simante edilen 5Y-Z ve

lityum disilikat kronların benzer kırılma direncine sahip olduğunu, 3Y-PSZ'nin 2 materyalden de yüksek kırılma direnci değerlerini gösterdiğini belirtmişlerdir.

Lityum disilikat seramiklerin adeziv rezinlerle simantasyonu öncesinde önerilen yüzey işlemleri Al_2O_3 ile kumlama [104], HF (hidroflorik asit) ile yüzey pürüzlendirme ve sonrasında silan bağlantı ajanını kullanma [115, 116], tribokimyasal silika kaplama [107] ve lazer uygulamasıdır [119]. Lityum disilikat seramikleri, zirkonyaya kıyasla düşük dayanıklılık ve dirence sahiptir. Bu nedenle protetik restorasyonların dayanıklılığını arttırmak için adeziv simantasyona ihtiyaç vardır [105, 198]. Adeziv simantasyon öncesi materyalin kimyasal yapısı dikkate alınarak yüzey hazırlığı oluşturulmalıdır. Lityum disilikat içerikli cam seramikler için önerilen yüzey hazırlığında HF asitle yüzey pürüzlendirmesi ve ardından silan bağlantı ajanı kullanılması önerilmektedir [144].

Tüm bu çalışmalar göz önünde bulundurularak tez çalışmasında zirkonya monolitik kron restorasyonlarının iç yüzeyi 50 μm alüminyum oksit ile kumlama yapılıp MDP içerikli primer uygulanmış, dual cure sertleşen adeziv rezin siman ile simante edildi. Lityum disilikat monolitik kron restorasyonları için %5 HF asitle pürüzlendirildi, ardından cam seramik silan bağlantı ajanı uygulandı.

Tam seramik restorasyonların üretimi sonrasında materyalin dış yüzeylerine bitirme işlemleri uygulanması gerektiği önerilmektedir [199]. Pürüzlü bir yüzey, materyalin yüzey özelliklerini etkileyerek onu düzensiz hale getirmektedir. Bunun sonucunda materyalin dayanıklılığında azalmaya, antagonist dişte aşınmaya ve biyofilm birikimininde artışa neden olabilmektedir [199, 200]. Bu değişiklikler seramik yüzey üzerinde daha fazla strese yol açar ve dolaylı olarak malzemenin bozulmasını arttırarak estetik ve uzun ömürlülüğünü azaltır [65, 201].

Monolitik restorasyonlara yüzey bitirme işlemi olarak glaze [202], elmas polisaj frezleriyle polisaj [203], ince elmas frezlerin kullanımı [204] ve polisaj patı kullanımı [205] gibi çeşitli teknikler önerilmiştir. Glaze bitirme işlemi, yapıyı zayıflatan çekme kuvvetleri altında yayılabilen çatlakların gelişmesine yol açabilmekte iken polisaj bitirme işleminin oluşan mikro çatlakları kapatabildiği bildirilmiştir [163] [206]. Zucuni ve diğerleri [207] yaptıkları çalışmada full stabilize IPS e.max Zircad MT Multi zirkonya materyaline polisaj ve glaze bitirme işlemi uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda glaze bitirme işleminin yüzey

pürüzlülüğünü azalttığını ancak ısısal işlem uygulandığı için materyalin yapısında değişikliğe neden olduğunu ve kırılma dayanımında bir azalma oluşturduğunu belirtmiştir. Lai X [208] ve diğerleri zirkonya seramiklere glaze bitirme işlemi uygulamasının materyalin bükülme direncinde azalma meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Günümüzde en çok kullanılan yüzey bitirme işlemlerinden biri olan elmas polisaj sistemlerinin kullanılması ile materyalde kırılma direncinin arttığı ve materyalin daha iyi yüzey morfolojik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir [203].

Zirkonya ve lityum disilikat seramikleri için özel olarak üretilen, genellikle iki (kalın-ince) veya üç aşamalı (kalın-orta-ince) setlerden oluşan polisaj sistemleri kullanılmaktadır. Son çalışmalarda polisaj patlarının da kullanımı önerilmektedir [205]. Pfefferle ve diğerleri [189] zirkonya materyaline 2 aşamalı polisaj sistemleri ile bitirme işlemi uygulandığında yüzey pürüzlülüğünün azaldığını ve bükülme direncinin belirgin bir biçimde arttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda zirkonya ve lityum disilikat mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarına bitirme işlemi olarak dış yüzeylerine 2 aşamalı polisaj uygulanmıştır. Polisaj işlemi zirkonya ve lityum disilikat materyalleri için ayrı, özel olarak üretilen 2 aşamalı (kalın-ince) elmas polisaj bitirme frezleri ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

In vitro çalışmalarda yapay dişlerin kullanımı, çekilmiş dişlerdeki anatomik farklılıklar farklılıklar, standardize edilemeyen pulpa ve dentin arasındaki mesafe nedeniyle tercih edilmektedir. Yapılan çalışmalarda yapay diş materyali olarak araştırmacılar tarafından epoksi rezin [209], polioksi rezin [210], kompozit rezin [211] [197], kobalt krom alaşımı [150] [212] materyalleri kullanılmıştır. Yücel ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, yapay diş materyali olarak zirkonya, epoksi rezin, paslanmaz çelik (krom nikel alaşımı) ve pirinç alaışımının stres dağılımını sonlu eleman analiz yöntemiyle dentin materyaliyle karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda epoksi rezin materyalinin dentinle benzer şekilde elastisite gösterdiği bildirilmiştir [209]. Rezin içerikli materyaller, in vitro çalışmalarda yapay diş materyali olarak dentin alternatifi olarak kullanılabilmektedir [209, 213].

Tam seramik kronlar için uygulanan kırılma anındaki yük, çalışmada kullanılan yapay dişlerin materyalinin elastisite modülünden etkilenmektedir [209]. İdeal olarak, kullanılan yapay diş dentin gibi elastik olmalıdır, ancak dentinin mekanik özellikleri tek başına elastikiyet modülünden daha fazlasına bağlıdır [214]. Elastisite modülündeki ve Poisson

oranındaki dentin tübüllerinin yönü ve pulpaya olan mesafe ile varyasyon ve çiğneme sırasında uygulanan oklüzal kuvvetin değişen yönü, in vitro olarak simüle edilmesi zor olan değişkenlerdir [209, 213].

Son yıllarda diş hekimliğinde çok sayıda metal, tam seramik veya polimer materyal kullanılmaktadır. Materyallerin mekanik performanslarını randomize kontrollü klinik çalışmalarda test etmek gerekmektedir. Bu nedenle klinik öncesi yapılan testler, materyallerin fiziksel ve mekanik olarak değerlendirilmesine ve klinik kullanım endikasyonlarının belirlenmesine yardımcı olmaktadır [215].

Yapılan in vitro çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin in vivo davranışını yansıtmak amacıyla yapay periodontal ligament uygulaması önerilmektedir. Bu sayede in vitro olarak oluşturulan restorasyonun kırılma direnci ve ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi sonrası mekanik özellikleri daha doğru değerlendirebilmektedir [216]. Periodontal ligament, diş üzerine gelen stresleri absorbe etmekte ve alveolar kemiğe iletmektedir. Dişe uygulanan kuvvetin miktarı arttıkça fibriller rijit hale gelmekte ve kuvveti kök yüzeyi boyunca dağıtmaktadır [217]. Rees ve diğerleri sonlu eleman analizi kullanarak yaptıkları çalışmada, in vitro çalışmalarda periodontal ligament kullanımının önemini rapor etmişlerdir [216]. Soares ve diğerleri ise yaptıkları in vitro çalışmada dişlerin kırılma dirençlerinin yapay periodontal ligament yapımınına bağlı olup olmadığın araştırmışlardır. Yapay periodontal ligament yapılan dişlerin, yapay periodontal ligament yapılmayan dişlerden daha düşük kırılma dayanımı gösterdiğini, aynı zamanda yapay periodontal ligamentin dişlerde görülen kırık tiplerininin farklılaşabildiğini bildirmişlerdir [217].

Bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamızda yapay dişlerin kök yüzeyleri, dişin alveol kemik içindeki hareketini simüle edebilmek için kron marjinlerinin 2 mm apikalinden itibaren 0.25 mm kalınlığında, polivinil siloksan ölçü materyalinden oluşturulan bir silikon tabaka ile kaplanmıştır.

