



**TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİK SİSTEMLERİNDE
DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ İKİ EKSENLİ BÜKÜLME DAYANIKLILIĞI
VE FAZ DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Gülsüm DOĞRU

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

ARALIK 2021

Gölsüm DOĞRU tarafından hazırlanan “Translölent Monolitik Zirkonya Seramik Sistemlerinde Dölük Isı Bozunmasının İki Eksenli Bökölme Dayanıklılığı ve Faz Değişimine Etkisinin İncelenmesi” adlı tez çalışması aşığıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Handan YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Üye: Prof. Dr. Sedat Hakan TERZİOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma Tarihi: 15/12/2021

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi Dekanı

ETİK BEYAN

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

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

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

Gölsüm DOĞRU

15.12.2021

TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİK SİSTEMLERİNDE DÜŞÜK ISI
BOZUNMASININ İKİ EKSENLİ BÜKÜLME DAYANIKLILIĞI VE FAZ
DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Gülsüm DOĞRU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Aralık 2021

ÖZET

Ağız içerisinde tükürük varlığı, ısı değişiklikleri ve çiğneme sırasındaki tekrarlanan yüklenmeler dental restorasyonların mekanik stabilitesinin azalmasına neden olmaktadır. Bu tez çalışmasında amaç yeni geliştirilen değişik translüsent monolitik zirkonya seramik sistemlerinde düşük ısı bozunmasının oluşan monoklinik faz değişimine ve iki eksenli bükülme dayanıklılığına etkisinin belirlenerek incelenmesi ve translüsent 3 itriya tetragonal zirkonya polikristalin seramiklerle kıyaslanmasıdır. Çalışmada 3 farklı yüksek translüsensliğe sahip parsiyel stabilize zirkonya ve bir adet translüsent 3 itriya tetragonal zirkonya polikristalin sistemi kullanıldı. 14 mm çap ve $1,2 \pm 0,2$ mm boyutlarında disk şeklinde toplamda 120 adet örnek hazırlandı. Her tür malzemeden üç deney grubu ($n = 30$) oluşturuldu, birinci gruba herhangi bir düşük ısı bozunması işlemi uygulanmayarak kontrol grubu olarak belirlendi. İkinci gruptaki örneklerle 5 saat, üçüncü gruba ise 20 saat 134°C 'de 2 bar basınçta düşük ısı bozunması uygulandı. Tüm örneklerin yüzeyinde oluşan tetragonal monoklinik faz değişimlerinin tespiti x-ray difraktometre cihazı kullanılarak tespit edildi ve bükülme dayanıklılıklarının tespiti için iki eksenli bükülme dayanıklılık testi uygulandı. Elde edilen veriler weibull dağılımı kullanılarak analiz edildi. Tüm sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi. İstatistik analiz sonuçlarına göre en yüksek monoklinik faz miktarı Nacera MS materyalinin 20 saat yaşlandırma grubunda tespit edildi (%92), Katana UTML ve Nacera Q3 materyallerinde kontrol, 5 ve 20 saat yaşlandırma grubunda monoklinik faz tespit edilmedi. En yüksek bükülme dayanımı değerleri Nacera MS'te kontrol (1344,2 MPa) Katana STML'de kontrol (728,9 MPa), Katana UTML'de 20 saat (566,4 MPa) ve Nacera Q3'te 5 saat (733,1 MPa) grubunda tespit edilirken en yüksek weibull modülü değerleri Nacera MS'te 5 saat ($m=22,031$), Katana STML'de kontrol ($m=18,829$), Nacera Q3 ($m=13,285$) ve Katana UTML'de ($m=9,411$) 20 saat grubunda tespit edildi. Bu sonuçlar yeni yüksek translüsent zirkonyaların oral ortamda uzun yıllar mekanik dayanımının etkilenmeden kullanılabileceği, herhangi bir başarısızlığa yol açmayacağı yönünden önem kazanmaktadır.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : Translüsent zirkonya, Monolitik, Düşük ısı bozunması, İki eksenli bükülme dayanıklılığı
Sayfa Adedi : 144
Danışman : Prof. Dr. Handan YILMAZ

EVALUATION OF THE EFFECT OF LOW TEMPERATURE DEGRADATION ON
BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH AND PHASE CHANGE OF TRANSLUCENT
MONOLITHIC ZIRCONIA CERAMIC SYSTEMS

(Speciality Thesis)

Gülsüm DOGRU

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

December 2021

ABSTRACT

The presence of saliva in the oral cavity, temperature changes and repeated loading during chewing cause a decrease in the mechanical stability of dental restorations. The aim of this thesis is to evaluate the effect of low temperature degradation on the biaxial flexural strength and the resulting monoclinic phase change in various newly developed high translucent monolithic zirconia ceramic systems and to compare them with translucent 3Y-TZP zirconia ceramics. In this study, 3 different high translucency Y-PSZ and one translucent 3Y-TZP zirconia system were used. A total of 120 specimens were prepared in the form of discs with a diameter of 14 mm and dimensions of 1.2 ± 0.2 mm. Three experimental groups ($n = 30$) were formed from each type of material, the first group was determined as the control group without any low temperature degradation treatment. Low temperature degradation was applied to the samples in the second group for 5 hours, and for the third group at 134 °C and 2 bar pressure for 20 hours. Tetragonal monoclinic phase changes on the surface of all samples were determined using x-ray diffractometer and biaxial flexural strength test was applied to determine their flexural strength. The obtained data were analyzed using the weibull distribution. All results were evaluated statistically. According to the statistical analysis results, the highest monoclinic phase amount was detected in the 20 hour aging group of Nacera MS material (92%), while no monoclinic phase was detected in the control, 5 and 20 hours aging groups in Katana UTML and Nacera Q3 materials (0%). The highest flexural strength values are control in Nacera MS (1344.2 MPa), control in Katana STML (728.9 MPa), 20 hours in Katana UTML (566.4 MPa) and 5 hours in Nacera Q3 (733, 1 MPa), while the highest weibull modulus values were detected in Nacera MS at 5 hours ($m=22,031$), in Katana STML control ($m=18,829$), Nacera Q3 ($m=13.285$), and Katana UTML ($m=9.411$) was detected in the 20 hour group. These results gain importance in that the new high-translucent zirconias can be used in the oral environment for many years without affecting their mechanical strength and will not cause any failure.

Science Code : 10101.07

Key Words : Translucent zirconia, Monolithic, Low temperature degradation, Biaxial flexural strength

Page Number : 144

Supervisor : Prof. Dr. Handan YILMAZ

TEŞEKKÜR

Protetik diş tedavisi uzmanlık eğitimim süresince tüm çalışmalarında değerli zamanını ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, tüm tecrübesini benimle paylaşan, onunla adım attığım ve ondan öğrendiklerimle devam edeceğim akademik hayatımda, vizyonunu, çalışma disiplini ve bitmek bilmeyen öğrenme ve öğretme isteğini her zaman örnek alacağım değerli hocam Prof. Dr. Handan YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden son gününe kadar desteğini ve yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen, üslubu ve yaklaşımıyla hekimlik adabını bana en güzel şekilde öğreten, asistanı olmaktan her daim gurur duyduğum ve duyacağım saygıdeğer hocam, bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Tüm koşullarda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak bir yuva haline getiren, hayatım boyunca unutmayacağım, uzmanlık eğitimimde birlikte olduğumuz başta Dt. Bahar TEKLİ, Dt. Elif DEMİRALP, Dt. Cansu KURTOĞLU, Dt. Aslı KAYMAZ olmak üzere aynı kliniği paylaştığım bütün asistan arkadaşlarıma,

Uzun ve zorlu eğitim hayatım boyunca tüm başarılarımın dayanağı, bugünlerimi borçlu olduğum kıymetli babam Selahattin DOĞRU'ya ve kıymetli annem Aslı DOĞRU'ya ve kardeşlerime,

Hayatımın her alanında olduğu gibi, uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana her anlamda destek olan, yanımda olmasından büyük güç aldığım, tüm sevgisini ve anlayışını daima hissettiğim, bu zorlu süreci sabırla aşmamdaki en büyük yardımcım hayat arkadaşım Dr. Orkun UZUNYÜPOĞLU'na,

03/2020-06 nolu proje desteğiyle tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

Tüm kalbimle teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental seramiklerin yapısı	3
2.2.1. Feldispar	4
2.2.2. Kaolin	4
2.2.3. Kuartz	4
2.3. Dental Seramiklerin Tarihçesi	5
2.4. Dental seramik sınıflaması.....	6
2.4.1. Cam matriks seramikleri.....	7
2.4.2. Polikristalin seramikler.....	10
2.4.3. Resin matriks seramikler	11
2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri	13
2.6. Zirkonya ile İlgili Genel Bilgiler	15
2.6.1. Zirkonyanın mikroyapısı	16
2.6.2. İtriya tetragonal zirkonya polikristalin	18

	Sayfa
2.6.3. Tam stabilize zirkonya (FSZ)	23
2.6.4. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)	23
2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri	25
2.7.1. Glaze yüzey bitirme işlemi	25
2.7.2. Polisaj yüzey bitirme işlemi	26
2.8. Zirkonyanın Düşük Isılarda Bozunma Özelliği (LTD)	30
2.8.1. Isısal testler	31
2.9. Zirkonyanın Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler	32
2.9.1. Mekanik siklus (çiğneme siklusu)	32
2.9.2. Bükülme testleri	33
2.10. X-Ray difraksiyon analizi	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Örneklerin Hazırlanması	40
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	49
3.3. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması	51
3.3.1. Kontrol grubu	51
3.3.2. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup	51
3.3.3. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup	52
3.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi	52
3.5. İki Eksenli Bükülme Testinin Uygulanması	54
3.6. İstatistiksel Analiz	57
4. BULGULAR	59
4.1. Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (X_m (%)) Değerleri ve İstatistiksel Analiz	59
4.2. Çok Yönlü Varyans Analizi (TWO-WAY ANOVA)	71
4.3. Yapay Yaşlandırma İşlemine Göre X_m Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar	72

Sayfa

4.4. Materyale Göre $X_m(\%)$ Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar	75
4.4.1. Kontrol grubu	75
4.4.2. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup.....	76
4.4.3. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup.....	77
4.5. İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı (MPa) Değerleri ve İstatiksel Analiz	79
4.6. Çok Yönlü Varyans Analizi (TWO-WAY ANOVA).....	79
4.7. Materyallerin Yapay Yaşlandırma İşlemine Göre MPa Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar	80
4.8. Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Materyale Göre MPa Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar	84
4.8.1. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup.....	85
4.8.2. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup.....	86
4.9. Korelasyon Analizi	88
4.10. Weibull Analizi	89
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	119
KAYNAKLAR	121
ÖZGEÇMİŞ	143

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	40
Çizelge 3.2. Üretici firmaların talimatlarına uygun sinterleme programları	46
Çizelge 3.3. Örnek grupları ve yaşlandırma işlemleri	50
Çizelge 3.4. Çalışmada kullanılan cihazların marka ve üretici firma isimleri.....	57
Çizelge 4.1. Materyal ve yapay yaşlandırma işlemlerine göre X_m (%) değerleri ve istatistiksel analiz	71
Çizelge 4.2. Çok yönlü varyans analizi sonuçları X_m (%).....	71
Çizelge 4.3. Nacera MS materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	72
Çizelge 4.4. Katana STML materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	73
Çizelge 4.5. Katana UTML materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	74
Çizelge 4.6. NCQ materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	75
Çizelge 4.7. Kontrol grubunda X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	75
Çizelge 4.8. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	76
Çizelge 4.9. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	77
Çizelge 4.10. Materyal ve ısı işlemlere göre MPa değerleri	79
Çizelge 4.11. Çok yönlü varyans analizi sonuçları MPa.....	80
Çizelge 4.12. Nacera MS materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	80
Çizelge 4.13. Katana STML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	81
Çizelge 4.14. Katana UTML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	82

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.15. Nacera Q ₃ Multi-Shade materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	83
Çizelge 4.16. Kontrol grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	84
Çizelge 4.17. 5 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	85
Çizelge 4.18. 20 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	86
Çizelge 4.19. MPa ile X _m (%) arasında korelasyon analizi sonuçları	88
Çizelge 4.20. Weibull analizi sonuçları	93

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Zirkonyanın kristal faz yapısı.....	16
Şekil 2.2. X Işını Difraktometrenin şematik şekli	37
Şekil 3.1. Grupların oluşturulması ve grup isimleri	50
Şekil 4.1. Nacera MS materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği monoklinik ve tetragonal tepe noktaları.....	59
Şekil 4.2. Nacera MS materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği	60
Şekil 4.3. Nacera MS materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği	61
Şekil 4.4. Katana STML materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği	62
Şekil 4.5. Katana STML materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	63
Şekil 4.6. Katana STML materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	64
Şekil 4.7. Katana UTML materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği. ..	65
Şekil 4.8. Katana UTML materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	66
Şekil 4.9. Katana UTML materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	67
Şekil 4.10. Nacera Q ₃ MS materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği. .	68
Şekil 4.11. Nacera Q ₃ MS materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	69
Şekil 4.12. Nacera Q ₃ MS materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	70
Şekil 4.13. NCMS materyalinde X _m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	73
Şekil 4.14. Katana STML materyalinde X _m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	74
Şekil 4.15. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X _m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	77

Şekil	Sayfa
Şekil 4.16. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	78
Şekil 4.17. Tüm materyaller için yapay yaşlandırma işlemine göre X_m (%) değerleri grafiği	78
Şekil 4.18. Nacera MS materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar	81
Şekil 4.19. Katana STML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	82
Şekil 4.20. Katana UTML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	83
Şekil 4.21. Nacera Q ₃ Multi-Shade materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar.....	84
Şekil 4.22. Kontrol grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar.....	85
Şekil 4.23. 5 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	86
Şekil 4.24. 20 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar	87
Şekil 4.25. Tüm materyaller için yapay yaşlandırma işlemine göre iki eksenli bükülme dayanımı değerleri grafiği	87
Şekil 4.26. NCMS materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği.....	89
Şekil 4.27. NCMS materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği.....	89
Şekil 4.28. NCQ materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği.....	90
Şekil 4.29. NCQ materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği.....	90
Şekil 4.30. Katana UTML materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği	91
Şekil 4.31. Katana UTML materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği	91
Şekil 4.32. Katana STML materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği	92
Şekil 4.33. Katana STML materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği	92

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonya diskler Katana Zirconia STML, Katana Zirconia UTML, Nacera Pearl Multi-shade, Nacera Pearl Q ³ MS.....	39
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan Nacera Pearl Multi-shade zirkonya disk	41
Resim 3.3. Nacera Pearl MS örneklerin CAD yazılım programıyla tasarlanması	41
Resim 3.4. Çalışmada kullanılan Katana Zirconia UTML zirkonya disk	43
Resim 3.5. Katana Zirconia UTML zirkonya diskin freze ünitesine yerleştirilmesi ve disklerin frezeleme ile şekillendirilmesi	43
Resim 3.6. a) Elde edilen örneklerin elmas freze konnektör alanlarından kesilerek ayrılması, b) Konnektörlerinden ayrılan örnekler	44
Resim 3.7. Konnektör alanların ve yüzeylerin zımparalanarak pürüzsüz hale getirilmesi.....	44
Resim 3.8. a) Örneklerin sinterizasyona hazırlanması, b) Örneklerin sinterlenmesi	45
Resim 3.9. Katana Zirconia UTML zirkonya diskin sinterleme prosedürü	45
Resim 3.10. Sinterleme işlemi sonrasında örnek kalınlığının ve örnek çapının dijital kumpas ile kontrol edilmesi	46
Resim 3.11. a) Çalışmada kullanılan zirkonya için üretilmiş elmas polisaj frez seti, b) Örneklerin tek yüzeyinin polisajlanması.....	46
Resim 3.12. Çalışmada kullanılan Nacera Pearl Q ³ MS zirkonya disk.....	47
Resim 3.13. Çalışmada kullanılan Katana Zirconia STML zirkonya disk.....	48
Resim 3.14. Zirkonya örneklerin gruplandırılması	49
Resim 3.15. Katana Zirconia STML örneklerin rastgele 3 alt gruba ayrılması	51
Resim 3.16. a) Örneklerin ayrı ayrı poşetlenmesi, b) Buharlı sterilizatör, c) Örneklerin buharlı sterilizatöre yerleştirilmesi	52
Resim 3.17. Örneklerin X-ışını difraktometre cihazına yerleştirilmesi	53
Resim 3.18. Üniversal test cihazı	54
Resim 3.19. Üniversal test cihazına baskı ucunun ve çelik bilyelerin olduğu metal kalıbın yerleştirilmesi.....	55
Resim 3.20. Zirkonya örneklerin üniversal test cihazına yerleştirilmesi.	56

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
θ	Teta
<	Küçüktür
>	Büyüktür
μ	Mikron
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alümina
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot\text{H}_2\text{O}$	Alüminyum silikat hidrat
c	Kübik
$\text{Ca}_{10}\text{PO}_4\text{F}_2$	Florapatit
Ce	Seryum
HfO_2	Hafniyum oksit
$\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$	Potasyum feldspat
K_2O	Potasyum oksit
La_2O_3	Lantan oksit
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
m	Monoklinik
MgAl_2O_4	Magnezya alümina
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na_2O	Soda
nm	Nanometre
O	Oksijen
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
Si	Silisyum
SiO_2	Silika

Simgeler	Açıklamalar
SiO₄	Silisyum tetrahidrat
t	Tetragonal
Y	İtriya
Y₂O₃	İtriyum oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat

Kısaltmalar	Açıklamalar
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği
AFM	Atomik kuvvet mikroskopisi
ATZ	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
Cad/ Cam	Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
E	Elastik modülü
FSZ	Tam stabilize zirkonya
GPa	Gigapaskal
K	Termal genleşme katsayısı
LTD	Düşük ısı bozunması
Maks.	Maksimum
Med.	Medyan
Min.	Minimum
Ort.	Ortalama
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
PTT	Transformasyon sertliği
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
Xm	Göreceli monoklinik faz miktarı
XRD	X-ray difraktometre
Y-PSZ	İtriya parsiyel stabilize zirkonya
YSZ	İtriyum ile stabilize edilmiş zirkonya polikristalin

Kısaltmalar	Açıklamalar
Y-TZP	İttriya tetragonal zirkonya polikristalin
ZLS	Zirkonya katkılı lityum silikat
ZTA	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya



1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde, artan estetik beklenti ve doku uyumluluğuna karşı gösterilen hassasiyet, diş hekimi ve hastaları metal desteksiz sistem arayışına yönlendirmiştir. Teknolojik gelişmeler ile beraber bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin ve tam seramik materyallerinin üretim ve kullanımı artarak, yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyaller ile restorasyon yapımına olanak tanımıştır. Tam seramiklerin kırılmaya karşı dayanıksız ve hassas olmasına karşı, geleneksel %3 mol itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (3Y-TZP) zirkonya seramikleri sertlik ve aşınmaya karşı direnç, yüksek doku uyumluluğu gibi olumlu özelliklere sahiptir.

Günümüzde 3Y-TZP seramikleri, dental kronların ve özellikle ön bölge ve posterior bölgede uzun köprü restorasyonlarının yapımında kullanılmaktadır. Ancak, 3Y-TZP zirkonyalarda iki tabakalı sistemlerde oluşan ayrılma, kopma gibi problemler tek tabaka olarak kullanılan monolitik üretilen materyallerin gelişimini sağlamıştır. 3Y-TZP restorasyonların en büyük dezavantajı opak bir materyal olması ve translüsensliğinin az olmasıdır. Günümüzde, monolitik olarak kullanılan değişik derecelerde ışık geçirgenliği sağlayan yüksek translüsensliğe sahip YTZP seramikleri üretilmiştir.

