

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**POSTERİOR ÜÇ ÜYELİ MONOLİTİK ZİRKONYA
KÖPRÜ RESTORASYONLARININ ÇİĞNEME
SİMÜLASYONU SONRASI FAZ DÖNÜŐMÜNÜN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gülbahar ERDİNÇ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Mehmet BÜLBÜL**

**ESKİŞEHİR
2019**

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZI ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**POSTERİOR ÜÇ ÜYELİ MONOLİTİK ZİRKONYA
KÖPRÜ RESTORASYONLARININ ÇİĞNEME
SİMÜLASYONU SONRASI FAZ DÖNÜŞÜMÜNÜN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gülbahar ERDİNÇ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Mehmet BÜLBÜL**

‘Bu tez, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 2018-2087 proje numarası ile desteklenmiştir.’

ESKİŞEHİR
2019

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

POSTERİOR ÜÇ ÜYELİ MONOLİTİK ZİRKONYA KÖPRÜ
RESTORASYONLARININ ÇİĞNEME SİMÜLASYONU SONRASI FAZ
DÖNÜŞÜMÜNÜN DEĞERLENDİRİLMESİ

Gölbahar ERDİNÇ

Tez Savunma Tarihi: 28.06.2019

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet BÜLBÜL (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Emre MUMCU (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç.Dr.Serhat Emre ÖZKIR (Afyonkarahisar Sağlık
Bilimleri Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şule Bayrak
Dekan

Uzmanlık Tezi
ESKİŞEHİR-2019

UZMANLIK TEZİ BEYANNAMESİ

Uzmanlık tezi olarak sunduğum “Posterior Üç Üyeli Monolitik Zirkonya Köprü Restorasyonlarının Çiğneme Simülasyonu Sonrası Faz Dönüşümünün Değerlendirilmesi” başlıklı araştırmağı danışmanım Doç. Dr. Mehmet BÜLBÜL’ün rehberlik ve sorumluluğunda tamamladığımı; çalışma protokolü ve süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun davrandığımı, verilerin tarafımdan toplandığını, örneklerin tarafımda hazırlandığını; deney, analiz ve görüntüleme işlemlerinin ilgili laboratuvar ve görüntüleme merkezinde tarafımda yapıldığını/yaptırıldığını, tez metnini hazırlarken kaynakçanın eksiksizce gösterildiğini, tezin yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını ve belirtilen hususların aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

G. Erdinc

(İmza)

Gülbahar ERDİNÇ

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ	IX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramikler	3
2.2. Dental Seramikler	3
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihi ve Gelişimi	3
2.2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	6
2.2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri	7
2.2.4. Seramiklerin Sınıflandırılması	8
2.2.4.1. Erime Isılarına Göre	8
2.2.4.2. Yapım Tekniklerine Göre	8
2.2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre	8
2.2.4.4. Uygulama Alanlarına Göre	9
2.2.5. Tam Seramik Sistemler	9
2.2.5.1. Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	10
2.2.5.2. Kimyasal Yapılarına Göre Seramik ve Benzeri Yapıların Sınıflandırılması	16
2.2.6. Zirkonya	25
2.2.6.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler ve Tarihçesi	25
2.2.6.2. Zirkonyanın Yapısal Özellikleri	26
2.2.6.3. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit	27
2.2.6.4. Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Zirkonya Seramikleri	28
2.2.6.5. Zirkonyanın Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması	30
2.2.6.6. Zirkonyanın Yaşlanması/Düşük Isı Bozulması (LTD)	31
2.2.6.7. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Sinterleme ve Üretimi	33
2.2.6.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar	35
2.2.6.9. Zirkonyanın Yaşlanma Miktarını Ölçme Yöntemleri	37
2.3. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	41

2.3.1. Otoklav Kullanımı	41
2.3.2. Termal Siklus Uygulaması	42
2.3.3. Çiğneme Simülatörü Uygulaması.....	42
3. MATERYAL VE METOT	44
3.1. Ana Modellerin Oluşturulması.....	45
3.2. Cr-Co Abutment Dublikatlarının Hazırlanması	46
3.3. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	47
3.4. XRD Analizi.....	48
3.5. Çiğneme Simülatörü Uygulaması	50
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	51
4. BULGULAR	52
4.1. XRD Grafikleri.....	52
4.2. XRD Analizi Bulguları	53
4.3. Farklı Monolitik Zirkonya Materyallerinin Xm Değerlerinin Karşılaştırılması	53
4.4. Farklı Ölçüm Bölgelerinin Xm Değerlerinin Karşılaştırılması	55
4.5. Farklı Monolitik Zirkonya Materyalleri için Ölçüm Bölgelerinin Xm Değerlerinin Karşılaştırılması	57
5. TARTIŞMA	62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
KAYNAKLAR	74
EKLER	90
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	90

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması sürecinde bilgi ve deneyimlerini sabırla benimle paylaşıp destek olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Mehmet BÜLBÜL'e,

Uzmanlık eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Anabilim Dalı başkanımız Doç. Dr. Emre MUMCU ve Doç. Dr. Canan AKAY'a,

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Merkezinde XRD analizi ve yorumlamasında bana yardımcı olan Gökhan SOLMAZ'a,

İstatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesi ve değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı Tunç ARYÜCE ve Burcu KARAKUZU ATAŞ'a,

Uzmanlık eğitimi sürecimi güzelleştiren Esra Nur AVUKAT, Miraç Berke ERSÖZ, Tuğçe KARTAL ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum anabilim dalı hemşireleri ve personellerine,

Tüm hayatım boyunca yanımda olan benimle sevinip benimle üzülen, çok şey borçlu olduğum annem, babam ve biricik ablama

Sonsuz teşekkürlerimle...

Gülbahar ERDİNÇ

ÖZET

Posterior Üç Üyeli Monolitik Zirkonya Köprü Restorasyonlarının Çiğneme Simülasyonu Sonrası Faz Dönüşümünün Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı çiğneme simülasyonunun posterior bölgedeki üç üyeli monolitik zirkonya köprü restorasyonları üzerindeki faz dönüşümlerine etkisini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Üç farklı marka monolitik zirkonya seramiğe ait her gruptan onar tane olmak üzere 30 adet üç üyeli köprü şeklinde örnekler hazırlandı. Bütün örnekler faz dönüşümünü belirlemek için yaşlandırma öncesi ve sonrasında örneklerin konnektörler ve gövde merkezi olmak üzere üç noktadan X-Ray difraksiyon analizine tabi tutuldu. Çiğneme simülasyonu işlemi termal siklus (5-55 °C) ve 240.000 mekanik yükleme (50 N) uygulanarak gerçekleştirildi. XRD verilerindeki pik yoğunlukları kullanılarak göreceli monoklinik faz miktarı değerleri termomekanik siklus öncesi ve sonrası olmak üzere Garvie-Nicholson yöntemi ile hesaplandı. Veriler ANOVA ve Post-hoc testleri ile analiz edildi ($p<0.05$).

Bulgular: X-Ray difraksiyon analizine göre tüm marka ve bölgeler için göreceli monoklinik faz miktarı değerleri yaşlandırma sonrasında yaşlandırma öncesine göre daha yüksek sonuçlar göstermiştir ($p<0.05$). BruxZir markası gruplar arasında en düşük göreceli monoklinik faz miktarı değerine sahiptir. BruxZir markası hem FireZr hem de Upcera markası ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$). FireZr ve Upcera markası arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0.05$). Marka gözetmeksizin bölgeler değerlendirildiğinde ve markalar bölgeler açısından kendi içlerinde değerlendirildiğinde konnektör ve gövde arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0.05$).

Sonuç: Yaşlandırma işlemleri göreceli monoklinik faz miktarında artışa neden olmaktadır. Ancak bu miktar klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir. Faz miktarındaki değişimler köprü restorasyonları için konnektör bölgeleri ve gövdeden bağımsızdır.

Anahtar kelimeler: Çiğneme Simülatörü, Faz Dönüşümü, Monolitik Zirkonya

ABSTRACT

Evaluation of Phase Transformation of Posterior Three-Unit Monolithic Zirconia Bridge Restorations after Chewing Simulation

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of chewing simulation on phase transformations of three-unit monolithic zirconia bridge restorations in the posterior region.

Material and Method: Thirty three-unit bridges shapes specimens from three different brands of monolithic zirconia ceramics were prepared and divided into three group. All samples were subjected to three-point X-Ray diffraction analysis before and after aging to determine phase transformation, including the connectors and the center of the samples. Chewing simulation was performed by applying thermal cycle (5-55 °C) and 240.000 mechanical loading (50 N). Using the peak intensities in the XRD data, the relative monoclinic phase amount values were calculated by the Garvie-Nicholson method, before and after the thermomechanical cycle. Datas were analyzed by ANOVA and Post-hoc tests ($p < 0.05$).

Results: According to X-Ray diffraction analysis, relative monoclinic phase amount values for all brands and regions showed higher results after aging than before aging ($p < 0.05$). BruxZir brand has the lowest relative monoclinic phase quantity value among the groups. BruxZir brand showed a statistically significant difference with both FireZr and Upcera brand ($p < 0.05$). There was no significant difference between FireZr and Upcera brand ($p > 0.05$). When the regions were evaluated regardless of brand and the brands were evaluated in terms of regions, no statistically significant difference was observed between connector and body. ($p > 0.05$).

Conclusion: Aging processes cause an increase in the relative monoclinic phase amount. However, this amount is clinically acceptable. Variations in the phase quantity are independent of the connector regions and pontic for bridge restorations.

Key words: Chewing Simulation, Monolithic Zirconia, Phase Transformation

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
µm	: Mikrometre
ASTM	: American Society for Testing and Materials
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
GPa	: Gigapaskal
HIP	: Hot Isostatic Pressing (Sıcak İzostatik Pres/Tam Sinterlenmiş)
Hz	: Hertz
ISO	: International Standard Organization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
k	: Kübik Faz
LTD	: Low Temperature Degradation (Düşük Isı Bozunumu)
m	: Monoklinik Faz
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
Non HIP	: Non Hot Isostatic Pressing (Sıcak Olmayan İzostatik Pres/Kısmi Sinterlenmiş)
PSZ	: Partially Stabilized Zirconia (Kısmi Stabilize Zirkonya)
t	: Tetragonal Faz

t→m	: Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü
X _m	: Göreceli monoklinik faz miktarı
XRD	: X Ray Diffraction (X Işını Difraksiyon Analizi)
Y ₂ O ₃	: İttriyum Oksit
Y-TZP	: Yitriyum katyonlu tetragonal zirkonya polikristali
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
ZTA	: Zirconia Toughened Alümina (Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina)



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyanın kristal yapılarının şematik görünümü	27
Şekil 2.2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimlerinin şematik görünümü	30
Şekil 2.3. Y_2O_3 - ZrO_2 faz diagramı.....	31
Şekil 2.4. Zirkonyanın yaşlanma süreci ve yüzey bozulmasının şematik görünümü	33
Şekil 2.5. X Işını difraktometresinin şematik görünümü	39
Şekil 3.1. Prepare edilmiş ana model	46
Şekil 3.2. Cr-Co abutment dublikatları	46
Şekil 3.3. Markalara göre gruplandırılmış monolitik zirkonya örnekler.....	47
Şekil 3.4. XRD cihazının tutucusu ve tutucuya yerleştirilmiş örnek	49
Şekil 3.5. Çiğneme simülatörü ve tutucuya yerleştirilmiş örnek	50
Şekil 4.1. Upcera markasına ait bir örneğin yaşlandırma öncesi sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılmış görüntüsü	52
Şekil 4.2. Markalara ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları.....	54
Şekil 4.3. Bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları	56
Şekil 4.4. BruxZir markasının bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları	58
Şekil 4.5. FireZr markasının bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları	59
Şekil 4.6. Upcera markasının bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları	60

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya bloklar.....	44
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blikların özellikleri.....	45
Tablo 4.1. Markalara göre Xm değerleri	53
Tablo 4.2. Markalara göre ANOVA testi sonuçları.....	54
Tablo 4.3. Markalara göre Tamhane testi sonuçları	55
Tablo 4.4. Bölgelere göre Xm değerleri	55
Tablo 4.5. Bölgelere göre ANOVA testi sonuçları	56
Tablo 4.6. BruxZir markasının bölgelere göre Xm değerleri.....	57
Tablo 4.7. FireZr markasının bölgelere göre Xm değerleri	58
Tablo 4.8. Upcera markasının bölgelere göre Xm değerleri.....	59
Tablo 4.9. BruxZir markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları.....	60
Tablo 4.10. FireZr markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları	61
Tablo 4.11. Upcera markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları	61

1. GİRİŞ

Günümüzde hasta ve hekimlerin estetik taleplerinin giderek artması nedeniyle dental restorasyonlar için alternatif materyaller ile ilgili çalışmalar hız kazanmıştır. Zirkonya alt yapılı sistemler, tam seramik sistemlerinin geliştirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Zirkonya alt yapılı seramikler, geliştirilmiş mekanik özellikleri ve biyolojik uyumları sayesinde posterior bölgelerde diğer tam seramik sistemlerine alternatif olarak gösterilmektedir.^{1,2} Ancak zirkonya alt yapılı sistemlerde yaygın olarak üst porseleninde meydana gelen kırıklara bağlı başarısızlıklar gözlenmektedir. Bu problemin ortadan kaldırılması için alt yapı içermeyen tam konturlu monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir. Alt yapının ortadan kaldırılmasıyla porslen atması (chipping) komplikasyonu ortadan kaldırılmış aynı zamanda daha estetik restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır.³⁻⁵

Zirkonya metastabil bir polikristalindir ve farklı ısılarda monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı fazda bulunabilmektedir. Yapı içerisinde tetragonal→monoklinik faz dönüşümü meydana geldiğinde materyal %3-5 oranında hacimsel olarak artış sağlar ve genleşme gözlenir. Bu genleşme yüzeyde sıkıştırma kuvveti oluşturur ve çatlak ilerlemesini durdurur.^{3,6-8} Dental literatürde dönüşüm tokluğu olarak adlandırılan ve kontrollü olarak gelişen bu mekanizma zirkonyanın mekanik özelliklerini güçlendirmektedir. Faz dönüşümü spontan olarak meydana geldiğinde ise 'düşük ısı bozunumu' ya da 'yaşlanma' olarak adlandırılan ve zirkonyanın mekanik özelliklerini zayıflatıp uzun dönem başarısını azaltan duruma yol açmaktadır. Literatürde zirkonyanın yaşlanmasının ısı ve su buharına, stabilizatör miktarına, zirkonyanın gren yapısına, sinterizasyon parametrelerine, yüzey işlemi uygulamalarına ve döngüsel kuvvetlere bağlı olarak meydana gelebileceği gösterilmiştir.^{1,2,9-11}

X-Ray kırınımı (XRD) analizi, dental literatürde zirkonyanın yaşlandırılmasının ve faz dönüşüm miktarının tespit edilmesinde yaygın olarak kullanılan ve örneklere zarar vermeyen bir metottur. Monolitik zirkonyanın kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte materyalin özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalar artmaktadır. Ancak monolitik zirkonyanın faz dönüşümünü incelemek için dual akslı bir çiğneme simülatörü kullanılarak termomekanik siklusun uygulandığı, örnek formlarının in vivo şartları daha iyi yansıtacak şekilde anatomik formda hazırlandığı ve ölçümlerin konnektörler ve gövde üzerinden alındığı çalışmalar yeterince bulunmamaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı farklı monolitik zirkonya seramiklerinin karşılaştırılarak termomekanik siklusun köprü restorasyonlarında konnektörler ve gövde üzerindeki etkilerinin ve yaşlandırma öncesi ve sonrası göreceli monoklinik faz miktarlarının incelenmesidir.

Çalışmanın hipotezi termomekanik siklusun göreceli monoklinik faz miktarını arttıracığı ve konnektör bölgelerinde gövdeye oranla daha fazla göreceli monoklinik faz miktarının saptanacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Seramik kelimesi, topraktan yapılmış anlamındaki Grekçe ‘keramikos’ sözcüğünden köken almaktadır. Türkçede de ‘kil kökenli pişmiş materyal’ şeklinde tanımlanmaktadır. Kil pişme işleminden sonra şekil değiştirmeyen katı bir hale gelir ve seramik olarak adlandırılır. Eski çağlarda ilk insanlar kili kurutarak mutfak eşyası ve benzeri alanlarda kullanmışlardır. Kilin pişirilerek kullanılmasıyla seramik malzemeler geliştirilmiştir ve yapı malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Dekorasyon alanında ise Çin porselenleri ve Osmanlı çini örnekleri öne çıkmaktadır.¹²

2.2. Dental Seramikler

Dental restorasyonlarda kullanımı için seramiğe bazı katkı maddeleri ilave edilmektedir. Seramik daha kapsamlı bir ifade iken porselen terimi bu katkı maddelerinin seramiğe ilave edilmiş hali için kullanılmaktadır.¹³

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihi ve Gelişimi

Porselen diş hekimliğinde ilk kez eczacılık yapan Fransız Duchatteau tarafından diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant’ın yardımıyla 1774 yılında kullanılmıştır. Duchatteau mesleği gereği tatmak zorunda kaldığı kimyasal materyallerin protezlerine zarar verdiği için protez materyali olarak porselen kullanımını düşünmüştür.¹²

1789 yılında Dubois de Chemant porselen formülasyonlarını geliştirerek ilk porselen diş materyalini üretmiş ve patentini almıştır.¹⁴

1808 yılında İtalyan diş hekimi Fonzi platin pinler veya çerçeve ile proteze tutturulan “terrometalik” bir porselen icat etmiştir. İngiltere’de 1837’de Ash porselen dişin iyileştirilmiş versiyonunu geliştirmiştir. Dr. Charles Land 1903’te ilk seramik kuronların patentini almıştır. Vita Zahnfabrik 1963 yılında ilk ticari porselen ürününü piyasaya sunmuştur.¹⁵

Porselen dişler ilk kez 1817’de tanıtılmış, 1825’te ise ticari olarak üretilmeye başlanmıştır. Porselenin platin bir postla kaynaştığı bir sistem olan Richmond kuron 1855 yılında tanıtılmıştır. 1873 yılında ise tam seramik fikri ortaya çıkmıştır.¹⁶

Dr. Charles Land 1903 yılında diş hekimliğine ilk seramik kronları tanıtmıştır. Land seramik kuron üretimi için feldspatik porselen ile platin folyo matriks kullanım tekniğini tanımlamıştır. Bu kronlar yüksek estetik sonuçlar sergilemelerine rağmen düşük bükülme dayanıklılığıyla ve yüksek başarısızlık insidansı ile sonuçlanmıştır.¹⁷

Mc Lean ve Huges İngiltere’de 1965 yılında alümina ile güçlendirilmiş cam seramiği geliştirmiştir. Çalışmalarında %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiğinin kırılma direncini önemli ölçüde arttırdığını rapor etmişlerdir.¹⁸

Alüminöz porselende kor materyalinin yetersiz translüensliğinden dolayı kabul edilebilir estetik sonuçlar için ayrıca feldspatik porselen kullanımı gerekmektedir. Alüminyum porselen kuronların düşük bükülme direnci ve posterior bölge için bildirilen başarısızlık oranlarından dolayı sadece ön bölgede kullanımı mümkündür.¹⁷ MacCulloch 1968 yılında dökülebilir cam seramikleri tanımlamıştır.¹⁹

Tam seramiklerdeki gelişmeler 1984’te bir dökülebilir seramik olan Dicor’un piyasaya sürülmesiyle hız kazanmıştır.¹⁷ Aynı yıllarda %70 alümina içeren ve refraktör day metodu olan Hi-Ceram geliştirilmiştir. 1988’de Fransa’da “slip casting” yöntemiyle

elde edilen, alümina içeriğinin %90'dan fazla olduğu bir kor sistemi olan In-Ceram geliştirilmiş ve Vita firması tarafından piyasaya sürülmüştür.¹⁶

1990 yılında IPS-Empress sistemi, 1998 yılında ise daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösteren IPS-Empress 2 sistemi geliştirilmiştir.¹⁷

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemlerinin 1983'te tanıtılmasıyla daha estetik ve daha dayanıklı sistemlerin üretilmesi kolaylaşmıştır.²⁰

Dental seramik teknolojisi dental materyaller arasında en hızlı gelişim alanıdır. Günümüze kadar birçok seramik tipi ve üretim metodu geliştirilmiştir. Farklı pişirme teknikleri ve oksit ilaveleriyle materyallerin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Zirkonyum oksit, tam seramik sistemleriyle kullanılan son malzemelerdendir.