Ağız ortamında çiğneme ve yutma sırasında gerek ısı değişimleri gerekse farklı bölgelerde uygulanan farklı kuvvet değişimleri oluşmaktadır. Ağız içinde oluşan termal sıcaklık değişimleri ise sıcak ve soğuk gıdalara bağlı olarak 0-70 ºC arasında değişebilmektedir [149]. İnsanlarda çiğneme ve yutma sırasındaki ortalama çiğneme kuvvetlerinin posterior dişlerde 50 ile 250 N arasında değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Bununla birlikte Magne

ve diğerleri bruksizimli hastalarda bu değerlerin 500-800 N'a kadar ulaşabildiğini rapor etmişlerdir [218]. Literatürde Nikoido ve ark.'nın yaptıkları çalışmada çiğneme ve yutma sırasında uygulanan ortalama sabit kuvvetin 50 N olduğu rapor edilmiştir [219].

Dental restorasyonlar da ağız içinde görülen çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak ısısal değişimlere ve oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Materyallerin dayanıklılıklarıyla ilgili yapılan araştırmalar restorasyonların klinik kullanımı hakkında bilgi vermektedir. Materyalin yapısında zamanla oluşabilecek komplikasyonları önlemek amacıyla klinik kullanımları öncesi in vivo ve in vitro testler yapılmaktadır. In vivo testlerde dental restorasyonlara uygulanan dayanıklılık testleri etik sorunlar ve standardizasyonun sağlanamaması nedeniyle tercih edilmemektedir. Bu sebeple materyaller ve teknikler klinik kullanım öncesi genellikle in vitro olarak test edilmektedir [150, 151].

Materyallerin klinik kullanım sırasındaki özellikleri in vitro olarak statik, dinamik ve döngüsel yorulma testleri kullanılarak test edilmektedir. Statik yaşlandırma testleri ile materyalin kendisinde veya yapısal bileşeninde görülen başarısızlıkların zaman içindeki dağılımı ve süresi ölçülmektedir. [152, 153]. Bu teknik, materyalin kendisinde veya yapısal bileşeninde görülen başarısızlıkların zaman içindeki dağılımını ve süresini ölçer. Azalan sabit yüklerle uygulanan bu teknik, incelenmekte olan materyalin artan statik ömrünü göstermektedir. Seramik materyallerde, bu teknikle çatlak oluşumu ve oluşan çatlağın yavaş bir şekilde büyümesi beklenir.

Dinamik yaşlandırma testleri ile materyalde görülen kritik altı çatlak büyüme parametrelerini belirlemek için bükülme dayanımı testi sırasında farklı sabit gerilim oranlarını kullanır [49, 153]. Dinamik yaşlandırma tekniği ile ilgili standartlar ASTM C 1368 ve EN 843-3'te bulunmaktadır [154, 155]. Zhang ve diğerleri [211] yaptıkları çalışmada zirkonya (Lava Plus), lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve rezin kompozitten (Lava Ultimate) ürettikleri mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarını dinamik yaşlandırma tekniği kullanılarak dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda zirkonyanın en dayanıklı materyal olduğu, lityum disilikatın da orta dayanıklılığa sahip olduğu belirtilmiştir.

Döngüsel yaşlandırma testleri ise klinik olarak ağız içini taklit eden en iyi in vitro yaşlandırma tekniğidir. Bu teknik, uygulaması en çok zaman alan teknik olmasına rağmen,

materyalin ömrü ile ilgili en iyi sonucu vermektedir [152]. Döngüsel yaşlandırma testleri çiğneme simülatörleri olarak da bilinmektedir [160]. Çiğneme simülatörleri ile çiğneme hareketleri simüle edilmekte ve eş zamanlı termal siklus ile kombinasyon halinde çalışmaktadır. Steiner ve diğerleri [162] çiğneme simülatörlerinin çiğneme hareketlerini tek eksenli veya çok eksenli harekette düzgün bir şekilde simüle edebilmesi ve ısırma kuvvetlerini döngüsel yükleme şeklinde gerçekleştirebilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Çalışmalarda sıklıkla dual akslı çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Bu cihazların termal siklus uygulaması yapabilen su haznesi bulunmaktadır. Vertikal (dikey) ve horizontal (yatay) olarak farklı kuvvetler uygulayabilir ve hem ikili, altılı ve sekizli hazne çeşitleri vardır [162]. Steiner ve diğerleri [162] ve Elsayed ve diğerleri [150] çalışmalarında 8'li haznesi (Willytec, Münih, Almanya) bulunan çiğneme simülatörünü tercih etmişlerdir. Çiğneme simülatörleriyle antagonist olarak çeşitli materyaller ve çaplarda top uçlarla kuvvet uygulanabilmektedir [162, 163].

Çalışmada ağız içi koşulları in vitro ortamda mümkün olduğu kadar taklit edebilmek, için dual akslı çiğneme simülatörü kullanılmıştır. Çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan fizyolojik mekanik ve ısısal yükleme altında herhangi deformasyon olup olmayacağını test etmek ve çalışmanın sonunda nihai kırılma direncini test etmeden önce olası mikro çatlakların büyümesine izin vermek için ısısal ve mekanik yükleme koşulları seçilmiştir.

Çiğneme simülatörleri, çiğnemeyi taklit eden mekanik yükleme ile ısısal yaşlandırmayı taklit eden termal döngü özelliklerini eş zamanlı olarak gerçekleştirir [161]. Çiğneme simülatöründe ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış ve kullanılan parametreler literatürde bildirilen fizyolojik değerlere göre şekillendirilmiştir. Ağız içinde kullanılacak materyalleri in vitro olarak yüksek çiğneme döngüleri uygulanarak test edilmesi, materyallerin klinik koşullarda sağ kalımları hakkında daha doğru bilgi vermektedir [169]. Yapılan klinik çalışmalarda yılda ortalama 250.000 çiğneme döngüsü gerçekleştiği bildirilmiştir [166, 220]. Bununla beraber genel kabul görmüş standart ısısal ve mekanik yaşlandırma parametreleri yoktur [161].

Literatürde Clausen ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada lityum disilikat seramiklerini kullanarak 600.000 çiğneme döngüsünü 1,2 Hz. frekansta uygulamışlardır [166]. Bir başka çalışmada ise Elsayed ve diğerleri [150] farklı ittyira içerikli (3Y-TZP, 4Y-TZP, 5Y-TZP)

zirkonya materyallerini kullanarak yaptıkları çalışmada 1.200.000 çiğneme döngüsünün materyallerin kırılma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Mayinger ve diğerleri ise farklı içerikli (3Y-TZP ve 4Y-TZP) zirkonya materyallerinin kırılma dirençlerini çiğneme döngüsünü 1.200.000 olacak şekilde ve frekansını 1,1 Hz. olarak uygulayarak karşılaştırmışlardır [205].

Çalışmalarda, çiğneme simülatörlerinde kullanılan frekans değerlerinin standardize olmadığı, pek çok farklı değerin uygulandığı görülmüştür. Literatürde fizyolojik olarak çiğneme frekansının kişiden kişiye değiştiği, çoğunlukla 2 Hz'in altında olduğu bildirilmiştir [221]. Yapılan in vivo çalışmalarda da 1,2 Hz-1,8 Hz arasındaki çiğneme frekansı değerlerinin fizyolojik olduğu belirtilmektedir [222]. Rosentrit ve diğerleri yaptıkları çalışmada, frekansın kırılma direnci üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını ve ortalama in-vivo frekansın 1,2 Hz olduğunu belirtmişlerdir [161].

Literatürde Schwendicke ve diğerleri [223] ile Elsayed ve diğerleri [150] tarafından yapılan ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulaması için çiğneme simülatörünün kullanıldığı çalışmalarda 50 N'luk yük uygulamasını tercih ettikleri belirlenmiştir. Mevcut çalışmalara dayanarak, tez çalışmamızda kullandığımız materyallerin uzun süreli kullanımlarını test etmek amacıyla yaklaşık 2,5 yıllık in vivo kullanımı temsil eden 600.000 in vitro çiğneme döngüsü uygulanmıştır [169]. Çalışmada mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarına çiğneme simülatöründe mekanik döngü sırasında 50 N'luk mekanik yük uygulanmıştır. Kuvvet mandibular 1. molar kron restorasyonlarının santral fossasına vertikal olarak 1 mm/dakika hızla, horizontal olarak 0,3 mm olacak şekilde 1.2 Hz. frekansta, 6 mm çapındaki çelik bilye yardımıyla uygulanmıştır.