Zirkonyaya translüsensliğini arttırmak için kullanılan mevcut yöntemde, itriya içeriği arttırılmış ve tetragonal zirkonyaya izotropik kübik faz uygulanmasıyla itriya parsiyel stabilize zirkonya üretilmiştir. Geleneksel 3Y-TZP materyallerinin yarı saydamlığını iyileştirme amacıyla, değişik oranlarda itriya içerikleri artırılarak oda sıcaklığında stabilize edilebilen itriya parsiyel stabilize zirkonya (Y-PSZ) sistemleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte, artan kübik faz miktarı, zirkonyumun stresle indüklenen transformasyon sertleşmesi mekanizmasını azaltarak, mekanik güç ve dayanıklılığın azalmasına neden olmaktadır.

Dental restorasyonlar oral kavitede; bozunmaya sebep olacak değişik ortamlarla karşı karşıya gelirler. Tükürük varlığı, ısı değişiklikleri, yiyecek alımında asitle muamele ve çiğneme sırasındaki tekrarlanan yüklenmeler, mekanik stabilitenin azalmasına sebep olur. Zirkonyanın yüksek kuvvet ve dayanımı tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne bağlıdır. Faz değişimi %4'lük hacim artışı yapmakta ve baskı stresleri oluşturmaktadır. Ancak hacim artışı kırık ucunda olumlu etki yaratırken, faz değişimine sebep olduğu için oral kavitede istenmeyen hidrotermal yaşlanmaya sebep olmakta ve 'düşük ısı bozunması'

(LTD) olarak tanımlanmaktadır. Monolitik tek tabaka zirkonya sistemleri direkt olarak tükürük ile temas halindedir ve tekrarlanan yüklenmeye maruz kalırlar. LTD ve düzenli olarak yüklenme yüksek monoklinik faz miktarı sebebiyle monolitik zirkonya kronların kuvvet ve dayanımının azalmasına sebep olmaktadır. 3Y-TZP seramiklerin dayanıklılığıyla ve düşük ısı bozunması ile ilgili çalışma olmasına rağmen, yeni geliştirilen yüksek translüsentliğe ve yüksek itriya içeriğine sahip monolitik zirkonya seramiklerinde düşük ısı bozunmasının dayanımına ve faz değişimine etkisini araştıran çalışma sayısı sınırlıdır.

Bu tez çalışmasında amaç yeni geliştirilen değişik translüsent monolitik zirkonya seramik sistemlerinde düşük ısı bozunmasının iki eksenli bükülme dayanıklılığına ve oluşan monoklinik faz değişimine etkisinin belirlenerek incelenmesi ve 3Y-TZP zirkonya seramiklerle kıyaslanmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik, orjinini topraktan yapılma anlamına gelen Yunanca ‘keramikos’ sözcüğünden alan, ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında bir materyaldir [1].

Çoğunlukla silikat yapılı olan seramik, bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Oksijen atomları yapı içerisinde matriks görevi yaparak kendilerinden küçük metal ve silikon atomlarını çevreler ve sıkıştırır. Seramik kristallerindeki kimyasal bağlar hem iyonik hem kovalent yapıdadır [2].

2.2. Dental seramiklerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, merkezinde bir silisyum atomu (Si^{4+}) ve dört oksijen (O^-) atomunun kimyasal olarak bağlanmasıyla oluşan silisyum tetrahidrattan (SiO_4) oluşmaktadır. SiO_4 dental seramiğin çekirdek yapısı olup; dental seramiği oluşturan feldispar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır. Dental seramiklere ayrıca çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir [3].

Tam seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tam seramik sistemlerin ışık geçirgenlikleri (translüsensi), ışığı yansımaları gibi özellikleri sayesinde doğala yakın estetik restorasyonlar yapılabilmektedir. Metal ve metal destekli seramik restorasyonlar, ışık geçişine izin vermemeleri nedeniyle doğal dişin translüsensi özelliğini tam olarak yansıtamaz. Metal destekli restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, metal yansıması, toksik etki ve alerjik etkiler tam seramik restorasyonlarda görülmez. Tam seramiklerde ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle destek diş dış etkenlerden korunur [4]. Tüm bu avantajlarına rağmen tam seramik restorasyonlar, metal destekli seramik restorasyonlara göre, klinik uygulama prosedürleri ve laboratuvar işlemleri açısından daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir. Tam seramik sistemler, uzun ve posterior bölgede yapılacak köprü restorasyonları için dikkatle seçilmelidir. Tam seramikler,

metal destekli sistemler kadar ekonomik değillerdir ve yapımları için çoğu zaman özel ekipmanlar gerektirir [5].

2.2.1. Feldispar

Feldispar, sodyum ve potasyum alümina silikatın karışımı ile oluşur. Porselenin ana yapısını oluşturan ve porselenin doğal bir ışık geçirgenliğine sahip olması için kullanılan bir maddedir. Porselenin yapısı içerisinde %60 civarında bir orana sahiptir. Fırınlama işlemi sırasında eriyerek kil ve kuartz matrisi oluşturur [6]. 1100 °C -1300 °C’de eriyen feldispar, doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz. Feldispar 1250 °C -1500 °C ortalamalarında eriyerek serbest kristalin fazında cam hale gelir ve kuartz ve kaoline yapının oluşmasında yardımcı olur [7]. Feldisparın içerisinde potas (K_2O) ve soda (Na_2O) bulunur [2, 7]. Potas erimiş camın viskozitesini artırırken, soda füzyon ısını düşürür. Bu nedenle; porselenin fırınlanması sırasında piroplastik akış adı verilen, dışın morfolojisinin porselenin akması sonucu şekil değiştirmesinin önüne geçmek için yeterli oranlarda potas bulunması çok önemlidir [8, 9].

2.2.2. Kaolin

Kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$) %1 ila %5 oranında bulunmaktadır. 1800°C eriyen kaolin ısıya oldukça dayanıklıdır [6].

Porselenin pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde ve yapının stabil kalmasında rol oynar. Fakat görüntüsünün opak olması sebebiyle az miktarlarda bile olsa kaolinin bulunduğu ilk dental porselenlerde istenilen translüsentlik elde edilememiş ve bu sebepten yerini içerisinde kristalin ihtiva eden feldispatik cam materyaline bırakmıştır [10].

2.2.3. Kuartz

Kuartzın erime derecesi diğer materyallere oranla daha yüksektir (yaklaşık 1700°C). Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu ve tutucu görev yapar. Kuartz (SiO_2) porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önleyerek güçlendirici olarak rol oynar. Yapı içerisinde %10 ila %30 oranında bulunur ve termal genleşme katsayısının kontrol edilmesinde rol oynar.

Porselenin fiziksel dayanımının artmasını sağlar [11]. Materyalin görünümünün daha translüsent olmasında rol oynar [7]. Bu üç temel maddeden başka bazı özellikler kazandırmak için yapıya; renk pigmentleri, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, opaklaştırıcı ajanlar, ve luminisans özelliği kazandıran yapılar da katılır.

2.3. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Kullanımı taş devrine kadar uzanan seramik; Asur uygarlıkları ve Mezopotamya'da yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Milattan önce Çinliler geliştirerek çin porseleni adıyla sanatsal çalışmalarda tuğla, kiremit ve fayans olarak kullanmışlardır. Seramiği Avrupa'ya getiren, 16. yüzyılda Portekizli denizciler olmuştur [6].

18. yüzyılın başlarında seramiğin Avrupa'ya gelmesinden sonra, Parisli bir eczacı olan Alexis Duchateau, diş hekimliğine seramiği tanıtmıştır [12]. 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk seramik yapay dişleri üretmişlerdir [12, 13]. 1800'lü yılların başında Elias Wildman tarafından vakumlu fırınlama işleminin yapılması porselendeki renk ve translüensi özelliğinin gelişmesine katkıda bulunmuştur [13]. Ardından porselen inley, onley ve kronlar tanıtılmış, estetik ve fonksiyonel seramik restorasyonlara öncülük etmişlerdir [12].

Porselenlerin asıl gelişimi 20. yüzyılda başlamıştır. 1962 yılında Weinstein ve diğerleri, metal alt yapı ve veneer porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayısı uyumsuzluğu problemini porselen tozuna %11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ilavesi yaparak çözmüştür [12]. 1963 yılında Mc Lean ve Hughes alümina seramikleri geliştirerek günümüzdeki metal desteksiz sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır. 1980'li yıllarda camın kontrollü kristalizasyonu ile üretilen dökülebilir cam seramikler üretilmiştir [14]. 1990'ların başında, basınç ile şekillendirilen cam seramikler geliştirilmiş ve daha sonra yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, basınç ile şekillendirilebilen cam seramik sistemi piyasaya sürülmüştür. İlerleyen zamanlarda ise yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği üretilmiştir [15]. Daha sonra ise itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramik geliştirilerek hem alt yapı materyali hem de tek tabaka olarak uygulama alanı bulmuştur. Ardından Y-TZP'nin optik özelliklerinin iyileştirilmesiyle, itriya içeriği artırılmış daha translüsent monolitik Y-PSZ materyalleri geliştirilmiştir [16].

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi dental seramiklerin gelişimine ve kullanımlarının artmasına katkıda bulunmuştur [12]. CAD/CAM ile kompozit, polimer, seramik ve metal materyaller üretilmekte ve uygulanmaktadır [17-19]. Diş hekimliğinde seramiklerin üretimindeki teknolojik gelişmelerle ve restorasyonlar için biyouyumluluğun ve yüksek estetik taleplerin artmasıyla birlikte, diş hekimleri ve hastalar metal içermeyen diş renginde restorasyonları daha fazla tercih etmektedirler [20].

2.4. Dental seramik sınıflaması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri araştırmacılar farklı şekillerde sınıflamışlardır. Seramikler, pişirme ısılarına, kullanım yerlerine, dental seramiği destekleyen yapıya, üretim şekillerine [21] ve mikro yapılarına [22] göre sınıflandırılmıştır.

Modern seramiklerin güncel sınıflaması, genel olarak mikro yapılarına (kristalin faz miktarı, tipi, ve cam kompozisyonu) göre ya da işlenme tekniklerine (toz-likit, basınçla veya freze) göre yapılır [22].

Mikro yapılarına göre seramikler 4 ana gruba ayrılırlar. Bunlar;

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı, dolduruculu sistemler/kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat (esas olarak silika)
3. Kristalin bazlı, cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)
4. Polikristalin katılar (alümina ve zirkonyum) [22]

Şimdiye kadar yapılan mevcut seramik sınıflandırmaları, yeni geliştirilen seramik ve rezin kompozitlerin özelliklerini birleştiren yüksek oranda seramiklerle doldurulan rezin-matriks materyallerini içermemektedir. Bu malzemeler 2013'te seramik benzeri özelliklere sahip olduklarından dolayı, Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından "seramik" olarak kodlanmıştır [20]. Gracis ve diğerleri, yapmış oldukları sınıflamada ise, seramik materyallerini 3 grup altında incelemişlerdir. Bunlar; cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramiklerdir [20].

1. Cam matriks seramikleri:

a) Feldspatik,

- b) Sentetik: Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik
- c) Cam infiltre seramik

2. Polikristalin seramikler:

- a) Alümina
- b) Stabilize zirkonya
- c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. Rezin matriks seramikler:

- a) Rezin nanoseramik
- b) Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik
- c) Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik [20].

2.4.1. Cam matriks seramikleri

Feldispatik seramikler

Feldispatik seramikler metal veya kor yapı üzerine tabakalama tekniğiyle kullanılan estetik üst yapı porselenleridir. Yapısında %69 silika (SiO_2), %8 alümina (Al_2O_3), %8-10 oranında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) bulunur. Potasyum feldspat ($\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$), restorasyonun içsel kuvvetini artırır ve ısısal genleşme katsayısını düşürerek (yaklaşık %10) metal alt yapı üzerine veneer materyali olarak kullanımına olanak sağlar. Feldspatik seramikler fırınlanmaları esnasında hacimsel olarak %30-38 ve doğrusal olarak da %11-15 oranında büzülme gösterirler. Metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucu restorasyonun bitim sınırındaki seramiğin boyutsal değişimi kontrol edilebilmektedir [23]. Düşük bir dirence sahip oldukları için altyapı desteği olmadan kullanılmazlar [20, 24].

Feldispatik seramikler, inley, onley, laminate veneer, anterior kron restorasyonlarında kullanılabilirken, kırılma dirençleri düşük olduğundan köprü restorasyonlarında ve endokron restorasyonlarında kullanımı sınırlıdır [25].

Lösit içerikli seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu, lösit adı verilen kristalin mineral partikülleridir. Cam seramik porselenlere %17-25 ağırlıkta lösit doldurucu ilave edilmesi bu porselenlerin fırınlama esnasında dental alaşımlarla uyumlu olmasını sağlamaktadır [20]. Lösit yapısındaki cam tozlarına ısıtma işlemi uygulanarak gren sınırlarında kristal odakların oluşumu sağlanmaktadır. Kristal odakların gren merkezine doğru büyümesi ile birlikte yapı içerisinde yaklaşık %40 oranında lösit kristali oluşur. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksin genleşme katsayısından daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matrisi kendine doğru çeker. Bundan dolayı yapı içinde bir iç basınç oluşmaktadır. Bu iç basınç yapının içinde bulunan çatlaklarının ilerlemesini durdurur [26]. Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin uygulama alanları inley, onley, laminate veneer ve tek kron yapımı ile sınırlı kalmaktadır [25, 27].

Lityum disilikat içerikli seramikler ve türevleri

Lityum disilikat içerikli seramikler

Bu sistemde alt yapı seramiğini güçlendirmek amacıyla, %70 oranında lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri kullanılmaktadır [28, 29]. Lityum disilikat, rastgele dağılmış ve iç içe geçmiş halde bulunan kristallerden oluşan bir mikro yapıya sahiptir. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığını arttırmaktadır [30]. Yapıda çok az miktarda lityum ortofosfat kristalleri de bulunmaktadır [3].

Lityum disilikat içerikli cam seramikler günümüzde krun protezlerinin yanı sıra, 3 üyeli köprü protezlerinde de kullanılabilmektedir. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır [31]. CAD/CAM sistemleri için geliştirilen lityum disilikat blokların kimyasal yapısı diğer lityum disilikat içerikli seramiklerle aynıdır, ama üretim sürecinde ısıtma işlemi uygulanarak parsiyel olarak kristalize edilirler [32].

Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)

Son zamanlarda geliştirilen, CAD/CAM sistemleri ile uyumlu, zirkonya katkılı lityum silikat cam seramik (ZLS), yüksek mekanik dayanıklılık, iyi kenar uyumu ve mükemmel bir estetik

için translüsensi, opelasans ve floresans gibi özellikleri ile zirkonya ve cam seramiklerin avantajlarını birleştirir [33].

ZLS mikro yapısında bulunan zirkonya, lityum metasilikat kristallerinin çekirdekleşmesini etkilemek için bir çekirdekleştirici madde olarak görev yapar ve çatlak oluşumunu engeller [33]. Zirkonyanın kübikten tetragonal faza, tetragonalden monoklinik faza dönüşümleri, yaklaşık %4' lük hacim artışına neden olur bu şekilde çatlak ilerlemesi durur [34-36]. Tüm bu özellikler, ZLS' nin zirkonya içermeyen lityum disilikat seramiklere kıyasla kırılma kuvvetini azaltır ve dayanıklılığını artırır [33, 37].

Florapatit içerikli seramikler

Florapatit seramikler, feldispatik camsı matris içinde dağılmış florapatit kristallerinden ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$) oluşmaktadır [38, 39]. Florapatit kristalleri, 2-5 μm uzunluğunda ve 300 nm çapında iğ şeklindedir. Dental restorasyonlarda bu kristaller translüsens ve opalesans gibi optik özellikleri sağlar [40].

Cam infiltre seramikler

Diş hekimliğinde, birbirine geçmiş (interpenetre) mikroyapı konsepti ilk olarak 1980' de tanıtılmış ve poröz seramik ağız (alümina, zirkonya, spinel), düşük viskozitede camla infiltre edildiği sistemin gelişimine sebep olmuştur [41]. Cam infiltre seramiklerin In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunmaktadır [42, 43].

In-Ceram Alumina

1989 yılında tanıtılan In-Ceram Alumina sisteminde alumina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. %99,56 saf alumina içeren In-Ceram Alumina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması mümkündür [13, 44]. Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi sınırlı estetik olanaklar sağlar [45]. In-Ceram Alumina kopingler üzerine feldispatik porselen işlenir. Alumina bloklar ayrıca CEREC (Sirona Dental Systems) kazıma sistemi ile de kullanılabilirler [44, 46].

In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell sistemi, In-Ceram Alümina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Cam infiltre edilmiş magnezya ve alumina karışımı ($MgAl_2O_4$) içeren In-Ceram Spinell' in üretim aşamaları In-Ceram Alumina ile benzerdir. Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgede kuron restorasyonu endikasyonu vardır [13, 44, 47]. In-Ceram Spinell materyali, In-Ceram Alumina bloklar gibi CEREC kazıma sistemi ile de kullanılabilir [44].

In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia, orjinal In-Ceram Alumina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren bir modifikasyonudur [48]. In-Ceram zirkonyanın aşırı opak özelliği nedeniyle anterior bölgede kullanılması endike değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kuron restorasyonlarının yapımında endikedir. [43]

2.4.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde cam faz yoktur ve kristal atomları düzenli bir şekilde dizilerek yoğun bir yapı oluşturmuşlardır [49]. Bu yapı, polikristalin seramiklerde çatlak ilerlemesini zorlaştırmış ve diğer seramiklere göre daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamıştır. Polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar. Dayanıklı alt yapı, uygun bir cam seramik ile veneerlendiğinde estetik açıdan başarılı restorasyonlar elde edilmektedir [27]. Günümüzde veneerleme yönteminin sebep olduğu ayrılma kopma gibi başarısızlıklarını engellemek için tek tabaka (monolitik) şeklinde de üretilmekte ve kullanılmaktadır [50].

Alümina seramikler

Alümina seramikler yüksek saflıkta Al_2O_3 ' ten (%99.5) oluşmaktadır. İlk olarak 1990' ların ortasındaki Nobel Biocare tarafından CAD / CAM restorasyon malzemesi olarak tanıtıldı. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve dayanıklılığa sahiptir. Tüm dental seramiklerin içinde en yüksek elastik modüle ($E = 300$ GPa) sahiptir [20, 51, 52]. Yarı sinterize edilmiş Al_2O_3 bloklardan, CAD/CAM kullanılarak alt yapı şekillendirilmektedir. Yüksek ısılarda tam

sinterize edilirler ve veneer porseleni uygulanan bu alt yapı materyali ile son derece estetik restorasyonlar yapılabilir. Bu sistem, ön ve arka bölgede kron restorasyonları ile inley ve onleylerin yapımında kullanılmaktadır [53].

Stabilize zirkonya

Oda sıcaklığında, zirkonya tetragonal veya kübik faz sebebiyle itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle tam ya da kısmi stabilize edilmesi gerekmektedir [20, 54]. Zirkonya mikro yapılarına göre tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmıştır. FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve %8 molen fazla itriyum oksit içerir (Y_2O_3). PSZ, bir kübik matriks içindeki nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklar içerir ve TZP'ler çoğunlukla itriya (Y) veya seryum (Ce) ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir [20].