1960'ların sonlarında zirkonyumun biyomateryal olarak kullanımıyla ilgili araştırmalar artmıştır. Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum, hem tam seramik restorasyonların estetik hem de metal destekli seramik restorasyonların kırılma dayanımı avantajını bir arada bulundurur ve metal destekli seramik restorasyonlara iyi bir alternatiftir.²¹

Zirkonya, 1990'lı yılların başında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler, zirkonyanın klinik kullanımını arttırmıştır. Günümüzde ise geliştirilmiş özellikleriyle monolitik zirkonya piyasaya sürülmüştür. Diş hekimliğinde mevcut en ilgi çekici polikristal materyal olarak görülmektedir ve klinik kullanımı yaygınlaşmaktadır.³

2.2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Seramik; 4 tane O^{2-} iyonunun silikayla oluşturduğu (SiO_4) tetrahedra yapısıdır.²² Seramik kristali hem kovalent hem de iyonik bağlar içermektedir. Bu bağlar, seramiklere sertlik, stabilite, ısıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikleri verir. Aynı yapı kırılabilirlik gibi bazı istenmeyen özelliklere de sebep olmaktadır.¹² Seramikler kristal veya cam fazda görülebilmektedir. Cam fazın yoğun olması estetik özelliklerin artışını sağlarken, kristal faz mekanik özelliklerin artışını sağlamaktadır.¹⁷

Tüm porselenlerin temel yapısı kaolen (%1-10), kuartz (%11-18) ve feldspar (%70-90) kristal minerallerinden meydana gelir.²³

Kaolen (Kil); $Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$ formülüyle gösterilir. Alüminyum hidrat silikatıdır ve Çin kili adı da verilir. Porselene opasite özelliği verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan kıvamına gelir ve seramik hamurunun şekillendirilmesini kolaylaştırır.¹²

Kuartz; bazı kayalar, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Silisden (SiO_2) meydana gelir. Yüksek erime ısıyla ($1700^\circ C$) büzülmeleri önleyerek restorasyonun şeklini korur ve porselen kitlesine destek görevi yapar.¹²

Feldspar; porselene translüsensi kazandıran bir eriticidir. Potasyum alümina silikat (potas feldspar) ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat (albit) ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Erime sıcaklığı $1100-1300^\circ C$ arasındadır, porselen içeriğindeki diğer maddelere göre en düşük erime derecesindedir. Seramiğin pişirilmesi esnasında eriyerek diğer kısımları bağlayıp bir arada tutar. İçeriğindeki soda erime derecesini düşürürken, potas camın sıvı formdaki viskozitesini arttırmaktadır. Diş hekimliğinde potasyum miktarı yüksek olan feldspar tercih edilmektedir.^{22,24}

Seramiklere bu üç temel madde haricinde akışkanlar veya cam modifiye ediciler (fluks), opaklaştırıcılar, ara oksitler, renk pigmentleri ve floresans özelliğini değiştiren

ajanlar da ilave edilebilmektedir. Sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksit fluks örnekleridir. Bunlar cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki çapraz bağlantı miktarını azaltarak camın erime ısını düşürürler.²⁰

Dental seramikleri renklendirmek için metal oksitler kullanılmaktadır. Titanyum oksit sarı rengi, uranyum oksit sarı-portakal, metalik altın kahverengi-kırmızı rengi, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt alüminat mavi, krom veya bakır oksit mavi-yeşil, manganez gri-lavanta yeşili ve demir fosfat platin-gri rengi vermektedir.¹⁷

2.2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Dental seramikler kimyasal açıdan stabildirler ve uzun yıllar bozulmadan estetik özelliklerini sürdürebilmektedirler. Termal genişleme katsayıları ve ısı iletkenlikleri doğal diş yapısına benzer şekildedir. Seramikler yüzey sertliği dolayısıyla karşıt doğal ve yapay dişlerde aşınmaya sebep olabilmektedirler. Isısal genişleme katsayısı, kristal fazın yapısı ve miktarı, partikül büyüklükleri seramiklerin optik ve mekanik özelliklerini değiştirmektedir.²⁵

Dental seramikler baskı kuvvetlerine dayanıklı (350-550 MPa) iken çekme kuvvetlerine karşı oldukça zayıftırlar (20-60 MPa). Okluzal yüzeylerin temas alanlarında, kuron ve birleşim bölgelerinde başlayan çatlaklar kırıklara sebep olmaktadır.²⁶

Sinterizasyon işlemi esnasında bünyesindeki suyun buharlaşmasıyla hacimde %30-40 oranında büzülme meydana gelmektedir. Yapısal bütünlük açısından bu büzülme göz önünde bulundurulmalıdır.²⁷

Seramik restorasyonların dişe adezyonu restorasyonun uzun ömürlülüğü için önemlidir. Sabit restorasyonların başarısı simantasyon tekniğine ve yapıştırıcı ajana büyük ölçüde bağlıdır.²⁸

2.2.4. Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin geniş bir kullanım alanı mevcut olduğu için farklı sınıflandırmalar bulunmaktadır.

2.2.4.1. Erime Isılarına Göre

Yüksek Isı (>1300°C): yapay dişlerin yapımında ve tam sinterlenmiş alümina ve zirkonya kor seramiklerinde kullanılmaktadır. Orta ısı (1101-1300°C): yapay dişlerde ve yarı sinterlenmiş zirkonya seramiklerinde kullanılmaktadır. Düşük ısı (850-1100°C): kuron ve köprü veneer seramiklerinde kullanılmaktadır. Glazür ve makyaj tozları bu gruba girmektedir. Ultra düşük ısı (<850°C): titanyum/titanyum alaşımlarında ve hassas bağlantılı kuronlarda kullanılmaktadır.¹⁷

2.2.4.2. Yapım Tekniklerine Göre

Geleneksel metal destekli seramikler, döküm metal üzerine hazırlanan seramikler, metal folyo üzerine hazırlanan seramikler, metal alt yapı üzerine elektroliz sistemiyle hazırlanan seramikler, tam seramikler, geleneksel toz-likit sistemiyle hazırlanan seramikler, dökülebilir seramikler, pres yöntemiyle hazırlanan seramikler, infiltre seramikler ve freze sistemiyle üretilen seramikler olmak üzere alt başlıklara ayrılabilir.²⁹

2.2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre

Fırınlanan porselenler ve dökülebilir porselenler olmak üzere iki başlıkta sınıflandırılabilir.¹⁷

2.2.4.4. Uygulama Alanlarına Göre

Metal destekli restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlarda kullanılan porselenler, inley/onley/estetik bölgedeki veneerlerde uygulanan porselenler, hareketli protezlerde uygulanan yapay diş üretiminde kullanılan porselenler ve implant dayanağı olarak kullanılan porselenler olarak sınıflandırılabilir.³⁰

2.2.5. Tam Seramik Sistemler

Tam seramik sistemleri metal destekli seramik sistemlerinde görülen olumsuzlukları ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. İlk olarak Mc Lean tarafından seramiğe %40-50 Al_2O_3 eklenmesiyle 1965 yılında elde edilmiştir. Sonrasında birçok çalışmada farklı kristaller kullanılmıştır. En sık kullanılanları Al_2O_3 , $MgAl_2O_4$, $Li_2O-Si-O_2$, ve ZrO_2 dir.¹⁴

Metal destekli seramik sistemlerinde seramiğin üzerinde 3-6 μm boyutunda çatlaklar bulunmaktadır. Metal alaşımlarının çekme dayanıklılığı porselenden daha yüksektir bu sebeplerden seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi planlanmıştır. Metal alt yapı çekme gerilimlerinin oluşmasını önlemekte ve yüzeydeki çatlakların yayılmasını engellemektedir.¹⁷

Metal seramik restorasyonlar, dayanımları ve uzun dönem klinik başarıları sayesinde günümüzde de sabit protetik restorasyonlar için sıklıkla tercih edilmektedirler. Metal alt yapılar seramiğe üstün mekanik özellikler kazandırırken aynı anda ışık geçirgenliğinin olmaması, diş eti kenarından metal yansımaları, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, metal alaşımının korozyona uğraması ve alerjik reaksiyon oluşturma ihtimali gibi birçok dezavantaja da sahiptir. Bu dezavantajlardan

dolayı metal destekli seramik sistemlerine alternatif seramik alt yapılar gibi farklı yöntemler üzerinde çalışılmaya başlanmıştır.^{14,19}

Tam seramikler geliştirilmiş ışık geçirgenlikleri, biyouyumlulukları, korozyona dirençleri, düşük ısı geçirgenlikleri ve düşük plak tutulumlarıyla dental materyaller için istenen özelliklere sahiptirler. Tam seramik restorasyonlar çeşitli araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. En yaygın kullanılan sınıflama yapım tekniklerine ve kimyasal yapılarına göre olanıdır.

2.2.5.1. Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

- A. Sinterize seramikler
- B. Dökülebilir seramikler
- C. Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri
- D. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler
- E. CAD/CAM tekniği ile hazırlanan seramikler³¹

A. Sinterize Seramikler

Bu üretim tekniğinde teknisyen toz formundaki seramiğe su ilave ederek çalışmaktadır. Restorasyonun konturlarını oluşturmak için bir day üzerinde tabakalama işlemi uygulanır.³² Sinterizasyon, yüksek sıcaklıklarda seramik partiküllerinin birleşip daha dayanıklı bir yapı haline dönüşümünü sağlayan bir ısıl işlemdir. Sinterizasyon işlemiyle birlikte porözite miktarı azalmaktadır. Sinterizasyon işlemi sayesinde fiziksel ve kimyasal reaksiyonlarla seramik son haline ulaşmaktadır.³³ Lössit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen, alüminyum oksit esaslı seramikler, magnezyum oksit esaslı seramikler ve zirkonyum oksit seramikler sinterize seramiklerin alt tipleridir.

Lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen; geleneksel feldspatik porselene hacim olarak %45 oranında tetragonal lösit kristali ilavesi ile üretilmiştir. Baskı dayanımı ve makaslama dayanımı arttırılmıştır. Seramiğin soğuması esnasında lösit kristallerinin etrafında baskı stresleri oluşur, camın direnci artar ve kırık oluşumu önlenir. Yeterli optik özellikleri ile kuron yapımında endikedir.³⁴

Alüminyum oksit esaslı seramikler; sert ve dayanıklı bir oksit olan alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedirler. Alüminyum oksitin seramiğe ilavesi sonucu elastise modülünde ve kırılma dayanımında artma gözlenmiştir. Isısal genleşme katsayısı cam matrikse benzer şekildedir.³⁵

Magnezyum oksit esaslı seramikler; yüksek eğilme dayanımına sahip olan magnezyum oksit (MgO) içermektedirler. Magnezyum oksit silika cam partikülleri ile 1100-1150°C'de kimyasal reaksiyona girer ve forsterit kristalleri (Mg_2SiO_4) meydana gelir böylece dayanıklılık artar.³⁶

Zirkonyum oksit seramikler; polikristalin yapıda olan zirkonyum oksit içermektedirler. Zirkonyum oksit porselenin mekanik dayanıklılığını arttırır. Opak yapıda olmasından dolayı kopingler seramikle kapatılarak estetik sağlanmaya çalışılmaktadır.³⁷

B. Dökülebilir Seramikler

Kayıp mum tekniğiyle üretilmektedir. Tetrasilisik flormika ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) kristali içeren cam seramik ingotların refraktör day içerisinde 1370°C'de santrifüj tekniğiyle dökülmesi sistemiyle çalışır. Kristalizasyon işlemi için sonrasında ısı uygulanıp dayanıklılık arttırılmaktadır. Karşit diş aşındırması ve plak birikimi az olduğu için tercih edilmektedirler. Ticari marka örnekleri olarak Dicor (Dentsply, A.B.D) ve Cerapearl (Kyocera, A.B.D) gösterilebilir.

Dicor, diş hekimliğinde ilk kullanılan dökülebilir cam seramiktir. Dicor kayıp mum tekniği ile cam olarak dökülen ve daha sonra kontrollü bir kristalleştirme ile sonuçlanan, polikristalin florür tetrasilisik mika içeren cam seramik bir malzemedir. Dicor, normal porselenin iki katı esneme dayanıklılığına sahiptir. Karşıt dişteki minimum aşındırma ve düşük plak tutulumu özellikleri nedeniyle tercih edilmektedirler.³⁸ Endikasyonları tek kuron, inley, onley ve laminate restorasyonlarıdır.³²

C. Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri

Bu sistemde refraktör day üzerine alümina tozundan sulu bir hamur (slip) hazırlanır. Slip içerisindeki su kapiller basınç sayesinde alçı day üzerine geçip yoğunlaşır bu sistem slip-cast yöntemi olarak bilinmektedir. Modele slip uygulandıktan sonra sinterlemeye geçilmektedir ve 1120°C'de 10 saat sinterlenmektedir. Elde edilen ilk yapıda alümina parçacıkları sadece birbiriyle temas etmiştir ve pöröz bir yapısı vardır. Bu aşamada kuvveti 6-10 MPa civarındadır. Yapıya 1100°C'de lantum camı infiltre edilerek 4-6 saat daha pişirilir. Kapiller kuvvet etkisiyle eriyen cam pöröz yapıya infiltre olur ve 446 MPa yatay bükülme direncine sahip yüksek dirençli seramik elde edilir.³⁹ Ticari marka örnekleri olarak Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik), In Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Spinel (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) gösterilebilir.

Hi-Ceram, cam matrikse partikül ilavesi ile yapının güçlendirilmesi ilk kez 1972 yılında bu sistemde yapılmıştır.⁴⁰ Southan ve Jorgensen tarafından fosfat bağlı rövetman üzerinde platin yaprak kullanılmadan alümina seramiğinin fırınlanması sonucu üretilmiştir. Bükülme dayanıklılığı 155 MPa'dır.³⁹

In Ceram Alümina, 1989 yılında tanıtılan sistemde, alümina alt yapı şekillendirilip fırınlanması sonrasında içine cam infiltre edilir. %99.56 saf alümina içerir. Yarı opak olması nedeniyle sınırlı estetik sağlar. Bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma direnci ise 3.1-4.61 MPa arasındadır.⁴¹ Yapısındaki Al₂O₃ hacmi artırılarak ön bölge kuron protezleri ve üç üyeli köprü protezi alt yapılarında kullanımı mümkün kılınmıştır.⁴⁰

In-Ceram Spinel, 1994 yılında In-Ceram Alüminanın opak görünümünden dolayı daha estetik bir materyal arayışı sonrası geliştirilmiştir. Cam matris içine “Spinell (MgAl₂O₄)” kristali eklenerek üretilmiştir. Sistemin kullanımı, düşük bükülme direnci (350 MPa) sebebiyle anterior bölge kuron alt yapı kullanımıyla sınırlı kalmıştır.⁴⁰

In-Ceram Zirkonya, yapıya %33 parsiyel stabilize zirkonya ilavesiyle In Ceram Zirkonya üretilmiş ve bükülme dayanımı 700 MPa’ a kadar yükseltilmiştir. Böylece arka bölge kuron ve köprü alt yapılarında kullanımı mümkün kılınmıştır.⁴⁰ Alt yapı seramikleri fırınlama sonrası belirli oranda büzülme gösterirler, bu büzülme zirkonyada çok az seviyededir. Böylelikle iyi bir kenar uyumu elde edilmektedir.⁴¹

D. Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler

Bu sistemde modelaj ve mum atım tekniği ile üretim yapılmaktadır. Bu teknik için geliştirilen cam seramik materyali lösit veya lityum disilikat ile güçlendirilmiştir. Seramik tabletlerin ısı ve basınç altında döküm boşluğuna gönderilmesi prensibiyle çalışmaktadır.¹³ Bu teknikle yapı içindeki porözitenin önüne geçilmiştir. İlave reaksiyonlarla seramiğin yoğunluğu artırılıp mekanik özellikleri artırılmıştır.⁴² Ticari marka örnekleri olarak IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre), IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) gösterilebilir.

IPS-Empress, 1991 yılında Wohlend tarafından geliştirilmiştir. Cam seramik yapı içerisinde güçlendirici olarak lösit kullanılmıştır. Alt yapılar ısıyla presleme ve CAD/CAM teknolojisiyle üretilmektedir. Yüksek translüsenansiye sahip olmaları nedeniyle oldukça estetik özelliktedirler.⁴³ Bükülme direnci 100-120 MPa'dır.⁴⁴ Kırılma dirençleri 1.5-1.7 MPa arasındadır. Endikasyonları anterior tek kuronlarla sınırlıdır.⁴⁵

IPS Empress 2, 1989 yılında geliştirilmiştir ve lityum disilikat içermektedir. Laboratuvar tekniğinin IPS Empress sisteminden farkı bitimin tabakalama tekniğiyle yapılmasıdır. IPS Empress sisteminden daha dayanıklı ve yüksek translüsenansiye sahiptir.⁴⁶ Bükülme dayanımı 300-440 MPa ve kırılma doygunluğu $2.8-3.5 \text{ MPa/m}^{1/2}$ 'dir. En son destek dişin ikinci premolar olduğu üç üyeli posterior köprülerde kullanılabilir.⁴⁷

IPS e.max Press, 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Güçlendirici olarak lityum disilikat içerir, uygulanan farklı fırınlama tekniğiyle fiziksel özelliği ve estetiği Empress II sistemine göre geliştirilmiştir.⁴⁶ İstenilen rengi elde etmek için diğer sistemlerden farklı olarak renk pigmentleri yerine materyal içinde homojen olarak dağılabilen polivalent iyonlar kullanılmaktadır. 400 MPa'lık bükülme direnciyle preslenebilen cam seramikler arasındaki en yüksek dirence sahiptirler. Endikasyonlar; üç üyeli köprüler, anterior ve posterior implant üstü kuronlar ve ikinci premolara kadar olan implant üstü kuronlardır.⁴⁸

E. CAD/CAM Tekniği ile Hazırlanan Seramikler

CAD/CAM İngilizce bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin (Computer Aided Design ve Computer Aided Manufacturing) kısaltılmış halidir. Çalışma modelinin optik tarayıcılar ile bilgisayara üç boyutlu olarak aktarılıp, tasarımının yapılabloklardan restorasyonun frezelenmesi esasına dayanır. Sistemin avantajları; konvansiyonel ölçü işlemleri elimine edilir, bu aşamalarda harcanan süre kısılır,

restorasyonun kalitesi arttırılır (mekanik direnç, kenar uyumu, estetik) ve restorasyonun üretimi tek seansta klinik ortamında tamamlanabilir.⁴⁹

Diş hekimliği alanında ilk kullanımları 1980’li yıllarda Duret ve Preston tarafından olmuştur. Yerleşik olarak ilk kullanımı ise Moermann tarafından geliştirilen, adını “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” cümlesinin baş harflerinden alan CEREC sistemidir.⁵⁰

Ticari marka örnekleri olarak Cerec (Siemens, Almanya), Celay (Mikrona, Almanya), Procera All-Ceram (Procera Sanvik, İsveç), Lava (3M ESPE, St.Paul, Minn, ABD), Cercon (DeguDent, Almanya), Noritake Katana (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) ve DC-HIP Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) örnek olarak verilebilir.

Cerec, 1980 yılında Moermann tarafından geliştirilmiştir. CEREC 2 1994 yılında, CEREC 3 ise 2000 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistemin geliştirilmesiyle daha uyumlu restorasyonlar üretilmiştir. Sistemde iki farklı marka mevcuttur; Vita Mark II (Viadent, Balsdwin Park, CA, ABD) (sanidin kristalleri) ve Dicor MGC (Dentsply International, Inc. York, PA, ABD) (tetrasilik flormika kristali). Sistemin üç boyutlu ölçü alabilen bir intraoral kamera aracılığıyla çalışmaktadır.⁴¹

Celay, 1992 yılında piyasaya sürülen sistemin çalışma prensibi özel bir modelaj akriliği kullanılarak hazırlanan preparasyonun tarayıcı bir uç yardımıyla kopya görevi yapması ve aşındırıcı ucun bulunduğu bölmedeki bloklardan freze edilmesidir.⁴⁰

Procera All-Ceram,1993’te geliştirilen sistem daylı modelin taranıp elde edilen verilerin kullanılması prensibi ile çalışır. Veriler, biri İsveç diğeri Amerika’da bulunan iki tarama merkezinden birine aktarılır. Merkezi laboratuvarlarda alt yapılar sinterleme öncesi normal boyutlarından daha büyük işlenip sinterlenir.⁴¹

Lava, 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Yarı sinterize ZrO₂ bloklar kullanıldığından fırınlama sonrası büzülme hesaplanarak %20-25 büyük üretilir. Alt yapı üzerine zirkonyanın termal ekspansiyon katsayısına uygun Lava Ceram seramiği ya da Lava DVS dijital veneerleme sistemi kullanılır. Ön bölge için en fazla dört pontikli, arka bölge için ise en fazla 2 pontikli köprüler yapılabilmektedir.⁴¹

2.2.5.2. Kimyasal Yapılarına Göre Seramik ve Benzeri Yapıların Sınıflandırılması

A. Cam Seramik

1. Feldspatik
2. Sentetik (Lösit, Lityum disilikat ve türevleri, Florapatit)
3. Cam İnfiltre (Alümina, Alümina ve Zirkonya, Alümina ve Magnezyum)

B. Polikristalin Seramik

1. Alümina
2. Stabilize Zirkonya
3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina / Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

C. Rezin Matris Seramik

1. Rezin Nanoseramik
2. Rezin İnfiltre Cam Seramik
3. Rezin İnfiltre Zirkonya Silika Seramikler⁵¹

A. Cam Seramikler

Doğal diş yapısının optik özelliklerini en iyi şekilde yansıtan seramiklerdir. Atomlar düzensiz bir şekilde üç boyutlu bir ağ ile bağlıdır. Üreticiler, optik özellikleri kontrol etmek amacıyla az miktarda doldurucu partiküller ilave etmektedirler.³⁵

A.1. Feldspatik

Cam matriks içerisinde %30 oranında ve homojen dağılımlı olan 3-4µm boyutlarındaki feldspar partiküllerini içerirler. Feldspatik seramikler, temel olarak silikon dioksit içermektedirler. Silika ve kuartz partikülleri birer silikon dioksittirler ve farklı oranlarda alümina içermektedirler. Feldspar terimi bu alüminyum silikaların doğal olarak bulunması ve potasyum ya da sodyum içermesiyle kullanılır. Feldspar seramik içinde final morfolojisi ve renk tonunu sağlamak için kullanılır.¹⁴ Feldspatik porselenlerin estetik özellikleri iyi fakat mekanik özellikleri yetersizdir. Kırılma direnci 150 MPa, bükülme dayanımları 60-70 MPa'dır.³⁰ İnley, onley, laminate veneer, parsiyel kuron ve anterior/posterior tam kuron yapımında endikedirler.² Ticari marka örnekleri olarak IPS Empress Estetik (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gösterilebilir.

IPS Empress Estetik, yüksek estetik sonuçların istenildiği tek diş restorasyonlarının presleme yöntemiyle üretiminde endikedir. On iki ingot içerisinde yedi farklı translüsensi derecesi mevcuttur. T ingotlar, yüksek translüsent materyallerdir. İnley, onley gibi küçük restorasyonların üretiminde kullanılır. O ingotlar, yüksek opasiteleri sayesinde orta veya yüksek opaklığa sahip kalıcı dentisyondaki hastalar ve beyazlatma yapılmış dişlerin diğer dişlerle uyumunu sağlamak için kuron ve veneer yapımında kullanılmaktadır. TC bloklar, altı farklı tonu mevcuttur. Yüksek kenar uyumu, yüksek estetik sonuçlar ve 160 Mpa'lık kırılma dayanımı materyalin avantajlarıdır.