Çiğneme döngüsü esnasında ağız içinde klinik olarak oluşan sıcaklık değişimleri gıdalara bağlı olarak 0-70 ºC arasında değişebilmektedir [149]. Araştırmacılar in vitro yaşlandırma çalışmalarında ağız içi sıcaklık değişimlerinin ve sıvı temasının taklit edilmesi gerektiğini, termal siklus uygulamalarının kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. ISO (International Organization for Standardization) dental materyallerde ısısal yaşlandırma için kullanılan termal siklus uygulamaları için 5℃-55℃'de uygulanan banyo sıcaklıkları standart prosedür olarak belirlemiştir [224]. Tez çalışmamızda da hem çalışmalarda sıklıkla kullanılan hem de ISO 11405:2015'te de belirtildiği gibi [224] sıcaklık değerleri 5℃-55℃ olan banyo sıcaklıkları tercih edilmiş, 1'er dakikalık sikluslar halinde uygulanmıştır.

Bu çalışmada, mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlara eşzamanlı olarak uygulanan ısısal ve mekanik yaşlandırma işleminin kırılma direncine etkisi belirlenip. ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış gruplarla karşılaştırılmıştır. Çalışma sırasında ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarının hiçbirinde uygulama sırasında ve sonrasında çatlak, kırık vs. deformasyon görülmemiştir.

Çalışma sonucunda tüm materyal gruplarından oluşturulan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarının kırılma direnci değerlerinin ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulaması sonrasında istatistiksel olarak belirgin bir biçimde azaldığı belirtildi. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta en yüksek ortalama kırılma direnci değeri NMS materyalinde (2253, 19 N) bulundu. Daha sonra EMAX materyali en yüksek değer almakta (1511,69 N) ve bunu NCQ (1491,42 N) ve KST (1385,22 N) takip etmektedir. En düşük değer ise KUT (1355,16 N) materyalinde bulundu. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandığında en yüksek ortalama kırılma direnci değeri yine NMS materyalinde (1610,36 N) bulundu. Daha sonra en yüksek değer NCQ (1093,39 N) materyalinde görülürken bunu KUT (904,03 N) ve EMAX (821,49 N) takip etmektedir. En düşük değer ise KST (791,39 N) materyalinde bulunmuştur.

Bu sonuçlar Baldassari ve diğerleri [225], Elsayed ve diğerleri [150] da çalışmalarında belirtiği gibi ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulamasının materyallerin kırılma direncini azalttığı sonucuyla uyumludur. Elsayed ve diğerleri yaptıkları çalışmada [150] DD Bio ZX^2 (3Y-TZP), DD cubeX^2 (4Y-TZP), DD cubeX^2 (5Y-TZP) zirkonya materyalleri kullanılarak üretilen 1 mm kalınlığındaki kron restorasyonlarına 5 yıllık ısısal ve mekanik yaşlandırmayı temsil eden 1.200.000 çiğneme döngüsü sonrası kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. DD Bio ZX^2 (3Y-TZP) materyalinin başlangıç kırılma direncinin 6200 N olduğunu, ısısal ve mekanik yaşlandırma sonucunda 7039 N olduğu belirlenmiştir. DD cubeX^2 (4Y-TZP) materyalinin 6560 N'dan 5000N'a düştüğü ve DD cubeX^2 (5Y-TZP) materyalinin ise kırılma direncinin 5975 N'dan 5870'e düştüğü belirtilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre Elsayed ve diğerleri zirkonya materyalinin içeriğindeki itriyum oksit artışının seramiğin ısısal ve mekanik yaşlandırılması sonrasında materyalin mekanik özelliklerinde azalma oluşturabileceği sonucuna varmışlardır. Bunun sebebi zirkonyanın içeriğindeki itriyum oksit miktarının arttırılması, kübik fazdaki tanelerin arttırılması ve tetragonal fazın azalması ile açıklanmaktadır [76]. Tetragonal faz, zirkonyada görülen transformasyon sertleşmesi (t-m

dönüşümü) için önemlidir. Çatlak ucundaki gerilimler %3-%5 arasında lokalize genişleme ile daha büyük monoklinik tanelere dönüşmesine neden olmaktadır. Bu hacim artışı, materyalde var olabilen ya da ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi sırasında oluşabilecek çatlakların ilerlemesine engel olmaktadır [50]. Bu nedenle ısısal ve mekanik yaşlandırma sonrasında kırılma direncinin azalması beklenmektedir.

Mayinger ve diğerleri yaptıkları çalışmada Ceramill Zolid (3Y-TZP) ve Ceramill Zolid HD+ (4Y-TZP) materyallerini kullanarak 3 üye köprü restorasyonu üretilerek, ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi 1.200.000 çiğneme döngüsü olacak şekilde uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta 4Y-TZP materyalinin kırılma direncinin (3787 N), 3Y-TZP materyalinin kırılma direncine (3084N) göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta ise 3Y-TZP materyalinin kırılma direncinin (3944N), 4Y-TZP materyalinin kırılma direncine (3039N) göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir [205]. Kırılma direnci değerlerinin farklı materyaller, restorasyonlar ve farklı in vitro deney cihazları ve parametreleriyle değişebildiği yapılan araştırmalarda ve literatürde açıkça belirtilmektedir.

Literatürde posterior bölgeye yapılan sabit protetik restorasyonların uzun dönemde klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için en az 500 N'luk kırılma direncine sahip olması gerektiği bildirilmiştir [226, 227]. Bu bilgiye göre tez çalışmasında kullanılan mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonlarına ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulaması yapılan ve yapılmayan tüm örneklerin bu değerden yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Abdulmajeed ve diğerleri yaptıkları in vitro çalışmada [179] 3Y-PSZ (Katana High Translucent) 4Y-PSZ (Katana STML) ve 5Y-PSZ (Katana UTML) materyallerini kullanarak 0,7 mm ve 1,2 mm kalınlıkta disk şekilli örnekler üretip, ısısal ve mekanik yaşlandırma sonucu bükülme dayanımlarını karşılaştırmışlardır. 1.200.000'lik çiğneme döngüsünün uygulandığı çalışmanın sonucunda itriya içeriğinin azalması ve malzeme kalınlığının arttırılması ile zirkonyanın kırılma dayanımını önemli ölçüde arttırdığı sonucuna varılmıştır. Çalışmada 0,7 mm kalınlığında üretilen materyallerde, sadece 3Y-PSZ materyalinde ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulaması sonrasında sağ kalım görüldüğü bildirilmiştir. Yüksek translüsent 4Y-PSZ veya 5Y-PSZ ile oluşturulacak posterior monolitik restorasyonlarda minimum 1,2 mm materyal kalınlığının gerekli olduğu bildirilmiştir.

Seramik materyallerinin dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılan mevcut kırılma direnci verileri yeterli olmamaktadır. ISO 6872'ye göre [228] Weibull modülü analizi ve karakteristik direnç verileri de hesaplanmalı ve buna göre değerlendirme yapılmalıdır. Weibull modülü ve karakteristik direnç, materyalin dayanıklılığıyla ilgili daha güvenilir sonuçlar vermektedir. Materyalin ortalama dayanıklılık değeri, karakteristik dayanıklılık ile belirlenirken, ortalama dayanıklılığının standart sapması ile ilişkisini Weibull değeri ile ortaya konmaktadır [229]. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda Weibull modülü ve karakteristik direnç kırılma direnci verileri esas alınarak, ISO 6872'de belirtilen şekilde uygulandı [228]. Pittayachawan ve diğerleri [230], materyalin Weibull modülü değerlerinin yüksek değerlere sahip olmasının materyalin yapısında daha az hata görülmesini ve dolayısıyla daha yüksek yapısal güvenilirliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Seramik materyallerinin genelde Weibull modülü değerlerinin 5-15 aralığında olduğunu söylemişlerdir.