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonyanın genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olması, alüminanın orta derecede dayanıklılık göstermesinden dolayı, alümina-zirkonya (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, ZTA) ve zirkonya-alümina (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, ATZ) geliştirilmiştir [20, 55]. Zirkonya veya alümina oranı üreticilerin formülasyonuna göre değiştirilebilir. Sınıflandırma amacıyla, ZTA' da ağırlığının %50' den fazlasının alümina olması gerektiği belirtilirken, ATZ' de ise ağırlıkça %50' den fazla zirkonya olduğu belirtilmektedir [20]. Bu seramikler, Y-TZP' ye kıyasla, düşük ısı bozulmasına, daha yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına ve Y-TZP' den iki kat daha fazla döngüsel yorulma dayanımına karşı dirençlidir [20, 56-58].

2.4.3. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrikse sahip seramiklerdir. Geleneksel seramikler ile kıyaslandıklarında, dentine daha yakın elastik modüle sahip olmaları, frezelenebilmeleri veya gerekli olduğu takdirde kompozit rezin ile kolay tamir edilebilir olması bu materyalleri daha avantajlı kılar [20].

Rezin nanoseramik

Ağırlık olarak %80'i nanoseramik partiküllerden oluşan rezin matriks yapıdan oluşur. Aralıklı silika nanopartikülleri (20 nm capında), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm capında) ve nanopartiküllere yapışan zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküller arası boşluğu azaltarak, materyalin daha yüksek nanoseramik içeriğe ulaşmasını sağlar [20].

Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik

Dual ağsı yapısı ile kompozit ve seramiğin avantajlarını bir arada tutmak amacıyla üretilen ilk hibrit materyaldir. Materyal, %86 seramik, %14 polimerden meydana gelir. Dentine benzer abrazyon, esneme ve elastik özellikler gösterir. Seramiklere nazaran karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir [20].

Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik

Seramiğin farklı yüzde oranlarıyla birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentlerinin çeşitli varyasyonlarıyla birlikte farklı organik matriks yapıları olan materyallerdir [20].

Tüm seramikler CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan tam seramikler, refraktör day tekniği ile hazırlanan seramikler, dökülebilir tam seramikler (cam seramikler), preslenebilir tam seramikler, copy-milling (pantograf) tekniği ile hazırlanan tam seramikler olmak üzere farklı farklı tekniklerde üretilmektedirler. Tüm seramiklerde son yıllarda yapılan gelişmelerle beraber, CAD-CAM yöntemi de kullanılmaya başlanmıştır. CAD-CAM yöntemiyle tüm seramikler gerek alt yapı gerekse tek parça (monolitik) olarak üretilebilmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım (Computer-aided design CAD), bilgisayar destekli üretim (Computer-aided manufacturing CAM) anlamına gelmektedir. CAD-CAM sistemlerinde bilgi toplamak, tasarlamak ve geniş yelpazede üretim için bilgisayar kullanılır. Ağız içinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile homojen seramik bloklardan kesilerek şekillendirilmesi yoluyla restorasyon elde edilmesi esasına dayanmaktadır. CAD-CAM ile çok üyeli köprüler, tek kronlar, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir [59].

2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri

CAD-CAM sistemi veri elde etme (tarama), veri işleme (CAD) ve üretim (CAM) ünitelerinden oluşmaktadır. Preparasyonu tamamlanmış dişler, komşu ve karşıt dişler, karşıt çene ile oklüzyon ilişkisi ve çevre yumuşak dokular optik okuyucu ile taranarak dijital ölçü alma işlemi gerçekleştirilmektedir. Dijital ölçü, direkt ağız içerisinden ağız içi kayıt alabilen özel optik okuyucularla yapılabildiği gibi, indirekt olarak alçı model üzerinden, InLab sistemi kullanılarak da gerçekleştirilebilmektedir [60]. Bilgisayar ortamında elde edilmiş olan üç boyutlu model üzerinde sisteme özgü yazılım programı ile restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Bunun için restorasyonun bitim kenarı belirlenmekte, restorasyona uygun giriş yolu seçilerek istenilen tasarımda ve boyutta hazırlanmaktadır [60, 61].

CAD/CAM tekniği, 1970'li yıllarda Duret ve Preston tarafından diş hekimliği sabit protez uygulama işlemleri için tanıtıldı [62]. 1980'li yıllarda Moermann, CEREC® (CEramic REConstruction) sistemini geliştirdi, ve CAD/CAM sistemleri sıklıkla kullanılmaya başlandı [63]. CAD/CAM teknolojisi maliyeti azaltmakla birlikte, yeni ve geliştirilmiş materyallerin kullanımı ile fonksiyon, biyouyum ve estetik açıdan, yüksek kaliteli restorasyonlar yapılmasına olanak sağladı [64, 65]. Bu sistemler, teknisyene bağlı aşamaların azaltılmasına, hataların en aza indirilmesine, diş dayanakları veya implant dayanakları ile hassas uyum gösteren yüksek kalitede farklı materyallerin kullanımına imkan sağladı. İnternal ve marjinal uyumları daha iyi olan restorasyonların tek seansta üretilmesine ve restorasyonun en kısa sürede hastaya teslim edilmesine imkan verdi [66, 67]. Tek seansta restorasyon yapımı mümkün olduğundan geçici restorasyon yapımına genellikle gerek yoktur. Dijital ölçü ile daha doğru modeller elde edilir [68]. Dolayısıyla restorasyon üretilirken porselenin fırınlanma ve cilalama aşamalarında tekrarlanan fırınlama işlemlerinden kaynaklanan problemler elimine edilmiş olur. Restorasyon için elde edilen veriler ve dizayn kaydedilip arşivlenebilir ve gerekli olduğundan tekrar kullanılabilir [69, 70]. Ayrıca CAD/CAM blokları, monolitik olması sebebiyle daha az poröz yapıya sahiptir [68]. CAD/CAM sistemlerinde monokromatik blokların kullanılması ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorun giderek azalmıştır [17].

Üretim aşamasında, tasarlanan restorasyon tipine ve boyutuna uygun olarak blok seçilmekte ve kazıma ünitesine yerleştirilmektedir. Kazıma ünitesindeki çeşitli boy ve şekillerdeki

frezler ile tasarım ünitesinden gelen bilgilere göre hareket yolları belirlenen frezler ile bloklar kazınarak restorasyonlar elde edilmektedir [71]. Böylece, hastadan elde edilen verilerin CAD-CAM' e taşınması işlemin zaman gereksinimini en aza indirmektedir. Bu teknoloji ile yüksek hassasiyete sahip ve daha homojen yapıda üretim yapılabilmektedir [72-74].

Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri 3 ayrı başlık altında toplanabilir. Bunlar hasta başında üretim(In-office sistem), laboratuvar esaslı üretim (In-lab sistemi), merkezi üretim (centralized production) olmak üzere 3 ayrı şekilde üretilmektedir [70, 75]. Üretim aşamalarına göre ise; eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin kombine olarak kullanıldığı CAM sistemleri mevcuttur [76-78].

CAD/CAM sistemlerinin kullanımlarının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentiler artmış ve farklı yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir. Üretimde kullanılan blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihine göre değişkenlik göstermektedir.

Dental porselenlerin en büyük dezavantajları kırılma olmaları ve düşük bükülme dayanıklılığına sahip olmalarıdır. Porselenin dayanıklılığını arttırmak, kırılma eğilimini azaltmak amacıyla metal alt yapı kullanılması sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Ancak metal alt yapının estetiği olumsuz yönde etkilemesi metal desteksiz tam seramik restorasyonların gelişimini hızlandırmış ve kullanım alanlarını 1990'ların başında; kron ve köprü altyapı materyali, endodontik postlar, ortodontik braketler, implant ve implant dayanaklarına kadar genişletmiştir [21].

Biyolojik uyum, yüksek dayanıklılık ve estetik gibi özelliklerin bir arada sunulması 1980'lerden itibaren önem kazanmış ve bu amaçla çeşitli tam seramik sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır. Bu sistemler arasında alüminöz seramikler, lösit içeren seramikler, bükülmeyen altyapılı seramikler, dökülebilir cam seramikler, yüksek dayanıklılıkta cam infiltre edilmiş altyapı seramikleri sayılabilir [79]. Bunların yanısıra CAD-CAM seramikleri, kopya freze tekniğinde kullanılan hazır seramik bloklar da geliştirilmiştir [42]. CAD-CAM'de kullanılan materyaller; kompozitler, polikristalin

seramikler (alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya), seramikler ve metallerdir [17-19].

Günümüzde zirkonyum; yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi, estetik özellikleri ve biyouyumluluğu ile ön plana çıkan ve tam porselen restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyaldir [16, 17]. Geleneksel zirkonya bloklar 900-1200 Mpa'lık bükülme dayanımına sahiptirler ve çok üyeli restorasyonların yapımına imkan verirler. Alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonya blokların yanı sıra tam kontur monolitik restorasyon materyali olarak üretilmiş zirkonya bloklar da günümüzde geliştirilmektedir. Bu bloklar zirkonya restorasyonlarda karşılaşılan üst yapı seramiğinin ayrılması (chipping) sorununu gidermesi için tasarlanmışlardır [80]. Herhangi bir veneer porselen uygulamasını gerektirmeyen bu restorasyonlarda hata payı düşer, maliyet ve üretim zamanı azalır. Opaklık ve monokromatik görüntü, polisaj işleminin iyi yapılamaması durumunda karşıt doğal dentisyonda daha fazla aşınmaya yol açması ise bu restorasyonların dezavantajları olarak sıralanabilir [81].

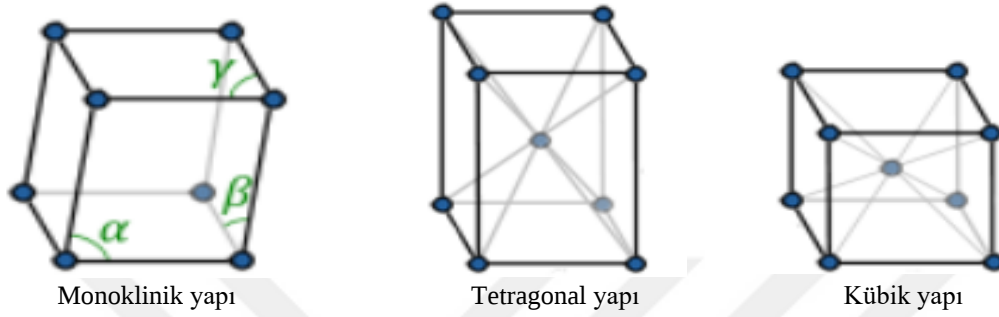
2.6. Zirkonya ile İlgili Genel Bilgiler

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Zirkonyumun bilinen minarelleri zirkonyum silikat (zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (baddeleyit, zirkonya- ZrO_2)' dir [54]. Zirkonya olarak bilinen zirkonyum dioksit (ZrO_2) zirkonyumun beyaz kristal yapıdaki halidir [4, 82]. Zirkonya; düşük ısı iletkenliği, mekanik dayanıklılığı, ani ısısal değişimlere ve korozyona direnci sayesinde birçok endüstriyel alanda kullanılır [83].

Zirkonyanın biyomedikal alanda kullanımı ile ilgili ilk çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır [83]. Sonrasında Garvie ve Nicholson tarafından zirkonyanın yüksek biyolojik uyumu üzerine çalışmalar yapılmıştır [84]. Medikal alanda; cerrahi aletlerde, implantlarda ve ortopedide kullanılmaktadır [54]. Diş hekimliğinde ise zirkonya; ortodontik braket [85-87], endodontik post [88-90], implant abutmenti [91] , tam seramik kuron ve köprülerde altyapı materyali [92-95], monolitik kron ve köprü [96, 97], endokron [98], gibi kullanım alanları bulmuştur.

2.6.1. Zirkonyanın mikroyapısı

Zirkonya atomlarının uzaysal dizilişleri, atomların farklı kristal yapılara sahip olması özelliğiyle karakterizedir. Zirkonya; monoklinik (m), kübik (c) ve tetragonal (t) olmak üzere üç kristal faz yapısı bulunan bir polimorftur [99].



Şekil 2.1. Zirkonyanın kristal faz yapısı

Saf zirkonya oda ısısında doğal halde monoklinik fazda bulunmaktadır ve 1170 °C ‘ye kadar karardır, sıcaklığın artmasıyla beraber tetragonal faza dönüşmekte, 2370°C’de ise tetragonal fazdan kübik geometrik yapıya dönüşüm başlamakta ve 2680°C’de erime meydana gelmektedir [54, 100]. Soğuma sırasında, sıcaklığın yaklaşık 950°C derece altına düşmesi ile, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm meydana gelmektedir. Bu faz dönüşümü sırasında materyal içerisinde yaklaşık %3-4 oranında önemli bir hacimsel artış meydana gelmektedir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir durumdur [101]. Bu hacim artışı; sıkıştırıcı gerilmelere neden olur, çatlak ucunu kapatır ve daha fazla çatlak yayılmasını önler [54, 102]. Çatlak ucundaki bu olumlu etkinin yanı sıra , $t \rightarrow m$ dönüşümü mekanik stabilitenin azalmasına sebep olur [103, 104].

Zirkonya strese maruz kaldığında mikroyapısını değiştirerek mekanik performansını artırabilen yapısal bir materyaldir [105]. Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik direncinin yüksek olması, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır [106]. Zirkonyum oksit diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahiptir [107]. Genellikle, seramik materyallerinde strese maruz kaldıklarında internal ya da eksternal defektlerden doğan çatlak ilerlemesi sonucu kırıklar görülür. Fakat oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olan zirkonyum ‘metastable’ özelliğe sahiptir. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler, kumlamada ve ısıtılarda monoklinik

faza dönüşüm gerçekleştirebilir [101, 108]. Bu dönüşüm %3-4 arasında lokal hacim artışı ile sonuçlanır. Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp bu hacim artışı ile çatlağın çevresinde kompresif stresler oluşturur ve bu stresler sayesinde mikro çatlakların ilerlemesi engellenir. Tetragonal fazdan monoklinik faza olan bu dönüşüme ‘transformasyon sertliği (phase transformation toughening, PTT)’ adı verilmektedir [109].

Transformasyon sertliği (PTT)

Transformasyon sertliği materyalin bir çatlak mevcudiyetinde gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlanmıştır [101]. Bu süreçte materyalin kristal yapısı değişim gösterir. Böylece, materyalin değişime uğrayan yüzeyinde, kütsel bir değişim olmaksızın, atomların kendiliğinden hareketi ile makroskobik düzeyde şekil modifikasyonlarının meydana gelmesiyle zirkonyanın mekanik dayanımı artmış olur [110]. Strese maruz kalmış yüzeyde çatlak ilerlemesini durduracak enerji monoklinik tanecikler tarafından sağlandığı sürece dönüşüm sertleşmesi mekanizması gerçekleşir. Fakat, hacimsel artış zirkonyanın elastik limitini aşacak miktarda gerçekleşirse, çatlak ilerlemesi hızlanacak, yeni mikro çatlakların oluşumuna ve hatta yapıda katastrofik kırıkların meydana gelmesine yol açacaktır. Bu mekanizma, gren çapı, şekli ve lokasyonu; yapıdaki oksijen boşluklarının varlığı, stabilize edici oksidin miktarı, fabrikasyon tekniği, uygulanan stres ve sıcaklık derecesi gibi pek çok faktörden etkilenmektedir [107]. Bununla birlikte sertleşme mekanizması; tetragonaldan monoklinik faza dönüşüm miktarına, itriya içeriğine, tanecik boyutuna ve yüzeydeki taneciklerin konumuna, yüzeydeki artık strese ve elastik modülüne bağlı olan karmaşık bir süreçtir [105, 111]. Zirkonyanın yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, t-m faz transformasyonuna bağlıdır [107].

Oda sıcaklığında zirkonya, tetragonal veya kübik faz sebebiyle itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle kısmi ya da parsiyelize stabilize edilmesi gerekmektedir. Zirkonya mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya, kısmen stabilize zirkonya ve tetragonal zirkonya polikristalleri olarak sınıflandırılmıştır. FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve %8 molden fazla itriyum oksit içerir. PSZ, bir kübik matriks içindeki nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklar içerir ve TZP'ler çoğunlukla itriya veya seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir [20]. Dental zirkonyumlar TZP tipidir, en yaygın olarak kullanılan itriyumla stabilize edilmiş Y-TZP

şeklinde, çünkü bu form işleme ve sinterleme sonrası en yüksek dayanıma ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [20, 54].

2.6.2. İttriya tetragonal zirkonya polikristalin

Biyomateryal olarak en çok kullanılan itriyum oksit, saf zirkonya ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesiyle elde edilen Y-TZP'dir [107, 112, 113]. Y-TZP 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur [4, 112-114].

3Y-TZP

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonyum, sıklıkla stabilize edici element olarak %3 mol itriya içermektedir [54]. 3Y-TZP'nin yüksek mekanik dayanıklılığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanır. Cam içerikli tam seramiklerde tükürükteki su camla reaksiyona girer ve camsı yapının bozulması sonucu çatlak oluşumu seramiklerin uzun dönemli stabilitelerini etkiler. Fakat itriyum oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmadığından ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez ve uzun dönemdeki stabiliteleri daha iyidir [115].

Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık 1 μ olan gren boyutuna bağlıdır [2]. Grenlerin büyük olması 3Y-TZP'yi daha az kararlı ve kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza (t $\rightarrow$ m) dönüşümünün daha elverişli olmasına neden olurken küçük grenler (<1 μ m), dönüşüm oranının daha düşük olmasını sağlamaktadır [116]. Bunun yanı sıra yaklaşık 0,2 μ m'nin altındaki gren büyüklüklerinde dönüşüm mümkün olmamakta ve kırılma dayanımının azalmasına sebep olmaktadır [117]. Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Saf zirkonyaya %8 molden fazla Y₂O₃'in ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlağın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y₂O₃'in miktarı önemlidir [54, 118].

Diş hekimliğinde 3Y-TZP kron protezlerinde ve sabit parsiyel protezlerde kullanılmaktadır. Restorasyon, sinterlenmemiş zirkonyum blokların yumuşak olarak işlenmesi ve sonrasında

yüksek sıcaklıkta tam sinterizasyonları veya tam sinterlenmiş blokların sert olarak işlenmesi ile elde edilmektedir [100, 119]. Gren büyüklüğünün yanı sıra, sinterleme şartları da restorasyonun kararlılığı ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve uzun sinterleme süresi daha büyük grenlerin oluşumuna neden olmaktadır. Günümüzde, dental restorasyonlarda kullanılan 3Y-TZP yumuşak olarak işlenmekte ve üretici firmaya göre 1350-1550°C arasında değişen sıcaklıklarda sinterlenmektedir [100]. Sinterleme sıcaklığının geniş aralıkta olması, muhtemelen gren boyutu ve sonra 3Y-TZP nin kararlılık aşamasında etkili olmaktadır [120].

3Y-TZP'nin bir miktar kübik zirkonya da içerdiği bilinmektedir [100]. Chevalier ve arkadaşları, biyomedikal uygulamalarda 3Y-TZP'nin içerisinde bulunan kübik zirkonyumun istenen bir durum olmadığını ve bunun itriyum stabilize edici iyonlarının eşit olmayan dağılımlarından kaynaklandığını göstermişlerdir. İtريum içerisindeki kübik grenler artarken tetragonal grenler azalır ve daha az kararlı bir yapı oluşur [121].

Alümina, zararlı düşük sıcaklık bozunması fenomenini azaltmak için 3Y-TZP'ye ağırlıkça yaklaşık %0.5 ila ağırlıkça %1 oranında eklenir [122]. Yapılan in-vitro çalışmalarda 3Y-TZP nin esneme direnci 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa $m^{1/2}$ olarak bulunmuştur. Bu değer alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır [54, 123]. Feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, kırılma ve esneme direnci bakımından ise alüminadan yaklaşık iki kat daha güçlüdür [4, 54].