Endikasyonları tek diş restorasyonlardır (veneer, inley, onley, parsiyel kuron, anterior ve posterior kuron).

IPS Empress CAD, laminate, inley, onley, anterior ve posterior restorasyonlar gibi daha estetik, monokromatik uygulamalar için kullanılmaktadır. Işık optik özelliklerinin yanı sıra IPS Empress CAD restorasyonları, doğal translüsensi özelliklerine sahip çok estetik ve 160 MPa sağlamlık değeri ile bilinmektedirler. İki farklı translüsensi derecesinde (HT ve LT), polikromatik multi-bloklardır. Multi bloklar çok renkli IPS Empress CAD ile dentinden insizale kadar doğal renk ve floresans geçişli restorasyonlar üretilebilir.

A.2. Sentetik

Doğal kaynaklara daha az bağımlı kalmak için hammaddelerin ve bunların doğal varyasyonlarının sentetik formları seramik endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Üreticiler mekanik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla cam yapıya doldurucu partiküller ilave etmişlerdir. Bileşim üreticiler arasında değişmektedir ancak genel olarak silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir. Doldurucular seramiğin fırınlama işlemlerinde stabil kalmasına yardımcı olurlar. Doldurucu partiküller bağlantıda mikromekanik retansiyonu arttırmaları. Cam fazları apatit kristalleriyle kombine edilebilir. Ek olarak lösit, metallerle termal genleşme uyumluluğu için ve geliştirilmiş güç için kullanılmaktadır.^{51,52} Lösit içerikli, lityum disilikat içerikli ve floropatit içerikli seramikler bu grubun alt tipleridir.

Lösit içerikli seramikler, silisyum dioksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit (K_2O) içermektedirler. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarı 1-5 µm boyutlarındaki lösit kristal fazı oluşturmaktadır. Işık geçirgenliği ve karşıt diş aşındırması doğal dişe benzemektedir. Bükülme direnci 160 MPa'dır. Endikasyonları

anterior bölge kuronlar ve laminate veneerlerdir.^{14,53} Vita M7 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu grubun ticari marka örneği olarak gösterilebilir.

Vita M7, tam seramik alt yapı materyalleri için veneerleme porseleni olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesine benzer şekilde ışık kırılma ve yansıma özellikleri vardır. İlave floresan ve opalesan porselen kullanımı yüksek düzeyde bireysel ve kaliteli sonuçlar verir. Özellikleri ve avantajları: optimal modelasyon özellikleri sayesinde kullanım kolaylığı, mükemmel taşlama ve parlatma sonuçları, homojen ve doğal yüzeyler, birkaç fırınlama işlemi sonrası dahi uygun fırınlama stabilitesi ve restorasyonların kişiselleştirilmesidir.

Lityum disilikat ve türevleri, lösit içerikli porselenlerin dayanıklılık dezavantajını gidermek için üretilmiştir. Kristalin faz %70 oranına yükseltilmiş, kristalin yapı düzeltilmiş ve böylece dayanıklılık arttırılmıştır. Bükülme dayanımı yaklaşık 360 MPa'dır. Yeterli estetiğe sahip olduğu için tek başına kullanılabilir ya da veneer porseleni ile kombine edilebilmektedir.³⁰

Lityum disilikatın freze işleminin güçlüğü dolayısıyla CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar genellikle presinterize bloklardır. Bu bloklardaki temel faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Materyal bu özelliklerdeyken yetersiz fiziksel özelliklere sahip iken kristalizasyon sonrası dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür.⁵⁴ IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) bu grubun ticari marka örneği olarak verilebilir.

IPS e.max CAD, lityum disilikat (LiSi_2) içerikli cam seramiktir. Diğer CAD/CAM materyallerinden değişik olarak, IPS e.max CAD, çok geniş bir endikasyon spektrumu için uygundur. Materyalin mavimsi karakterde olduğu aşamada, IPS e.max CAD "soft" (yumuşak) orta kademedede kazınır. Hızlı kristalizasyon uygulaması sonunda

IPS e.max CAD 360 MPa'lık gücüne, diş rengine ve üstün şeffaflık ve parlaklık gibi estetik özelliklerine ulaşır.

Floroapatit içerikli seramiklere IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) ticari marka örneği olarak verilebilir.

IPS e.max ZirPress, IPS e.max ZirCAD ve diğer ZrO₂ alt yapılar üzerine preslenmek üzere üretilen fluoroapatit cam seramik ingotlardır. Özellikle çok üniteli restorasyonların detaylı estetik wax-up reproduksiyonlarını elde etmek için çalışma prosedürlerini kolaylaştırır. İki farklı opaklık seviyesinde, A-D tonlarında ve dört beyazlatma (BL) tonlarındadır. Ayrıca iki farklı diş eti tonu mevcuttur. Endikasyonları, zirkonyum oksit alt yapı üzerine tek diş restorasyonları, zirkonyum oksit alt yapı üzerine çok üyeli köprü restorasyonları, zirkonyum oksitten üretilmiş implant üst yapıları ve veneerlerdir.

A.3. Cam İnfiltre

Doldurucu partikülleri ve cam üç boyutlu olarak birbirine penetre olmuştur. Sinterlenmiş oksit erimiş cam partiküllerinin infiltre edilmesi sistemiyle çalışır. Spinell denilen sinterizasyon sonrası meydana gelen gözenekli yapıya, ışık geçirgenliğine de katkıda bulunan, lantan oksitin infiltre edilmesi prensibiyle çalışır. Kuronlarda ve ön bölge üç üye köprü alt yapılarında kullanılmaktadır.⁴¹ Alümina, Alümina/Magnezyum ve Alümina/Zirkonya içerikli seramikler bu grubun alt tipleridir.

B. Polikristalin Seramik

Bu seramikler sinterlenmiş monofaz seramik materyallerdir. Üretim için kristaller sinterize edilir ve cam faz veya hava olmadan yoğunlaştırılır. Böylece polikristalin bir

yapı meydana gelir.³⁰ Polikristalin seramikler cam içermemektedir ve atomlar düzenli olarak sıralanmaktadır. Bu yüzden çatlakların ilerlemesi güçtür ve cam seramiklerden daha dayanıklıdır. Ancak sınırlı translüensi özelliklerinden dolayı alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar. Hidroflorik asitle pürüzlendirilmeleri güçtür ve uzun zaman gerektirir. Yaygın olarak kullanılanları alüminyum oksit ve zirkonyum oksittir.^{51,52}

B.1. Alümina

Bu malzeme yüksek saflıkta Al_2O_3 (~ %99.5) içerir. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve nispeten yüksek dayanıklılığa sahiptir. Elastise modülü tüm dental materyallerin en yükseğidir ve bu da kütleli kırıklara savunmasızlığa yol açmıştır. Bu kırıklar ve mekanik özellikleri geliştirilmiş yeni malzemelerin tanıtılmasıyla alüminanın kullanımı azalmıştır.^{34,51} Procera AllCeram (Procera AllCeram, Nobel Biocare;In-Ceram AL) bu grubun ticari marka örneği olarak gösterilebilir.

Procera AllCeram, yüksek dayanıklı, biyolojik olarak uyumlu, translüent ve hassas uyumu olan bir materyaldir. Kopingler transparan olmadan ışığı geçirebilmektedir. Üst yapı porseleniyle birleştiğinde doğal bir estetik sağlar. Altın veya metal postların kaplanması için idealdir. Day üzerinde doğrudan CAD/CAM teknolojisiyle hazırlanır, böylelikle porözite ve distorsiyonlar elimine edilir. Yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit kopinglerinin çift eksenli dayanımı 1121 MPa'dır. Hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir. Işık geçişine izin verir fakat restorasyon altından post ya da amalgamların rengini göstermez. Yüksek başlangıç mukavemeti çatlaklar, yorgunluk, stres ve aşınmayı önlemeye yardımcı olur.

B.2. Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyada faz dönüşümleri görülmekte ve bu faz dönüşümleri materyalin dayanıklılığını azaltmaktadır. Bu sebeplerden ötürü zirkonya yttriyum, magnezyum,

kalsiyum ve seryum gibi bazı oksitlerle stabilize edilmektedir. Bu elementler fazları tamamen veya kısmen stabilize eder. Zirkonya seramiklerin mikro yapılarına göre de bir sınıflama mevcuttur: tamamen stabilize zirkonya, parsiyel stabilize zirkonya ve tetragonal polikristal zirkonya.^{51,55} Bu grubun ticari marka örnekleri olarak Lava/Lava Plus (3M ESPE), Prettau Zirconia (Zirkonzahn), Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vita) ve IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) gösterilebilir.

Lava/Lava Plus Zirconia, yüksek yarı saydamlık ve en yüksek mukavemet için yapılan %3 mol yttria ile kısmen stabilize edilmiş bir tetragonal polikristalin zirkondur. Gözenekler ve gözenekler gibi yapısal kusurlar, ışık emiliminasyonuna ve saçılmaya yol açarak yarı saydamlığı azaltır. Lava Plus Zirkonyada bu etkiler azaltılmıştır. Alümina, zirkonyanın yaşlanmanın artmış stabilitesi de dâhil olmak üzere birçok faydalı etkiye sahip bir katkı maddesidir. Bununla birlikte, alümina farklı bir kırılma indisine sahiptir ve dağılma ile yarı saydamlığı azaltan zirkon maddesinden ayrılabilir. Lava Plus Zirkonyanın yarı saydam özelliklerini geliştirmek için alümina içeriği Lava Zirkonya'dan daha düşüktür. Yaşlanma stabilitesini Lava Zirkonya ile aynı seviyede tutmak için, alümina dağılımı geliştirilmiştir.

Prettau Zirconia, azalmış okluzal mesafe, bruksizm ve chipping gibi sıklıkla oluşan problemler için uygun bir malzemedir. Fonksiyonel ve aynı zamanda estetik bir çözüm sunmaktadır. Oldukça biyouyumlu, pöröz olmayan, yüksek yarı saydamlıkta ve doğal görünümde olan bir materyaldir. Bu özellikleri sayesinde özel renklendirme teknikleri uygulandığında tabakalama tekniğine gerek duyulmadan monolitik olarak kullanılabilir. Endikasyonları; parsiyel veya tek kuronlar, inley/onleyler, veneerler ve 14 üyeye kadar olan köprülerdir (vidalı veya simante). Tüm endikasyonlar tam anatomik formda hazırlanabilmektedir. Prettau Zirkonya kısmen yttriyum ile stabilize edilir ve alüminyum ile zenginleştirilir. Bu, 1200 MPa'a kadar yüksek bir

bükülme mukavemeti, yüksek sıcaklık direnci ve aynı zamanda mümkün olan en yüksek hassasiyeti veren sabit bir büzülme faktörü gibi pozitif malzeme özellikleri ile sonuçlanır.

B.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina / Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyumun strese bağlı transformasyon özelliğinden dolayı alümina matriks ile birleştirerek materyalin özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ortaya çıkmıştır.²

C. Rezin Matriks Seramik

Hem seramik hem de kompozit içeren çift fazlı yapısıyla her ikisinin de olumlu özellikleri bir araya getirilmektedir. Kolay işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve kırılma direnci gibi geliştirilmiş özelliklere sahiplerdir. Bu kategori yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matriks içeren materyallerden oluşmaktadır.⁵⁶ Rezin matriksli seramiklerin bileşimi büyük ölçüde değişir, ancak bunlar özellikle CAD /CAM sistemleri için formüle edilmiştir. Rezin matriksli seramik malzemeleri birçok alt gruba bölünebilir. Örneğin inorganik içeriklerine göre üçe ayrılmaktadır. Bunlar rezin nanoseramikler, rezin infiltre seramikler ve rezin infiltre zirkonya silika seramiklerdir.⁵¹

C.1. Rezin Nanoseramik

Yaklaşık olarak %80 oranında nanoseramik parçacıkları ile güçlendirilmiş, yüksek oranda sertleştirilmiş rezin matriksten oluşmaktadır. Silika nanopartiküllerinin, zirkonya nanoparçacıklarının ve zirkonya-silika nanokümlerinin kombinasyonu dolgu maddesi parçacıklarının interstisyel aralığını azaltır ve bu yüksek nanoseramik içeriği sağlar.⁵¹ Lava Ultimate (3M ESPE) bu grubun ticari marka örneği olarak gösterilebilir.

Lava Ultimate, 2012 yılında piyasaya sürülmüştür. Nanoseramik partiküllerin yüksek seviyede çapraz bağ içeren rezin matriks içerisine gömülmesiyle elde edilmiştir. Ağırlığın %80'i nano seramik doldurucular, geri kalanı ise çapraz bağlı rezin matrikste gömülü zirkonya /silikadır. Silika tanecikleri 20 nm boyutunda zirkonya nanomerleri ise 4-11 nm boyutundadırlar. Piyasada prefabrike bloklar halinde bulunmaktadır. Fleksural dayanıklılıkları 200 MPa ve kırılma dayanıklılıkları 2 MPa civarındadır.³⁰

C.2. Resin İnfiltrate Cam Seramik

Bu sistem genellikle feldspatik seramik ağı ve polimer ağı olmak üzere bir çift ağdan oluşmaktadır. Üreticiler bu sistemi hibrit seramikler olarak tanımlamaktadırlar.⁵¹ Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bu grubun ticari marka örneği olarak gösterilebilir.

Vita Enamic, 2013 yılında piyasaya sürülmüş bir hibrit seramiktir. Seramiğin içindeki kristal ağ yapısının içerisindeki boşluklara polimer infiltrate edilmesiyle üretilen bir CAD/CAM materyalidir. Feldspatik seramik hacim olarak %75, ağırlık olarak %86 yer kaplar iken polimerler hacim olarak %25, ağırlık olarak %14 yer kaplamaktadır. İki yapı birbiri içine penetre edilmiştir. Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu özellikleri bir araya getirilmesine çalışılmıştır. Materyalin azalmış kırılma ve sertliğe, aynı zamanda artmış esneklik ve işlenebilirlik kolaylığına sahip olduğu bildirilmiştir. Esneme dayanımının 150-160 MPa, elastik modülünün 38 GPa olduğu ve bu değerlerin doğal diş yapısına benzer olduğu bildirilmiştir.³⁰ Non-prep veneer/tabletop, posterior kuron ve implant destekli kuronlar endikasyonları arasındadır.

C.3. Resin İnfiltrate Zirkonya Silika Seramikler

Bu sistemde, glisidil metakrilat (Bis-GMA), TEGDMA karışımı polimer matriks içerisinde %85 oranında 0.6 µm küresel şekilli ultra ince zirkonya-silika tanecikleri

bulunmaktadır.¹⁶ MZ100 Block (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) bu grubun ticari marka örneği olarak verilebilir.

MZ100 Block, bu bloklar güçlü, aşınmaya dirençli ve estetik bloklardır. Hızlı ve kolay kullanımıyla CEREC restorasyonlarına alternatif bir materyaldir. Endikasyonları; inley, onley, veneer ve full kuronlardır. Radyopak bir materyaldir.

2.2.6. Zirkonya

2.2.6.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler ve Tarihçesi

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir. “Altın renginde” anlamındaki “Zargon” kelimesinden türemiştir. Gümüşümsü beyaz renkte ve heksagonal kristal yapıdadır. Atom numarası 40, atom kütlesi 91.22 ve yoğunluğu 6.49 g/cm³’tür. Zirkonyum (Zr) periyodik cetvelde D rubuna ait bir geçiş elementidir. Ergime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C’dir.⁷

Doğada hiçbir zaman saf halde bulunmayıp farklı bileşikler halinde mevcuttur. Ancak saflaştırıldıktan sonra biyomateryal olarak kullanılabilir. Zirkonyumun ana kaynakları zirkonyum silikat ($ZrO_2-SiO_2, ZrSiO_4$) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) mineralleridir. Zirkonyum silikat “zirkon”, zirkonyum dioksit ise “zirkonya, zirkonyum oksit ve baddeleyit” isimleriyle bilinmektedir. Zirkonyum oksit-zirkonya, korozyona dirençlidir ve yüksek çekme dayanımı ile yüksek sertlik özelliklerine sahiptir.¹⁰

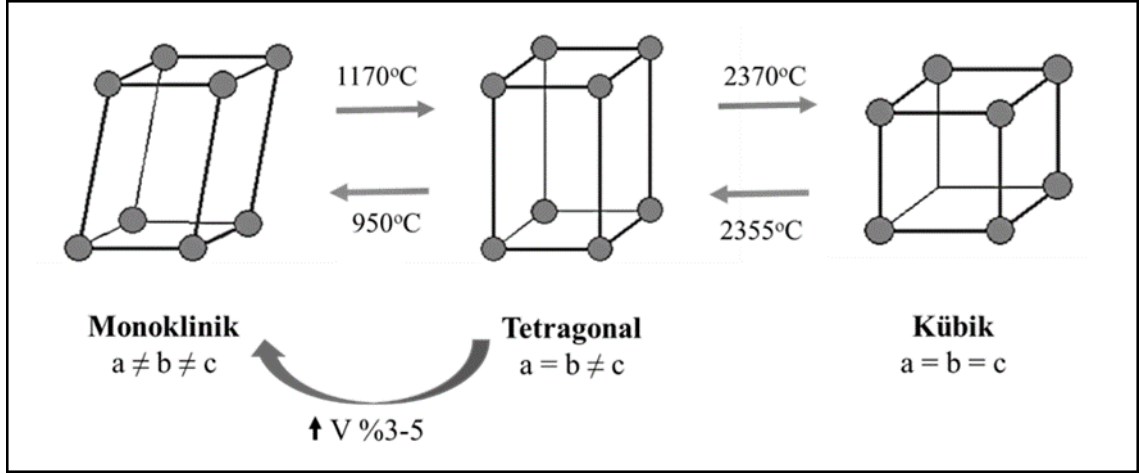
Zirkonya, 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth isimli bir araştırmacı tarafından değerli taşların ısıtılması esnasında reaksiyon yan ürünü olarak tesadüfen bulunmuştur. Zirkonyum dioksit olarak medikal alanda ilk kullanımı 1969 yılında ortopedide kalça protezlerinde kullanılmasıyla olmuştur. Diş hekimliği alanında ilk kullanım zamanı ise

1990'lı yılların başlarıdır. Diş hekimliğindeki başlıca kullanım alanları şunlardır; kuron ve köprü protezlerinin alt ve üst yapıları, ortodontik braketler, post-core sistemleri, implant abutmentları ve implantlardır.⁵⁷

2.2.6.2. Zirkonyanın Yapısal Özellikleri

Atomların uzaysal dizilişleri kristal yapılarına göre üç farklı formdadır; monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k). Zirkonya, oda sıcaklığı ve 1170°C arasında monoklinik fazda, 1170-2370°C arasında tetragonal fazdadır ve 2370°C üzerinde ise kübik faza geçmektedir.⁷ Zirkonyum oksit stabil bir materyal değildir ve ısıl uygulamalar sonrası faz dönüşümleri gözlemlenmektedir. Zirkonyum oksit oda ısısında monoklinik fazda iken fırınlama esnasında tetragonal faza geçmektedir. Bu faz dönüşümleri esnasında materyal içerisinde hacimsel değişimler meydana gelmektedir. Zirkonyanın soğutulması esnasında %3-4 hacim artışı meydana gelmektedir (Şekil 2.1.)⁷. Meydana gelen bu faz değişimleri “transformasyon güçlenmesi” olarak da adlandırılır. Soğuma esnasında tetragonalden monoklinik faza dönüşüm (t→m) görülmektedir. Bu faz dönüşümüyle birlikte gerçekleşen hacimsel artış mekanik dayanıklılığa olumlu yönde katkıda bulunan baskı gerilimlerini meydana getirir. Baskı gerilimleri yapı içerisindeki çatlakların ilerlemesine engel olmaktadır.^{2,10,58} Bu sebeplerden zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olması istenmektedir. Yapıdaki monoklinik faz oranının %25'i aşmaması gerektiği bildirilmiştir.²⁴

Zirkonyanın bükülme direnci 900-1200 MPa, kırılma direnci 9-10 MPa/m ve elastisite modülü 210 GPa olarak bildirilmektedir.⁵⁹



Şekil 2.1. Zirkonyanın kristal yapılarının şematik görünümü

Zirkonya seramikler yapısındaki yüksek kristal içeriklerinden dolayı yeterli translüseniyi sağlayamamakta ve cam seramiklere göre doğal dışın optik özelliklerini daha az yansıtılmaktadırlar.⁵²

2.2.6.3. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit

Kübik faz orta derecede mekanik özelliklere sahip iken monoklinik faz azalmış mekanik performans göstermektedir. Tetragonal faz diğer fazlara göre üstün mekanik özelliklere sahiptir ve materyalin bu formda stabilize olması istenmektedir. Tetragonal fazın stabilizasyonu materyale ilave edilen CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi metal oksitlerle sağlanabilmektedir.⁷ Bu oksitlerin ilavesi sonucu “kısmi stabilize zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia)” denilen oda sıcaklığında yarı stabil/metastabil bir materyal meydana gelmektedir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir reaksiyondur. Parsiyel stabilize zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazdadır ve belli koşullarda monoklinik faza geri dönebilir. Bu faz dönüşümünü sağlayabilmek için bir iç enerji bulundurmaktadır.⁶⁰ Y₂O₃ ile kısmi stabilize edilen zirkonya, diğer oksit ilavelerine göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Dış hekimliğinde en sık kullanılan yttriyum stabilize zirkonya (3Y-TZP)dır.⁶¹

Saf zirkonyaya %7.9 CaO, %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ ilavesiyle tam stabil zirkonya elde edilmektedir. Sadece kübik faz içerir ve 2500°C'ye kadar faz dönüşümü görülmez. Yüksek sertlik ve ısı-şok direnci özellikleri vardır, bu sebeplerden kolay şekillendirilmemektedirler ve diş hekimliğinde kullanım alanı yoktur.^{2,7}