Tez çalışmamızda ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulanmamış grupta NMS materyalinin karakteristik direnci (2344,43±57,541) anlamlı bir biçimde diğer yüksek translüsent KST (1458,62±81,104), KUT (1507,55±111,908), NCQ (1641,81±135,047) zirkonya ve EMAX (1612,838±74,621) lityum disilikat materyallerinden yüksek bulundu, KST, KUT, NMS ve EMAX materyallerinin karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığı gözlendi. Weibull modülü ise en yüksek NMS materyalinde 13,560 değerini verirken, bunu EMAX 7,220 değeri ile takip etmektedir. Daha sonra KST materyalinin Weibull modülü 6,020, KUT materyalinin 4,534 ve NCQ materyalinin ise 4,090 olduğu belirlendi. Bunların sonucunda en güvenilir materyalin NMS olduğu belirlendi.

Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan grupta ise NMS (1705,49±74,457) materyalinin karakteristik direncinin yine istatistiksel olarak yüksek olduğu, bunu (NCQ 1181,27±62,099) ve KST (958,315±36,399) materyalinin takip ettiği görüldü. KST, KUT (852,088±50,095) ve EMAX (867,667±32,541) materyalleri arasında ise istatistiksel olarak fark bulunmadığı ve karakteristik dirençlerinin daha düşük olduğu tespit edildi. Weibull modülü ise en yüksek EMAX materyalinde olup 8,908 bu değeri KST materyali 8,728 ile takip etmektedir. NMS materyalinin Weibull modülü 7,710 bulunurken, NCQ materyalinin 6,300 ve KUT materyalinin ise 5,720 olduğu belirlendi.

Literatürde yeni geliştirilen yüksek translüsent zirkonyalarla ilgili bilgiler sınırlı sayıdadır. Güngör ve diğerleri yaptıkları çalışmada monolitik In Coris TZI (3Y-TZP zirkonya) ve IPS e.max CAD (lityum disilikat) kron retorasyonları ile farklı tam seramik materyalleri veneerlenmiş zirkonya ve lityum disilikat kron restorasyonlarının ısısal ve mekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Buna göre monolitik olarak kullanılan zirkonya ve lityum disilikat materyallerinin Weibull modülünün veneerlenmiş zirkonya ve lityum disilikata göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir [165].

Mayinger ve diğerleri yaptıkları çalışmada Ceramill Zolid (3Y-TZP) ve Ceramill Zolid HD+ (4Y-TZP) materyallerini kullanarak 3 üye köprü restorasyonu üretilmiş, ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi 1.200.000 çiğneme döngüsü olacak şekilde uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmamış grupta 4Y-TZP materyalinin Weibull modülünün (4,3), 3Y-TZP materyalinin Weibull modülüne (5,9) göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta ise 3Y-TZP materyalinin Weibull modülünün (6,2), 4Y-TZP materyalinin Weibull modülüne (3,3) göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir [205].

Pereira ve diğerleri yaptıkları çalışmada [180] Katana ML, Katana STML ve Katana UTML materyallerini kullanarak disk şekilli 1,2 mm kalınlığında örnekler üretip, hidrotermal yaşlanmanın (otoklavda 134 ºC'de 2 bar basınçta 20 saat boyunca yaşlandırma yapılmış) bükülme direnci ve Weibull modülüne etkisini karşılaştırmışlardır. Hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulanmamış 3Y-TZP (Katana ML – yüksek şeffaflık) materyalinin karakteristik direnci 889,9, Weibull modülü 13,5 ise bulunmuştur. Katana STML karakteristik direnci 507,6 Weibull modülü 14,7, Katana UTML'nin ise karakteristik direnci 470,2 Weibull modülünün 6,9 olduğu belirtilmiştir. Hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulandığında ise Katana ML'nin karakteristik direncinin arttığı (1045,6), Weibull modülünün azaldığı (9,2) görülmektedir. Katana STML ve UTML'nin karakteristik direnci ve Weibull modülünde istatistiksel olarak değişiklik bildirilmemiştir. Çalışmanın sonucunda Katana ML materyalinin mekanik özelliklerinin Katana STML ve Katana UTML materyallerine oranla daha iyi olduğu ancak yaşlanmaya karşı direncin Katana STML ve Katana UTML materyallerinde daha iyi olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebinin materyale uygulanan hidrotermal yaşlanmanın Katana ML materyalinde görülen tetragonal fazdaki t-m dönüşümünü tetiklemesi ve Katana STML, Katana UTML materyallerinin kübik

kristallerin olmasından dolayı materyalde t-m dönüşümünün görülmemesiyle açıklamışlardır.

Tez çalışmasında, son yıllarda geliştirilen 4 farklı içeriğe sahip yüksek translüsent monolitik zirkonya (NMS, KST, KUT, NCQ) ve 1 adet lityum disilikat içerikli (EMAX) materyalleri kullanılarak in vitro olarak tasarlanıp yapılmıştır. Kullanılan materyallerin 2,5 yıllık ağız içi kullanımlarının in vitro olarak taklit edilebilmesi amacıyla ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış, bu işlemin kırılma direncine etkisi incelenerek materyaller karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda farklı içerikli yüksek translüsent monolitik zirkonya ve lityum disilikat kron restorasyonlarının ısısal ve mekanik yaşlandırma sonrasında kırılma dirençlerinde belirgin azalma görüldü. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan gruplarda kırılma direncinin en yüksek NMS materyalinde olduğu belirlendi. KST, KUT, NCQ ve EMAX materyallerinin kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan grupta en yüksek karakteristik direnç NMS bulunurken daha sonra NCQ ve KST materyali yer almaktadır. NCQ ile KST materyalleri arasında istatistiksel fark bulunmadı. Bu değerleri sırasıyla EMAX ve KUT materyalleri takip etmektedir. KST, KUT ve EMAX materyalleri arasında karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta Weibull modülleri arasında en yüksek değer NMS bulunurken daha sonra en yüksek değer EMAX materyalinde bulunmuş olup bu değerleri sırasıyla KST, KUT ve NCQ takip etmektedir. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta en yüksek Weibull değeri EMAX materyalinde bulundu. Daha sonra en yüksek değer KST materyalinde gözlenirken, bu değerleri sırasıyla NMS, NCQ, KUT takip etmektedir. Yapılan Weibull analizi sonucunda ise en güvenilir materyalin NMS olduğu belirlendi.

Çalışmada yeni geliştirilen farklı itriya içeriğine sahip yüksek translüsent zirkonya ve lityum disilikat zirkonya restorasyonlarının 2,5 yıllık intraoral kullanımını temsil eden ısısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulandı ve NMS materyalinin ortalama kırılma direnci değerinin diğer materyallerden yüksek olduğu belirlendi. Bununla beraber tüm materyallerin ortalama kırılma direnci değerlerinin 500N'dan fazla olduğu, posterior bölgede sabit protetik kron restorasyonlarında kullanılabileceği saptandı. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan materyaller arasında en yüksek karakteristik direnç değerleri anlamlı olarak NMS

materyalinde daha sonra ise NCQ ve KST’de belirlenerek EMAX ve KUT bu değerleri takip etti.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında farklı değişik itriya içeriğine sahip translüsent monolitik zirkonya seramik kron restorasyonlarında ısısal ve mekanik yaşlandırma uygulamasının kırılma direncine etkisi belirlenerek lityum disilikat cam seramik kron restorasyonlarıyla kıyaslanarak incelendi. Çalışmanın limitleri dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan tüm mandibular 1. molar monolitik kron restorasyonların kırılma testi sonucunda kuvvet değerlerinde azalma belirlendi ($p<0,001$).
2. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda en yüksek ortalama kırılma direnci değeri NMS materyalinde bulundu.
3. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta karakteristik direnç NMS materyalinde istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bulundu. NCQ, EMAX, KUT ve KST materyallerinin karakteristik dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.
4. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanan grupta en yüksek karakteristik direnç NMS materyalinde bulunurken daha sonra aralarında istatistiksel olarak fark bulunmayan NCQ ve KST materyali yer almaktadır. Bu değerleri sırasıyla aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan KST EMAX ve KUT materyalleri takip etti
5. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta Weibull modülleri arasında en yüksek değer NMS (13,560) bulunurken daha sonra en yüksek değer EMAX (7,220) materyalinde bulundu ve bu değerleri sırasıyla KST (6,020), KUT (4,534) ve NCQ (4,090) takip etmektedir.
6. Isısal ve mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta en yüksek Weibull değeri EMAX (8,908) materyalinde bulundu. Daha sonra en yüksek değer KST (8,728) materyalinde gözlenirken, bu değerleri sırasıyla NMS (7,710), NCQ (6,300), KUT (5,720) takip etmektedir.
7. Tez çalışmasında NMS materyalinin ortalama kırılma ve karakteristik direnci değerinin diğer materyallerden yüksek olduğu belirlendi. Isısal ve mekanik yaşlandırma uygulanan 4 farklı itriya içeriğine sahip translüsent zirkonyalar arasında ise en yüksek değerler sırasıyla NMS, NCQ, KST, KUT'ta saptandı. Ayrıca tüm materyallerin ortalama kırılma direnci değerleri, literatürde belirtildiği gibi posterior bölgeye yapılan

sabit protetik restorasyonların uzun dönemde klinik olarak başarılı kabul edilen minimum 500 N kırılma direnci değerinden büyük olduğu görüldü.