Günümüzde 3Y-TZP seramikleri, dental kronların ve özellikle ön bölge ve posterior bölgede uzun köprü restorasyonlarının yapımında kullanılmaktadır [124, 125]. Ancak, 3Y-TZP zirkonyanın iki tabakalı sistemlerde kullanımında, seramiğin ayrılma ve kopma gibi problemleri bulunmaktadır [126]. İki tabakalı sistemlerde oluşan ayrılma, kopma gibi problemler tek tabaka olarak kullanılan monolitik üretilen materyallerin gelişimini sağlamıştır. 3Y-TZP restorasyonların en büyük dezavantajı opak bir materyal olması ve translüensliğinin az olmasıdır [124, 127]. Günümüzde, monolitik olarak kullanılan değişik derecelerde ışık geçirgenliği sağlayan 3Y-TZP seramikleri üretilmiştir. Ancak bu materyallerin translüenslikleri, mükemmel bir estetik istendiğinde cam seramiklerden daha düşüktür [124, 128, 129].

3Y-TZP seramik restorasyonların avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerle de yapılabilir [4, 45, 130-132].

3Y-TZP seramik restorasyonların dezavantajları:

1. Görünümleri oldukça opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,
4. Bu restorasyonların uyumsuzluk halinde tekrar yapılmaları gerekir ve metal alt yapılar gibi lehimlenmeleri mümkün değildir [4, 45, 130-132]

Zirkonyaya translüensliğini arttırmak için kullanılan mevcut yöntemde, itriya içerikleri değişik oranlarda artırılmış (4Y-PSZ), (5Y-PSZ), (6Y-PSZ) ve tetragonal zirkonyaya izotropik kübik faz uygulanmasıyla parsiyel stabilize zirkonya üretilmiştir [133, 134].

Zirkonyanın optik özellikleri, üretiminde ve sinterizasyonunda modifikasyonlar yapılarak geliştirilmekte ve translüensliği arttırılmaktadır [135]. Polikristalin seramiklerin translüensliği materyalin kimyasal ve tanecik yapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller ve poröziteler ise ışık geçirgenliğini azaltır. Zirkonya içerisindeki porların boyutu ve sayısı zirkonya içinden geçen ışık dağılımını etkilemektedir. Genel olarak zirkonyanın por büyüklüğü 200 nanometre (nm) olarak belirtilmektedir. Porların boyutu ve sayısı zirkonyanın translüensliğini anlamlı olarak etkilemektedir. Zirkonyada porların bulunmaması materyale iyi optik özellik kazandırarak materyalin estetikliğini geliştirmektedir [16, 136, 137].

Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Monolitik zirkonya blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapıdaki nanopartiküller ile porözite içermemesi ve alümina içeriğinin %0,01'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır. Ayrıca renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini arttırmaktadır [138]. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltirilerek kullanılabilir [135].

3Y-TZP içerisindeki oksijen boşlukları gibi olan nokta defektleri, ışığın materyal içerisine absorbe olmasına neden olmaktadır. Özellikle bu durum, azaltılmış atmosfer basıncı altında yapılan sinterleme işlemi sırasında gözlenmektedir. Sinterleme sonrası ısıtma işlem uygulaması, oksijen boşluklarının kaybolmasını sağlamaktadır [139, 140].

Tetragonal zirkonya kristali, kırılma indeksi farklı kristalografik yönlerle bağlıdır (anizotropik), diğer bir deyişle çift kırılım özelliği göstermektedir. Polikristalin yapıdaki zirkonya içerisinde farklı sınırlara sahip partiküller olduğunda, ışık kırılmaları devamlılık göstermeyecektir. Partikül sınırındaki kırılma ve yansımalarındaki sapmalardan dolayı, materyal içersinden geçen ışık miktarı azalacaktır [136].

İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya polikristalin (YSZ) malzemelerden yapılmış monolitik restorasyonların üretilmesi ile birçok aşamada geliştirilen YSZ seramiği bulunmaktadır [141].

1. nesil zirkonya (geleneksel zirkonya-3Y-TZP'ler) ağırlıkça %0.25 alümina (Al_2O_3) içerir ve 1 GPa'nın üzerinde eğilme dayanımına sahiptir [134]. Bu malzemenin yapısı, yüksek ışık kırılma indeksi üreten, yüksek opaklık sergileyen, kaba tanecik boyutu ve yapısına dağılmış alümina ile esas olarak çok küçük zirkonyum oksit kristalleri içerir [134, 141]. Birinci nesil 3Y-TZP'lere sinterlemeyi kolaylaştırması ve bükülme direncinin 1000 MPa'nın üzerine çıkarılması için küttele %0,25 alümina (Al_2O_3) eklenmiştir. Ancak bu zirkonyalar kübik olmayan fazlarının çift kırılma (birefringence) özelliği sonucu ışığın gren sınırları, boşluklar ve katılan diğer içeriklerde dağılması sebebiyle yüksek opasite göstermiştir [134]. Optik özelliklerinin yetersiz ancak dayanıklılığının yüksek olması sebebiyle birinci nesil zirkonyalar porselenle veneerlenen posterior ve anterior sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Fakat uzun dönem çalışmalarda metal altyapılı alternatiflerine kıyasla

daha yüksek oranda ayrılma ve kopma problemleri sonucu klinik başarısızlık görülmüştür [142].

Porselen ile veneerlenmiş altyapılarda karşılaşılan en temel sorun olan chipping'i ortadan kaldırmak ve daha kuvvetli tek parça bir yapı oluşturmak için zirkonyalar monolitik olarak da kullanılmaktadır. Estetik bir gereklilik olan translusensiyi sağlamak için ikinci nesil YSZ'lerde alümina konsantrasyonu azaltılmış ve daha yüksek sıcaklıklarda sinterlenerek porözite oluşumu da engellenmiştir [143].

İkinci nesil YSZ'ler , zirkonyum oksit kristallerinin etrafına yerleştirilmiş, ışığın kırılma indeksinin iyileştirilmesine izin veren, 1. nesle kıyasla yarı saydamlığı artıran ve yüksek düzeyde kalmasını sağlayan azaltılmış sayıda ve tane boyutunda alüminyum oksit içerir [141]. Hem 1. hem de 2. nesil malzemeler kısmen stabilize zirkonya olarak bilinir [141]. Ana özellikleri olarak, PSZ'ler, transformasyon sertleşmesi yoluyla stres altında uyaranlara yanıt vermeyi sağlayan ve çatlak yayılmasını zorlaştıran yarı kararlı bir mekanizmaya sahiptir [144]. PSZ'ler, transformasyon sertleşmesi mekanizmasına dayalı olarak mükemmel mekanik davranış sergilemelerine rağmen, optik özelliklerinin iyileştirilme ihtiyacı hala mevcuttur [141]. İkinci nesil monolitik zirkonyalar her ne kadar anteriorda kullanılabilecek estetik özelliklere sahip olmasa da posterior restorasyonlarda kullanılabilir hale gelmiştir [134].

YSZ malzemelerinin optik özelliklerini geliştirmek için, özellikle yarı saydamlık iyileştirmeleri için çeşitli yollar denenmiştir [145].

Tamamen stabilize edilmiş zirkonya (FSZ) olan 3. nesil zirkonya sistemleri, PSZ materyaline benzer klinik endikasyonlar için geliştirilmiştir. FSZ malzemelerinde PSZ'ye nazaran artan stabilize edici/dopant oksit yüzdesi, mikro yapılarında kübik faz kristallerinin varlığına yol açar. Kübik kristaller, tetragonal kristallerden daha büyük hacim gösterir ve ayrıca daha izotropiktir, bu nedenle ışık restorasyonlar boyunca daha iyi iletilir [141]. Monolitik zirkonyanın gelişiminin bir sonraki aşamasında opasiteyi azaltmak için daha transparan bir faz olan kübik faz oranı artırılmıştır. Bu sayede translüsensi artmış ancak kübik faz stres kaynaklı transformasyona uğramadığı için materyalin dayanımı azalmıştır. Kübik faz oranı daha yüksek olan bu zirkonyalar anterior bölgede de monolitik olarak kullanılabilecek estetiğe ulaşmıştır [124].

Sonuç olarak geleneksel monolitik zirkonyanın translüensliğini iyileştirmek için yttria içeriğinin arttırılması dahil olmak üzere yeni yöntemler kullanılmıştır. Bunlar; kübik fazlı zirkonyum eklenmesi, üretim sırasında eklenen Al_2O_3 miktarının ağırlıkça %0.25'ten ağırlıkça %0.1'e düşürülmesi; Y-TZP'ye %0.2 mol La_2O_3 eklenmesi; sinterleme süresinin ve sıcaklığının değiştirilmesi; ve ışık saçılmasını etkili bir şekilde ortadan kaldırabilen ve zirkonya yarı saydamlığını artırabilen tane boyutunun azaltılmasıdır [124, 146, 147].

2.6.3. Tam stabilize zirkonya (FSZ)

Tam stabilize zirkonya kübik formdadır ve %8 molden fazla itriyum oksit içerir (Y_2O_3) [20]. Geleneksel monolitik zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirmek ve translüensliğini arttırmak için kullanılan yöntemlerden biri izotropik olan ve ışık geçirgenliğini artıran kübik taneli zirkonya kullanarak FSZ elde edilmiştir. Bu malzeme içeriğindeki kübik taneler ve itriya içeriği artırılarak elde edilmiştir. Ancak kübik zirkonya, $t \rightarrow m$ dönüşüm sertleştirme fenomenini göstermez [103]. Bu nedenle yüksek yarı saydam FSZ mekanik olarak, PSZ'den önemli ölçüde daha zayıftır [103]. Tetragonal taneciklerin aksine, kübik kristallerin izotropik bir kırılma indisine sahip olması nedeniyle ışığın saçılması azalır. Kübik faz stabilizasyonu, %8 mol'den daha yüksek konsantrasyonlarda itriya eklenerek elde edilirken, PSZ için tetragonal faz %2-5 mol itriya içeriği ile stabilize edilir [148]. Stabilizatör olarak itriyanın %3'ten %8'e mol artışı; zirkonya yapısında kübik faz artışı ve yarı saydamlıkta bir artış ile zirkonyada PSZ ile FSZ arasında çeşitli yapısal değişiklikler vardır [149]. Carabba ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada FSZ'ler gibi kübik faz içeren yarı saydam zirkonya için daha düşük eğilme mukavemeti bildirmişlerdir. Ayrıca daha yüksek stabilite nedeniyle itriya tarafından indüklenen zirkonya yüzeyinin LTD'ye daha az duyarlı olduğunu belirtmişlerdir [149].

2.6.4. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)

PSZ, kübik bir matriste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik taneciklerden oluşur [20].

Y-TZP'nin opaklık sorununu çözmek için geliştirilmiştir [103]. Zirkonya yarı saydamlığını iyileştirmenin mevcut yöntemi, optik olarak izotropik bir kübik fazı tetragonal zirkonyaya sokmaktır [134]. Bu, kısmen stabilize edilmiş zirkonyalar, %4 mol (4Y-PSZ) veya %5 mol (5Y-PSZ) üretmek için daha yüksek bir itriya içeriği kullanılarak elde edilmiştir. Bununla

birlikte, *c* fazı, zirkonyumun stresle indüklenen transformasyon sertleşmesi mekanizmasını azaltarak, mekanik güç ve dayanıklılığın azalmasına neden olur [133]. Geleneksel 3Y-TZP materyallerinin yarı saydamlığını iyileştirme girişiminde, kübik fazlı kristal, itriya içerikleri (%4-5 mol) artırılarak oda sıcaklığında stabilize edilebilir. Bu son derece yarı saydam dental zirkonya, artan ışık geçirgenlikleri nedeniyle monolitik formdaki zirkonyanın endikasyon aralığını genişleterek anterior bölgede, estetik için kullanımına izin vermiştir. Kübik kristalin yapısı ve tane boyutu, zirkonyanın optik özelliklerini geliştirmiştir. Kübik kristaller optik olarak izotropiktir ve bu nedenle kırılma indisi kristal matris boyunca tüm yönlerde eşittir. Ayrıca, zirkonyanın kübik polimorfu, görünür dalga boylarının kırmızı kısmının ötesinde bir tane boyutuna sahiptir ve bu da birim hacim başına daha az tanecik sınırı alanı ile sonuçlanır. Bu optik özellikler, tanecik sınırında daha az ışık saçılmasına neden olacak ve daha büyük miktarda ışık geçirgenliğine önemli ölçüde katkıda bulunacaktır. Yeni kübik zirkonya çeşitlerinin piyasaya sürülmesi yarı saydamlığı belirgin şekilde artırmıştır [150]. Artırılmış yarı saydamlık ve yeterli mekanik özellikler nedeniyle, "yüksek yarı saydam" zirkonya, monolitik restorasyon için lityum disilikat'a alternatif bir malzeme olarak önerilmiştir [149].

Yeni ultra yarı saydam zirkonyalar (sırasıyla 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ, %4 mol ve %5 mol itriya kısmen stabilize edilmiş zirkonya), optik olarak izotropik kübik fazın (>%50) artan hacim oranlarına sahiptir. Bununla birlikte, kübik içerikteki bu artış, aynı zamanda, muhtemelen lityum disilikatınkine benzer bir seviyeye kadar azalan mekanik dayanıklılık ve sertlik ile sonuçlanır. Ultra yarı saydam zirkonyanın kırılma direnci geleneksel dental zirkonyanınkinden önemli ölçüde düşük olmasına rağmen, elastik modülleri aynıdır (200-210 GPa), lityum disilikat'ınkinden (95-105 GPa) önemli ölçüde yüksektir [151].

Y-TZP yeni yüksek ve ultra yarı saydam zirkonyalarla kıyaslandığında, Y-TZP'nin yüksek mekanik özelliklerinin sebebinin dönüşüm sertleşmesi mekanizması olduğu bilinmektedir. PSZ'de artan *c* fazı, zirkonyumun stresle indüklenen dönüşüm sertleşmesi mekanizmasını azaltarak, mekanik güç ve dayanıklılığın azalmasına neden olur [133].

Dönüşüm sertleşmesi mekanizması; t-m faz dönüşümünün miktarına, itriya içeriğine, tane boyutuna, yüzeyle temasta olan tane sayısına, yüzeydeki artık stres miktarına ve elastik modüle bağlı olan karmaşık bir süreçtir. T-m dönüşümü aynı zamanda, nemli ortamlarda ve vücut sıcaklığında bir hidrotermal bozunma süreci ile kendiliğinden de meydana gelebilir. Bu yaşlanma fenomeni küçük yüzey kusurlarında başlar, ancak daha sonra malzemenin

kütlesine doğru ilerler. $T \rightarrow m$ dönüşümü tüm yüzeylere yayıldığında, pürüzlülük artar ve mekanik özellikler etkilenebilir. Bu dönüşüm ayrıca yüzey işlemleri ve kumlama, taşlama; ve polisajlama gibi yüzey bitirme işlemleri sırasında da gerçekleşebilir [103, 146].

CAD-CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlarında bu teknolojinin hassasiyetine rağmen, kabul edilebilir bir uyum ve oklüzal ilişki elde etmek için oklüzal uyumlama gerekebilir. Zirkonyumun sertliğinden dolayı ayarlamalar genellikle elmas frezlerle yapılır, bu da en üst sır tabakasını ve yüzeyin orijinal pürüzsüzlüğünü etkiler ve daha düzensiz bir yüzeye sebep olur. Monolitik zirkonya bu şekilde ağız ortamına direkt maruz kaldığında tükürük ve diğer faktörler zirkonya restorasyonunun yapısını bozabilir [152]. Pürüzlü bir yüzey ayrıca antagonist diş minesinin daha fazla aşınmasına neden olabilir, biyofilm birikmesini kolaylaştırabilir ve yüzey özelliklerini etkileyebilir. Dolayısıyla bu değişiklikler zirkonya yüzeyinde daha fazla strese neden olmakta ve dolaylı olarak malzemenin bozulmasını artırarak estetik ve uzun ömürlülüğünü azaltmaktadır [153]. Monolitik zirkonya yüzeylerin pürüzsüzlüğünü ve parlaklığını eski haline getirmek için, glaze, elmas kauçuk parlatıcılarla parlatma ve ince elmas frezlerin kullanımı gibi çeşitli teknikler önerilmiştir. Cilalı bir yüzeyin faydalarına rağmen, bazı cilalama ve parlatma yöntemleri, stres yarattığı için $t \rightarrow m$ dönüşümüne sebep olabilir ve yapıyı zayıflatan çatlakların oluşmasına neden olabilir [153].

2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri

2.7.1. Glaze yüzey bitirme işlemi

Glaze porselende materyalin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camsı bir yüzey elde edilmesi şeklinde tanımlanmıştır [8]. Glaze işleminin amacı, porselenin piropplastik akıcılığını belli ölçüde artırarak yüzeydeki bozulmaları kapatmaktır. Bu nedenle düşük ısı ve uzun zaman devri uygulamak gerekir. Bu sayede, restorasyonun piropplastisitesi belli seviyede kontrol edilebilir, kritik önemi olan kenarlarda glaze sıvısı akmadan, yüzeyler üzerinde glaze işlemi devam eder ve mine benzeri parlak yüzeyler oluşur [23].

Seramik yüzeyinde oluşturulan glaze katmanının malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde önemli etkisi vardır. Seramiklerde glaze katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturmaktadır. Restoratif dental malzemelerin yüzey

pürüzlülükleri ve sertlik değerleri, malzemenin ilişkide olduğu diş dokularından aşındırıcılık özelliklerini etkilemektedir. Hem yüzeyi pürüzlü hem de sertlik değeri yüksek olan bir malzemenin aşındırıcılığı önemli ölçüde artar. Bu nedenle restoratif dental malzemelerin sertlik değerlerinin, diş mine dokusunun sertlik değerine yakın olması istenir. Glaze katmanı ile seramik yüzeyi önemli oranda pürüzsüzleştirilerek ve sertlik değeri azaltılarak, malzemenin aşındırıcılığı da azaltılır [154, 155].

Glazelenmemiş seramik malzemede yüzeydeki mikro çatlaklar nedeniyle ağız sıvıları, malzeme içerisine penetre olup malzemenin içyapısında bozulmaya neden olabilir; bu durumdan seramiğin mekanik dayanıklılığı olumsuz etkilenebilir. Seramik malzemenin yüzeyine uygulanan glaze katmanı ile sıvı geçişi engellenir [156].

Optimum oral hijyen koşullarının oluşmasında glaze katmanının rolü büyüktür. Restoratif dental malzemelerin dental plak birikimine elverişli olmaması, herhangi bir nedenle oluşan dental plağın ise yüzeyden kolayca uzaklaştırılabilmesi istenir. Burada malzemenin yüzey özellikleri önem kazanır. Dental plak birikimi, özellikle pürüzlü yüzeylerde gerçekleşmektedir. Seramikte glaze katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azaltır, optimum oral hijyen koşullarının sağlanmasında etkili olur [157, 158].

2.7.2. Polisaj yüzey bitirme işlemi

Klinik uygulamalar sırasında, uygun oklüzal ilişkinin temini, estetik ve restorasyonun kenar uyumunun sağlanması için porselen restorasyon yüzeyinin aşındırılması sıklıkla gerekli olmaktadır ve seramik restorasyonun glaze uygulanmış yüzeyi bu işlem sırasında aşındırılarak ortadan kaldırılmış olur [159-161]. Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, klinikte porselen yüzeyinde yapılan küçük değişiklikler tekrar glazeleme yerine bitim ve polisaj ile düzeltilebilir [162-164]. Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir [21]. Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü disk ve şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları; yumuşak keçe uçlar, muslin halkalar ya da parlatici lastiklerle uygulanırlar. İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılgan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle bu durumu elde etmek oldukça zordur. Polisaj ile ancak fazla büyümelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur [165].