2.2.6.4. Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Zirkonya Seramikleri

A. Yttrium ile Stabilize Zirkonya (3Y-TZP)

Saf zirkonyuma %3 mol Y₂O₃ ilave edilmesi ile oda sıcaklığında tetragonal formda bulunan Y-TZP meydana gelmektedir.⁷ Yapı içerisindeki Y⁺³ ve Zr⁺⁴ kanyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyon oluşturup zirkonyanın stabilizasyonunu sağlamaktadır.⁶²

Mekanik özellikleri büyük oranda gren boyutuyla ilişkilidir. Gren boyutları küçük olduğunda (<1µm) t→m dönüşümüne yatkınlık azalmaktadır. Yüksek sinterizasyon süresi ve ısı-şok büyük grenlerin oluşumuna sebep olarak ürünün stabilitesini etkilemektedir.^{7,63,64}

Ön/arka bölge tek kuronlar ve üç-dört üniteli köprülerde endikedir. Yetersiz interokuzal mesafe varlığında, parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında, kantilever tasarlandığında ve destek dişin boyu yeterli olmadığında kullanımları kontraendikedir.^{1,65}

Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği, biyoyumluluk, radyopak olması sayesinde restorasyonların radyolojik olarak incelenebilmesi, konvansiyonel ya da adeziv simantasyon, düşük ısısal iletkenlik ve preparasyonun diş eti hizasında veya üzerinde bitirilebilmesi gibi birçok avantaja sahiptir. Bu avantajların yanında bazı dezavantajları

da mevcuttur. Bunlar; opak görünümleri, mekanik özelliklerin yüzey işlemlerinden etkilenmesi, yeterli dayanıklılık için belli kalınlıklarda konnektör bulunması gerekliliği ve tamir edilememelidir.¹

B. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Alümina matrisi ile zirkonyanın birleşimi sonucu oluşmaktadır. Zirkonyanın gerilim destekli transformasyon özelliğinden faydalanılmaktadır. Son zamanlarda potansiyel bir biyoseramik halini almıştır. Bu grupta diğer zirkonyalardan farklı olarak tetragonal faz stabilizasyonu ilave iyon kullanımı yerine partikül boyutları, morfolojisi ve yerleşimiyle sağlanmaktadır. Mikroyapısal olarak büyük alümina grenleri (6 µm x 2 µm) ve kümeler halinde bulunan küçük zirkonya grenlerini (<1 µm) içermektedir. Ağırlığının %70-90'ını alümina, %10-20 kadarını ise zirkonya oluşturmaktadır. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sırasında hacim artışı ve sıkıştırıcı kuvvet oluşumu meydana gelmektedir. Bu durum mevcut mikro çatlakların ilerlemesini engellemektedir. Üstün mekanik özellikleri vardır. Fakat sinterlenmiş 3Y-TZP ile kıyaslandığında daha pörözdür ve mekanik özellikleri yetersizdir. Termal siklus ve yaşlandırma sonrası Y-TZP ile kıyaslandığında düşük ısı bozulmasına daha dirençlidir.⁶⁶

C. Magnezyum ile Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ), büyük gren boyutları (30-60 µm) ve pöröz yapısı dolayısıyla diş hekimliği alanında yaygın bir kullanım alanı bulamamıştır.⁷ Ticari materyallerdeki MgO oranı %8-10 mol arasında değişmektedir. Soğuma döngüsünün, 1100°C sıcaklıkta olan yaşlanma fazı, yüksek sinterleme sıcaklığı ile kontrol edilmesi gerekmektedir. Mg-PSZ'nin SiO₂'den bağımsız olarak elde edilmesi

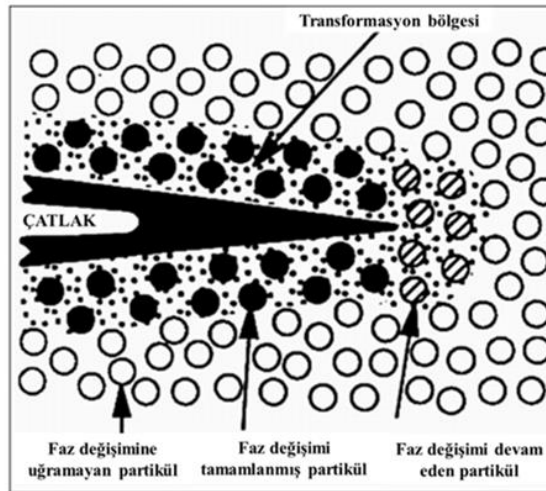
zordur, bu sebepten magnezyum silikatların magnezyum içeriği düşüktür. Bu durum da t→m dönüşümüne sebep olur ve daha az kararlı aynı zamanda daha düşük mekanik özelliklere sahip materyallerin elde edilmesine sebep olmaktadır.^{2,67}

D. Ceria İle Stabilize Tetragonal Zirkonya (Ce-TZP)

Y-TZP'ye oranla daha yüksek kırılma tokluğu ($19\text{MPa m}^{1/2}$) ve daha düşük bükülme direnci göstermektedir. Diş hekimliği alanında kullanılmamaktadır.²⁴

2.2.6.5. Zirkonyanın Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması

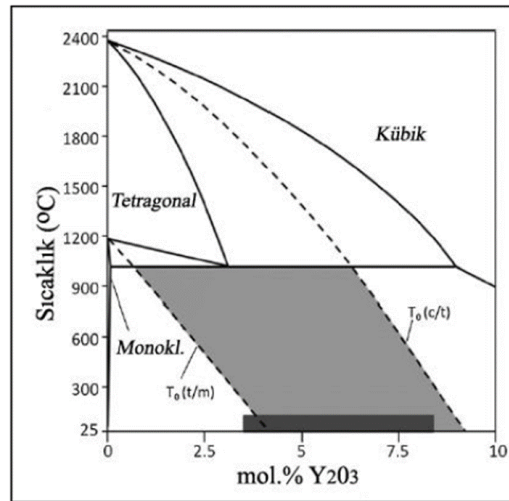
Aşındırma işlemleri, yüksek kuvvetler ve gerilim stresleri çatlak oluşumuna yol açar. Materyal içerisindeki çatlağın ucundaki stresli alanlar, partiküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza geçişine neden olur. Bu faz dönüşümü esnasında hacimde %3-5'lik artış gözlemlenmektedir. Bu hacimsel değişimler sonrası çatlak yüzeyine yakın bölgelerde sıkıştırıcı stresler oluşur ve çatlak ilerlemesi yavaşlatılır. Bu durum “dönüşüm sertleşmesi/dönüşüm tokluğu” olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.2.).^{61,68,69}



Şekil 2.2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimlerinin şematik görünümü

Dönüşüm sertleşmesi mekanizması diğer dental seramiklerde görülmeyip zirkonyaya ait bir özellik olarak bilinmektedir. Bu sebeplerden kırılma dayanımları diğer seramiklerden daha fazladır.²⁴

Faz dönüşümü, zirkonya partiküllerinin şekli, büyüklüğü bileşimi, zirkonyanın yapım aşamasındaki işlemler, stabilize edici oksit tipi ve miktarı gibi birçok faktöre bağlıdır. Stabilize edici ajanlar, materyalin mekanik özellikleri ve mikro yapısını önemli derecede etkilemektedir ve yapıya kontrollü şekilde ilave edilmelidir. Yttrium oksit ve sıcaklığa bağlı diyagram Şekil 2.3.'te görülmektedir.⁷⁰ Koyu renkli işaretlenmiş bölgeler dental uygulamalarda kullanılan Y-TZP'nin tetragonal fazda stabilize olduğu aralıktır.⁷⁰



Şekil 2.3. Y_2O_3 - ZrO_2 faz diyagramı

2.2.6.6. Zirkonyanın Yaşlanması/Düşük Isı Bozulması (LTD)

Düşük ısı bozulması ilk olarak Kobayashi tarafından 1981 yılında tanımlanmıştır ve zirkonyanın yaşlanması olarak da isimlendirilmektedir. Gren yapısının bozulması ve mikro çatlak oluşumu ile birlikte materyalin dayanımı azalmaktadır.⁹

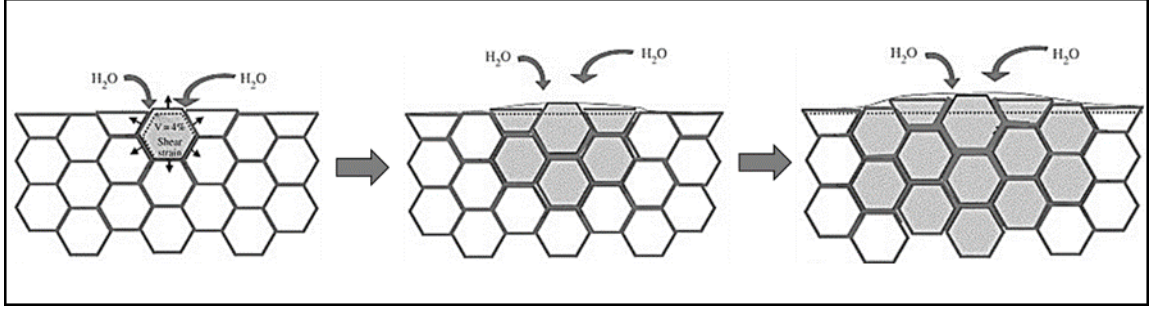
Y-TZP seramikleri metastabil kristal yapısı doğası dolayısıyla bir faz dönüşümü mekanizmasına sahiptir. Faz dönüşümü mekanizması baskı kuvvetleri doğrultusunda

gerçekleştğinde materyale üstün mekanik özellikler sağlarken, spontan olarak gerçekleştiğinde ise mekanik özelliklerde gerilemeye sebep olmaktadır.¹

Yaşlanma ya da düşük ısı bozulması, tetragonal fazdan spontan olarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle oluşmaktadır. Bu durumun su ya da buhar varlığında düşük ısılarda (150-400°C) kendiliğinden meydana geldiği ve ilerleyici olduğu bilinmektedir. Orta ve uzun dönemde materyalin yüzeyinde pürüzlenmeye, mikroçatlak oluşumuna ve dayanımda azalmaya sebep olmaktadır. Yaşlanma materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu mekanizma in vitro koşullarda daha yavaş olmasına rağmen materyali dayanımında önemli bir azalmaya yol açmaktadır.^{2,10}

Düşük ısı bozulması suyun zirkonya kafesine; Zr-O-Zr bağlarını çözüp boşalan oksijenin yerine geçerek dâhil olduğu, yüzeydeki izole haldeki grenlerden başlar ve tüm yüzeye yayılıp materyalin içerisine yayılır. Monoklinik stabil faz oluşuncaya kadar alt tabakalara doğru ilerler. Faz dönüşümünden dolayı hacim artışı ve mikro çatlaklar meydana gelir. Çatlak büyümesi su penetrasyonuna yol açar. Önce yüzey bozunumu sonra dönüşüm olaylarında artış ve dayanım bozulmasıyla birlikte gren kaybı ve yüzey pürüzlülüğüne sebep olur (Şekil 2.4.).⁷¹

Yaşlanma materyalin yttria konsantrasyonu ve dağılımına, tanecik büyüklüğüne, çatlak varlığı ve dağılımına göre değişiklikler gösterebilmektedir.⁷ Partikül boyutlarını küçültmek, stabilizör oksit oranını arttırmak ya da alüminyum oksitli bileşikler oluşturmak düşük ısı bozunumunu azaltmaktadır.¹¹ Yapılan çalışmalarda gren boyutunun 1 µm den fazla olduğunda t→m faz dönüşümünün görüldüğü ve dayanımının azaldığı gösterilmiştir. Gren boyutunun 0.4 µm den az olduğunda ise faz dönüşümünde ve dayanımda anlamlı bir değişiklik olmadığı belirtilmiştir.^{55,72}



Şekil 2.4. Zirkonyanın yaşlanma süreci ve yüzey bozulmasının şematik görünümü

2.2.6.7. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Sinterleme ve Üretimi

Dış hekimliğinde kullanılan zirkonya esaslı seramikler temelde kimyasal özellikleri açısından aynı yapıdadırlar ancak içeriğindeki tozun tipi ve üretim metoduna bağlı olarak mekanik ve optik özellikleri farklılıklar gösterebilmektedir. Blokların üretimi CAD/CAM sistemleriyle gerçekleştirilmektedir.

Sinterizasyon, erime sıcaklığı yüksek olan materyallerin üretiminde kullanılmakta olan bir ısı uygulamasıdır. Materyalin yoğunlaştırılması, fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla yapılmaktadır. İndüksiyonla, mikrodalgayla, plazmayla ve lazerle sinterleme gibi birçok sinterizasyon metodu bulunmakla birlikte, zirkonya için en sık kullanılan metot sinterleme fırınlarıdır.⁷³

Üretim tiplerine göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Sinterlenmemiş Zirkonya (Green Stage), Yarı Sinterize Zirkonya (HIP olmayan/non-HIP) ve Tam Sinterize Zirkonya (Sıcak İzostatik Presleme/Hot Isostatic Pressing=HIP) olmak üzere üçe ayrılmaktadırlar.¹⁶

A. Sinterlenmemiş Y-TZP Bloklar (Green Stage Zirkonya)

Seramik tozlarının özel bağlayıcı ajanlarla ısı uygulanmadan yalnızca preslenmesi metoduyla hazırlanmaktadır. Tebeşir kadar yumuşaktırlar ve en basit işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda şekillendirilebilirler. Sinterleme esnasında büzülüklerinden bunu karşılayabilmek için %20-25 daha büyük olarak hazırlanmaktadır. Sinterizasyon işlemi sonrası daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelmektedirler.⁶⁵

B. Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar (Non-HIP Zirkonya)

Bu bloklar “presinterize” ya da “non-HIP” olarak da isimlendirilmektedir. Green zirkonyanın, yaklaşık 500°C’de yaklaşık 30 dakika fırınlanması sonucu üretilir. Zirkonyum oksit tozları blok haline getirilebilmek için içerisinde bir bağlayıcı madde bulundurmaktadır. Bağlayıcı ajan bu ön sinterizasyon işlemi sırasında uzaklaşmaktadır. Sinterlenmemiş bloklar CAD/CAM sistemleri kullanılarak “green machining” denilen “ham şekillendirme” metoduyla frezelenir. Aşındırma işlemi sonrası 1350-1500°C de 2-5 saat boyunca basınçsız sinterleme işlemi yapılır.⁷

Blokların yoğunluğu ilk olarak %40 oranındadır. Sinterizasyon işlemi sonradan tamamlandığı için pöröz yapıdadır ve mekanik özellikleri zayıftır. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme frezelemeden sonra yapıldığından, t→m dönüşümü ve yüzeydeki serbest monoklinik faz miktarı azalır. Sinterleme esnasında yaklaşık %25 oranında bir büzülme meydana gelmektedir, bu sebeple örnekler final boyutundan daha büyük hazırlanmalıdır. Fırınlama sonrası yoğunluk %99’u geçmektedir. Bu bloklar HIP bloklara göre daha kısa zamanda ve daha düşük maliyetle üretilebilmekte ve solüsyonlarla renklendirilebilmektedir.^{2,69,74}

C. Tam Sinterize Y-TZP Bloklar (HIP Zirkonya)

HIP kelimesi “Hot Isostatic Pressing” kelimelerinin kısaltmasıdır. Bir sinterizasyon çeşididir ve özel malzeme ve cihazlara ihtiyaç duyar. Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde ilk aşama, blokların 1500°C altında ön sinterizasyonla %95 yoğunluğa ulaştırılmasıdır.^{75,76} Sonrasında bloklar argon gazı kullanılarak sıcak izostatik basınç altında 1400-1500°C’de bir işleme tabii tutulur. Bu işlem sırasında materyalin gri-siyah bir renk almasından dolayı, açık havada beyazlayıncaya kadar ısıtılıp oksitlendirilir. İşlem tamamlandığında bloklar %99 yoğunluğa ulaşır. Bloklardan alt yapı üretiminde, sinterizasyon aşındırma işlemi öncesinde yapıldığı ve büzülme sinterizasyon aşamasında görüldüğü için örneklerin normalden daha büyük hazırlanmasına gerek yoktur. Böylece iyi bir marjinal uyum elde edilir. Fakat sinterize blokların aşındırılması uzun zaman almakta ve kullanılan frezlerin çok hızlı aşınmasına sebep olmaktadır. Tüm bunlar da maliyetleri arttırmaktadır. Ayrıca bu teknikle üretim yapıldığında kullanılan frezler zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Yüzeyde t→m dönüşümü gerçekleşir bu da mikroçatlaklara ve materyalin mekanik özelliklerinde zayıflamaya neden olmaktadır.⁷⁷

2.2.6.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar, işlenmesi esnasında tabakalı olup olmamasına bağlı olarak iki gruba ayrılabilir.

A. Konvansiyonel Zirkonya Bloklar

Zirkonya alt yapı üzerine feldspatik seramik işlenerek üretilen geleneksel zirkonya bloklardır.

B. Monolitik Zirkonya Bloklar

Monolitik kelimesi Yunancadaki “mono: tek” ve “lithos: taş” kelimelerinden türetilmiştir. Ayrıca “full kontur”, “anatomik kontur” ya da “tam zirkonya” olarak da bilinmektedir. Malzemenin tümünün tek materyalden meydana geldiği ve baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelmektedir. Zirkonya diş hekimliğinde uzun süre geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Üzerine porselen tabakalanması yöntemi ile alt yapı şeklinde kullanılmıştır. Bu restorasyonlarda tabakalanan porselenin atması (chipping) büyük bir sorun olarak ortaya çıkmıştır. Bu sebeple, tabakalamaya ihtiyaç duymayan, CAD/CAM sistemleriyle üretilen ve tek bir materyalden elde edilebilen monolitik restorasyonlar üretilmiştir. Monolitik zirkonyanın üstün mekanik özellikleri sayesinde klinik kullanımı yaygınlaşmıştır.⁷⁸⁻⁸⁰

Monolitik zirkonya biyouyumlu bir materyaldir. Gözeneksiz yapısı ve translüsensi özelliği sayesinde doğal görünüme sahiptir. Özel boyama solüsyonları daha estetik sonuçlar elde edilmesine katkıda bulunmaktadır. Aşınma dirençleri doğal dişe oldukça yakındır. Kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmiştir. Böylelikle materyalin bükülme direnci (1570 MPa) ve ısıya dayanma gücü (2600°C'ye kadar) arttırılmıştır. Diğer restorasyon tiplerine göre dişte daha az preparasyona gerek duyar ve yetersiz interokluzal mesafe varlığında kullanılabilir. Porselende kopma ve kırılma problemleri görülmemektedir.⁸¹⁻⁸³

Maliyetlerin yüksekliği ve laboratuvar aşamalarındaki zorluklar materyalin dezavantajları arasındadır. Uyumlama işlemleri veneer porselenlerine oranla güçtür. Tamir işlemleri mümkün değildir.⁸⁴

Endikasyonları; interokluzal mesafenin yetersiz olduğu bölgeler, uzun gövdeli köprüler, full ark köprüler, endokuronlar, inley/onleyler ve implant üstü kuronlardır.