KAYNAKLAR

1. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). Restorative materials-ceramics. *Craig's Restorative Dental Materials,* 13th ed. Pennsylvania: Elsevier Mosby, 253-275.

2. Hayashi, M., Wilson, N. H. F., Yeung, C. A., and Worthington, H. V. (2003). Systematic review of ceramic inlays. *Clinical Oral Investigations*, *7*, 8-19.

3. Banks, R. G. (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *63*(6), 619-626.

4. Dejak, B., and Młotkowski, A. (2020). A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication–FEA. *Dental Materials*, *36*(7), 854-864.

5. Fathy, H., Hamama, H. H., El-Wassefy, N., and Mahmoud, S. H. (2022). Clinical performance of resin-matrix ceramic partial coverage restorations: A systematic review. *Clinical Oral Investigations*, *26*(5), 3807-3822.

6. Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi.* Ankara: Özyurt Matbacılık, 210-214.

7. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227-235.

8. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials*. London: Elsevier Health Sciences, 266-268.

9. O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence, 10.

10. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). Testing of dental materials and biomechanics. *Craig's restorative dental materials*, 13th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Mosby, 81-85.

11. Cattell, M. J., Chadwick, T. C., Knowles, J. C., Clarke, R. L., and Lynch, E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, *17*(1), 21-33.

12. Willard, A., and Chu, T. M. G. (2018). The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, *34*(4), 238-242.

13. Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., and Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *9*(6), 486-495.

14. Pagniano Jr, R. P., Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., Wang, R., and Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *93*(5), 459-466.

15. Pisani-Proenca, J., Erhardt, M. C. G., Valandro, L. F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M. V., Del Castillo-Salmeron, R., and Bottino, M. A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, *96*(6), 412-417.

16. Della Bona, A. (2009). Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. *British Dental Journal*, 209(2), 99.

17. Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Young, H., Jones, J., and Gibbs, C. (2004). Clinical Performance of a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic for Three-Unit Posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, *17*(4), 469-475.

18. Fu, L., Engqvist, H., and Xia, W. (2020). Glass-ceramics in dentistry: A review. *Materials*, *13*(5), 1049.

19. İnternet: Web: https://www.ivoclar.com/en_li/products/digital-processes/ips-e.max-cad adresinden 04 Mart 2023'te alınmıştır.

20. Li, R. W. K., Chow, T. W., and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, *58*(4), 208-216.

21. Lohbauer, U., Belli, R., Alonso, A. A., Goetz-Neunhoeffer, F., and Hurle, K. (2019). Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, *35*(10), 1360-1369.

22. Springall, G. A., and Yin, L. (2019). Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *92*, 58-70.

23. Sınmazışık, G., and Öveçoğlu, M. L. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dental Materials*, *22*(8), 735-745.

24. Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., and Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental Research Journal*, *8*(1).

25. Junpoom, P., Kukiattrakoon, B., and Hengtrakool, C. (2011). Flexural strength of fluorapatite-leucite and fuorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *Journal of Applied Oral Science*, *19*, 95-99.

26. Rosenblum, M. A., and Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, *128*(3), 297-307.

27. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., and Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, *15*(4), 339-346.

28. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., and Grosgogeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(3), 384-389.

29. Yu, H., Özcan, M., Yoshida, K., Cheng, H., and Sawase, T. (2020). Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, *36*(1), 119-134.

30. Spitznagel, F. A., Boldt, J., and Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, *97*(10), 1082-1091.

31. Aslan, Y. U., Coskun, E., Ozkan, Y., and Dard, M. (2019). Clinical Evaluation of Three Types of CAD/CAM Inlay/Onlay Materials After 1-Year Clinical Follow Up. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, *27*(3), 131-140.

32. Tacír, Ƴ. H., Polat, Z. S., and Salman, A. (2017). Influence of different cavity preparation designs on fracture resistance of onlay and overlay restorations using different CAD/CAM materials. *American Journal of Dentistry*, *30*(3), 165-170.

33. Coşkun, E., Aslan, Y. U., and Özkan, Y. K. (2020). Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(2), 244-250.

34. Tekce, N., Pala, K., Demirci, M., and Tuncer, S. (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal*, *35*(3), 523-531.

35. Albelasy, E. H., Hamama, H. H., Tsoi, J. K., and Mahmoud, S. H. (2020). Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: a systematic review of laboratory studies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *110*, 103948.

36. Veríssimo, A. H., Moura, D. M. D., Dal Piva, A. M. D. O., Bottino, M. A., de Almeida, L. D. F. D., Carreiro, A. D. F. P., and e Souza, R. O. D. A. (2020). Effect of different repair methods on the bond strength of resin composite to CAD/CAM materials and microorganisms adhesion: An in situ study. *Journal of Dentistry*, *93*, 103266.

37. Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H., and Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, *33*(1), 84-98.

38. Moura, D. M. D., Veríssimo, A. H., Vila-Nova, T. E. L., Calderon, P. S., Özcan, M., and Souza, R. O. A. (2022). Which surface treatment promotes higher bond strength for the repair of resin nanoceramics and polymer-infiltrated ceramics? A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *128*(2), 139-149.

39. Li, R. W. K., Chow, T. W., and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, *58*(4), 208-216.

40. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., and Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *6*(9), 1742-1755.

41. McLaren, E., and Giordano, R. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 31*, 682-684.

42. Andersson, M., and Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica, 51*(1), 59-64.

43. Zeng, K., Odén, A., and Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics, 9*(5), 434-439.

44. Brunton, P. A., Smith, P., McCord, J. F., and Wilson, N. H. F. (1999). Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem?. *British Dental Journal, 186*(9), 430-434.

45. Ödman, P., and Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics, 14*(6), 504-509.

46. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., and Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International, 36*(2), 105-113.

47. Walter, M. H., Wolf, B. H., Wolf, A. E., and Boening, K. W. (2006). Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *International Journal of Prosthodontics, 19*(2).

48. Kassem, A. S., Atta, O., and El-Mowafy, O. (2010). Survival Rates of Porcelain Molar Crowns--An Update. *International Journal of Prosthodontics, 23*(1), 60-62.

49. Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., and Della Bona, Á. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials, 27*(7), 710-721.

50. Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials, 20*(1), 1-25.

51. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., and Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research, 23*(1), 45-61.

52. Chai, J., Chu, F., Chow, T. W., and Liang, B. M. (2007). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International Journal of Prosthodontics, 20*(6), 587-595.

53. Garvie, R. C., Hannink, R. H., and Pascoe, R. T. (1975). Ceramic steel?. *Nature, 258*(5537), 703-704.

54. Fabris, S., Paxton, A. T., and Finnis, M. W. (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia, 50*(20), 5171-5178.

55. Denry, I., and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials, 24*(3), 299-307.

56. Legeros, R. Z., and LeGeros, J. P. (Eds.). (1998). *Bioceramics 11-Proceedings of the 11th International Symposium on Ceramics in Medicine*. Singapore: World Scientific Publishing, 60-61.

57. Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D., and Miller, B. H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *90*(3), 247-254.

58. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., and Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, *33*(1), 9-18.

59. Curtis, A. R., Wright, A. J., and Fleming, G. J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, *34*(3), 195-206.

60. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., and Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, *92*(9), 1901-1920.

61. Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., and Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, *32*(12), e327-e337.

62. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, *57*(4), 236-261.