Günümüzde, polisaj ile estetik sonuçlar alınmaktadır. Ancak polisaj işlemindeki başarı derecesi, seramiğin iyi kondanse olmasına ve yeterli fırınlama işlemlerine bağlıdır. Çünkü seramikteki porözite parlatmayla tam olarak ortadan kaldırılamamaktadır [166-168].

Bitim ve polisaj işleminde kullanılan aletler

Seramik malzemelerden dental restorasyonların bitim ve polisaj aşamasında döner aletlerle kullanılan çeşitli dental enstrümanlar kullanılmaktadır. Bunlardan başlıcaları; dental frezler, taş frezler, lastik disk frezler, plastik disk ve şerit frezler ve pastalardır.

Dental frezler

Bunlar tungsten karbit veya elmas frezlerdir. Tungsten karbit frezler daha düşük hızda kullanılırlar. 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas frezler restorasyon veya mine bitiminde ve polisajında kullanılırlar. Her iki frezin değişik partikül ölçülerine sahip tipleri mevcuttur. Kullanımları materyal sertliği ve klinisyenin tercihinine göre değişir. Elmas frezler yüksek hızda ve basınç uygulanmadan kullanılmalıdır [21, 169, 170].

Dental taş frezler

Aşındırıcı partiküllerinin birbirlerine sinterlendiği veya organik rezinle yapıştırıldığı aletlerdir. İnce, orta ve kalın olarak piyasada mevcuttur. Taşların renkleri içerdikleri materyale göre değişir. Yeşil taşlar silikon karbit içerirler ve metal, porselen şekillendirilmesi için kullanılırlar. Beyaz taşlar ince grenli alüminyum oksit içerirler ve mine, porselen ve kompozitlerin bitim ve polisajında kullanılırlar. Elmas taşların alüminyum oksit veya silikon karbit taşlara göre genellikle daha yüksek kesme etkileri vardır [21, 169, 170].

Lastik disk frezler

Elastomerik matriks içerisinde ince partiküllü alüminyum oksit, silikon karbit veya krom oksit içeren aletlerdir. Restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparlar. Partikül büyüklüklerine göre büyük partiküllüden ince partikül içeren alete göre sıra ile kullanılarak restorasyon yüzeyindeki çentik ve pürüzlülükler yok edilir [21, 169].

Disk ve şerit frezler

İnce plastik disk ve şeritlere aşındırıcı partiküllerinin yapıştırılmasından oluşurlar. Bitimde düz bir yüzeyin elde edilmesinde gözle görülür derecede etkilidirler. Şerit ve disklerde genellikle kullanılan aşındırıcılar garnet (grena), zımpara, alüminyum oksit ve kuartzdır [21, 169].

Pastalar

Dental porselenlerin bitim ve polisajlarında en son basamak ıslak keçe, ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri emdirilmiş keçeler veya pamuk diskler ile polisaj pastası uygulanmasıdır. Bu pastalar gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış küçük partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerirler [21, 169]. Porselenin parlatılması için elmas parlatma patları tercih edilir. Çalışmalarda, elmas patların (1, 3 veya 6 μ) porselenin son parlaklığı üzerine en iyi etkiyi yaptığı bildirilmektedir [171-173].

Aşındırıcı enstrümanlarla bitirme ve polisaj yöntemleri

Dental restorasyonlar, aşındırıcı enstrümanlarla birbirini takip eden üç aşama sonucunda parlak bir yüzeye ulaşırlar. Bunlar; kaba düzeltme ve konturlama, ara bitirme, son parlatma.

a) Kaba düzeltme ve konturlama:

Kaba düzeltme, restorasyonun büyük grenli aşındırıcılarla bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Bu aşamada, restoratif materyali etkili olarak kaldırmak için 100 μ ya da daha büyük partiküllü, kaplı ya da bağlı aşındırıcılar gerekir. Bu amaçla, elmas frezler, yivli bitirme frezleri ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır [21, 174].

Elmas frezlerin başlıca kullanım yeri, porselenin konturlarının düzeltilmesi ve pürüzsüz hale getirilmesidir. İkinci kullanım alanı ise kompozit rezinlerin (özellikle mikrofil kompozitlerin) konturlanması ve bitirilmesidir. Bitirme elmasları, 5 – 60 μ 'luk grenlere sahiptirler [171].

b) Ara bitirme:

Bu aşama, restorasyonun sonuç şeklinin ve konturunun oluşmasını sağlayan düzeltme işlemidir. Bitirme işleminde pürüzlü yüzeylerden pürüzsüzlüğe ilk geçiş sağlanır [174-177]. Ara bitirmede, kaba düzeltme ve konturlama işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurları kaldırılır. Ara

bitirme için kullanılan aşındırıcılar 100 μ 'dan küçük, 15 – 20 μ 'dan büyüktür. Bu amaçla, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır [171].

c) Son parlatma:

Parlatma, yüzey parlak görünene kadar çiziklerin eşit olarak azaltıldığı yüzey bitirme işlemidir [174]. Parlaklık için son derece ince aşındırıcılar kullanılır. Parlatma işleminin amacı, mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Parlatma işlemi sonucunda, kusurlar gözle görülmez hale gelir. Ancak büyüteç altında incelendiğinde bazı çizikler belirli hale gelebilir [3, 21, 176]. Final aşamada, mine gibi parlak görünümlü bir yüzey oluşturmak için parlatma patları uygun bir enstrüman yardımıyla uygulanır. Parlatma patlarındaki aşındırıcıların partikülleri 0,3 – 20 μ boyutlarında değişir [171].

Dental materyallerin oral şartlardaki performansına yakın sonuçlar elde edilebilmesi için laboratuvar deney düzeneğine, materyalin ağız içerisinde maruz kalacağı durumlar yansıtılmalıdır. Bunların arasında en önemlileri ısısal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleridir [178-180].

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında suda bekletme, termal siklus ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır [181, 182].

Ağız ortamında suyun varlığı ve çiğnemeye bağlı olarak oluşan döngüsel yükleme, tam seramik kronların devamlılığı için önemli faktörlerdir [183]. Bu nedenle yorulma testleri seramik materyallerin mekanik performansının değerlendirilmesi açısından çok önemlidir [184].

Ağız içinde kullanılan restoratif materyaller, yemek, içmek, nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar neticesinde tekrarlayan ısı, pH değişimlerine ve mekanik gerilimlere maruz kalırlar [185, 186]. Mekanik ve ısısal değişimler restoratif materyallerde büzülme ve genleşmeler yaratarak, boşluk ve mikrosızıntıların artmasına sebep olur [187].

2.8. Zirkonyanın Düşük Isılarda Bozunma Özelliği (LTD)

Zirkonya biyouyumlu bir materyal olması, yüksek bükülme dayanıklılığına ve kırılma dayanımına, yüksek sertlik, elastik modulusü ve yüksek aşınma direncine sahip olması gibi özelliklerinden dolayı 1980'lerin sonunda femoral protezlerde protez materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır [117]. Erken dönem başarısızlıklar sonucu zirkonyada suyun ya da su buharının ve nemin varlığında t-m faz transformasyonunun gerçekleştiğini, monoklinik içeriğin ve yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir. Görülen bu başarısızlık durumunun medikal alanda yaşlanma olarak da bilinen LTD fenomenine bağlı olabileceği bildirilmiştir [111].

Zirkonyanın düşük ısıda uzun süre bozunması sonucu monoklinik faz miktarında artış belirlenmiştir [105, 188]. Zirkonya seramiklerin faz değişimi x-ray difraktometre (XRD) analizleriyle incelenebilmekte ve saptanmaktadır [189].

LTD, zirkonyanın dış yüzeyinde başlayan ve düşük ısıda su veya su buharına maruz kaldığında oluşan bir yapısal bozunma olayıdır. Nemin varlığı yapının metastabil olması sebebiyle materyali 'yaşlanma' olayına yatkın hale getirir [101, 144, 190]. Genellikle yüzey transformasyonu yavaş, spontan ve ilerleyicidir. LTD, suyun oksijen boşlukları aracılığıyla zirkonya grenlerine difüzyonu sonucu kristal yapıda stres oluşturan ve sonuçta materyalin yapısını bozan bir stres korozyonu mekanizması ile gerçekleşmektedir. Bu durum transformasyon gösteren taneciklerin çekirdeklenme ve büyümesi ve taneciklerin kenara çekilmesiyle mikro ve makro çatlakların oluşması ile karakterizedir. Monoklinik fazın artmasıyla meydana gelen tanecik boyutundaki artış, çatlakları oluşturarak suyun içeri penetrasyonunu ve yaşlanma sürecini hızlandırır [101]. LTD mekanizmasını anlamaya yönelik pek çok teori ortaya atılmıştır [117, 191]. En çok kabul gören teori suyun penetrasyonu ile artan iç stresin t-m faz transformasyonunu tetikleyerek LTD'yi başlatmasıdır [192].

Zirkonyanın yaşlanma süreci multifaktöriyel sebeplerdendir. T-m faz transformasyonu büyük ölçüde ortamda su veya su buharının bulunması, materyalin yatkınlığı, taneciklerin şekil, boyut ve lokasyonu ve stabilizatör içeriği ile ilgilidir [120]. Yaşlanma sonrası yapısal içeriğine bağlı farklı derecelerdeki 't-m faz transformasyon tabakası' derinliğine göre zirkonya materyali farklı çeşitlilikte mekanik davranış sergiler [193]. Zirkonyanın

direncindeki azalma daha belirgin bir transformasyon tabakasıyla ilişkilendirilebilir [194]. Fakat; taneciklerin şekli, boyutu ve lokasyonunun faz transformasyonu üzerinde daha çok etkili olduğu ve büyük taneciklerin küçük olanlara göre daha kolay transformasyona uğradığı bildirilmiştir [191]. Günümüzde zirkonyada LTD ile ilgili çok az klinik bilgi mevcuttur. In vivo ve in vitro sonuçlar benzer yaşlanma derecelerini ortaya koymuştur. Bu nedenle araştırmacılar in vitro çalışmaların zirkonyanın hidrotermal bozunmasını yansıtabileceğini savunmaktadır [119].

Tetragonal zirkonyaya izotropik kübik faz uygulanmasıyla parsiyel stabilize zirkonyalar üretilmiştir ancak kübik faz, zirkonyanın stres ile oluşan transformasyon sertliğini azaltarak, dayanım ve kuvvetinin de düşmesine sebep olmaktadır [133, 134]. Son yıllarda, alümina içeriğinin azaltılması ve itriya miktarının artırılması ile birçok monolitik olarak üretilen zirkonya seramik sistemleri piyasaya sürülmüştür. Zirkonyanın yüksek kuvvet ve dayanımı tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne transformasyonuna bağlıdır [125, 188]. Faz değişimi sonucu %4'lük hacim artışı yaparak baskı stresleri oluşturmaktadır. Ancak hacim artışı kırık ucunda olumlu etki yaratırken, faz değişimine sebep olduğu için oral kavitede istenmeyen hidrotermal yaşlanmaya sebep olmaktadır [101, 188]. Hidrotermal yaşlanma, genel olarak “düşük ısı bozunması” (Low temperature degradation) (LTD) olarak tanımlanmaktadır. Zirkonya restorasyonlar için diğer önemli bir risk, dış kuvvet uygulanmadan, suyun ve buharın varlığında oluşan faz değişimidir [111, 117, 195].

Seramik materyallerle ilgili deneylerin in-vivo koşullarda yapılmasının zaman alıcı ve zor olması nedeniyle, etkinliklerini değerlendirmek ve uzun dönemdeki davranışlarını önceden öngörebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında birtakım yöntemler uygulanır. Isısal olarak düşük ısı bozunması, ısısal siklus yer alırken; mekanik olarak ise çiğneme siklusu (mekanik siklus), bükülme dayanıklılığı testi, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme ve makaslama in vitro testleri uygulanmaktadır [181, 182, 196].

2.8.1. Isısal testler

Termal siklus

Ağız ortamındaki ısı ve ph değişimi dental restoratif materyaller üzerinde sürekli bir etkiye sahiptir. Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı

değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0 °C'ye yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C'ye ulaşabilir [185, 186]. Termal siklusun geçerliliği için sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere üç önemli faktör ortaya çıkmaktadır [197]. In-vitro koşullarda 4 °C ile 60 °C arasında değişen sıcaklıklarda termal siklus uygulaması önerilmektedir [198]. ISO 11405 [199] standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55 °C'dir ve birçok araştırmacı tarafından in-vivo şartların simülasyonu için kabul görmüştür [186, 197].

Düşük ısı bozunması

Zamana veya yaşlanma kinetiğine bağlı monoklinik fazın artma oranı, yaşlanma ortamından; yani basınç, sıcaklık ve neme maruz kalma süresinden etkilenir [200]. Y-TZP'nin yaşlanma davranışını belirlemede zaman kazanmak için, basınç altında buharlı otoklavda hızlandırılmış yaşlanma gereklidir [201]. Genel görüş, 1 saat otoklav yaşlanmasının in-vivo olarak 3-4 yıla eşdeğer olduğu şeklindedir [111, 117]. ISO 13356'ya göre [202], 5 saat boyunca 134 °C ve 2 bar basınç altında hızlandırılmış yapay yaşlandırma tavsiye edilir.

Tüm restorasyonlar ağız içerisinde çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Restorasyonun bu kuvvetler altında gösterdiği dayanıklılık, materyalin uzun dönem başarısını belirler. Klinik başarı için mekanik dayanımı önemlidir. Materyaller, ağız içerisinde kullanılmadan önce, mekanik testler ile in vitro olarak test edilmelidir. Böylece materyalin klinik performansı tahmin edilebilir [203].

2.9. Zirkonyanın Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler

2.9.1. Mekanik siklus (çiğneme siklusu)

Seramik restorasyonlar, özellikle gerilme kuvvetlerinin yoğun olduğu [204] ve seramik kalınlığının az olduğu alanlarda [205, 206], fonksiyon sırasındaki kompleks kuvvetlere karşı kırılmaya hassastırlar. Y-TZP seramiklerin dayanımı mekanik yüzey işlemlerine, düşük ısı bozulmasına, stres birikimine ve mekanik yorgunluğa bağlı olarak zamanla azalma eğilimindedir [207, 208]. Çiğneme siklusu sırasında tekrarlayan streslerle çatlak yayılımı ve bu çatlakların var olan fissürlerle birleşimi rapor edilmiştir. Bu durumun sonucunda materyal zayıflamaktadır [184, 209]. Tekrarlayan yüklemelere karşı güvenilirliği belirsiz olan zirkonya restorasyonların başarısı için yorgunluk davranışlarının değerlendirilmesi gerekmektedir [194, 210].

2.9.2. Bükülme testleri

Y-TZP restorasyonların ağız içerisinde kullanılabilmeleri için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Dayanıklılık, materyalin kırıldığı andaki kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve dental seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir [211, 212].

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir [213]. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma dayanımı ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır [27, 213]. Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır [211, 214]. Dayanıklılık değeri; materyalin mikroyapısı, üretim geçmişi, test metodu, test ortamı ve başarısızlık mekanizması birlikte ele alındığında anlamlıdır [214]. Seramik materyallerin mekanik dayanımını değerlendiren çeşitli yöntemler vardır. Sıklıkla kullanılan test metodları:

1. Tek eksenli bükülme testleri
 - a) 3 nokta bükülme
 - b) 4 nokta bükülme
2. İki eksenli bükülme testleri
 - a) Ring on ring – halka üzerinde halka [215]
 - b) Ball on ring – halka üzerinde top [216]
 - c) Piston on three ball – üç top üzerinde piston [217]

Tek eksenli ve iki eksenli bükülme testleri, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller fonksiyon esnasında çok yönlü aksiyal yüklemeye maruz kalmaktadır. Bu nedenle iki eksenli bükülme testlerinin yapılması materyallerin dayanımının tespitinde daha etkin bir yöntemdir [212, 218].

Tek eksenli bükülme testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır [219].

Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır [219].

İki eksenli bükülme testleri

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek bir halka ya da daire oluşturacak şekilde duran topraklar ile alt yüzeyden desteklenmektedir. Alt yüzeydeki halka ya da topraklara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. ISO 6872 standardı iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi önermektedir. ISO 6872 standardında iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzeri piston testi tek tabakalı dental seramiklerin dayanıklılığını ölçmek için tanımlanmıştır [220].

Tek yönlü dayanım testleriyle karşılaştırıldığında iki yönlü dayanım testinin avantajları:

Tek yönlü dayanım testlerinde istenmeyen kenar hatalarını elimine etmek zorken iki yönlü dayanım ölçümü kenar konumundan bağımsızdır ve iki yönlü dayanım verileri materyal dizaynı için daha elverişlidir çünkü gerçek materyaller uygulama esnasında genellikle çok yönlü kuvvetlere maruz kalırlar [221].

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını belirlemede kullanılan tek eksenli bükülme testleriyle karşılaştırıldığında ISO 6872 standardı [220] tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme örneklerin merkezinden yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir. Bu nedenle örnek yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilmektedir [222]. Piddock ve arkadaşları iki eksenli bükülme testlerinin, farklı yüzey işlemleri uygulanan seramiklerin dayanıklılığının değerlendirilmesinde uygun olduğunu bildirmişlerdir [223].

Üç top üzerinde piston bükülme testi

Test düzeneğinde, $3,2 \pm 0,5$ mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açıyla yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek, merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine yukarıdan kuvvet uygulanmaktadır [220].

Disk şeklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ kalınlığında hazırlanmaktadır [220].

Üç top üzerinde piston testinin avantajları

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonundadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.
2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir [224].

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları

3. Üç top üzerinde piston testinin dezavantajı; piston altında yük dağılımının belirsiz olmasıdır. Yük eşit olarak dağılmaz. Deneysel olarak; eşit yükleme yapabilmek amacıyla geliştirilen hizalama düzeneğine rağmen piston altında eşit yükleme yapabilmenin mümkün olmadığına işaret edilmiştir [225].

Zirkonya seramiklerde yüzeyde ya da yüzeye yakın alanda düşük ısı bozunması nedeniyle oluşabilecek faz transformasyonunu gözlemlemek, yaşlanma davranışlarını karakterize etmek için oldukça önemlidir. Günümüzde faz transformasyonunu belirlemek için birçok farklı teknik mevcuttur [226]. Kohorst ve arkadaşları; farklı stabilize edici oksitlerle stabilize edilmiş zirkonya seramiklerin yaşlanma karakteristiklerine kapsamlı bir şekilde ulaşabilmek için zirkonya seramikleri XRD, AFM (Atomik kuvvet mikroskopisi) ve SEM (Taramalı elektron mikroskobu) gibi farklı analiz metodlarıyla incelemişlerdir [188].

Dış hekimliğinde SEM cihazı 1962 senesinden beri kullanılmaktadır [227]. SEM’de görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin

örnek yüzeyini taraması sırasında elektron ve örneğin atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun dedektörlerde (algılayıcı) toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçtikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilmektedir [228]. SEM, görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve örneğin morfolojisi ve yüzey özelliklerinin tanımlanması için uygun bir yöntemdir [229].

AFM cihazı kullanılarak da bir nesnenin yüzey özellikleri detaylı bir şekilde incelenebilmektedir ki en çok bu özelliğinden yararlanılmaktadır. Elde edilen üç boyutlu görüntüler sayesinde, yüzey topografisine ek olarak, moleküller arası ilişkiler, sertlik, yansıma, yüzeyin morfoloji özellikleri, yüzey etkileşimleri, elektriksel yük, manyetik, aşınma ve korozyon özellikleri, örneği oluşturan molekül ve elementlerin bileşimi ve miktarları, hidrofilik özellikler ve erime noktası incelenebilmektedir [230].