Tanecik boyutları konvansiyonel zirkonya için 1µm ve üzeri iken, monolitik zirkonyada bu boyut 0.2-0.8 µm arasındadır. Tanecik çapındaki bu düşüş ile birlikte materyalin homojenitesi ve ışık geçirgenliği arttırılmış, düşük ısı bozunumuna direnç sağlanmış ve kırılma dayanımı güçlendirilmiştir.^{85,86}

ISO 2008 (International Standard Organization) standartlarına göre zirkonyanın yaşlandırma sonrası monoklinik faz oranının %25'ten daha az olması gerekmektedir. Bu oran konvansiyonel zirkonyaya oranla oldukça düşürülmüş ve %10'un altına inmiştir. Böylece materyalin uzun dönem klinik başarısını arttırmıştır.⁸⁷

Alümina hem konvansiyonel hem de monolitik bloklarda yaşlanmaya direnci arttırmak ve materyalin dayanıklılığını arttırmak için kullanılmaktadır. Fakat ışık geçirgenliğini azalttığı için konvansiyonel zirkonyada %1-5 oranında kullanılırken bu oran monolitik zirkonya için %0.1'e indirilmiştir. Konvansiyonel zirkonya içerisindeki mekanik özellikleri arttıran fakat ışık geçirgenliğini azaltan organik bağlayıcılar, monolitik bloklarda kullanılmamıştır. Böylelikle materyalin estetik özellikleri arttırılmaya çalışılmıştır.^{79,88}

2.2.6.9. Zirkonyanın Yaşlanma Miktarını Ölçme Yöntemleri

A. Sayısal Yöntem

X Işını Difraksiyon Analizi: en yaygın kullanılan yöntemdir. Faz dönüşüm miktarının nicel olarak belirlenmesinde kullanılmaktadır. Garvie-Nicholson yöntemi ile göreceli monoklinik faz miktarı (X_m) saptanabilmektedir.²²

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, kristal yapılı materyallerin moleküllerinin şeklini ve geometrisini X ışınları yardımıyla tespit etmede kullanılan bir yöntemdir. XRD analizi ile materyalin içerdiği fazlar, kimyasal içeriği ve tanecik boyutu belirlenebilmektedir. X ışını difraksiyon cihazı monokromatör, filtre ve yönlendirici olmak üzere üç ana bölümden oluşur.⁸⁹

Kristal yapısında olan materyallere atomik seviyede bakıldığında, “birim hücre (unit cell)” denilen atomların belli bir sıralanmayla meydana gelerek oluşturduğu üç boyutlu geometrik bir yapıyı meydana getirdiği görülmektedir. Birim hücre geometrik şekillerine göre sınıflandırılmış yedi farklı kristal sisteme sahiptir. Bunlar tetragonal, heksagonal, kübik, monoklinik, triklinik, rombohedral ve ortorombiktir.⁸⁹

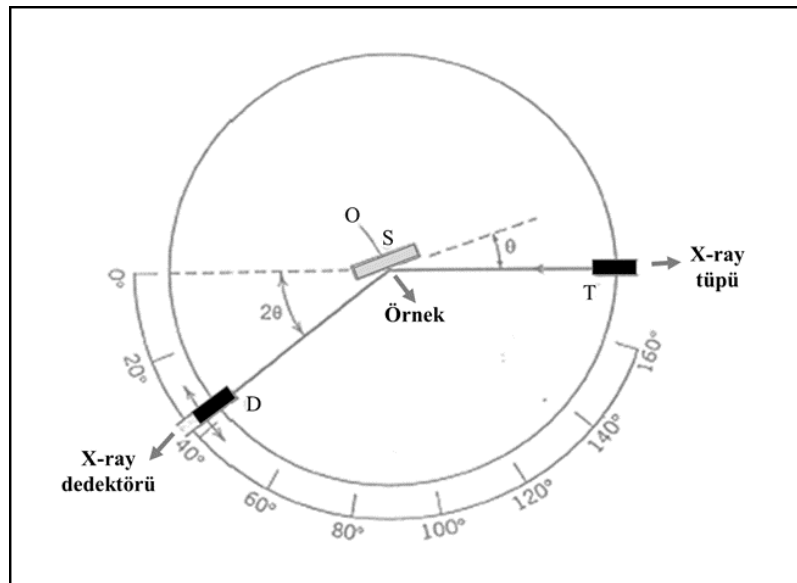
X ışınları kristal yapılı bir madde üzerine gönderildiğinde, yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip olması özelliği sebebiyle, yayılma doğrultusunda bulunan atom ve iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Kırılmanın hangi açılarda en fazla olduğu belirlenerek materyalin kristal yapısının karakteristiği belirlenmektedir.⁹⁰

Her madden kendi difraksiyon şekline sahiptir. Böylece analizi yapılan materyal farklı maddelerin bir bileşimi olsa dahi bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem sayesinde içeriği bilinmeyen materyalin hem nitelikleri hem de bileşenlerinin miktar analizleri yapılabilmektedir.⁹¹ Materyallerin tanımlanabilmesi için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiştir ve bir sınıflama yapılmıştır. Mevcut sınıflama sisteminde ASTM tarafından her bir maddeye iki bölümden meydana gelen bir kart numarası verilmiştir. “A-bcde” ile ifade edilen bir kart, Bölüm A’da yer alan bcde sıra numarasına sahip kart olduğunu ifade etmektedir. Böylelikle analize analizi yapılan

materyalin difraksiyon şekli belirlenip daha önceden belirlenip tablolara kaydedilmiş difraksiyon şekilleri ile karşılaştırılarak hangi maddeyi içerdiği bulunabilmektedir.⁹²

X ışını difraksiyonunda tek kristal metodu ve toz kristal metodu olmak üzere iki farklı teknik mevcuttur. Tek kristal metodu, yapısı ve simetrisi bilinmeyen materyallerin tanımlanması için kullanılmaktadır. Toz kristal metodu ise en çok ince taneciklerden meydana gelmiş polikristalin materyaller için kullanılmaktadır. Monokromatik X ışını demetinin ince toz haline getirilmiş materyal üzerine gönderilmesi prensibi ile çalışmaktadır.⁹⁰

Bir difraktometrenin çalışma prensibi Şekil 2.5.'te gösterilmiştir. S harfi ile temsil edilen örnek, O eksenini etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerinde konumlandırılmıştır. D noktasındaki alıcı sayesinde, T noktasından gönderilen monokromatik X ışını (θ açısı) ve örnekten yayılan ışınların (2θ açısı) yoğunluğu tespit edilmektedir. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde konumlandırılmıştır ve örneğin rotasyonuna uyumlu olacak şekilde 2θ açısını kaybetmeden hareket etmektedir. 2θ açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir.⁹¹



Şekil 2.5. X Işını difraktometresinin şematik görünümü

XRD yöntemi kimyasal analiz yöntemlerine göre daha hızlı olması, analiz için az miktarda örneğin yeterli olması, materyalde hasar oluşturmaması ve maddenin yapısındaki atomların yanı sıra farklı atom dizilişleri sonucu oluşan bileşiklerin gösterilebilmesi gibi birçok avantaja sahiptir. Ancak faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, tanecik miktarı çok ya da yüzeysel ise analiz hassas bir şekilde yapılamamaktadır.^{91,92}

Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. Zirkonya esaslı örneğin mevcut faz analizi ve yüzey işlemi sonrası yapıda meydana gelen faz değişimleri XRD tekniği ile gözlenebilmektedir.²²

B. Yüzey Topografisi Yoluyla İnceleme Yöntemleri

SEM (Scanning Electron Microscopy): Materyalin yüzeyindeki yaşlanma etkilerinin gözlemlenmesinde kullanılmaktadır. Yüzey grenlerindeki morfolojik değişimler izlenebilir fakat sayısal veriler elde edilemez.

OI (Optical Interference): Yüzey bozulmalarındaki hareketin mikroskobik ölçekte araştırılmasında kullanılmaktadır.

AFM (Atomic Force Microscopy): Alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre yöntemidir. Yüzey durumunun nanometre ölçeğinde saptanmasında bu mikroskoplar kullanılmaktadır.²²

C. Termal Yöntemler

Rutinde yaşlandırma çalışmalarında kullanılmamakla birlikte, DTA (Differential Thermal Analysis), DSC (Differential Scanning Calorimetry) ve TD (Thermal Dilatometry) gibi örnekleri mevcuttur.⁷⁰

2.3. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerde yapım aşamasında veya ağız içerisine uygulandıktan sonra maruz kaldıkları kuvvet, sıcaklık, stres ve pH değişimi gibi etkenler sonrası yorulma denilen fiziksel bir durum meydana gelir. Yorulma materyalde kırılma, moleküler düzeyde değişiklik ve aşınma gibi durumlarla kendini gösterir. Araştırmacılar laboratuvar ortamında termal siklus, çigneme simülatörü, otoklav kullanımı ve kimyasal ajan kullanımı gibi yaşlandırma işlemleri ile materyallerin iç yapılarındaki ya da aralarındaki farklılıkların tespitini yapabilmekte ve yorulmaya karşı dirençlerini değerlendirebilmektedirler.⁹³

Yapay yaşlandırma işlemleri, zirkonya restorasyonların üretim aşamalarında ve ağız içi kullanımları boyunca maruz kaldığı sıcaklık değişimi, kuvvetler ve artık streslerin yaşlanma üzerindeki etkilerini gözlemleyebilmek için yapılmaktadır. Yaşlanma zirkonyada oluşan monoklinik faz miktarının ölçülmesiyle saptanabilmektedir.⁷⁰

2.3.1. Otoklav Kullanımı

Otoklav cihazları su buharı basıncının, sıcaklığının ve süresinin kontrol edilebilmesi sayesinde diş hekimliğinde materyallerin yaşlandırılması deneylerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Zirkonyanın t→m dönüşümü ısı ve su buharı varlığından etkilenmektedir, bu sebepten buharlı otoklavda yüksek sıcaklıktaki uygulamalar faz

dönüşümleri üzerinde etki etmektedir.²² Yapılan çalışmalarda otoklavda 1 saat, 134°C ve 2 bar basınç uygulamasının 2-3 yıllık kullanıma eş değer olduğu gösterilmiştir.^{60,70}

2.3.2. Termal Siklus Uygulaması

Termal siklus ağız içinde meydana gelen ısı değişimlerini in vitro koşullarda gerçekleştirebilmek için sıklıkla kullanılan bir yaşlandırma test metodudur. Materyalin belirli döngülerle sıcaklığı ISO standartlarına göre belirlenmiş (5-55°C) olan su banyolarına sırayla daldırılarak istenilen sürelerde bekletilmesi esasına dayanarak çalışmaktadır. Gale ve Darvell 10000 siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyonu simüle ettiğini belirtmişlerdir.⁹⁴

In vitro çalışmalarda kullanımı ağız ortamını taklit etmek için uygun bir yöntemdir. Ancak metodun uygulama prosedürüne bir standart oluşturulmamıştır. Termal siklus sayısı, banyolar arası duraklama süresi ve suda bekletme zamanı değişkenlik göstermekte ve araştırmacı tarafından ayarlanabilmektedir.⁹⁵

2.3.3. Çiğneme Simülatörü Uygulaması

Restoratif materyaller ağız içinde nem, periyodik yükleme ve pH değişimi gibi birçok değişkene maruz kalmaktadır. Bu sebeplerden materyallerin karakteristiklerini belirlemek için uzun dönemli klinik çalışmalar gereklidir fakat maliyetler ve değişkenlerin standardize edilememesi gibi güçlükler nedeniyle ağız ortamını taklit eden laboratuvar testleri önem kazanmıştır.⁹³ Dental restorasyonların başarısızlıkları, periyodik alt ve üst diş temasına bağlı uzun süreli yorgunluktan meydana gelmektedir. Çiğneme simülatörleri yükleme kuvveti, yükleme frekansı, devir sayısı, antagonist

materyal, ıslak/kuru ortam, termal siklus, vertikal ve lateral hareketler gibi oral kaviteyi optimal şekilde temsil edebilecek birçok değişkene sahiptir.⁹⁶

Dual akslı çiğneme simülatörleri termal siklusa sahip olmaları ve hem dikey hem de yatay yönde kuvvet uygulayabilmeleri sayesinde laboratuvar çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Çalışma prensibi, plastik tutucunun içine yerleştirilmiş örneklerin bilgisayar kontrolünde, araştırmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareketlerle, farklı materyal ve çaplarda hazırlanabilen antagonist uçlarla döngüsel olarak temas etmesidir.^{95,97} 1.3-1.8 Hz'lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir.⁹⁷ Posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetini simüle etmek için 49 N'luk bir kuvvet uygulanır.⁹⁸ Simülatördeki 240.000-250.000 adet döngü literatürde yaklaşık bir yıllık klinik kullanıma eşit olarak bildirilmektedir.⁹³

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protez Laboratuvarı ve İnci Dental Diş Protez Laboratuvarında yapılmıştır. Bu tez çalışması Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Rektörlüğü tarafından 2018-2087 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir.

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya CAD/CAM blokların markaları, blok çapı/yüksekliği, üretici firmaları ve seri numaraları Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya bloklar

Materyalin Markası	Blok Çapı / Yüksekliği	Üretici Firma	Seri No
Upcera	98 mm /14 mm	Liaoning Upcera, Benxi, Çin	L2280302036-1
BruxZir Shaded	98 mm /14 mm	Prismatik Dentalcraft, Irvine, ABD	BZ0010927
FireZr	98 mm /14 mm	Prismatik Dentalcraft, Irvine, ABD	BZ0009627

Çalışmada kullanılan blokların kimyasal içerikleri ve sinterizasyon sıcaklıkları Tablo 3.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blokların özellikleri

	BruxZir	FireZr	Upcera
Kimyasal İçerik	<ul style="list-style-type: none">- ZrO₂+HfO₂+ Y₂O₃+Al₂O₃ >99.9- Y₂O₃=5.15±0.2- HfO₂ <3- Al₂O₃ <0.5- SiO₂ <0.02- Fe₂O₃ <0.01- Na₂O <0.04	<ul style="list-style-type: none">- ZrO₂+HfO₂+ Y₂O₃+Al₂O₃ >99.9- Y₂O₃=5.15±0.2- HfO₂ <3- Al₂O₃ <0.5- SiO₂ <0.02- Fe₂O₃ <0.01- Na₂O <0.04	<ul style="list-style-type: none">- ZrO₂+HfO₂+ Y₂O₃ >99.6- Y₂O₃=5.2- Al₂O₃ <0.5- Diğer Oksitler <0.2
Sinterleme Sıcaklığı	1580 °C	1530 °C	1480 °C

3.1. Ana Modellerin Oluşturulması

Çalışmada diş hekimliği eğitimi için özel üretilmiş fantom çene modeli (Frasaco, Tettngang, Almanya) kullanıldı. Modelden 35 numaralı diş çıkarıldı ve dental modelasyon mumu ile dişsiz kret formunda kapatıldı. 34 ve 36 numaralı dişleri köprü preparasyon standartlarına uygun şekilde prepare etmek ve preparasyon derinliğini standardize etmek için rehber oluklar kullanıldı. Bu işlemi takiben 34 ve 36 numaralı dişler preparasyon kurallarına uygun bir şekilde, elmas aeratör frezleri (FG Diamond, Strauss Co., İsviçre) kullanılarak, basamak genişliği tüm bölgelerde 1mm olacak şekilde chamfer basamak dizaynında prepare edildi (Şekil 3.1.). Dişlerin yüzeylerindeki düzensiz bölgeleri düzeltildi ve diş preparasyonu tamamlandı.



Şekil 3.1. Prepare edilmiş ana model

3.2. Cr-Co Abutment Dublikatlarının Hazırlanması

Preparasyonun yapıldığı fantom modelin üç boyutlu dijital görüntüsü laboratuvar tarayıcısı (Dental Wings 7 Series; Dental Wings, Montreal, Kanada) ile elde edildi ve dijital modeller oluşturuldu. Taramada preparasyonundaki pürüzlü bölgeler, basamakların standardizasyonu ve dişlerin taper açıları kontrol edildi. Tasarlanan restorasyonlar lazer sinterizasyon yöntemi ile MySint100 (Sisma SpA, İtalya) cihazında Cr/Co materyalinden üretildi (Şekil 3.2.). Üretimi yapılan metal dublikatların yüzeyi model taraması esnasında tarayıcının okumasında hata olmaması için 250 µm boyutlu Al₂O₃ kum ile tek uygulayıcı tarafından kumlandı. Kumlama işleminin ardından dijital kumpas ile boyutları kontrol edildi standart ölçümlerin dışındaki örnekler çalışma dışında bırakıldı.



Şekil 3.2. Cr-Co abutment dublikatları

3.3. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Cr-Co abutmentlar optik tarayıcı (Dental Wings 7 Series; Dental Wings, Montreal, Kanada) ile taranarak dijital modeller bilgisayar ortamına kaydedildi. Elde edilen dijital modeller üzerinden basamak marjinleri, gövde taban marjinleri ve restorasyonların giriş yolları belirlendi. Taraması yapılan model üzerine monolitik zirkonya restorasyonlar tasarlandı. Ardından programın önerdiği tasarım üzerinden konektör kalınlığı üreticilerin önerileri doğrultusunda 9mm^2 'den büyük olacak şekilde ve siman aralığı $3\mu\text{m}$ olacak şekilde düzeltmeler yapıldı.

Tasarım işlemi bittikten sonra veriler milling ünitesine (D15; Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) aktarıldı ve bloklar milledme ünitesine yerleştirilerek üretim aşamasına geçildi. Üç farklı marka (Upcera; Liaoning Upcera, Benxi, Çin / BruxZir Shaded; Prismatic Dentalcraft, Irvine, ABD / FireZr; Prismatic Dentalcraft, Irvine, ABD) bloktan onar tane olmak üzere toplam 30 adet örnek üretildi (Şekil 3.3.).



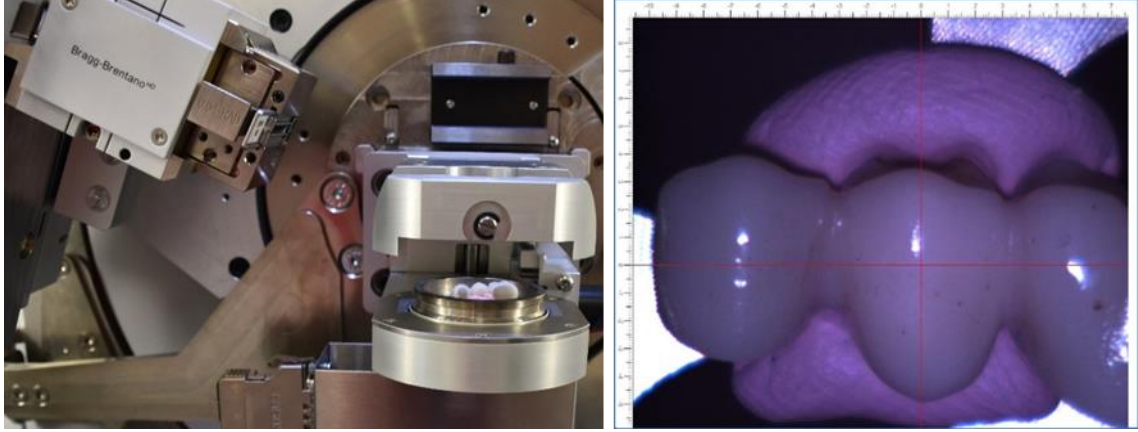
Şekil 3.3. Markalara göre gruplandırılmış monolitik zirkonya örnekler (Sırasıyla BruxZir, FireZr, Upcera)

Elde edilen örnekler kazıma işlemi sonrasında bloklardan ayrıldı, bağlantı noktaları alev uçlu porselen piyasemen frezi ile (Horico, Almanya) aşındırıldı ve artık

maddelerden arındırıldı. Sonrasında ise sinterleme fırınında (Tegra Speed, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) üreticilerin sinterleme prosedürlerine uygun olacak şekilde sinterize edildi. Üretimi yapılan monolitik zirkonya üst yapıların Cr-Co abutment alt yapılar ile uyumu 2,5 kat büyütme dental lup (EyeMag Smart, Zeiss, Almanya) ile kontrol edildi. Kenar uyumu istenilen standartlarda olmayan örnekler çalışma dışında bırakıldı. Örnekler kullanılan blok markalarını ayırt edebilecek şekilde numaralandırıldı.

3.4. XRD Analizi

X ışını difraksiyon analizi Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Araştırma Uygulama Merkezi laboratuvarında, X ışınları Difraktometresi (Panalytical Empyrean, İngiltere) kullanılarak gerçekleştirildi. Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan X-ray difraktometre ile yapıldı. Monolitik zirkonya örnekleri XRD analizi için cihazın tutucusuna sabitlenerek cihaza yerleştirildi. Ölçüm noktalarında standardizasyonu sağlamak için örnekler tutucuya yerleştirildikten sonra cihazın kamerası ile konumlandırılmaları kontrol edildi. XRD analizleri mezial konnektör, distal konnektör ve pontik merkezi olmak üzere üç farklı noktadan gerçekleştirildi (Şekil 3.4.). Örneklerin işlem gören yüzeylerinde, 40 mA akım ve 45 kV voltaj değerleri ayarlanarak, 0.01° adım aralığı ile 20°-80° 2 θ açıları arasında tarama işlemi gerçekleştirildi. Tüm örneklerde yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözleendiği 2 θ açıları belirlendi. Örnekler çigneme simülasyonu gerçekleştirildikten sonra tekrar benzer şekilde XRD analizine tabii tutuldu. Tarama işlemlerinin sonunda oluşan difraksiyon grafikleri sistemle uyumlu bir bilgisayar yazılımında (High Score Plus, Malvern Panalytical, İngiltere) incelendi. Tüm örnekler için yoğunluğun arttığı bölgelerdeki en yüksek pik değerleri ve bu değerlerin gözleendiği difraksiyon açıları kaydedildi.



Şekil 3.4. XRD cihazının tutucusu ve tutucuya yerleştirilmiş örnek

Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı Garvie ve Nicholson yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi.⁹⁹

Denklem 1: $X_m = [I_{m(-111)} + I_{m(111)}] / [I_{m(-111)} + I_{m(111)} + I_{t(101)}]$

X_m : Monoklinik fazın göreceli miktarı

I : Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

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

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

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

Monoklinik ve tetragonal faz hacim oranı Toraya ve ark. yöntemi ile aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.¹⁰⁰

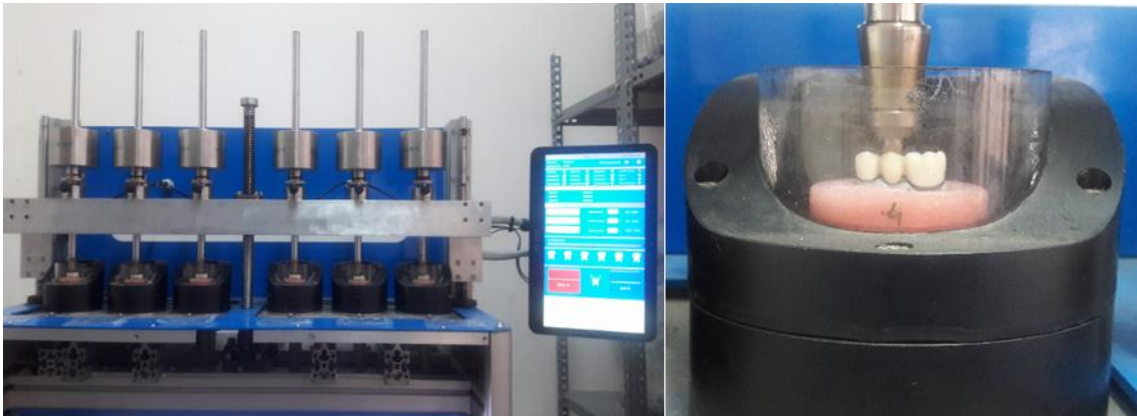
Denklem 2: $V_m = 1.311 \cdot X_m / (1 + 0.311 \cdot X_m)$

X_m : Monoklinik fazın göreceli miktarı

V_m : Monoklinik faz hacim oranı

3.5. Çiğneme Simülatörü Uygulaması

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 6 hazneli Çiğneme Simülatörü (MOY 101, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.5.). Çalışmamızda Cr-Co abutment örneklerin çiğneme simülatöründe sabit şekilde durabilmesi için otopolimerizan akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) aracılığıyla plastik örnek tutucuların içine yerleştirildi. Örnekler klinik ortamda bir yıllık kullanıma karşılık gelecek şekilde 240.000 mekanik döngü ve aynı esnada yaklaşık 2400 termalsiklus uygulandı. Örnekler posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde 50 N'luk yük dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 2 mm'lik hareket mesafesinde 25 mm/sn hızla, 1.7 Hz frekans ile mekanik yükleme yapıldı. Döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı termal döngü de uygulandı. Antagonist olarak doğal diş minesinin fiziksel özelliklerine ve aşınma karakteristiklerine benzer özelliklere sahip olan 6 mm çapında paslanmaz çelik top kullanıldı. Gerçekleştirilen çiğneme döngüsü, kuvvetlerin döngüsel olarak doğru şekilde meydana getirilebilmesi için bilgisayar tarafından kontrol edildi ve termomekanik döngü tamamlandı. Dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırık gözlenmedi.