63. Schmitter, M., Mueller, D., and Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, *40*(2), 154-162.

64. Chen, Y. M., Smales, R. J., Yip, K. H. K., and Sung, W. J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, *24*(11), 1506-1511.

65. Deville, S., Chevalier, J., and Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, *27*(10), 2186-2192.

66. Tholey, M. J., Berthold, C., Swain, M. V., and Thiel, N. (2010). XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: Role of application methods. *Dental Materials*, *26*(6), 545-552.

67. Kobayashi, K., Kuwajima, H., and Masaki, T. (1981). Phase change and mechanical properties of ZrO2-Y2O3 solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, *3*, 489-493.

68. Kelly, J. R., and Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, *24*(3), 289-298.

69. Lawson, S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, *15*(6), 485-502.

70. Hannink, R. H., Kelly, P. M., and Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, *83*(3), 461-487.

71. Deng, X. S., Zhang, F. L., Liao, Y. L., Bai, F. H., Li, K. J., Zhou, Y. M., and Wang, C. Y. (2022). Effect of grinding parameters on surface integrity and flexural strength of 3Y-TZP ceramic. *Journal of the European Ceramic Society*, *42*(4), 1635-1644.

72. Christensen, G. J. (2009). Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based ceramic restorations, 2009. *The Journal of the American Dental Association*, *140*(8), 1036-1039.

73. Sax, C., Hämmerle, C. H., and Sailer, I. (2011). 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *International Journal of computerized dentistry*, 14(3), 183-202.

74. Pang, Z., Chughtai, A., Sailer, I., and Zhang, Y. (2015). A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*, *31*(10), 1198-1206.

75. Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R., and Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*, *42*(1), 1077-1085.

76. Zhang, Y., and Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, *97*(2), 140-147.

77. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., and Lümkemann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, *48*(5).

78. Duwez, P., Brown, F. H., and Odell, F. (1951). The zirconia-yttria system. *Journal of the Electrochemical Society*, *98*(9), 356.

79. Mazdiyasni, K. S., Lynch, C. T., and II, J. S. (1967). Cubic phase stabilization of translucent yttria-zirconia at very low temperatures. *Journal of the American Ceramic Society*, *50*(10), 532-537.

80. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., and Lassila, L. V. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, *34*(5), 605-610.

81. Karakoca, D. S., and Yilmaz, H. (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 36-44.

82. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *26*(4), 224-231.

83. Rieth, P. H., Reed, J. S., and Naumann, A. W. (1976). Fabrication and flexural strength of ultrafine-grained yttria-stabilized zirconia. The American Ceramic Society Bulletin, *55*(8).

84. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K., and Lassila, L. (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(2), 216-220.

85. İnternet: Web: https://www.dentaldirekt.de/en/products/materials/zirconium-dioxide/precolored-zirconium-dioxide0/nacerar-pearl-natural-zirconia adresinden 03 Mart 2023'de alınmıştır.

86. Mao, L., Kaizer, M. R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. F., and Zhang, Y. (2018). Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research*, *97*(11), 1222-1228.

87. İnternet: Web: https://www.kuraraynoritake.eu/en/katana-zirconia-stml adresinden 03 Mart 2023'de alınmıştır.

88. İnternet: Web: https://www.kuraraynoritake.eu/en/katana-zirconia-utml adresinden 03 Mart 2023'de alınmıştır.

89. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., and Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, *63*(3), 262-270.

90. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, *44*(1), 3-21.

91. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M., and Sakurai, K. (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*, *91*(8), 800-804.

92. Özcan, M., and Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, *19*(8), 725-731.

93. Lawson, N. C., Litaker, M. S., Ferracane, J. L., Gordan, V. V., Atlas, A. M., Rios, T., and National Dental Practice-Based Research Network Collaborative Group. (2019). Choice of cement for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *The Journal of the American Dental Association*, *150*(6), 522-530.

94. de Mello, C. C., Bitencourt, S. B., Dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., Pellizzer, E. P., and Goiato, M. C. (2018). The effect of surface treatment on shear bond strength between Y-TZP and veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, *27*(7), 624-635.

95. Dutra, D. A. M., Pereira, G. K. R., Kantorski, K. Z., Exterkate, R. A. M., Kleverlaan, C. J., Valandro, L. F., and Zanatta, F. B. (2017). Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Operative Dentistry*, *42*(6), 669-678.

96. Papia, E., Larsson, C., du Toit, M., and von Steyern, P. V. (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *102*(2), 395-413.

97. Külünk, Ş., Külünk, T., Kavut, I., Saraç, D., and Kunt, G. E. (2017). Fracture Strength of Surface Treated Zirconia Based Multilayer CAD/CAM Ceramic Crowns. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *23*(3).

98. Addison, O., Cao, X., Sunnar, P., and Fleming, G. J. (2012). Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side'CAD–CAM ceramic. *Dental Materials*, *28*(8), 880-887.

99. Pradíes, G., Godoy-Ruiz, L., Özcan, M., Moreno-Hay, I., and Martínez-Rus, F. (2019). Analysis of surface roughness, fracture toughness, and Weibull characteristics of different framework-veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *Journal of Prosthodontics*, *28*(1), 216-221.

100. Curran, P., Cattani-Lorente, M., Wiskott, H. A., Durual, S., and Scherrer, S. S. (2017). Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dental Materials*, *33*(3), 294-308.

101. Canneto, J. J., Cattani-Lorente, M., Durual, S., Wiskott, A. H., and Scherrer, S. S. (2016). Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dental Materials*, *32*(2), 171-182.

102. Tzanakakis, E. G. C., Tzoutzas, I. G., and Koidis, P. T. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(1), 9-19.

103. Lundberg, K., Wu, L., and Papia, E. (2017). The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: A systematic review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, *3*(1), 8-20.

104. Moravej-Salehi, E., Moravej-Salehi, E., and Valian, A. (2016). Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, *7*(4), 347-354.

105. Blatz, M. B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(3), 268-274.

106. Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., and Fonseca, R. B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *17*(4), 224-235.

107. Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, *23*(7-8), 1097-1111.

108. Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., and Kern, M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, *23*(1), 45-50.

109. Zogheib, L. V., Bona, A. D., Kimpara, E. T., and Mccabe, J. F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, *22*, 45-50.

110. Tian, T., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., and Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, *30*(7), 147-162.

111. Shimada, Y., Yamaguchi, S., and Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, *18*(5), 380-388.

112. Cuzic, C., Pricop, M. O., Jivanescu, A., Ursoniu, S., Negru, R. M., and Romînu, M. (2022). Assessment of different techniques for adhesive cementation of all-ceramic systems. *Medicina*, *58*(8), 1006.

113. Vargas, M. A., Bergeron, C., and Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, *142*, 20-24.

114. Awad, M. M., Alqahtani, H., Al-Mudahi, A., Murayshed, M. S., Alrahlah, A., and Bhandi, S. H. (2017). Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: An overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *18*(7), 622-626.

115. Hooshmand, T., Parvizi, S., and Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, *17*(5), 415-419.

116. Prochnow, C., Venturini, A. B., Grasel, R., Bottino, M. C., and Valandro, L. F. (2017). Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *105*(4), 885-891.

117. Chen, J. H., Matsumura, H., and Atsuta, M. (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative Dentistry*, *23*, 250-257.

118. Jardel, V., Degrange, M., Picard, B., and Derrien, G. (1999). Surface energy of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, *12*(5), 415–418.

119. Khan, A. A., Al Kheraif, A. A., Jamaluddin, S., Elsharawy, M., and Divakar, D. D. (2017). Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(1), 7-19.

120. Della-Bona, A. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, *13*, 101-109.

121. Heikkinen, T. T., Lassila, L. V., Matinlinna, J. P., and Vallittu, P. K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, *65*(4), 241-248.

122. Janda, R., Roulet, J. F., Wulf, M., and Tiller, H. J. (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials*, *19*(6), 567-573.

123. Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K., and Tsoi, J. K. H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, *34*(1), 13-28.

124. Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., and Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*, *55*(2), 311-332.

125. Yavuz, T., and Eraslan, O. (2016). The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *8*(2), 75-84.

126. Carvalho, R. F. D., Cotes, C., Kimpara, E. T., and Leite, F. P. P. (2015). Heat treatment of pre-hydrolyzed silane increases adhesion of phosphate monomer-based resin cement to glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, *26*, 44-49.