Güncel birçok çalışmada ise t-m dönüşümünü, tetragonal ve monoklinik tepe noktalarını belirlemek için XRD yöntemi kullanılmıştır [58, 193, 194, 231].

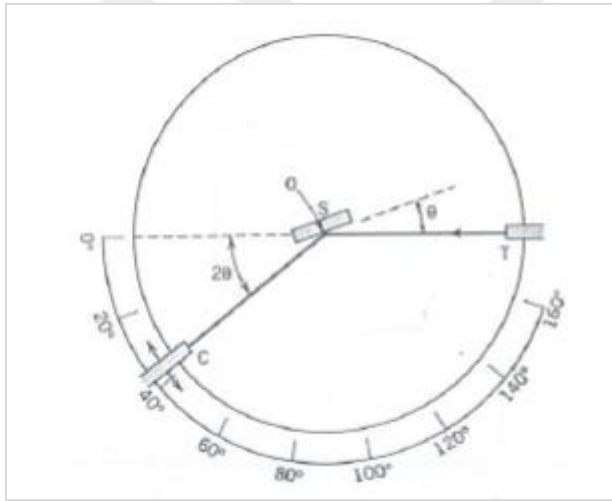
Faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeysel ise bu teknik ile hassas bir analiz yapılamamaktadır [226, 232]. Y-TZP ve Y-PSZ, polikristalin yapıda materyallerdir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonya esaslı örneğin mevcut faz analizi ve yaşlandırma işlemi sonrası yapıda meydana gelen faz değişimleri gözlenebilmektedir [189]. Y-TZP seramiklerin güçlü ve yorulmaya karşı dirençli olmasını sağlayan özelliği, stres altında faz değişimidir ve bu değişim yüzey boyunca yayılarak materyalin iç yapısına doğru penetre olur [188]. Zirkonyanın düşük ısıda uzun süre bozunması sonucu monoklinik faz miktarında artış belirlenmiştir [105, 188]. Yüksek monoklinik faz miktarı materyalin kuvvet ve dayanımının azalmasına sebep olmaktadır [233].

2.10. X-Ray difraksiyon analizi

X-ray difraksiyon tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılu materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir [234].

XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde kullanılmaktadır [235].

Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur [235].



Şekil 2.2. X Işını Difraktometrenin şematik şekli

Bir difraktometrenin çalışma prensibini şematik olarak açıklayan şekilde (Şekil 2.2.), S ile gösterilmiş olan örnek O ekseninde dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2θ açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ ile yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2θ açısına ‘difraksiyon açısı’ adı verilmektedir [234]. Her bir madde kendine özgü difraksiyon şekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen

bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür [236].

3Y-TZP zirkonyanın düşük ısıda uzun süre bozunması sonucu monoklinik faz miktarında artış belirlenmiştir [105]. Yüksek monoklinik faz miktarı materyalin kuvvet ve dayanımının azalmasına sebep olmaktadır [233]. Literatürde bununla ilgili pek çok çalışma vardır, ancak yeni geliştirilen yüksek translüsent ve zirkonya seramik sistemlerde faz değişimi ve yaşlandırmanın mekanik dayanım ile arasındaki ilişkiyi 3Y-TZP ile kıyaslayan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu araştırmanın sıfır hipotezi değişik yüksek translüsent monolitik zirkonya seramik sistemlerinde düşük ısı bozunmasının, monoklinik faz değişimine ve materyalin iki eksenli bükülme dayanıklılığına etkisinin olmamasıdır.

Bu çalışmanın amacı yeni geliştirilen değişik yüksek translüsent monolitik zirkonya seramik sistemlerinde düşük ısı bozunmasının iki eksenli bükülme dayanıklılığına ve oluşan monoklinik faz değişimine etkisinin belirlenerek incelenmesi ve translüsent 3Y-TZP zirkonya seramiklerle kıyaslanmasıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2020-06 nolu proje desteğiyle, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sterilizasyon Merkezi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği X-Işını Difraksiyon Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Ankara Teknodent Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı'nda yapıldı.

Bu çalışmada 3 farklı yüksek translüsentliğe sahip monolitik itriya parsiyel stabilize zirkonya disk; Katana Zirconia UTML A2 (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya), Katana Zirconia STML A2 (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya), Nacera Pearl Q3 MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) ve bir adet translüsent monolitik 3-itriya tetragonal zirkonya polikristalin disk Nacera Pearl MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) kullanıldı (Resim 3.1). Çalışmada kullanılan diskler üretici firmaları, materyal içeriği ve LOT numaraları ile çizelge 3.1'de verilmiştir.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonya diskler Katana Zirconia STML, Katana Zirconia UTML, Nacera Pearl Multi-shade, Nacera Pearl Q³ MS

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Sistem Adı	Üretici Firma	Materyal İçeriği	LOT Numarası
Katana Zirconia UTML	Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya	ZrO ₂ + HfO ₂ %87-92 (Y ₂ O ₃) %8-11 Diğer oksitler %0-2	DOZBT
Katana Zirconia STML	Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya	ZrO ₂ + HfO ₂ %88-93 (Y ₂ O ₃) %7-10 Diğer oksitler %0-2	EAUWN
Nacera Pearl Q ³ MS	Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya	itriya-stabilize %40 tetragonal, %60 kübik zirkonya polikristal (%6 mol Y ₂ O ₃)	5057862
Nacera Pearl MS	Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ > %99, Y ₂ O ₃ %4,5 - %6	5146158

Araştırmada kullanılan 4 farklı içeriğe sahip yüksek translüsens monolitik zirkonya materyali düşük ısı bozunmasının, iki eksenli bükülme dayanımı testine etkisinin araştırılması amacıyla; tüm materyaller biri kontrol olmak üzere 2 farklı sürede uygulanacak olan düşük ısı bozunması ile birlikte 3 adet gruba (n=10) ayrılmıştır. Örneklerle düşük ısı bozunması uygulandıktan sonra XRD analizi uygulanmış ve monoklinik faz miktarı belirlenmiştir. Analiz sonrası tüm materyal gruplarına (n=30) iki eksenli bükülme testi uygulanmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Araştırmada 4 farklı materyalden ISO 6872 standardına uygun olarak sinterizasyon sonrası final boyutu 14.0 mm çapında ve 1.2±0.2 mm kalınlıkta, yuvarlak disk şeklinde 120 adet örnek hazırlandı. Daha sonra her materyal grubu (n=30) ısısal yaşlandırma amacıyla biri kontrol olmak üzere, 5 saat ve 20 saat ısısal yaşlandırma işlemleri yapılması amacıyla 3 adet alt gruba (n=10) ayrıldı.

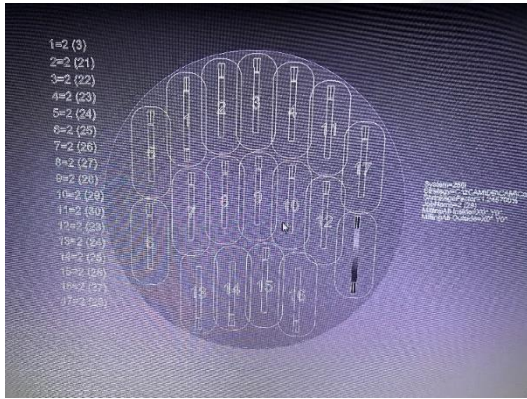
Nacera Pearl MS örneklerin hazırlanması

Nacera Pearl MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) 98.3 mm çapında ve 22.0 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya disk (Resim 3.2.) CAD/CAM' de şekillendirildi.



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan Nacera MS zirkonya disk

Örnekler standardizasyonu sağlamak amacıyla son boyutları 14.0 mm çapında 1.2 ± 0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde Solidworks CAD yazılımı (Solidworks, Dassault Systems SolidWorks Corp., Waltham MA) kullanılarak tasarlandı. (Resim 3.3.). Tasarım, 3Shape CAM Yazılımı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile CAM sistemine aktarıldı ve örneklerin zirkonya diskteki konumu belirlendi.



Resim 3.3. Nacera Pearl MS örneklerin CAD yazılım programıyla tasarlanması

Veriler CAD/CAM sistemin freze ünitesine (İmes-icore 250i, Onex Dental, Ankara, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 98.3 mm çapında ve 22.0 mm kalınlığındaki Nacera Pearl MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) monolitik zirkonya disk freze ünitesine yerleştirildi.

Frezeleme ünitesi kullanılarak presinterize blok frezeleme ile şekillendirildi. Örnekler, sisteme ait sinterizasyon büzülmelerini kompanse etmek amacıyla üretici firma talimatlarına uygun olarak %25,02 oranında büyütülmüş boyutlarda elde edildi. Frezelenen örnekler; konnektörlerinden piyasamen (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas frez (HORICO, Lider Diş, Ankara, Türkiye) yardımıyla kesilerek birbirlerinden ayrıldı. Örnek

yüzeylerinde kalan konnektör alanları sırasıyla 800 gritlik ve 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak, konnektör alanlarında ve tüm yüzeyde standart ve pürüzsüz yüzeyler elde edildi. Örnekler sinter fırınına yerleştirildi ve üretici firmanın talimatlarına göre oda sıcaklığındaki sinterleme fırını (Tabeo -1/S/Zirkon-100, MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee, Almanya) 1500 °C'ye ulaşana kadar; 3 saat, dakikada 8 °C artan ısınma programı çalıştırıldı. Daha sonra 1500 °C'de 2 saat bekletildi ve dakikada 8 °C azalan 3 saat soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi (Çizelge 3.2).

Sinterleme işleminden sonra örnekler 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) ile zımparalanarak düzgün standart yüzeyler elde edildi. Örneklerin son hali 14.0 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde dijital kumpas (Alpha Tools Digital Caliper, Alpha Professional Tools, Oakland, ABD) ile ölçüldü ve kontrol edildi.

Elde edilen sinterize zirkonya örneklerin tek yüzeyi elmas polisaj frez setinin (Diacera Medium, Diacera Fine, G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) önce orta grenli yeşil renkli freziyle 30 saniye daha sonra ince grenli turuncu renkli freziyle 30 saniye, 10.000 rpm hızla dönen bir mikromotor (NSK Micromotor ULTIMATE XL-DT, Nakanishi Inc., Kanuma, Japonya) yardımıyla polisajlandı ve diğer yüzeyi zımparalanmış olarak bırakıldı.

Katana Zirconia UTML örneklerin hazırlanması

Katana Zirconia UTML (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya) 98.5 mm çapında ve 18.0 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya disk (Resim 3.4.) CAD/CAM' de şekillendirildi.



Resim 3.4. Çalışmada kullanılan Katana Zirconia UTML zirkonya disk

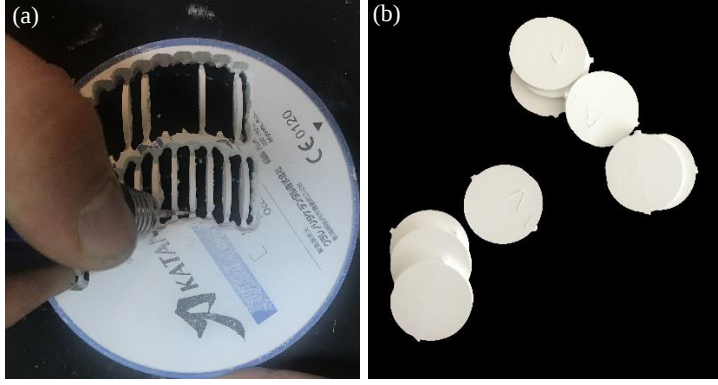
Örnekler standardizasyonu sağlamak amacıyla 14.0 mm çapında 1.2±0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde Solidworks CAD yazılımı (Solidworks, Dassault Systems SolidWorksCorp., Waltham MA) kullanılarak tasarlandı. Tasarım, 3Shape CAM Yazılımı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile CAM sistemine aktarıldı ve örneklerin zirkonya diskteki konumu belirlendi. Veriler CAD/CAM sistemin freze ünitesine (İmes-icore 250i, Onex Dental, Ankara, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 98.5 mm çapında ve 18.0 mm kalınlığındaki Katana Zirconia UTML (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya) monolitik zirkonya disk freze ünitesine yerleştirildi (Resim 3.5). Frezeleme ünitesi kullanılarak presinterize blok frezeleme ile şekillendirildi.



Resim 3.5. Katana Zirconia UTML zirkonya diskin freze ünitesine yerleştirilmesi ve disklerin frezeleme ile şekillendirilmesi

Örnekler, sisteme ait sinterizasyon büzülmelerini kompanse etmek amacıyla üretici firma talimatlarına göre %24,5 oranında büyütülmüş boyutlarda elde edildi. Frezelenen örnekler; konnektörlerinden piyasamen (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas frez

(HORICO, Lider Diş, Ankara, Türkiye) yardımıyla kesilerek birbirlerinden ayrıldı (Resim 3.6).



Resim 3.6. a) Elde edilen örneklerin elmas frezle konnektör alanlarından kesilerek ayrılması, b) Konnektörlerinden ayrılan örnekler

Örnek yüzeylerinde kalan konnektör alanları 800 gritlik ve 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak, konnektör alanlarında ve tüm yüzeyde standart ve pürüzsüz yüzeyler elde edildi (Resim 3.7).

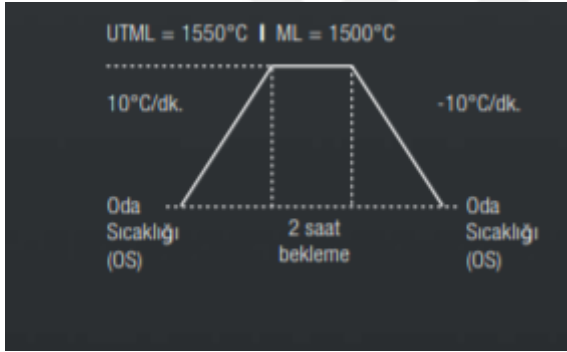


Resim 3.7. Konnektör alanların ve yüzeylerin zımparalanarak pürüzsüz hale getirilmesi

Örnekler sinter fırınına yerleştirildi ve üretici firmanın talimatlarına göre oda sıcaklığındaki sinterleme fırını (Tabeo -1/S/Zirkon-100, MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee, Almanya) 1550 °C ulaşana kadar; 2,5 saat, dakikada 10 °C artan ısınma programı çalıştırıldı (Resim 3.8.). Daha sonra 1550 °C'de 2 saat bekletildi ve dakikada 10 °C azalan 2,5 saat soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 7 saat sinterlendi (Çizelge 3.2), (Resim 3.9).



Resim 3.8. a) Örneklerin sinterizasyona hazırlanması, b) Örneklerin sinterlenmesi

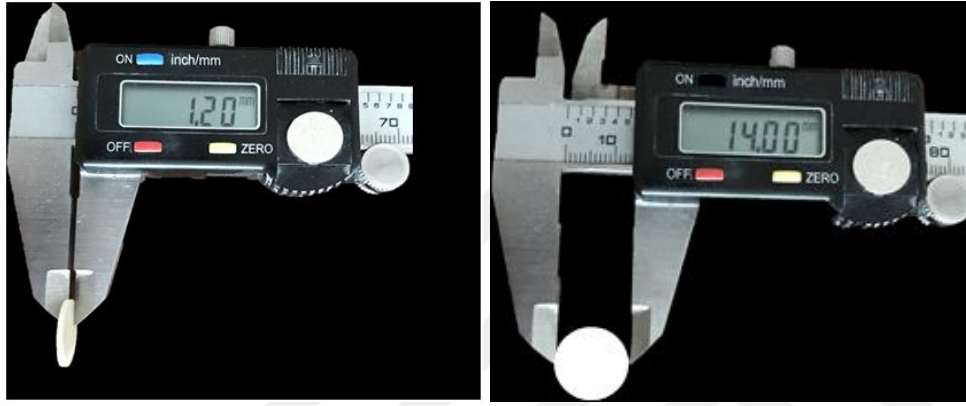


Resim 3.9. Katana Zirconia UTML zirkonya diskin sinterleme prosedürü

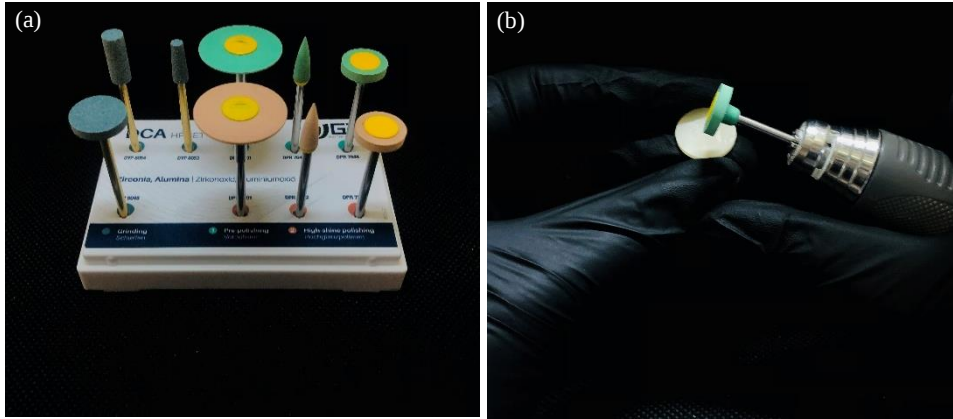
Sinterleme işleminden sonra örnekler 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) ile zımparalanarak düzgün standart yüzeyler elde edildi. Örneklerin son hali 14.0 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde dijital kumpas (Alpha Tools Digital Caliper, Alpha Professional Tools, Oakland, ABD) ile ölçüldü ve kontrol edildi (Resim 3.10.). Örneklerin üst yüzeylerine yukarıda anlatıldığı gibi polisaj işlemi uygulandı (Resim 3.11.).

Çizelge 3.2. Üretici firmaların talimatlarına uygun sinterleme programları

GENEL SİNERLEME PROGRAMI	KATANA ZİRCONİA STML/UTML	NACERA PEARL Q ³ MS/NACERA PEARL MS
Yüksek sıcaklık	1550°C/ 2822 ° F	1500°C
Zaman	2 saat	2 saat
Sıcaklık artış hızı	10°C / 18°F dakika	8° C /dakika
Sıcaklık düşüş hızı	-10°C / -18°F dakika	-8°C /dakika



Resim 3.10. Sinterleme işlemi sonrasında örnek kalınlığının ve örnek çapının dijital kumpas ile kontrol edilmesi



Resim 3.11. a) Çalışmada kullanılan zirkonya için üretilmiş elmas polisaj frez seti, b) Örneklerin tek yüzeyinin polisajlanması

Nacera Pearl Q³ MS örneklerin hazırlanması

Nacera Pearl Q³ MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) 98.3 mm çapında ve 20.0 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya disk (Resim 3.12.) CAD/CAM' de şekillendirildi.



Resim 3.12. Çalışmada kullanılan Nacera Pearl Q³ MS zirkonya disk

Örnekler standardizasyonu sağlamak amacıyla 14.0 mm çapında 1.2±0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde Solidworks CAD yazılımı (Solidworks, Dassault Systems SolidWorksCorp., Waltham MA) kullanılarak tasarlandı. Tasarım, 3Shape CAM Yazılımı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile CAM sistemine aktarıldı ve örneklerin zirkonya diskteki konumu belirlendi.