Şekil 3.5. Çiğneme simülatörü ve tutucuya yerleştirilmiş örnek

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiği IBM SPSS Statistics 20 (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) paket veri programı kullanılarak yapıldı. Verilerin analizinde, tekrarlı ölçümler için karışık gruplar arası-içi varyans analizi ve tekrarlı ölçümler varyans analizi uygulandı. İstatistiksel olarak farklılık gösteren grupların devam analizlerinde Post-hoc (Tamhane testi) sonuçlarına bakıldı. Sonuçlar $p<0.05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi.

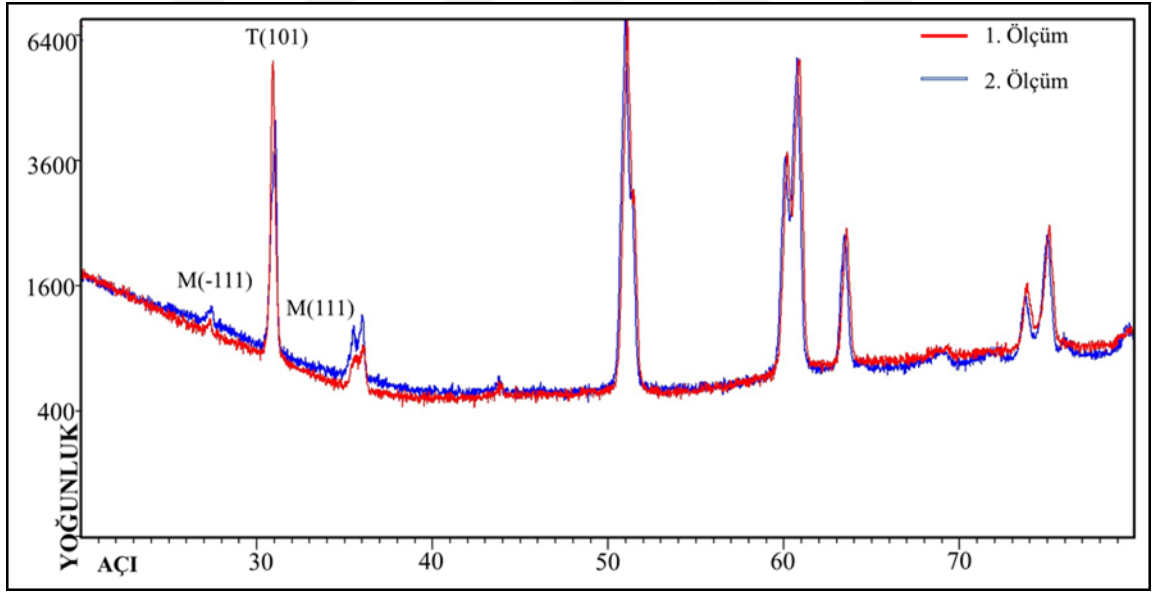


4. BULGULAR

Üç farklı monolitik zirkonya seramiğe uygulanan termomekanik siklus sonucunda; termomekanik siklus öncesi ve sonrası olmak üzere faz dönüşümü değerleri ve XRD grafikleri elde edildi. X_m değerleri XRD analizi sonucunda pik yoğunlukları kullanılarak elde edildi ve yüzde olarak hesaplandı.

4.1. XRD Grafikleri

XRD analizi sonucu elde edilen grafikler yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ölçümler karşılaştırılarak tüm örnekler için kaydedilmiştir. Şekil 4.1.'de Upcera markasının bir örneğinin distal bölgesinden yapılan ölçümler örnek olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Upcera markasına ait bir örneğin yaşlandırma öncesi ve sonrası XRD grafiklerinin karşılaştırılmış görüntüsü

4.2. XRD Analizi Bulguları

XRD analizi sonucunda tetragonal pik $30,8^{\circ}$ - 31° , monoklinik pikler ise $27,4^{\circ}$ - $31,6^{\circ}$ açılımları çevresinde gözlemlendi. Materyallerin hepsinde yaşlandırma sonrasında pik değerleri ve grafiklerde farklılıklar gözlemlendi.

4.3. Farklı Monolitik Zirkonya Materyallerinin X_m Değerlerinin

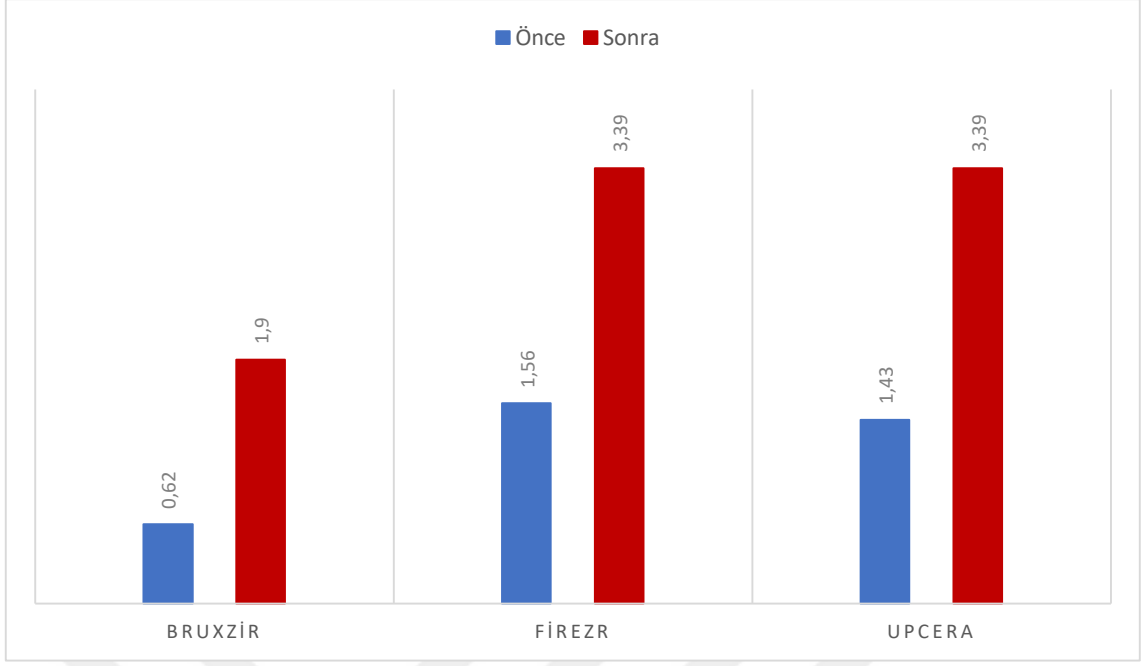
Karşılaştırılması

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre markalar değerlendirildiğinde (n=90) (B: BruxZir, F: FireZr, U: Upcera) termomekanik siklus öncesi ve sonrası göreceli monoklinik faz miktarı (X_m), ortalama (ort.) ve standart sapma (std. Sapma) değerleri Tablo 4.1.'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Markalara göre X_m değerleri

Marka	İşlem öncesi			İşlem sonrası		
	N	Ort.	Std. Sapma	N	Ort.	Std. Sapma
B	30	0.62	0.98	30	1.90	1.26
F	30	1.56	1.98	30	3.39	1.72
U	30	1,43	1.56	30	3.49	2.66

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre markalar değerlendirildiğinde termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları Şekil 4.2.'de verilmiştir.



Şekil 4.2. Markalara ait yaşlandırma öncesi ve sonrası Xm değeri farklılıkları

Farklı markalar için termomekanik siklus öncesi ve sonrası Xm değerlerinde gözlenen değişimlerin ANOVA sonuçları Tablo 4.2.'de verilmiştir.

Tablo 4.2. Markalara göre ANOVA testi sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Std. Sapma	Kareler Ortalaması	F	P	Kısmi eta kare
Denekler Arası	520,8	89				
Marka (B/F/U)	58.16	2	29.08	5.46	.006	.11
Hata	462.64	87	5,31			
Denekler İçi	229.56	90				
Ölçüm (İ.Ö-İ.S)	133.98	1	133.98	129.13	.000	.59
Marka*Ölçüm	4.86	2	2.43	2.34	.102	.05
Hata	90.72	87	1.04			
Toplam	750.36	179				

Termomekanik siklus öncesi ve sonrası ölçüm için anlamlı büyük ana etki bulunmaktadır ($p < 0.05$). Xm değeri her üç marka içinde yaşlandırma sonrasında yüksektir. Bölgeler göz ardı edilerek markalar arasındaki fark incelendiğinde, en düşük

Xm değerini BruxZir markası göstermiştir. Tamhane testi grupların Xm değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermiştir ($p<0.05$). Devam analizi olarak yapılan Tamhane testinde BruxZir-FireZr markaları ve BruxZir-Upcera markaları arasında anlamlı farklılık gözlenmiş ($p<0.05$). FireZr-Upcera markaları arasında ise anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Markalara göre Tamhane testi sonuçları

Marka	Ort. (1.Ölçüm)	Ort. (2.Ölçüm)	Tamhane*
B	0.62±0.98	1.90±1.26	A
F	1.56±1.98	3.39±1.72	B
U	1.43±1.56	3.49±2.66	B

* Farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p<0.05$).

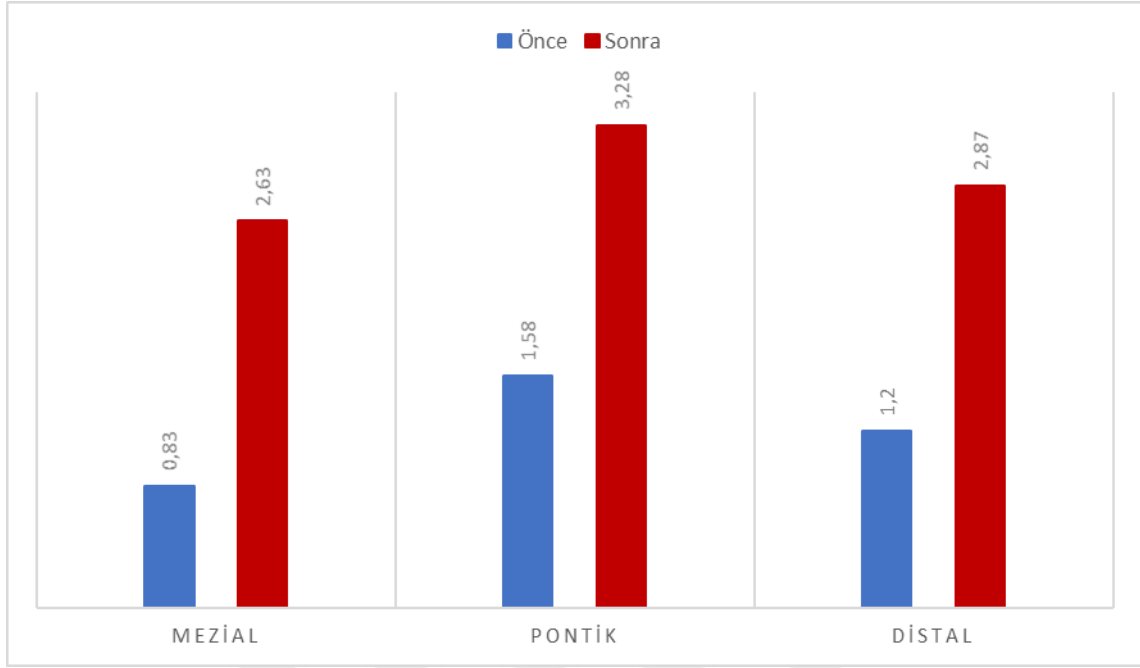
4.4. Farklı Ölçüm Bölgelerinin Xm Değerlerinin Karşılaştırılması

Markalar göz ardı edilerek XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre ölçüm yapılan bölgelerin (n=90) (M: Mezial konnektör, P: Pontik merkezi, D: Distal konnektör) termal siklus öncesi ve sonrası göreceli monoklinik faz miktarı (Xm), ortalama (ort.) ve standart sapma (std. Sapma) değerleri Tablo 4.4.'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Bölgelere göre Xm değerleri

Bölge	İşlem öncesi			İşlem sonrası		
	N	Ort.	Std. Sapma	N	Ort.	Std. Sapma
M	30	0.83	1.43	30	2.63	2.28
P	30	1.58	1.87	30	3.28	2.13
D	30	1.2	1.42	30	2.87	1.83

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre bölgeler değerlendirildiğinde termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları Şekil 4.3.'te verilmiştir.



Şekil 4.3. Bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları

Farklı bölgeler için termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değerlerinin ANOVA sonuçları Tablo 4.5.'te verilmiştir.

Tablo 4.5. Bölgelere göre ANOVA testi sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Std. Sapma	Kareler Ortalaması	F	p	Kısmi eta kare
Denekler Arası	520.8	3				
Bölge (M/P/D)	14.63	1	7.31	1.25	0.28	0.02
Hata	506.17	2	253.08			
Denekler İçi	229.11	90				
Ölçüm (İ.Ö-İ.S)	133.98	1	133.98	122.70	.00	.58
Bölge*Ölçüm	0.13	2	0.167	0.06	.94	.001
Hata	95	87	1.09			
Toplam	749.91	93				

Ölçüm bölgeleri ile X_m değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$). Yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçümler için anlamlı büyük bir ana etki bulunmaktadır ($p<0.05$). X_m değerleri üç bölge için de termomekanik siklus sonrasında artış göstermiştir. Ancak üç farklı bölgeyi kıyaslayan ana etki anlamlı değildir ($p>0.05$). Gövde merkezi, istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmese de konnektör bölgelerinden yüksek sonuçlar vermiştir ($p>0.05$).

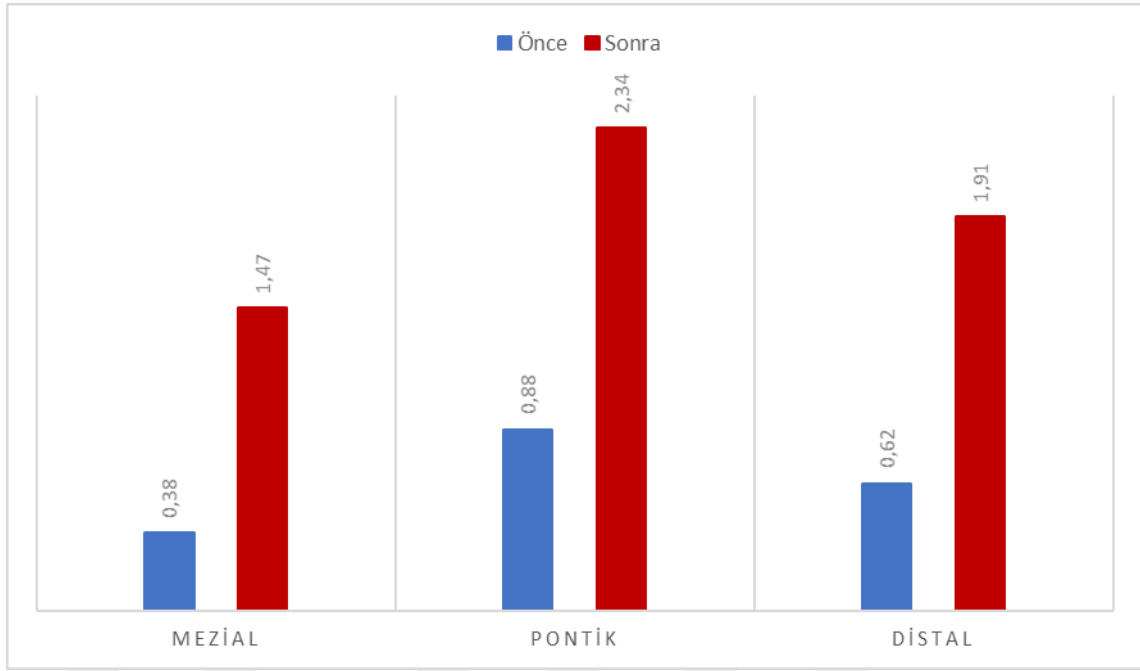
4.5. Farklı Monolitik Zirkonya Materyalleri için Ölçüm Bölgelerinin X_m Değerlerinin Karşılaştırılması

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre BruxZir markasının ölçüm yapılan bölgelerinin termal siklus öncesi ve sonrası göreceli monoklinik faz miktarı (X_m), ortalama (ort.) ve standart sapma (std. Sapma) değerleri Tablo 4.6.'da verilmiştir.

Tablo 4.6. BruxZir markasının bölgelere göre X_m değerleri

Marka		Bölgeler	N	Ort.	Std. Sapma
B	Ölçüm 1 (İşlem Öncesi)	M	10	0.38	1.01
		P	10	0.88	1.08
		D	10	0.62	0.90
		Toplam	30	0.63	0.99
	Ölçüm 2 (İşlem Sonrası)	M	10	1.47	1.38
		P	10	2.34	1.21
		D	10	1.91	1.17
		Toplam	30	1.91	1.27

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre BruxZir markası için bölgeler değerlendirildiğinde termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları Şekil 4.4.'te verilmiştir.



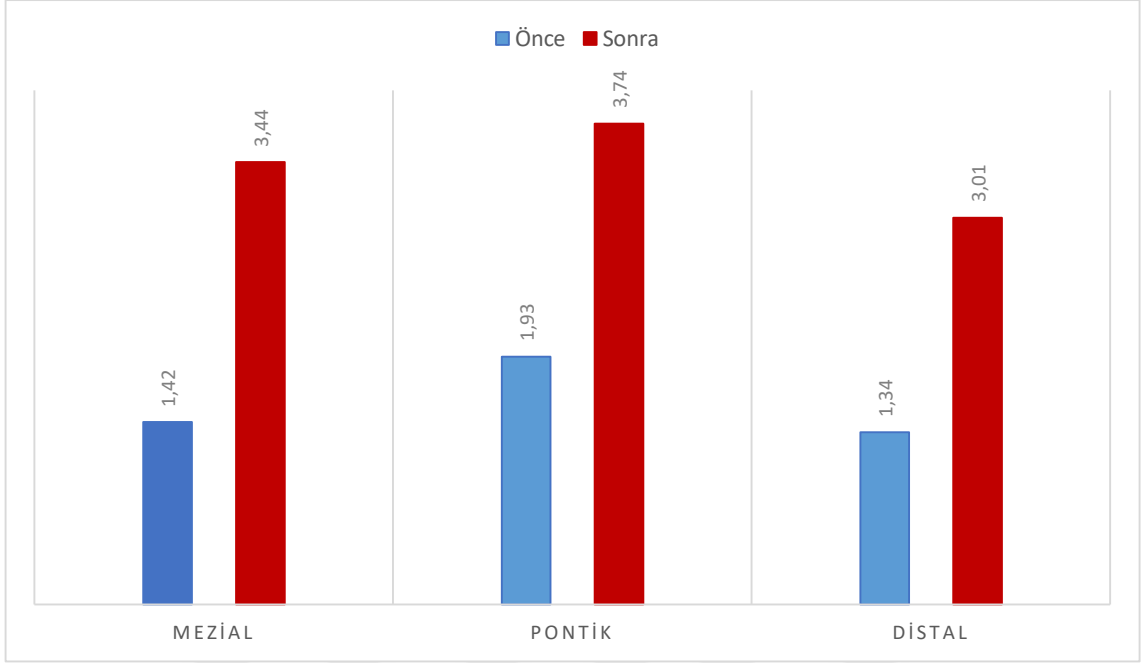
Şekil 4.4. BruxZir bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre FireZr markasının ölçüm yapılan bölgelerinin (n=10) termal siklus öncesi/sonrası göreceli monoklinik faz miktarı (X_m), ortalama (ort.) ve standart sapma (std. Sapma) değerleri Tablo 4.7.'de verilmiştir.

Tablo 4.7. FireZr markasının bölgelere göre X_m değerleri

Marka		Bölgeler	N	Ort.	Std. Sapma
F	Ölçüm 1 (İşlem Öncesi)	M	10	1.42	2.09
		P	10	1.93	2.35
		D	10	1.34	1.60
		Toplam	30	1.56	1.99
	Ölçüm 2 (İşlem Sonrası)	M	10	3.44	1.77
		P	10	3.74	2.23
		D	10	3.01	1.11
		Toplam	30	3.40	1.73

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre FireZr markası için bölgeler değerlendirildiğinde termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları Şekil 4.5.'te verilmiştir.