127. Amaral, M., Belli, R., Cesar, P. F., Valandro, L. F., Petschelt, A., and Lohbauer, U. (2014). The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *Journal of Dentistry*, *42*(1), 90-98.

128. Yun, J. Y., Ha, S. R., Lee, J. B., and Kim, S. H. (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials*, *26*(7), 650-658.

129. Wada, T. (1986). Development of a new adhesive material and its properties. In *Proceedings of the International Symposium on Adhesive Prosthodontics*. Academic of Dental Materials, Chicago, 9-18.

130. Yoshida, K., Tsuo, Y., Meng, X., and Atsuta, M. (2007). Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, *16*(5), 370-376.

131. Akyıl, M. Ş., Uzun, İ. H., and Bayındır, F. (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*, *28*(6), 801-808.

132. Liu, D., Matinlinna, J. P., Tsoi, J. K. H., Pow, E. H., Miyazaki, T., Shibata, Y., and Kan, C. W. (2013). A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dental Materials*, *29*(5), 559-565.

133. Gomes, A. L., Castillo-Oyagüe, R., Lynch, C. D., Montero, J., and Albaladejo, A. (2013). Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *Journal of Dentistry*, *41*(1), 31-41.

134. Aboushelib, M. N. (2011). Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *Journal of Adhesive Dentistry*, *13*(3), 255.

135. Mirmohammadi, H., Aboushelib, M. N., Salameh, Z., Kleverlaan, C. J., and Feilzer, A. J. (2010). Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments. *American Journal of Dentistry*, *23*(6), 327-330.

136. Wang, H., Aboushelib, M. N., and Feilzer, A. J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, *24*(5), 633-638.

137. Chen, M., Zhang, Y., Yao, X., Li, H., Yu, Q., and Wang, Y. (2012). Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental Materials*, *28*(12), 1232-1239.

138. Tendero, C., Tixier, C., Tristant, P., Desmaison, J., and Leprince, P. (2006). Atmospheric pressure plasmas: A review. *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy*, *61*(1), 2-30.

139. Han, G. J., Kim, J. H., Cho, B. H., Oh, K. H., and Jeong, J. J. (2017). Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *European Journal of Oral Sciences*, *125*(1), 81-87.

140. Valverde, G. B., Coelho, P. G., Janal, M. N., Lorenzoni, F. C., Carvalho, R. M., Thompson, V. P., and Silva, N. R. (2013). Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *Journal of Dentistry*, *41*(1), 51-59.

141. de Lima Navarro, M. F., Pascotto, R. C., Borges, A. F. S., Soares, C. J., Raggio, D. P., Rios, D., and Sidhu, S. K. (2021). Consensus on glass-ionomer cement thresholds for restorative indications. *Journal of Dentistry*, *107*, 103609.

142. Naves, L. Z., Soares, C. J., Moraes, R. D., Gonçalves, L. S., Sinhoreti, M. A. C., and Correr-Sobrinho, L. (2010). Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Operative Dentistry*, *35*(4), 420-427.

143. Matinlinna, J. P., and Vallittu, P. K. (2007). Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *8*(2), 1-8.

144. Al-Wahadni, A. M., Hussey, D. L., Grey, N., and Hatamleh, M. M. (2009). Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: An in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *10*(2), 51-8.

145. Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., and Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, *71*(2), 381-386.

146. Lüthy, H., Loeffel, O., and Hammerle, C. H. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, *22*(2), 195-200.

147. Magne, P., Paranhos, M. P., and Burnett Jr, L. H. (2010). New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dental Materials*, *26*(4), 345-352.

148. Bates, J. F., Stafford, G. D., and Harrison, A. (1976). Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of Oral Rehabilitation*, *3*(1), 57-67.

149. Barclay, C. W., Spence, D., and Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, *32*(12), 886-894.

150. Elsayed, A., Meyer, G., Wille, S., and Kern, M. (2019). Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, *50*(5), 344-348.

151. Attia, A., and Kern, M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(6), 551-556.

152. Kelly, J. R., Cesar, P. F., Scherrer, S. S., Della Bona, A., Van Noort, R., Tholey, M., and Lohbauer, U. (2017). ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dental Materials*, *33*(11), 1192-1204.

153. Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Miranda Jr, W. G., and Yoshimura, H. N. (2011). Determination of the slow crack growth susceptibility coefficient of dental ceramics using different methods. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *99*(2), 247-257.

154. ASTM, C. (2017). 1368. Standard test method for determination of slow crack growth parameters of advanced ceramics by constant stress rate strength testing at ambient temperature. *ASTM, West Conshohocken, PA*.

155. Fairhurst, C. W., Lockwood, P. E., Ringle, R. D., and Twiggs, S. W. (1993). Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dental Materials*, *9*(4), 269-273.

156. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *29*, 295-308.

157. Gale, M. S., and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, *27*(2), 89-99.

158. De Oliveira, D. C. R. S., Ayres, A. P. A., Rocha, M. G., Giannini, M., Puppin Rontani, R. M., Ferracane, J. L., and Sinhoreti, M. A. C. (2015). Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE 2000 color-difference formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*(5), 322-330.

159. Chevalier, J., Cales, B., and Drouin, J. M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, *82*(8), 2150-2154.

160. Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, *22*(8), 712-734.

161. Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., and Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*, *22*(2), 176-182.

162. Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., and Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, *25*(4), 494-499.

163. Heintze, S. D., Zellweger, G., Cavalleri, A., and Ferracane, J. (2006). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*, *22*(2), 166-175.

164. Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., and Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, *25*(4), 494-499.

165. Güngör, M. B., Nemli, S. K., Bal, B. T., Tamam, E., Yılmaz, H., and Aydın, C. (2019). Fracture resistance of monolithic and veneered all-ceramic four-unit posterior fixed dental prostheses after artificial aging. *Journal of Oral Science*, *61*(2), 246-254.

166. Clausen, J. O., Abou Tara, M., and Kern, M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, *26*(6), 533-538.

167. Beuer, F., Stimmelmayr, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., and Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, *28*(4), 449-456.

168. Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van'T Hof, M. A., Witter, D. J., Kalk, W. J. J. A., and Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, *79*(7), 1519-1524.

169. Nawafleh, N., Hatamleh, M., Elshiyab, S., and Mack, F. (2016). Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*, *25*(2), 116-126.

170. Dias, M. C., Piva, E., Moraes, R. R. D., Ambrosano, G. M. B., Sinhoreti, M. A. C., and Correr-Sobrinho, L. (2008). UV-Vis spectrophotometric analysis and light irradiance through hot-pressed and hot-pressed-veneered glass ceramics. *Brazilian Dental Journal*, *19*, 197-203.

171. Albashaireh, Z. S., Ghazal, M., and Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *104*(2), 105-113.

172. Griffin, J. D. J. (2013). Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium*, *34*(3).

173. Limmer, B., Sanders, A. E., Reside, G., and Cooper, L. F. (2015). Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 166-176.

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

175. Lüthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, L. J., and Hammerle, C. H. (2005). Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*, *21*(10), 930-937.

176. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., and Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, *23*(1), 45-61.

177. Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fonzar, R. F., Wood, D., and Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, *60*, 70-76.

178. Baldissara, P., Wandscher, V. F., Marchionatti, A. M. E., Parisi, C., Monaco, C., and Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e. max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *120*(2), 269-275.

179. Abd Alraheam, I., Donovan, T. E., Rodgers, B., Boushell, L., and Sulaiman, T. A. (2019). Effect of masticatory simulation on the translucency of different types of dental zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *122*(4), 404-409.

180. Pereira, G. K., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P., and Valandro, L. F. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *85*, 57-65.

181. Inokoshi, M., Kameyama, A., De Munck, J., Minakuchi, S., and Van Meerbeek, B. (2013). Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of Dentistry*, *41*(2), 170-179.

182. Schlenz, M. A., Fiege, C., Schmidt, A., and Wöstmann, B. (2021). Microleakage of thin-walled monolithic zirconia and polymer-containing CAD-CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(2), 316-322.

183. De Boever, J. A., McCall Jr, W. D., Holden, S., and Ash Jr, M. M. (1978). Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *40*(3), 326-333.

184. Nordahl, N., von Steyern, P. V., and Larsson, C. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of Oral Science*, *57*(3), 255-261.

185. Reich, S., Petschelt, A., and Lohbauer, U. (2008). The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO2 copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *99*(5), 369-376.

186. Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P., and Örtengren, U. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, *73*(8), 602-608.