Veriler CAD/CAM sistemin freze ünitesine (İmes-icore 250i, Onex Dental, Ankara, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 98.3 mm çapında ve 20.0 mm kalınlığındaki Nacera Pearl Q³ MS (Doceram Medical Ceramics GmbH, Dortmund, Almanya) monolitik zirkonya disk freze ünitesine yerleştirildi. Frezeleme ünitesi kullanılarak presinterize blok frezeleme ile şekillendirildi. Örnekler, sisteme ait sinterizasyon büzülmelerini kompanse etmek amacıyla %23,45 oranında büyütülmüş boyutlarda elde edildi. Frezelenen örnekler; konnektörlerinden piyasamen (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas frez (HORICO, Lider Diş, Ankara, Türkiye) yardımıyla kesilerek birbirlerinden ayrıldı. Örnek yüzeylerinde kalan konnektör alanları 800 gritlik ve 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak, konnektör alanlarında ve tüm yüzeyde standart ve pürüzsüz yüzeyler elde edildi.

Örnekler, üretici firmanın talimatlarına göre oda sıcaklığındaki sinterleme fırını (Tabeo - 1/S/Zirkon-100, MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee, Almanya) 1500 °C'ye ulaşana kadar 3 saat dakikada 8 °C artan ısınma programı çalıştırıldı. Daha sonra 1500 °C'de 2 saat bekletildi ve dakikada 8 °C azalan 3 saat soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 8 saat sinterlendi (Çizelge 3.2). Sinterleme işleminden sonra örnekler 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) ile zımparalanarak düzgün standart yüzeyler elde edildi. Örneklerin son hali 14.0 mm çapında ve 1.2±0.2 mm kalınlıkta

olacak şekilde dijital kumpas (Alpha Tools Digital Caliper, Alpha Professional Tools, Oakland, ABD) ile ölçüldü ve kontrol edildi. Örneklerin üst yüzeylerine yukarıda anlatıldığı gibi polisaj işlemi uygulandı.

Katana Zirconia STML örneklerin hazırlanması

Katana Zirconia STML (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya) 98.5 mm çapında ve 18.0 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya disk (Resim 3.13.) CAD/CAM’ de şekillendirildi.



Resim 3.13. Çalışmada kullanılan Katana Zirconia STML zirkonya disk

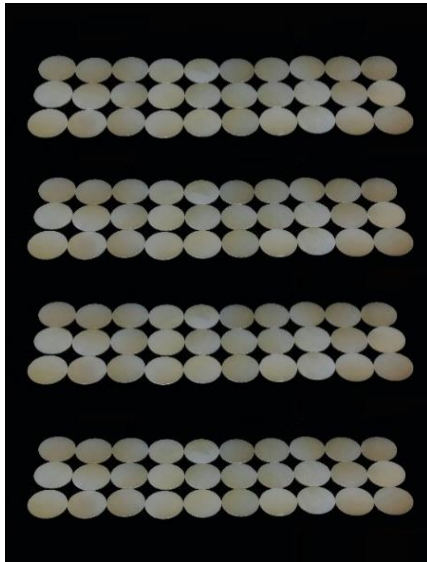
Örnekler standardizasyonu sağlamak amacıyla 14.0 mm çapında 1.2±0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde Solidworks CAD yazılımı (Solidworks, Dassault Systems SolidWorksCorp., Waltham MA) kullanılarak tasarlandı. Tasarım, 3Shape CAM Yazılımı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile CAM sistemine aktarıldı ve örneklerin zirkonya diskteki konumu belirlendi. Veriler CAD/CAM sistemin freze ünitesine (İmes-icore 250i, Onex Dental, Ankara, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 98.5 mm çapında ve 18.0 mm kalınlığındaki Katana Zirconia STML (Kuraray Noritake Dental Inc., Miyoshi, Japonya) monolitik zirkonya disk freze ünitesine yerleştirildi. Frezeleme ünitesi kullanılarak presinterize blok frezeleme ile şekillendirildi. Örnekler, sisteme ait sinterizasyon büzülmelerini kompanse etmek amacıyla %22,5 oranında büyütülmüş boyutlarda elde edildi. Frezelenen örnekler; konnektörlerinden piyasamen (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas frez (HORICO, Lider Diş, Ankara, Türkiye) yardımıyla kesilerek birbirlerinden ayrıldı. Örnek yüzeylerinde kalan konnektör alanları 800 gritlik ve 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak, konnektör alanlarında ve tüm yüzeyde standart ve pürüzsüz yüzeyler elde

edildi. Örnekler, üretici firmanın talimatlarına göre oda sıcaklığındaki sinterleme fırını (Tabeo -1/S/Zirkon-100, MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee, Almanya) 1550 °C'ye ulaşana kadar 2,5 saat dakikada 10 °C artan ısınma programı çalıştırıldı. Daha sonra 1550 °C'de 2 saat bekletildi ve dakikada 10 °C azalan 2,5 saat soğuma prosedürüyle birlikte toplamda 7 saat sinterlendi (Çizelge 3.2).

Sinterleme işleminden sonra örnekler 1200 gritlik silikon karbid zımpara kağıtları (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) ile zımparalanarak düzgün standart yüzeyler elde edildi. Örneklerin son hali 14.0 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde dijital kumpas (Alpha Tools Digital Caliper, Alpha Professional Tools, Oakland, ABD) ile ölçüldü ve kontrol edildi. Örneklerin üst yüzeylerine yukarıda anlatıldığı gibi polisaj işlemi uygulandı.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

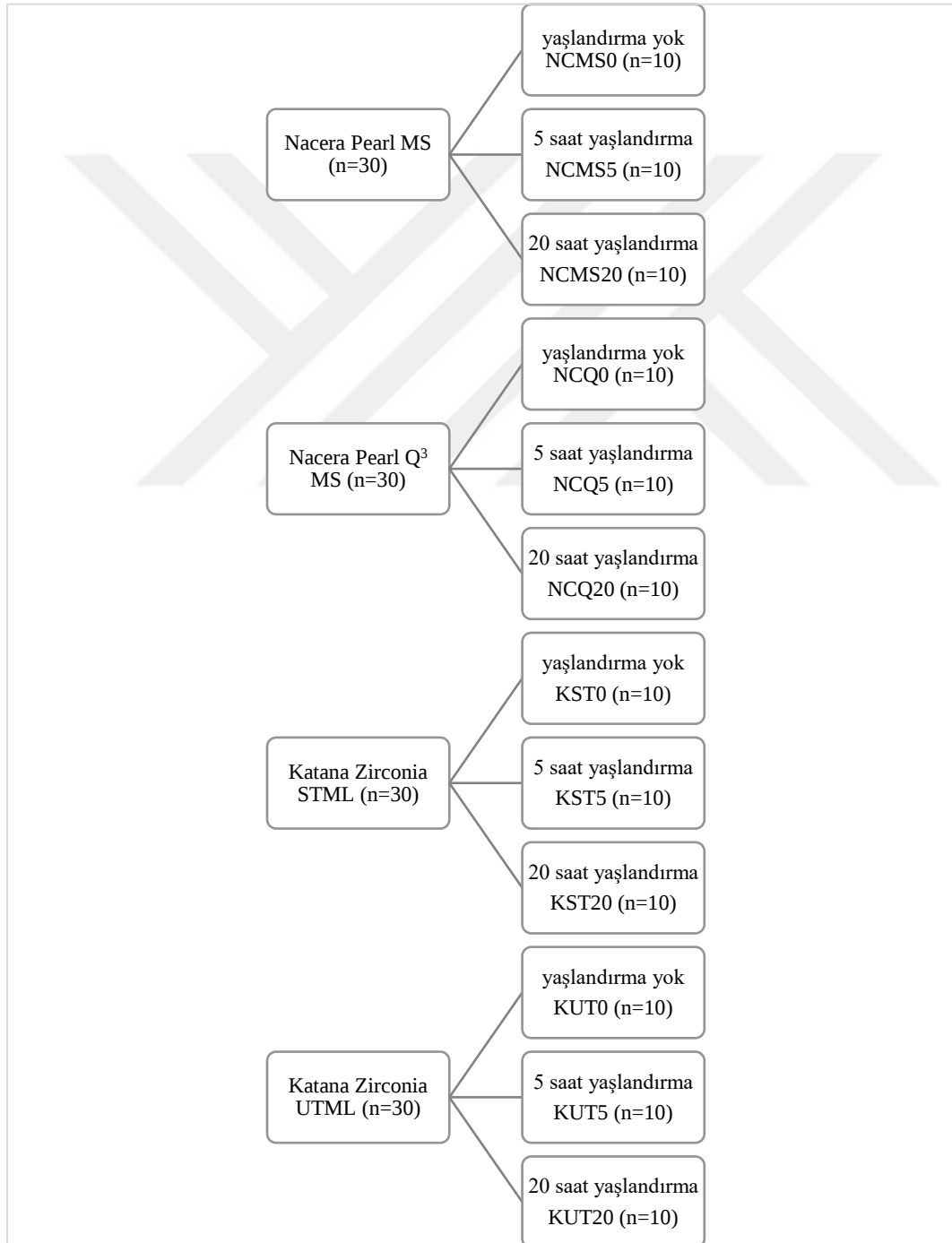
Çalışmada, her bir materyale ait örnekler (n=30) (Resim 3.14.), biri kontrol grubu olmak üzere toplam 3 gruba (n=10) ayrıldı (Resim 3.15.). Kontrol grubundaki örnekler herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örnekler 5 saat yaşlandırma işlemi, üçüncü gruptaki örnekler ise 20 saat yaşlandırma işlemi uygulandı (Çizelge 3.3.), (Şekil 3.1.)



Resim 3.14. Zirkonya örneklerin gruplandırılması

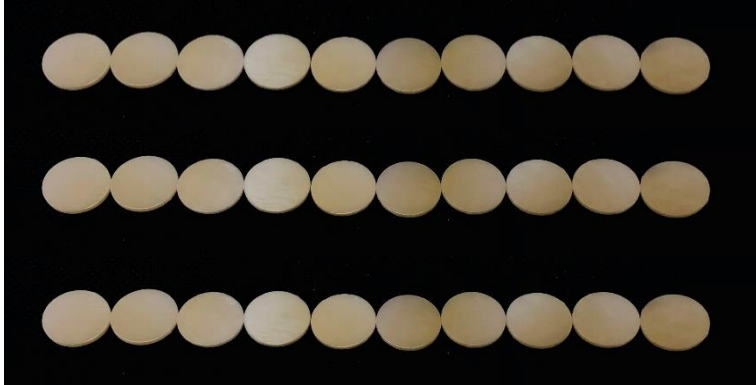
Çizelge 3.3. Örnek grupları ve yaşlandırma işlemleri

		Materyaller			
		Nacera Pearl MS	Nacera Pearl Q ³ MS	Katana Zirconia STML	Katana Zirconia UTML
Yaşlandırma işlemleri	Kontrol	10	10	10	10
	5 Saat	10	10	10	10
	20 Saat	10	10	10	10



Şekil 3.1. Grupların oluşturulması ve grup isimleri

3.3. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması



Resim 3.15. Katana Zirconia STML örneklerin rastgele 3 alt gruba ayrılması

3.3.1. Kontrol grubu

Bu gruptaki örnekler kontrol grubu oluşturmak amacıyla yapay yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Örneklerin bir yüzeylerine polisaj uygulandı ve diğer yüzeyleri sinterizasyon sonrası yalnızca 1200 gritlik silikon karbür kağıdıyla zımparalandı.

3.3.2. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet örnek, toplamda 40 adet örnek; ayrı ayrı poşetlendi; buharlı otoklavda (Eryiğit Buharlı Sterilizatör, Eryiğit Tıbbi Cihazlar A.Ş., Ankara, Türkiye ISO 13356 [202] standardına uygun olarak 134°C’de 2 bar basınçta 5 saat süre ile bekletildi (Resim 3.16). Otoklav belirtilen basınç ve sıcaklıkta bir turda ortalama 60 dakika süreyle kalmaktadır. Bu nedenle 5 saatlik süreyi sağlamak için otoklav cihazının universal poşetli programı ara vermeden 5 kez arka arkaya tekrar çalıştırıldı.



Resim 3.16. a) Örneklerin ayrı ayrı poşetlenmesi, b) Buharlı sterilizatör, c) Örneklerin buharlı sterilizatöre yerleştirilmesi

3.3.3. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet, toplamda 40 adet örnek ayrı ayrı poşetlendi; buharlı otoklavda (Eryiğit Buharlı Sterilizatör, Eryiğit Tıbbi Cihazlar A.Ş, Ankara, Türkiye) ISO 13356 [202] standardına uygun olarak 134°C’de 2 bar basınçta 20 saat süre ile bekletildi. Otoklav belirtilen basınç ve sıcaklıkta bir turda ortalama 60 dakika süreyle kalmaktadır. Bu nedenle 20 saatlik süreyi sağlamak için otoklav cihazının universal poşetli programı ara vermeden 20 kez arka arkaya tekrar çalıştırıldı.

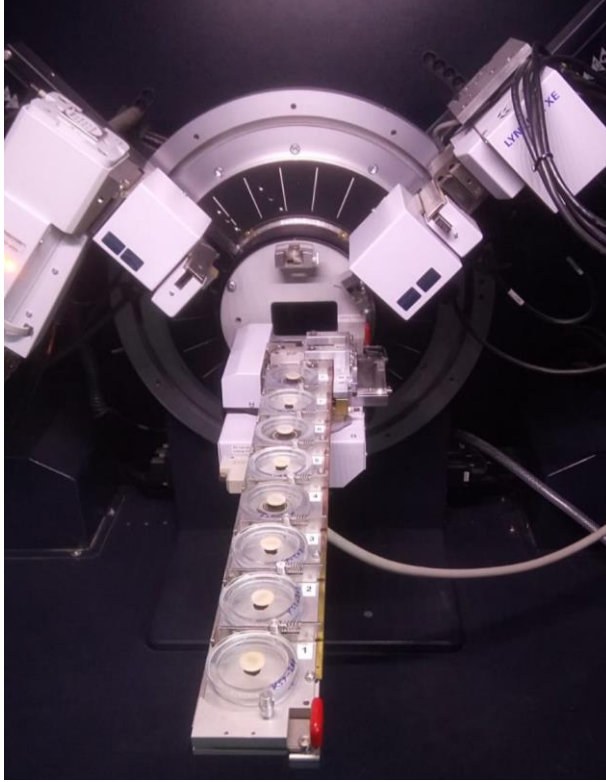
Gruplara ayrılan ve otoklavda düşük ısı bozunması uygulanan örnekler, iki eksenli bükülme testi öncesi faz değişimlerinin tespit edilmesi amacıyla XRD analizi deneyi için hazırlandı ve XRD analizi uygulandı.

3.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı analizi Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği X-Işını Difraksiyon Laboratuvarı’nda gerçekleştirildi.

Materyallere ait tüm gruptaki örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan X-ışını difraktometre cihazı (Bruker D8 ADVANCE, Bruker Turkey Teknolojik Sistemler Tic. Ltd.Şti, Ankara,Türkiye) ile yapıldı. Analizi yapılacak örnekler,

cihazın örnek tutucusuna, polisaj işlemi yapılmış yüzeyleri üstte kalacak şekilde yerleştirildi (Resim 3.17).



Resim 3.17. Örneklerin X-ışını difraktometre cihazına yerleştirilmesi

Örnek yüzeyinde, 0.018° adım aralığıyla, 20° - 40° 2θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı.

Monoklinik ve tetragonal fazlarının miktarı Garvie ve Nicholson yöntemi ile, I_{m_1} (-111) monoklinik tepe noktası şiddeti 28.2° 2θ civarında, I_{m_2} (111) monoklinik tepe noktası şiddeti 31.5° 2θ civarında ve I_t (101) tetragonal tepe noktası şiddeti 30.2° 2θ olacak şekilde hesaplandı. T, m1 ve m2 piklerinin altındaki alanlar ORIGIN 2021 isimli program kullanılarak hesaplandı. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_m) Garvie ve Nicholson yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi [84].

$$X_M = \frac{I_{M(111)} + I_{M(111^-)}}{I_{M(111)} + I_{M(111^-)} + I_T} \quad (3.1)$$

X_m = Monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

$I_{m1} (-111) = 28.2^\circ$ de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_{m2} (111) = 31.5^\circ$ de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101) = 30.2^\circ$ de tetragonal tepe noktasının şiddeti

Materyallere ait gruplardaki tüm örnekler XRD analizi uygulanıp monoklinik faz miktarları denklem sonucuna göre kaydedildikten sonra iki eksenli bükülme testi uygulanması için hazırlandı ve iki eksenli bükülme testi uygulandı.

3.5. İki Eksenli Bükülme Testinin Uygulanması

XRD analizi yapılan gruplara ait örnekler iki eksenli bükülme testi için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazı (Lloyd Instruments, Ametek Inc, Florida, ABD) kullanıldı (Resim 3.18.).



Resim 3.18. Üniversal test cihazı

İki eksenli bükülme test yöntemi olarak ‘üç top üzerinde piston’ kullanıldı. Zirkonya örneklerin bükülme testini gerçekleştirmek için ISO 6872 [220] standartına uygun olacak şekilde; uç kısmı 1,4 mm çapında, disk örneğe tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu cihazın üst bölümüne, iç çapı 10.0 mm olan, tabanında birbirine

120°'lik açıda olacak şekilde yerleşmiş, 3 adet 3.2 mm çapında çelik bilyeler bulunan metal kalıp ise cihazın alt bölümüne yerleştirildi (Resim 3.19.).



Resim 3.19. Üniversal test cihazına baskı ucunun ve çelik bilyelerin olduğu metal kalıbın yerleştirilmesi

Zirkonya örnekler üniversal test cihazına, polisaj işlemi yapılmış yüzeyleri üstte kalacak şekilde sırayla tek tek çelik bilyeler üzerine yerleştirildi (Resim 3.20.). Pistonun neden olduğu sıkıştırma gerilimini azaltmak için örnek ile piston arasında ince bir plastik streç film kullanıldı. Üst hareketli parçadaki baskı ucu örneklerin tam merkezine gelecek şekilde ayarlandı ve 1 mm/dk hızla örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı.



Resim 3.20. Zirkonya örneklerin üniversal test cihazına yerleştirilmesi

Örneğin kırıldığı andaki kuvvet ‘Newton’ cinsinden bilgisayar bağlantılı test cihazı tarafından kaydedildi. İki eksenli bükülme deneyi sonucunda ‘Newton (N)’ cinsinden elde edilen sonuçlar ISO 6872 [220] standartına uygun olarak aşağıdaki denklem kullanılarak ‘Megapaskal (MPa)’ birimine çevrildi.

$$S = -0,2387 P(X - Y)/d^2 \quad (3.2)$$

S: (MPa – megapaskal) maksimum gerilim stresi

P: (N- Newton) kırılma anındaki yük

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2 \quad (3.3)$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2 \quad (3.4)$$

ν : Poisson oranı 0.3 (zirkonyanın Poisson oranı 0.3 değerinin kullanılması ISO 13356 [202] standardında önerilmektedir.)

r_1 : (milimetre) destek topoların üzerinde konumlandırıldığı dairenin yarıçapı

r_2 : (milimetre) piston ucunun yarıçapı

r3: (milimetre) örneğin yarıçapı

d: (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

Çalışmada kullanılan cihazların marka ve üretici firma isimleri çizelge 3.4.'te verildi.