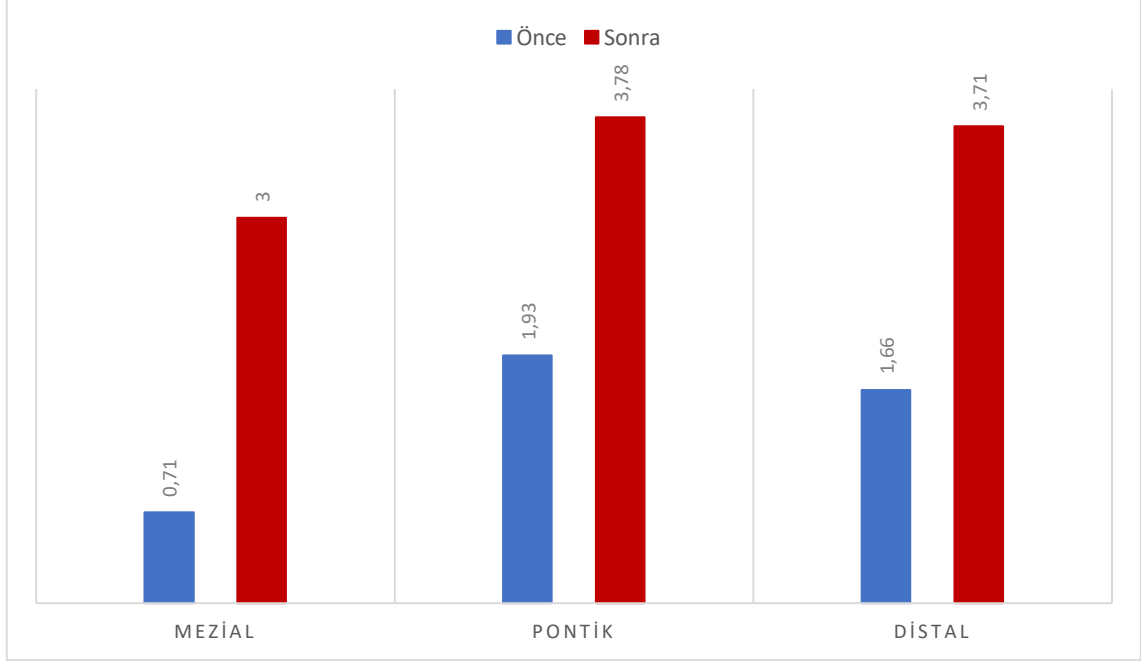
Şekil 4.5. FireZr bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre FireZr markasının ölçüm yapılan bölgelerinin (n=10) termal siklus öncesi/sonrası göreceli monoklinik faz miktarı (X_m), ortalama (ort.) ve standart sapma (std. Sapma) değerleri Tablo 4.8.'de verilmiştir.

Tablo 4.8. Upcera markasının bölgelere göre X_m değerleri

Marka	Bölgeler	N	Ort.	Std. Sapma	
U	Ölçüm 1 (İşlem Öncesi)	M	10	0.71	0.80
		P	10	1.93	1.94
		D	10	1.66	1.59
		Toplam	30	1.43	1.56
	Ölçüm 2 (İşlem Sonrası)	M	10	3.00	3.06
		P	10	3.78	2.60
		D	10	3.71	2.53
		Toplam	30	3.50	2.67

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre Upcera markası için bölgeler değerlendirildiğinde termomekanik siklus öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları Şekil 4.6. 'da verilmiştir.



Şekil 4.6. Upcera markasının bölgelere ait yaşlandırma öncesi ve sonrası X_m değeri farklılıkları

X_m değerlerinin BruxZir markasının bölgelere göre anlamlı farklılık gösterip göstermediğini incelemek için tekrarlı ölçümlere ANOVA testi uygulanmış ve sonuçları Tablo 4.9.'da verilmiştir.

Tablo 4.9. BruxZir markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları

Marka	Varyans Kaynağı	Std. Sapma	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	P
B	Denekler Arası	1	96.26	96.26	43.37	.00
	Bölge	2	4.69	2.34	1.05	.36
	Hata	27	59.92	2.21		
	Toplam	30				

Xm değerlerinin FireZr markasının bölgelere göre anlamlı farklılık gösterip göstermediğini incelemek için tekrarlı ölçümlere ANOVA testi uygulanmış ve sonuçları Tablo 4.10.'da verilmiştir.

Tablo 4.10. FireZr markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları

Marka	Varyans Kaynağı	Std. Sapma	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	P
F	Denekler Arası	1	369.02	369.02	54.57	.00
	Bölge	2	4.43	2.21	.32	.72
	Hata	27	182.56	6.76		
	Toplam	30				

Xm değerlerinin Upcera markasının bölgelere göre anlamlı farklılık gösterip göstermediğini incelemek için tekrarlı ölçümlere ANOVA testi uygulanmış ve sonuçları Tablo 4.11.'de verilmiştir.

Tablo 4.11. Upcera markasının bölgelere göre ANOVA testi sonuçları

Marka	Varyans Kaynağı	Std. Sapma	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	P
U	Denekler Arası	1	364.57	364.56	49.32	.00
	Bölge	2	11.45	5.72	.775	.47
	Hata	37	199.57	7.39		
	Toplam	30				

Tablo 4.9., Tablo 4.10. ve Tablo 4.11.'de gösterilen ANOVA testlerine göre tüm markalar için bölgeler arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.05$). İstatistiksek olarak anlamlı olmasa da gövde merkezlerinde faz dönüşümü daha yüksek oranda saptanmıştır ($p>0.05$).

5. TARTIŞMA

Üç farklı marka monolitik zirkonya materyali kullanarak tasarladığımız bu in vitro çalışmada materyallerin çigneme simülatörü öncesi ve sonrası üç noktadan XRD analizleri yapılarak faz dönüşüm miktarları karşılaştırılmıştır. Çalışmamızdan elde edilen bulgular ışığında materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş, ölçüm bölgeleri arasında ise fark bulunmamıştır. Materyallerin termomekanik siklus öncesi ve sonrasında X_m değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Termomekanik siklus sonrası X_m değerinin artış gösterdiği saptanmıştır. Çalışma hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardır diş hekimliğinde restorasyon materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal destekli restorasyonlar diş eti kenarında gri metal yansımalarına sahip olması, ön bölge için yeterli estetik görünümün elde edilememesi ve alerjik reaksiyon potansiyeli gibi bazı dezavantajlara sahiplerdir. Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte diş rengini daha uygun şekilde yansıtabilecek materyallere olan ihtiyaç artmıştır. Tam seramik restorasyonlar üstün estetik, biyouyumluluk ve dayanıklılık gibi özellikleri sayesinde günümüzde oldukça tercih edilmektedir. CAD/CAM sistemlerinin ve güçlendirilmiş seramiklerin gelişimiyle birlikte ön bölge ile sınırlı olan tam seramik materyallerin endikasyon alanları da genişletilmiştir. Zirkonya diş rengine uyumu, yeterli mekanik özellikleri ve yüksek biyouyumluluğu ile tam seramik materyalleri arasında önemli bir materyal seçeneğidir.^{52,101}

Y-TZP seramikler, sabit restorasyonların üretiminde hem alt yapı hem de monolitik olarak kullanılabilir.¹⁰² Konvansiyonel zirkonya restorasyonlarında

yeterli estetiğin sağlanabilmesi için zirkonya koping üzerine estetik özellikleri daha gelişmiş feldspatik seramikler gibi bir seramik ile tabakalama yapılmaktadır. Konvansiyonel zirkonya restorasyonları için en sık bildirilen komplikasyonlar veneer seramiğinin kırılıp ayrılması (chipping) ya da tabaka halinde (delaminasyon) ayrılmasıdır.¹⁰³ Konvansiyonel Y-TZP restorasyonları, yüksek mekanik özellikleri sayesinde uzun dönem sağ kalım oranları gösterirken; başarı oranları, bildirilen veneer porselenine bağlı kırıklardan ötürü aynı oranda yüksek bulunmamaktadır. Literatürdeki 2-5 yıllık takip çalışmalarında, zirkonya restorasyonların klinik başarısızlıklarının %15 oranında veneer seramiğine bağlı olduğu rapor edilmiştir.¹⁰³⁻¹⁰⁵ Zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantı her iki materyalin özelliklerinden etkilenmektedir. Mekanik kilitlenme, kimyasal adezyon, istenmeyen ısınma soğuma oranları ve uygun olmayan termal genişleme katsayısı nedeni ile meydana gelen artık stresler bağlantıyı etkilemektedir. Bağlantıyı etkileyebilecek problemleri minimuma indirmek için üreticinin önerdiği alt yapıya uygun üst yapı seramik sistemleri kullanılmalıdır.¹⁰³

Zirkonya restorasyonlarında görülebilen üst yapıdaki bağlantı sorunları, tam konturlu (monolitik) zirkonya uygulamaları ya da hızlı prototipleme yöntemleriyle giderilmeye çalışılmaktadır. Hızlı prototipleme yöntemi (dosya bölme tekniği, CAD-ON™) alt yapı ve üst yapının aynı anda CAD/CAM sistemi ile birbirine göre tasarlanıp üretildiği bir yöntemdir. Veneer seramiğinde meydana gelen kırık sorununu çözmek için geliştirilen bir diğer teknik de üst yapı porseleninin kullanılmadığı tam kontur zirkonya üretimidir. Çalışmamızda da monolitik restorasyon üretimi için uygun olan 3 farklı marka Y-TZP materyali kullanılmıştır.^{106,107}

Konvansiyonel zirkonya restorasyonlar opak ve beyaz yapısı nedeni ile istenilen estetik görünümü karşılayamamaktadır. Işık geçirgenliği geliştirilen ve çeşitli renklendirme yöntemleri de uygulanabilen Y-TZP materyalleri, üstün optik özelliklere

sahip olan monolitik lityum disilikat cam seramiklere hem anterior hem de posterior bölgelerde önemli bir alternatif olmuştur.¹⁰⁸ Lityum disilikat cam seramiklerin posterior bölgelerde uygulamaları için minimum 1.5 mm kalınlıkta kullanılmaları tavsiye edilmektedir. Ancak her vakada bu preparasyon miktarını elde etmek mümkün olmayabilmektedir.¹⁰⁹ Sorrenti ve ark. farklı kalınlıklardaki (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm) monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmış ve 0.5 mm okluzal kalınlığa sahip kuronların posterior bölgede güvenle kullanılabilceğini bildirmişlerdir.¹¹⁰ Nakamura ve ark. okluzal kalınlığı 0.5 mm olan monolitik zirkonya restorasyonların okluzal kalınlığı 1.5 mm olan lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımlarından daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.¹¹¹ Johanson ve ark. ise yaptıkları in vitro çalışmalarında monolitik translusent zirkonya, konvansiyonel zirkonya ve monolitik lityum disilikatın kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda monolitik translusent zirkonya kuronlar 2795-3038 N ile en yüksek kırılma dayanımını göstermiştir ve bunu 2229 N ile konvansiyonel zirkonya ve 1856 N ile monolitik lityum disilikat kuronlar takip etmiştir.¹¹²

Monolitik zirkonya materyalleri üstün kırılma dayanımları sayesinde posterior kuron/köprü protezlerinde güvenle kullanılabilir. Çalışmamızda da posterior bölge tek diş eksikliği tedavisinde yapılan üç üyeli köprü restorasyonu olacak şekilde alt 1. premolar ve alt 1. molar dişlerin preparasyonu planlanmıştır.¹¹³ Çalışmamızda kullanılan örnekler ağız içi ortamı daha iyi yansıtılabilmek için geometrik formda değil anatomik formda hazırlanmıştır. Bir standardizasyon oluşturabilmek adına preparasyon işlemleri ve laboratuvar işlemleri tek bir hekim tarafından gerçekleştirilmiştir.

Protetik restorasyonların başarısında etkili faktörlerden biri restorasyonların içi ve kenar uyumudur. Diş reparasyonunda seçilen basamak tipi restorasyonun kenar uyumunda etkin rol oynamaktadır.¹¹⁴ Shearer ve ark. chamfer ve shoulder şeklindeki

basamak tiplerinin kenar uyumuna olan etkisini incelikleri bir çalışmada chamfer kenar sonlanmasının daha iyi bir kenar uyumu meydana getirdiğini bildirmişlerdir.¹¹⁵ Mevcut çalışmalar ve üretici firmaların önerileri doğrultusunda çalışmamızda preparasyon işlemlerinde chamfer kenar sonlanması tercih edilmiştir.

Zirkonya restorasyonlar ağız içerisinde nem, ısı değişimi ve sıklık yükleme gibi birçok etkiye maruz kalmaktadır ve başarılı bir şekilde kullanılmaları için benzer koşulların sağlandığı in vitro çalışmalarda değerlendirilmelidirler. Ancak literatürde yapay yaşlandırma işlemi için birçok yöntem kullanılmakta ve uygun bir fikir birliği bulunamamaktadır. Termal siklus için literatürde 100 devirden 50000 devire kadar uygulamaların olduğu farklı çalışmalar mevcuttur.¹¹⁶ Araştırmacılar devir sayısını kendileri belirlediğinden dolayı mevcut çalışmaların karşılaştırılmasında sorunlar meydana gelebilmektedir. Çeşitli çalışmalarda ağız içinde tolere edilebilen en yüksek ve en düşük ısılar değerlendirilmiş ve kullanılan solüsyonların 5-55 °C arasında olması gerektiği gösterilmiştir.^{117,118} Gale ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda 10000 devir termal siklusun klinik olarak yaklaşık bir yıllık kullanıma karşılık geldiğini bildirmişlerdir.⁹⁴

Otoklav yardımı ile yapılan yaşlandırma işlemleri için Chevalier ve ark. 134 °C ve 2 bar basınç altında 1 saat bekletmenin Y-TZP materyali için in vivo ortamda 3-4 yıla eş değer olduğunu bildirmişlerdir.⁵⁵

Perdigao ve ark. dental zirkonyanın yaşlandırılma işleminde termal yaşlandırmanın otoklavdan daha uygun olduğunu belirtmişlerdir.¹¹⁹ Papanagiotou ve ark. ise tam seramik restorasyonların esas başarısızlıklarının çiğneme gibi dinamik yükler sonucunda meydana geldiğini ve zirkonyanın başarısının değerlendirilmesi için döngüsel yüklemelerin test parametrelerinde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir.¹²⁰

Termomekanik siklusun faz dönüşümdeki etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda farklı sayı, kuvvet ve frekanslarda farklı siklus protokolleri uygulanmıştır. Fizyolojik çiğneme kuvvetleri 20-120 N arasında değişkenlik göstermektedir. Nemli ve ark. bruksizm hastaları için ise bu kuvvetin yaptıkları çalışmaya göre 200 N'a kadar ulaşabileceğini bildirmişlerdir.¹²¹ Nikoide ve ark. ise çalışmaları sonrası çiğneme sırasında uygulanan ortalama sabit kuvvetin 50 N olduğunu rapor etmişlerdir.¹²² Dental literatürdeki mevcut çiğneme simülatörü çalışmalarında da 50 N yük uygulaması sıklıkla tercih edilmiştir. Mevcut çalışmalara dayanarak bizim çalışmamızda da 50 N'luk mekanik yük uygulaması tercih edilmiştir. Çalışmamızda yaşlandırma için dual akslı çiğneme simülatörü ve aynı anda termal siklus uygulanmıştır.

Zirkonya monotonik yüklemeye döngüsel yüklemeye oranla daha dayanıklıdır.¹²³ Monotonik yükleme altında seramik yüzey çatlağı büyümesi nedeniyle basitçe hasara neden olurken, döngüsel yükleme sonrası faz dönüşümü ve birikmiş plastik hasara neden olmaktadır. Ayrıca nemli bir ortamda döngüsel yükleme altında çatlak ilerleme hızının arttığı gösterilmiştir.¹²⁴

In vivo çalışmalar dental materyallerin uzun süreli klinik performanslarını değerlendirmek için değerli çalışmalardır. Ancak bu değerlendirmelerde hastalar arasındaki farklı çiğneme kuvvetleri, çevresel şartların farklılığı ve değişken beslenme koşulları gibi standardize edilemeyen birçok faktör ve yüksek maliyetler ile uzun süreler gibi kısıtlayıcı faktörler mevcuttur. In vitro çalışmalar ise standart koşullar altında parametrelerin ayrı ayrı değerlendirilmesine, uyumlamaların ve materyalin yorgunluk sürelerinin karşılıklı olarak değerlendirilebilmesine imkân sağlamaktadır.¹²⁵

Literatürdeki çalışmalarda, yüzeyde ya da yüzeye yakın alanda t→m faz dönüşümünü gözlemleyerek zirkonya seramiklerin yaşlanma davranışlarını karakterize

etmek için XRD, Raman spektrokopisi ve toz difraksiyon esaslı kontrast tomografi gibi birçok metot kullanılmıştır.^{47,66,120,126,127}

Yaşlandırılmış örneklerden yapılan ölçümlerde monoklinik faz içeriğinin XRD ve Raman spektroskopisinde farklı değerler verdiği görülmüştür. Bu farkın kristal içeriğinin belirlendiği örnek hacminin aynı olmamasından ya da XRD ölçüm limitlerinden ($\pm\%2$ hata oranı) kaynaklandığı söylenebilir. Ayrıca her iki teknik içinde penetrasyon derinliklerinde farklılık olması verilerde değişkenlik oluşmasına neden olabilir. XRD, daha büyük örnek yüzeylerinden bilgi sağlanabildiği için daha karakteristik ölçümler yapılabilmektedir.¹²⁸ Bu sebeplerden çalışmamızda termomekanik etkiye bağlı faz dönüşümlerinin belirlenmesi için XRD tekniği seçilmiştir. Monoklinik ve tetragonal faz arasındaki ilişkiyi tespit etmekte ise Toroya tarafından modifiye edilen, Garvie ve Nicholson denklemi kullanılmıştır.

Çalışmanın güvenilirliğini arttırmak ve bölgeler arasındaki ilişkisini değerlendirmek için faz değişimi ölçümleri üç noktadan gerçekleştirilmiştir. Ölçüm noktaları mezial/distal konnektör bölgesi ve pontik merkezi olarak belirlenmiştir.

XRD tekniği, özellikle yaşlanmanın başlangıcında meydana gelen monoklinik faz içeriğinin %5'ten az olan değişimlerine yeterince hassas olmaması gibi limitasyonları mevcuttur.⁵⁵ XRD analizi esnasında X ışınlarının penetrasyon derinliği yaklaşık 5 μm 'dir ve analizde yüzeysel ölçüm yapıldığı için numunedeki X ışınının konumuna göre sonuçlarda farklılık görülebilir.^{92,129} Bir diğer limitasyon ise monoklinik faz içeriğinin saptanması için yapılacak hesaplamalarda piklerin saptanmasını zorlaştırabilecek arka plan gürültüsünün varlığıdır.¹¹⁹ Bu yüzden çalışmamızda faz değerlendirmesinde piklerin tespiti için XRD sistemi ile uyumlu bir bilgisayar programı (High Score Plus, Malvern Panalytical, İngiltere) kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında çalışmanın güvenilirliğinin

arttırılması ve mevcut çalışmalarla karşılaştırma yapılabilmesi için ölçüm yapılan 3 noktanın hem X_m hem de V_m değerleri hesaplanmıştır.

Dental literatürde Y-TZP'nin faz dönüşümünü ölçmek için Toraya tarafından modifiye edilmiş Garvie ve Nicholson denklemini kullanma konusunda fikir birliğine varılmıştır. Bununla birlikte, bu yöntem yapay yaşlanmadan sonra kübik faz dönüşümü ve kristalografik doku olasılığını içermez ve bu durumda ölçümlerde bazı hatalar görülebilmektedir.¹³⁰

Yaşlanma zamanının artmasıyla, tetragonal tepe noktasında (101) t bir genişlemenin olduğu ve tetragonal fazın zirvesinin, sol taraftaki kübik faz zirvesi ile üst üste geldiği görülmüştür. Toraya denkleminde bu kısım dikkate alınmamaktadır ve bu metotta kübik faz içeriği hesaba katılmamaktadır. Bir diğer faz dönüşümü ölçme yöntemi olan Rietveld yönteminde ise hesaplama üç fazın da varlığı göz önünde bulundurularak gerçekleştirilmektedir. Arata ve ark. çalışmaları sonucunda Rietveld metodunda kübik fazın hesaba katılması ile daha az oranda monoklinik faz ölçüldüğünü bildirmişlerdir.¹³⁰

Zirkonya ortamdaki nem varlığında stres olmasa dahi mekanik olarak daha zayıf özellikleri olan monoklinik faza geçebilmektedir. Bu dönüşüm, suyun oksijen boşluklarına dolması ile birlikte yüzeyden başlar ve iç katmanlara doğru ilerleyen defektlerin de varlığıyla ilerler. Meydana gelen bu olaya düşük ısı bozunması veya yaşlanma denilmektedir. Düşük ısı bozunması 200-300°C aralığında daha belirgin şekilde meydana gelirken vücut sıcaklığında da gerçekleştiği gösterilmiştir. Düşük ısı bozunumunun azaltılabilmesi için tanecik boyutlarının 0.2 μm 'nin altına indirilmesi önerilmektedir. Ancak tanecik boyutları bu boyutlarda iken transformasyon güçlenmesi meydana gelmeyecek ve materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenecektir.¹³¹

Yaşlanma ile birlikte zirkonyanın esneme kuvvetinin 1000 MPa değerlerinden 450 MPa'ya kadar düştüğü literatürdeki çalışmalarda gösterilmiştir.^{128,132}

Monolitik zirkonya restorasyonlar ağız içerisinde nemli ortama ve döngüsel kuvvetlere maruz kalmaktadır ve klinik uygulamalardaki güvenilirliğini test etmek için benzer koşulların sağlandığı deneylerin yapılması gerekmektedir.¹³³ Bu sebeplerden çalışmamızda termomekanik siklusun faz dönüşümü üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Düşük ısı bozunmasının zirkonya seramikler için uzun dönemde en zararlı etkenlerden olduğu düşünülmektedir. Yarı stabil tetragonal fazın yavaş olarak monoklinik faza dönüşümü meydana gelmektedir. Bu dönüşüm ağız içi koşullarda oldukça yavaştır ancak uzun vadede materyalin özelliklerini de etkilemektedir ve bu dönüşümün etkisini gözlemlemek için kapsamlı deneylere ihtiyaç duyulmaktadır.⁶³

Konvansiyonel zirkonya restorasyonlar, porselen ile tabakalandığı için ağız içi sıvılar ve tükürük ile direkt temas etmemektedir. Bu nedenle düşük ısı bozunumu etkisi sınırlanmaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonlarda ise direkt bir sıvı teması söz konusudur ve bu durumun materyalin uzun dönem başarısı nasıl etkileyeceği konusunda daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. Nakamura ve ark. 2015 yılında yayınladıkları in vitro çalışmada, düşük ısı bozunması sonucu monolitik zirkonya restorasyonlarda monoklinik faz dönüşümünde artış görülse de kırılma dayanımlarının posterior bölgeler için yeterli olduğunu bildirmişlerdir.¹¹¹

Monolitik zirkonya restorasyonların mikro yapılarının, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin oluşturulmasında sadece içerikleri değil sinterleme parametreleri ve işleme yöntemleri de etkin rol almaktadır.⁶

Borchers ve ark. çalışmamıza benzer olarak yürüttükleri in vitro çalışmada örneklerle termal siklus, mekanik siklus ve uzun süre suda bekletme işlemlerinin kombine uygulamasını gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda suda bekletme ve otoklavda yaşlandırma gibi hidrotermal işlemlerden sonra örnek yüzeylerinde monoklinik faz miktarında artış tespit etmişlerdir.¹³³

Cotes ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada Y-TZP örneklerini farklı yöntemlerle (mekanik siklus, termomekanik siklus, termal siklus ve otoklav) yaşlandırmış ve faz dönüşümlerini değerlendirmiştir. Monoklinik faz miktarındaki artış termal siklus ve otoklav uygulaması için anlamlı düzeyde kontrol grubundan yüksek bulunmuştur.¹³⁴

Çalışmamızda da benzer şekilde termomekanik siklus öncesi ve sonrası monoklinik faz miktarları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde faz dönüşümünün meydana geldiği ve yaşlandırma işlemi sonrasında monoklinik faz miktarında artış olduğu görülmüştür.