187. Sorrentino, R., Triulzio, C., Tricarico, M. G., Bonadeo, G., Gherlone, E. F., and Ferrari, M. (2016). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *61*, 328-333.

188. Tang, Z., Zhao, X., Wang, H., and Liu, B. (2019). Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine*, *98*(40).

189. Pfefferle, R., Lümkemann, N., Wiedenmann, F., and Stawarczyk, B. (2020). Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clinical Oral Investigations*, *24*, 395-403.

190. Zhao, K., Wei, Y. R., Pan, Y., Zhang, X. P., Swain, M. V., and Guess, P. C. (2014). Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dental Materials*, *30*(2), 164-171.

191. Cetik, S., Solor-Bouvier, T., Schittly, E., and Atash, R. (2017). In vitro study of the sealing ability of cements for zirconia restorations. *Journal of Prosthodontics*, *26*(6), 529-536.

192. Tabatabaian, F. (2018). Color in zirconia-based restorations and related factors: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, *27*(2), 201-211.

193. Behr, M., Rosentritt, M., Mangelkramer, M., and Handel, G. (2003). The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *International Journal of Prosthodontics*, *16*(5).

194. Magne, P. (2006). Composite resins and bonded porcelain: The post amalgam era. *CDA Journal 34*(2), 135-147.

195. Stawarczyk, B., Awad, D., and Ilie, N. (2016). Blue-light transmittance of esthetic monolithic CAD/CAM materials with respect to their composition, thickness, and curing conditions. *Operative Dentistry*, *41*(5), 531-540.

196. Skouridou, N., Pollington, S., Rosentritt, M., and Tsitrou, E. (2013). Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials*, *29*(6), 70-77.

197. Lawson, N. C., Jurado, C. A., Huang, C. T., Morris, G. P., Burgess, J. O., Liu, P. R., and Givan, D. A. (2019). Effect of surface treatment and cement on fracture load of traditional zirconia (3Y), translucent zirconia (5Y), and lithium disilicate crowns. *Journal of Prosthodontics*, *28*(6), 659-665.

198. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., and Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, *141*, 10-14.

199. Lawson, N. C., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E. A., and Burgess, J. O. (2014). Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of Dentistry*, *42*(12), 1586-1591.

200. Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., and Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(1), 22-29.

201. 0Preis, V., Schmalzbauer, M., Bougeard, D., Schneider-Feyrer, S., and Rosentritt, M. (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry*, *43*(1), 133-139.

202. Bergamo, E. T. P., da Silva, W. J., Cesar, P. F., and Del Bel Cury, A. A. (2016). Fracture load and phase transformation of monolithic zirconia crowns submitted to different aging protocols. *Operative Dentistry*, *41*(5), 118-130.

203. Caglar, I., Ates, S. M., and Duymus, Z. Y. (2018). The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(2), 132-137.

204. İşeri, U., Özkurt, Z., Yalnız, A., and Kazazoğlu, E. (2012). Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *107*(5), 309-315.

205. Mayinger, F., Pfefferle, R., Reichert, A., and Stawarczyk, B. (2021). Impact of high-speed sintering of three-unit 3Y-TZP and 4Y-TZP fixed dental prostheses on fracture load with and without artificial aging. *International Journal of Prosthodontics*, *34*, 47-53.

206. Sabrah, A. H., Cook, N. B., Luangruangrong, P., Hara, A. T., and Bottino, M. C. (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials*, *29*(6), 666-673.

207. Zucuni, C. P., Guilardi, L. F., Rippe, M. P., Pereira, G. K. R., and Valandro, L. F. (2017). Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *75*, 512-520.

208. Lai, X., Si, W., Jiang, D., Sun, T., Shao, L., and Deng, B. (2017). Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *Journal of Dentistry*, *66*, 23-31.

209. Yucel, M. T., Yondem, I., Aykent, F., and Eraslan, O. (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical Oral Investigations*, *16*, 1105-1110.

210. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., and Vult von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, *72*(2), 145-153.

211. Zhang, Y., Mai, Z., Barani, A., Bush, M., and Lawn, B. (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*, *32*(3), 442-449.

212. Zesewitz, T. F., Knauber, A. W., and Nothdurft, F. P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics, 27*(3), 264-6.

213. Øilo, M., Kvam, K., Tibballs, J. E., and Gjerdet, N. R. (2013). Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dental Materials, 29*(8), 815-823.

214. Zaslansky, P., Friesem, A. A., and Weiner, S. (2006). Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. *Journal of Structural Biology, 153*(2), 188-199.

215. Coray, R., Zeltner, M., and Özcan, M. (2016). Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of Biomedical Materials, 62*, 333-346.

216. Rees, J. S. (2001). An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal of Oral Rehabilitation, 28*(5), 425-432.

217. Soares, C. J., Pizi, E. C. G., Fonseca, R. B., and Martins, L. R. M. (2005). Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research, 19*, 11-16.

218. Magne, P., Carvalho, A. O., Bruzi, G., Anderson, R. E., Maia, H. P., and Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry, 39*(6), 595-602.

219. Nikaido, T., Kunzelmann, K. H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., and Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials, 18*(3), 269-275.

220. DeLong, R., and Douglas, W. H. (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *Journal of Dental Research, 62*(1), 32-36.

221. Woda, A., Mishellany, A., and Peyron, M. A. (2006). The regulation of masticatory function and food bolus formation. *Journal of Oral Rehabilitation, 33*(11), 840-849.

222. Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., and Karita, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology, 49*(10), 805-816.

223. Schwendicke, F., Kern, M., Dörfer, C., Kleemann-Lüpkes, J., Paris, S., and Blunck, U. (2015). Influence of using different bonding systems and composites on the margin integrity and the mechanical properties of selectively excavated teeth in vitro. *Journal of Dentistry, 43*(3), 327-334.

224. International Organization for Standardization. (2015). *Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure,* (ISO Standard No. SO/TR 11405).

225. Baldassarri, M., Zhang, Y., Thompson, V. P., Rekow, E. D., and Stappert, C. F. (2011). Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *Journal of Dentistry, 39*(7), 489-498.

226. Körber, K., and Ludwig, K. (1983). The maximum bite force as a critical factor for fixed partial dentures. *Dent Labor, 31*, 55-60.

227. Hidaka, O., Iwasaki, M., Saito, M., and Morimoto, T. (1999). Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *Journal of Dental Research, 78*(7), 1336-1344.

228. International Organization for Standardization. (2008). *Technical report ISO 6872 Dental Ceramic.* (ISO Standard No. ISO 6872). Switzerland.

229. Muñoz, E. M., Longhini, D., Antonio, S. G., and Adabo, G. L. (2017). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry, 63*, 94-102.

230. Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A., and Knowles, J. C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials, 23*(8), 1018-1029.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DEMİRALP ARAS, Elif

Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Diyarbakır Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi

2022-devam ediyor	Diş Hekimi Elif DEMİRALP Muayenehanesi	Diş Hekimi
2018	Atapark Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce, Almanca

Yayınlar

1. Demiralp Elif, Doğru Gülsüm, Yılmaz Handan. "Additive Manufacturing (3D Printing) Methods and Applications in Dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(2021), 182-190.

2. Doğru G., Demiralp E., Yılmaz H. Diş Hekimliğinde Yeni Geliştirilen Yüksek Translüsent Monolitik Parsiyel Stabilize Zirkonya Sistemlerinin Optik ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi: Derleme. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 31(4), 669-675.

3. Elif Demiralp, Gülsüm Doğru, Hatice Sevmez. Aynı Hastada CAD/CAM Sisteminde Farklı Seramik Restorasyonlarla Rehabilitasyon-Olgu Sunumu. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. (Özet Bildiri/Poster).

4. Gülsüm Doğru, Elif Demiralp, Hatice Sevmez. Tekrarlayan Maksiller Rezeksiyon Sonrası Defektin Protetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. (Özet Bildiri/Poster)

5. Dogru G, Demiralp E, Kocak E, Orkcu HH, Aydin C, Yilmaz H. Influence of Finishing Procedures on Surface Roughness and Biaxial Flexural Strength of High-translucent 4Y-PSZ, 5Y-PSZ, and 6Y-PSZ Monolithic Zirconia. Clin Exp Health Sci 2023; 13: 166-175. DOI: 10.33808/clinexphealthsci.1073010



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...