Almeida ve ark. 3Y-TZP zirkonya abutmentları termal siklus ve mekanik yükleme sonrası monoklinik faz miktarı açısından değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda yaşlandırma sonrası monoklinik faz gözlenmemiştir. Araştırmacılar sonuçları yaşlanmanın henüz başlangıç evresinde olduğu ve XRD analizinin faz dönüşümünün az olduğu durumlarda yeterince hassas olmadığı şeklinde yorumlamışlardır.¹³⁵

Konnektörler sabit parsiyel protezlerde köprü gövdesi ve destek dayanaklar arasında bağlantı oluşturan ve gövdeye gelen kuvvetleri dayanaklara ileten birimlerdir. Konnektör bölgeleri köprünün kuvvetlere en dayanıksız olduğu bölgelerdir ve kuvvetler bu bölgelerde yoğunlaşmaktadır. Restorasyonun uzun dönem başarısının artırılması için üreticilerin tavsiyeleri doğrultusunda konnektörlerdeki stresin azaltılmasını sağlayacak

tasarımlar yapılmalıdır. Tam seramik sabit parsiyel restorasyonlarda stres birikimini azaltacak şekilde konnektör boyutları arttırılabilir.¹³⁶

Farklı tam seramik sistemleri için farklı konnektör boyutları tavsiye edilmekle birlikte, seramikler için minimum konnektör kesit alanı 12-16 mm²'dir. Üretici firmalar prospektüslerinde farklı restorasyon bölgeleri için kullanılması gereken konnektör kesit alanını belirtmektedirler.¹³⁷

Çalışmamızda konnektör bölgeleri ve gövde merkezi arasındaki monoklinik faz miktarını karşılaştırabilmek için 3 noktadan ölçüm yapılmıştır. Elde edilen XRD ölçümleri sonucunda, markalar göz ardı edilerek yalnızca bölgeler değerlendirildiğinde ya da her marka için her bölge ayrı ayrı değerlendirildiğinde ölçüm yapılan bölgeler ve faz dönüşümleri arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. Bu durum, çalışmamızda kullanılan monolitik zirkonya örneklerinin tavsiye edilen konnektör kalınlığı göz önünde bulundurularak üretilmesi ile ilişkilendirilebilir.

Çalışmamızda kullanılan 3 monolitik zirkonya materyalinin faz dönüşümleri karşılaştırıldığında BruxZir ile FireZr ve Upcera markaları arasında anlamlı farklılık gözlenmiş, FireZr ile Upcera markaları arasında ise anlamlı fark gözlenmemiştir. En az faz dönüşümü BruxZir markasında saptanmıştır. Markalar arasındaki faz dönüşüm oranlarındaki farklılıklar, materyallerin sinterleme derecelerindeki farklılıklara ve üreticinin net olarak belirtmediği farklı oranda kullanılan minör katkı maddelerine bağlı olarak yorumlanabilir.

Flinn ve ark. 4 farklı markaya ait monolitik zirkonya materyalini kullanarak yapay yaşlandırmanın etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda çalışmamıza benzer şekilde yaşlandırma işleminin monoklinik faz miktarında artışa neden olduğu ancak bu durumun bazı örnekler için istatistiksel olarak anlamlı bazıları için ise anlamlı olmayan

değerlere sahip olduğunu saptamışlardır. Araştırmacılar, bazı monolitik zirkonya materyallerinin bükülme dayanımını etkilememekle birlikte, hidrotermal yaşlandırmanın bükülme dayanımını azalttığını da saptamışlardır. Araştırmacılar, bu çalışma sonucunda, markalar arası farklılıklardaki bu durumu markaların üretim süreçlerine, kimyasal içeriklerine ve mikroyapılarındaki farklılıklarına bağlı olarak değerlendirmenin mümkün olabileceğini belirtmişlerdir .⁶

ISO 13356:2008 standartlarına göre Y-TZP içerikli materyallerin klinik olarak kullanılabilmesi için 134°C’de, 2 bar basınç altında 5 saat yapay yaşlandırmanın ardından monoklinik faz miktarı %25’i aşmamalıdır. Y-TZP’nin faz dönüşümü sadece yaşlandırma veya yüzey işlemlerine değil; gren boyutu, stabilizatör miktarı ve artık streslerden de etkilendiği unutulmamalıdır.^{70,138}

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre; monoklinik faz miktarı tüm markalar ve bölgeler için, monolitik restorasyonlarda %10’lara indirildiği belirtilen seviyenin daha altında ve klinik olarak kabul edilebilir düzeyde tespit edilmiştir.

Çalışmanın limitasyonları şunlardır:

- 1) Bu çalışma bir in vitro çalışmadır, ağız içi ortam birebir simüle edilememektedir.
- 2) Ağız içi ortamın yeterince taklit edilememesi, çiğneme simülatöründe tükürük yerine distile su ve mine yerine ise çelik bilyelerin kullanımı bu çalışmanın limitasyonlarındanndır.
- 3) XRD analizi dönüşümün başlangıç aşamasında ve derinliğin ilk 5 µm’inde etkindir. XRD analizinin derin alanlarda uygulaması zordur ve derin alanlarda daha kesin sonuçlar için AFM gibi farklı yöntemler gereklidir.
- 4) Kısa dönemli yaşlandırma prosedürü de çalışmanın limitasyonlarındanndır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada üç farklı monolitik zirkonya seramik yapay yaşlandırma (termomekanik siklus) işlemine tabii tutulmuştur. Her bir markanın konnektörler ve gövde merkezi olmak üzere üç noktasından yaşlandırma öncesi ve sonrasında XRD analizi yapılmıştır. Yapılan yaşlandırma işleminin monolitik zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne etkisi incelenmiştir. Bu çalışmanın limitasyonları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. XRD görüntüleri doğrultusunda monolitik zirkonya materyali bünyesindeki göreceli monoklinik faz miktarında termomekanik siklus ile uygulanan yaşlandırma işleminin etkili olduğu tespit edilmiştir.

2. Her üç gruptan alınan XRD analizi sonucunda elde edilen pik değerlerine göre faz dönüşümü değerleri hesaplanmıştır. Yaşlandırma işlemi tüm gruplar anlamlı düzeyde faz dönüşümüne neden olmaktadır.

3. Termomekanik siklus, işleme süreçleri ve materyalin mikroyapısındaki farklılıklara bağlı olarak, kullanılan farklı monolitik zirkonya materyalleri için değişik oranlarda faz dönüşümüne neden olabilir.

4. Çalışmamızda kullanılan tüm monolitik zirkonya materyalleri için ölçüm bölgeleri ve markalardan bağımsız sadece ölçüm bölgeleri değerlendirildiğinde termomekanik siklusun üç üyeli posterior köprü restorasyonlarında materyalde meydana getirdiği yaşlanma, konnektör ve gövde gibi restorasyonların alt ünitelerinden bağımsızdır.

Öneriler:

1. Monolitik zirkonya materyalleri, faz dönüşüm değerlerinin minimum düzeyde tutulabilmesi için üreticilerin önerdiği sinterleme prosedürleri ve konnektör kalınlıklarına uygun olarak üretilmelidir.

2. Monolitik zirkonya güncel bir materyaldir ve yaşlandırmanın faz dönüşümü üzerindeki etkileyen, daha uzun yaşlandırma süreçlerinin uygulandığı daha fazla in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

3. Materyalin uzun dönemli ağız içi kullanımını daha doğru değerlendirebilmek için in vivo çalışmalara gerek duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557–62.
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299–307.
3. Şen N, Ölçer US Y, Turp V, Deniz Ş. Monolitik zirkonya. *Turkiye Klin J Dent Sci* 2017;3(2):127–32.
4. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomater Odontol Scand* 2015;1(2–4):86–92.
5. Putra A, Chung KH, Flinn BD, Kuykendall T, Zheng C, Harada K, Raigrodski A J. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *J Prosthet Dent* 2017;118(3):422–9.
6. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2017;117(2):303–9.
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1–25.
8. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):304-13.
9. Kobayashi K, Kuwajima H Masaki T, Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics* 1981(3): 489-93.
10. Volpato CÂM, Altoé Garbelotto LGD, Fredel MC, Bondioli F, Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Adv*

Ceram Magn Ceram Bioceram Ceram Environ 2011, Intech.

11. Lee SK, Tandon R, Readey MJ, Lawn BR. Scratch damage in zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83(6):1428–32.
12. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*, 3. Baskı. İstanbul: G.Ü. Basım Evi ve Film Merkezi;1990. s. 7-10.
13. Coşkun A, Suat Yaluğ. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhur Dent J* 2002;5(2):97–102.
14. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18–32.
15. Raghavan RN. Ceramics in dentistry. In *sintering of ceramics-new emerging techniques*, InTech 2012.
16. Ulu H. Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyumun Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2015.
17. Anusavice KJ, 2003. Dental Ceramics, Chapter 18, In: *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed, Eds: Shen J, Rawls R, St. Louis, Saunders, p. 418-74.
18. McLean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* (1965), 119: 251-267.
19. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61–6.
20. Köşeler A. Monolitik Zirkonyaların Işık Geçirgenlikleri ve Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi. *Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Kocaeli: Kocaeli Üniversitesi, 2017.*
21. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Zirkonya esaslı tam seramik

- restorasyonlar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2012;5:132–41.
22. Özer Bultan E. Yüzey Uygulamaları ve Yapay Yaşlandırma İşleminin ve Yapay Yaşlandırma İşleminin Y-TZP Dental Seramiklerinin Biaksiyel Bükme Dayanımı ve Faz Değişimi Üzerine Etkilerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul İstanbul Üniversitesi, 2013.
 23. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett SE. Tüm Seramik Restorasyonlar. İçinde: Sabit Protezin Temelleri. Ünsal MK, Üşümez A. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık, 2010: 431-55.
 24. Turp V. Zirkonyanın yapısı. Türkiye Klin J Dent Sci 2017;3(2):77–83.
 25. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry Crit Rev Oral Biol Med. 1996;7(2):134–43.
 26. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994;7(4):329–38.
 27. Craig RG, Powers JM. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. 11th ed. New York: Mosby Publication; 2002. p.551-92.
 28. Zortuk M, Bolpaca P, Kilic K, Ozdemir E, Aguloglu S. Effects of finger pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. Eur J Dent 2010, 4.4: 383.
 29. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997;128(3):297-307.
 30. Ural Ç. Diş hekimliğinde kullanılan güncel porselenler ve farklı sınıflamaları. Türkiye Klin J Dent Sci 2017;3(3):151–63.
 31. Datla SR, Alla RK, Alluri VR, Babu J, Konakanchi A, Venkata R, Alluri J, Babu

- P. Dental ceramics: Part II – Recent advances in dental ceramics. *Am J Mater Eng Technol* 2015;3(2):19–26.
32. Pathrabe A, Lahoti K, Gade JR. Metal free ceramics in dentistry: A review. *Int J Oral Heal Med Res* 2016;2(5):2395–7387.
33. Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater* 2002;18(2):163–73.
34. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):333–52.
35. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56:84–96.
36. O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM, Mora GP, Tien TY. The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. *Dent Mater* 1993;9(4):242–5.
37. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22(9):857–63.
38. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2000;10(2):79–88.
39. Funda B, Uzun İH. All -ceramic crown systems. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2007;(2):33–42.
40. Sevük Ç. Tam seramik kuronlar. *Türkiye Klin J Dent Sci* 2011;2(1):41–7.
41. Sener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009;19(1):61–7.
42. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35(3):161–6.

43. Heffernan M, Aquilino S, Diaz-Arnold A, Haselton D, Stanford C, Vargas M. Relative translucency of six all- ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):4–9.
44. Dehailan L Al. Review of the current status of all-ceramic restorations. *IU Sch Dent* 2009;1–20.
45. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33(7):503–10.
46. Yeşil Duymuş Z, Özdoğan A. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016;26(1):193–6.
47. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):374–80.
48. Vivadent AI. The compatible all-ceramic system. *Tech Instr* 2005;8–12.
49. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(9), 1301-3.
50. Şen N, Tuncelli B. Materials used for CAD/CAM restorations: Review. *Turkiye Klin J Dent Sci* 2017;23(2):109–15.
51. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2016;28(3):227–35.
52. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389–404.
53. Pro L. In vitro evaluation of a glass – ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997;636–45.

54. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials* 2010;3(6):3700–13.
55. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92(9):1901–20.
56. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(6):382–93.
57. Karataşlı B. Zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanları. *Turkiye Klin J Dent Sci* 2017;3(2):94–103.
58. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90(8):937–52.
59. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008;24(11):1556–67.
60. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. *J Dent Res* 2010;89(1):91–5.
61. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008;100(4):274–84.
62. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 2002;50(20):5171–8.
63. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase

- on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25(24):5539–45.
64. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8(2):113–8.
 65. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):520–5.
 66. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 2003;23(15):2975–82.
 67. Sundh A SG. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22(8):778–84.
 68. Derand P, Derand T, Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L, Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131–5.
 69. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449–56.
 70. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26: 807-20.
 71. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535–43.
 72. Tsukama K, Kubota Y, Tsukidate T. Thermal and mechanical properties of Y2O3 stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *Advances in Ceramics* 1984;12: 382-90.

73. Borrell A, Salvador MD, Peñaranda-Foix FL, Cátala-Civera JM. Microwave sintering of zirconia materials: Mechanical and microstructural properties. *Int J Appl Ceram Technol* 2013;10(2):313–20.
74. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal R. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials* 2010;3(2):863–96.
75. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all- ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476–82.
76. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(3):289–300.
77. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):236–61.
78. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2011;106(3):145–52.
79. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201–8.
80. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 2012;4(2):76.
81. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip* 2016;30(4):644–52.
82. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: Case series. *Int J Dent* 2015;

83. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig* 2017;21(4):1165–72.
84. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent* 2014;42(6):684–90.
85. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc* 2011;94(6):1850–8.
86. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc* 2009;29(2):207–21.
87. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289–98.
88. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195–203.
89. Cullity BD, Stock SR. *Elements of X-ray Diffraction*. 3rd Ed. Upper Saddle River, Prentice Hall, Pearson;2001. p. 30-60.
90. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc* 1989;72(10): 1960-66.
91. Woolfson MM, 1997. *An introduction to X-ray crystallography* 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres;1997. p. 78-109.
92. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 2005;72(2):239–45.
93. Bulut A, Atsü SS. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016;26(1):180–6.

94. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89–99.
95. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res* 1994;73(9):1546–53.
96. Hazır Tekin Y. Zirkonya Esaslı Tam Seramik ve Metal Destekli Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının ve Çiğneme Simülatörü Sonrası Aşınma Miktarlarının Değerlendirilmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Tokat: Gaziosmanpaşa Üniversitesi,2017.
97. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 2009;25(4):494–9.
98. Jansen JA, Witter DJ, Van Der Bilt A, Fontijn-Tekamp FA, Van 'T Hof MA, Slagter AP, Kalk W. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J Dent Res* 2009;79(7):1519–24.
99. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972; 55: 3003-5.
100. Toraya H, Yoshimura M, Somiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO₂ system by X-Ray diffraction. *J Am Ceram Soc* 1984; 67(6):119-21.
101. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):531–44.
102. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37(8): 641-52.
103. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71-82.

104. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz HC. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37(9): 685- 93.
105. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle C. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20(4):383-8.
106. Mai Salah Mostafa Soliman, Cherif Adel Mohsen, Omaima El-Mahallawi, Manal Rafei Hassan Abu-Eittah. Effect of different CAD/CAM fabrication techniques on the vertical marginal gap. *J Am Sci* 2015;11(6):135-44.
107. Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, Goto D, Hotta Y, Manabe A, Takashi Miyazaki. Novel fabrication method for zirconia restorations: Bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements, *Dent Mater J* 2011;30(3):419-24.
108. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110(1):14–20.
109. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):275–84.
110. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;61:328–33.
111. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtrengen U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015;73(8):602–8.

112. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145–53.
113. Tsumita M, Kokubo Y, Von Steyern PV, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont* 2008;17(4):274–85.
114. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113(2):174-9.
115. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996;17:1891-5.
116. Crim G, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent* 1987;57: 574-6.
117. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Brit Dent J* 1974;137: 233–8.
118. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 325–7.
119. Perdigao J, Pinto AM, Monteiro RCC, Braz Fernandes FM, Veiga J, Laranjeira P. Degradation of dental ZrO₂-based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. *Dent Mater J* 2012;31(2):256–65.
120. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):154–64.

121. Nemli SK, Yılmaz H, Aydın C, Bal BT, Tiras T. Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012; 100(2): 416-24.
122. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox C, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18(3): 269-75.
123. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986;65(7):993-7.
124. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling, *J Oral Rehabil* 2006;33: 682-9.
125. Yener O. Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Yapay Yaşlandırmanın Y-TZP Zirkonya Seramiklerinin Faz Dönüşümüne ve Eğilme Dayanımına Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2015.
126. Talay Çevlik E. Üç Farklı Yttria Stabilize Zirkonya Polikristalinin Düşük Isı Bozulması ve Bozunmanın Materyalin Eğilme Dayanımına Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2015.
127. Bergamo E, da Silva W, Cesar P, Del Bel Cury A. Fracture load and phase transformation of monolithic zirconia crowns submitted to different aging protocols. *Oper Dent* 2016;41(5):118-30.
128. Zorba T, Andrikopoulos KS, Koidis P, Voyiatzis GA, Paraskevopoulos KM,

- Siarampi E, Kantiranis N, Kontanasaki E. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2014;30(12):306–16.
129. Leone R, Sorrentino R, Ferrari M, Zarone F, Gremillard L, Camposilvan E, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater* 2018;34(6):879–90.
130. Arata A, Campos TMB, Machado JPB, Lazar DRR, Ussui V, Lima NB, Tango RN. Quantitative phase analysis from X-ray diffraction in Y-TZP dental ceramics: A critical evaluation. *J Dent* 2014;42(11):1487–94.
131. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013;44(8):557-66.
132. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010;103(4):210–20.
133. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010; 6(12): 4547-52.
134. Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO₂ based dental ceramic. *Dent Mater* 2014; 30: 396-404.
135. Almeida PJ, Silva CL, Alves JL, Silva FS, Martins RC, Sampaio-Fernandes J. Analysis of the stability of 3Y-TZP zirconia abutments after thermocycling and mechanical loading. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac* 2016;57(4):197–206.

136. Tatar K. CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Cam Seramik Köprü Restorasyonlarda Üye Sayısının ve Konnektör Tasarımının Kırılma Dayanımı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Van: Yüzüncü Yıl Üniveritesi, 2016.
137. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges, Dent Mater 2005; 21(10): 930-7.
138. Lee TH, Lee SH, Her SB, Chang WG, Lim BS. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2012; 100: 1334-43.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı : Gülbahar

Soyadı : ERDİNÇ

Doğum Yeri : Dursunbey/BALIKESİR

Doğum Tarihi : 11.09.1992

Uyruğu : T.C

Email : gbaharerdinc@gmail.com

2. EĞİTİM

2016- : Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ESKİŞEHİR

2010-2015 : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, ANKARA

2006-2010 : Eskişehir Fatih Anadolu Lisesi, ESKİŞEHİR

3. YABANCI DİL

İngilizce

4. BİLİMSEL KURULUŞLARA ÜYELİKLER

TPID (Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği)

ITI (International Team for Implantology)

5. YAYINLAR VE BİLDİRİLER

Uluslararası ve Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

Mumcu E., **Erdinç G.** "Implant Abutment Selection Criteria" Acta Scientific Dental Sciences 2.8 (2018):31-28. 91

Akay C., Mumcu E., **Erdinç G.** "Effect of Different Surface Modifications on the Bonding of a Soft Liner to a Denture Base Material" Selçuk Dental Journal (Basım Aşamasında)

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

Akay C., Mumcu E., **Erdinç G.** "Effect of Different Surface Modifications on the Bonding of a Soft Liner to a Denture Base Material" 41st Annual Congress of European Prosthodontic Association , 28st-30th September 2017, Bucharest, Romania.

Erdinç G., Bülbül M. "Dentinogenezis İmperfektalı Hastanın Metal Destekli Seramik Kronlarla Tedavisi: Olgu Sunumu" 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi, 31 Ekim-3 Kasım 2017, Muğla, Türkiye.

Erdinç G., Bülbül M. "Evaluation of Patients' Satisfaction after Dental Implant Rehabilitation" 42nd Annual Congress of European Prosthodontic Association, September 13th-15th September 2018, Madrid, Spain.

Bülbül M., **Erdinç G.** "Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde İmplant Tedavisi Yapılmış Hastaların Değerlendirilmesi" 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi, 31 Ekim-3 Kasım 2017, Muğla, Türkiye.

Erdinç G., Bülbül M. "Amelogenezis İmperfekta Hastasının Protetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu" 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Sempozyumu, 2-4 Kasım 2018, Diyarbakır, Türkiye.