Çizelge 3.4. Çalışmada kullanılan cihazların marka ve üretici firma isimleri

Cihaz	Marka	Üretici Firma
Universal Test Cihazı	Lloyd Instruments	Ametek Inc, Florida, ABD
Dijital Kumpas	Alpha Tools Dijital Kumpas	Alpha Professional Tools, Oakland, ABD
Frezeleme Ünitesi	imes-icore 250i	Onex Dental, Ankara, Türkiye
Sinter Fırını	Tabco -1/S/Zirkon-100	MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee, Almanya
Mikromotor	NSK Micromotor ULTIMATE XL-DT	Nakanishi Inc., Kanuma, Japonya
X- ışını Difraktometre	Bruker D8 ADVANCE DİFRAKTOMETRE	Bruker Turkey Teknolojik Sistemler Tic. Ltd.Şti, Ankara,Türkiye

3.6. İstatistiksel Analiz

Araştırmada elde edilen tüm verilere istatistiksel analiz yapıldı. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile test edildi. Sürekli değişkenleri tanımlamak için deskriptif istatistikler kullanıldı (ortalama (Ort.), standart sapma (SS), minimum (Min.), medyan (Med.), maksimum (Maks.).

Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Mann Whitney U testi ile yapıldı. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen ikiden fazla değişkenin karşılaştırması Kruskal Wallis testi ile yapıldı.

Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin korelasyon analizi Spearman's rho korelasyon analizi ile yapıldı.

İki bağımlı değişken üzerindeki bağımsız değişkenlerin etkisini ölçmek amacıyla Çift yönlü ANOVA (Multivariate General Linear model, Two way ANOVA) kullanıldı.

Bu çalışmada 4 farklı materyale uygulanan ısı işleminin sonucunda elde edilen MPa verilerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin analizinde Weibull analizi kullanıldı. Weibull analizi

sonucunda Weibull modülüsleri (m), karakteristik dayanımlar (σ_0) ve Weibull olasılığı ve kümülatif kırılma olasılığı grafikleri elde edildi. Weibull analizi Minitab (Microsoft Ltd, New Mexico, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi.

İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi. Karşılaştırmalı analizler SPSS v24 Programı kullanılarak (IBM Ltd, Armonk, NY, ABD) gerçekleştirildi.



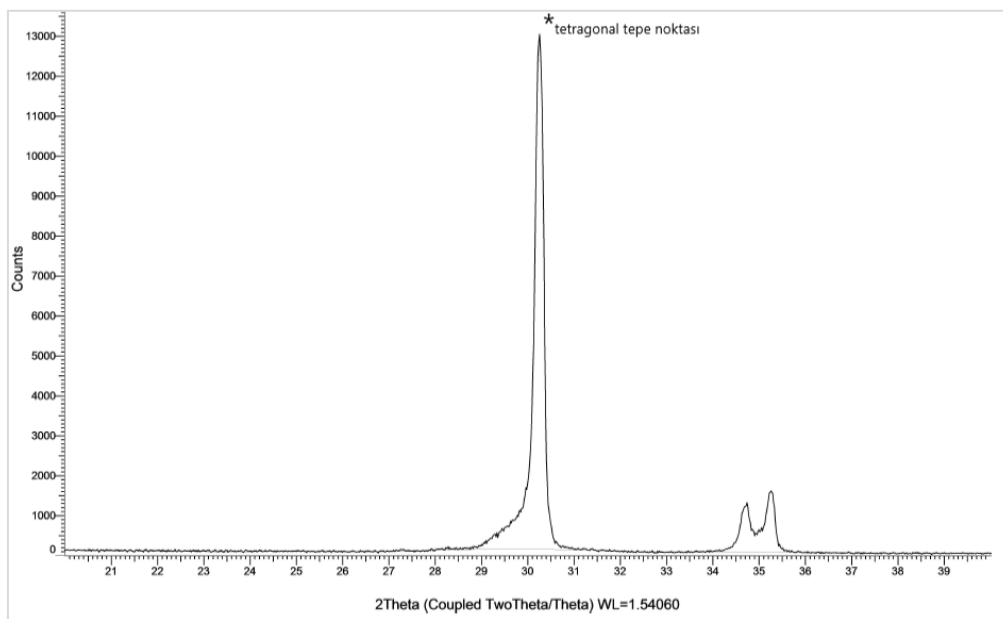
4. BULGULAR

Çalışmada, 4 farklı zirkonya materyali (3 yüksek translüsent Y-PSZ seramik, 1 translüsent 3Y-TZP seramik) ISO 6872’de belirtilen boyutlara göre üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak her grupta 30 örnek (n=30) olmak üzere toplamda 120 adet olarak hazırlandı. Yapay yaşlandırma işlemlerinin tamamlanması sonrası tüm örneklerin monoklinik faz miktarı (X_m (%)) ölçüldü ve sonrasında iki eksenli bükülme dayanımı testi uygulandı. Yapay yaşlandırma işlemlerinin, monoklinik faz miktarına ve bükülme dayanımına etkisi incelendi.

Hazırlanan örneklere materyallerde oluşabilecek tetragonal, monoklinik faz miktarının tespiti amacıyla XRD analizi yapıldı. Analiz sonucu elde edilen verilerden monoklinik ve tetragonal tepe noktaları tespit edildi.

4.1. Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (X_m (%)) Değerleri ve İstatiksel Analiz

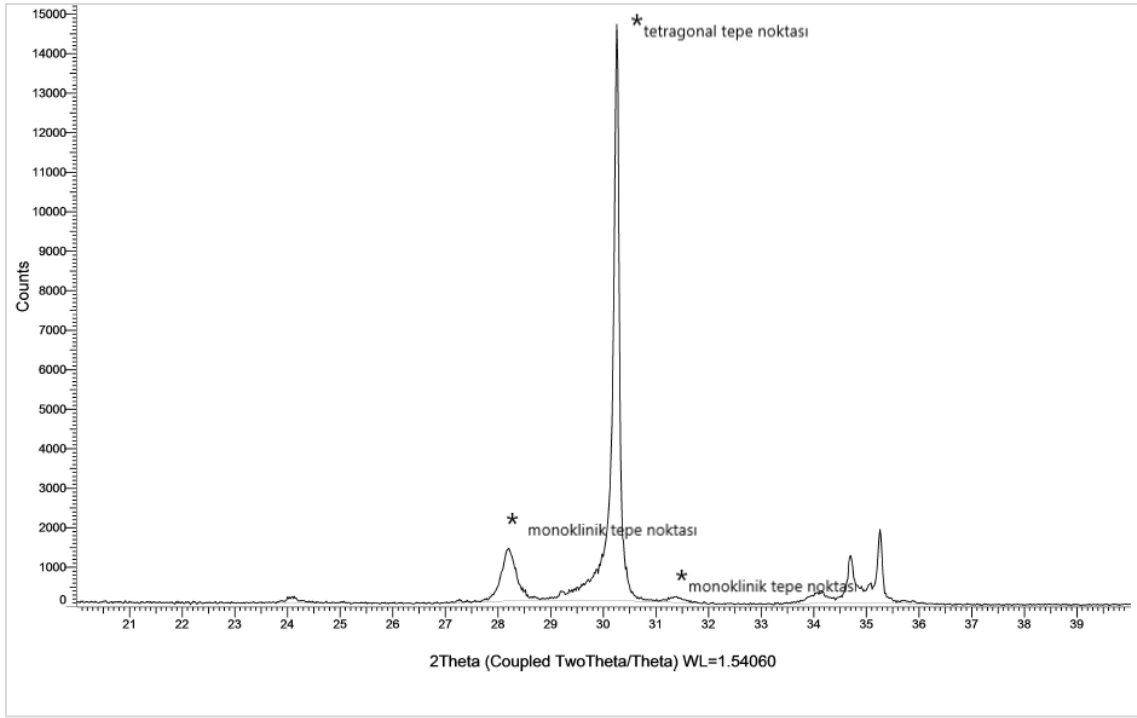
Uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonrasında her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçülerek tetragonal ve monoklinik tepe noktaları belirlendi. Şekil 4.1.’de Nacera MS materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD ölçümü ve tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.1. Nacera MS materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği monoklinik ve tetragonal tepe noktaları

Nacera MS materyalinde kontrol grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

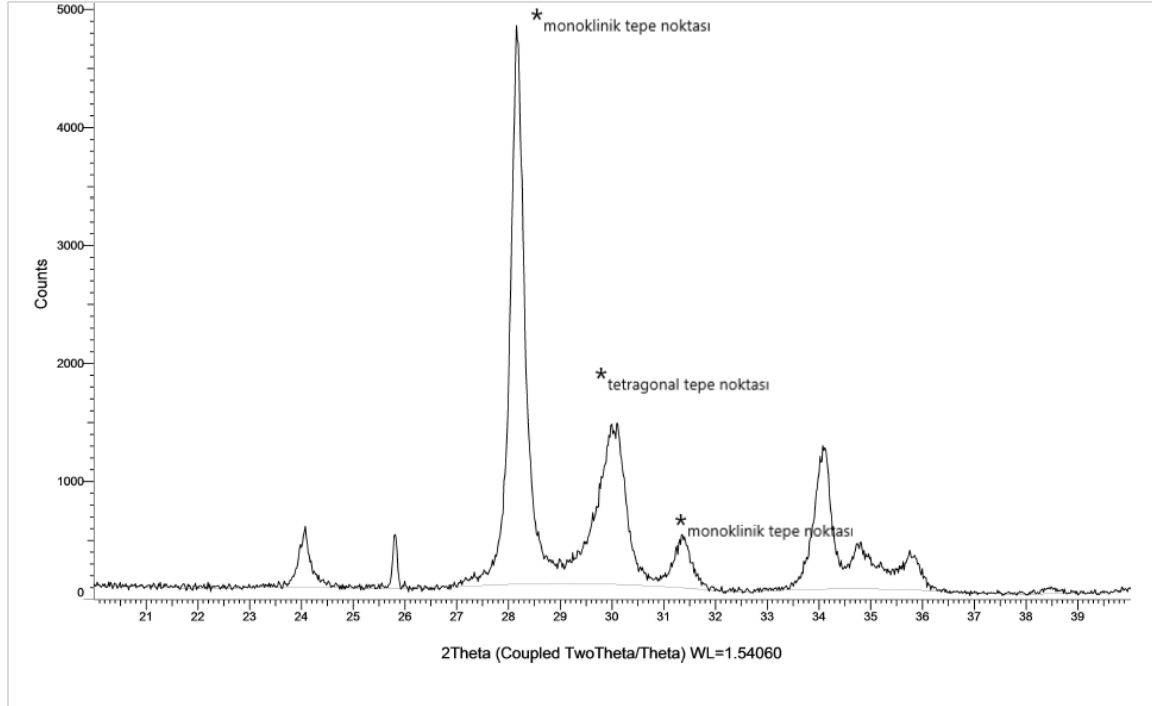
Nacera MS materyaline otoklavda 5 saat yapay yaşlandırma işlemi uygulanması sonrasında her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü ve tetragonal ve monoklinik tepe noktaları belirlendi. Şekil 4.2’de Nacera MS materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu monoklinik ve tetragonal tepe noktalarının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.2. Nacera MS materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Kontrol grubunda gözlemlenmeyen monoklinik tepe noktalarının oluştuğu tespit edildi.

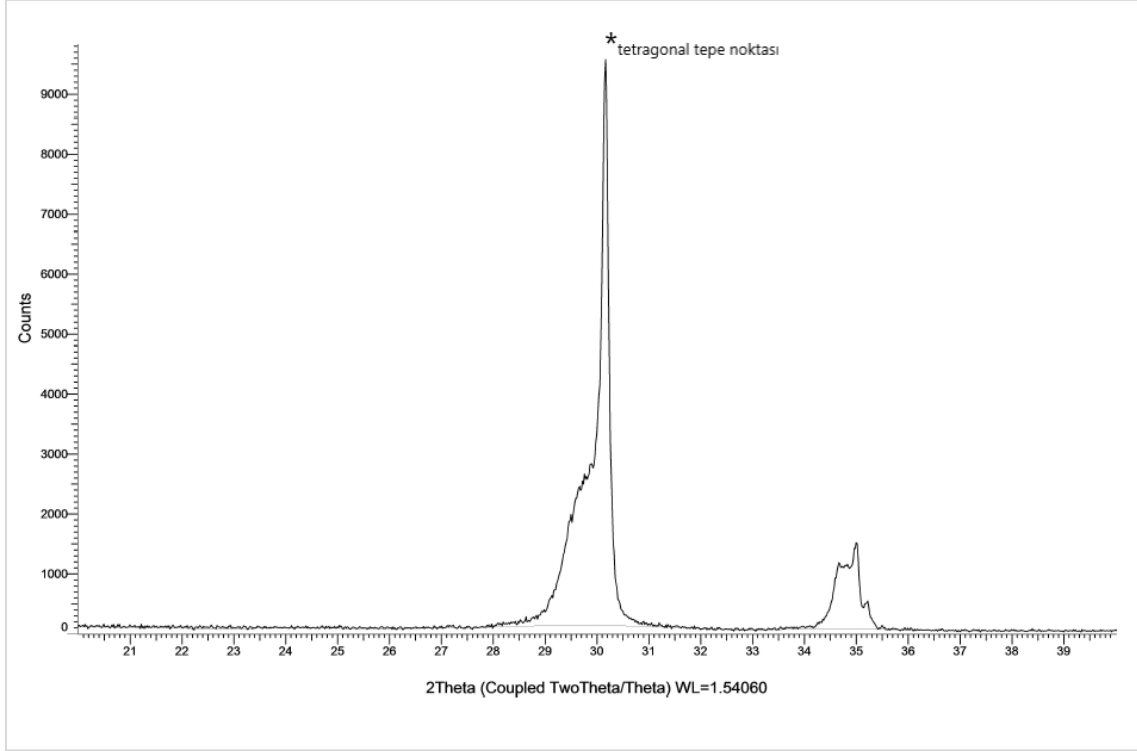
Nacera MS materyaline otoklavda 20 saat yapay yaşlandırma işlemi uygulanması sonrasında her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal ve monoklinik tepe noktaları belirlendi. Şekil 4.3’te Nacera MS materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu monoklinik ve tetragonal tepe noktalarının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.3. Nacera MS materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Nacera MS materyalinin 5 saat yaşlandırma uygulanmış grubuna göre monoklinik tepe noktasının seviyesinin arttığı ve tetragonal tepe noktasının seviyesinin azaldığı belirlendi.

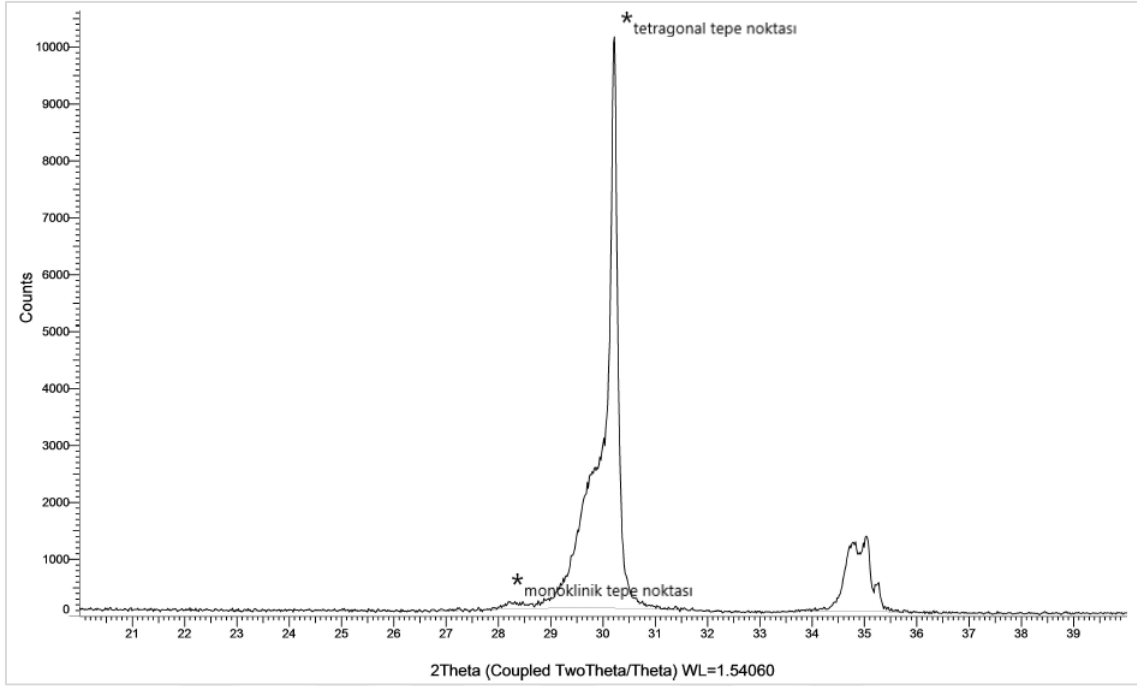
Katana STML materyalinin kontrol grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.4'te Katana STML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.4. Katana STML materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana STML kontrol grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

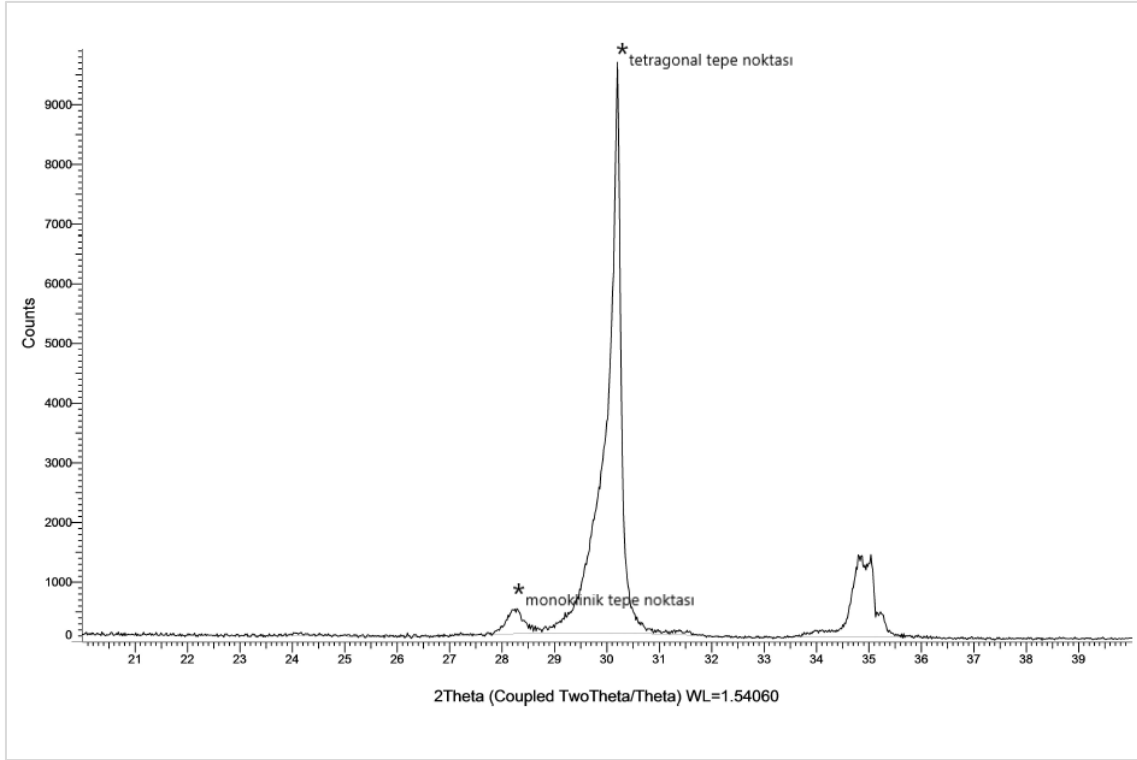
Katana STML materyaline otoklavda 5 saat yapay yaşlandırma işlemi uygulanması sonrasında her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal ve monoklinik tepe noktaları belirlendi. Şekil 4.5'te Katana STML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu monoklinik ve tetragonal tepe noktalarının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.5. Katana STML materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana STML 5 saat yaşlandırma grubunda, kontrol grubunda görülmeyen monoklinik tepe noktası belirlendi.

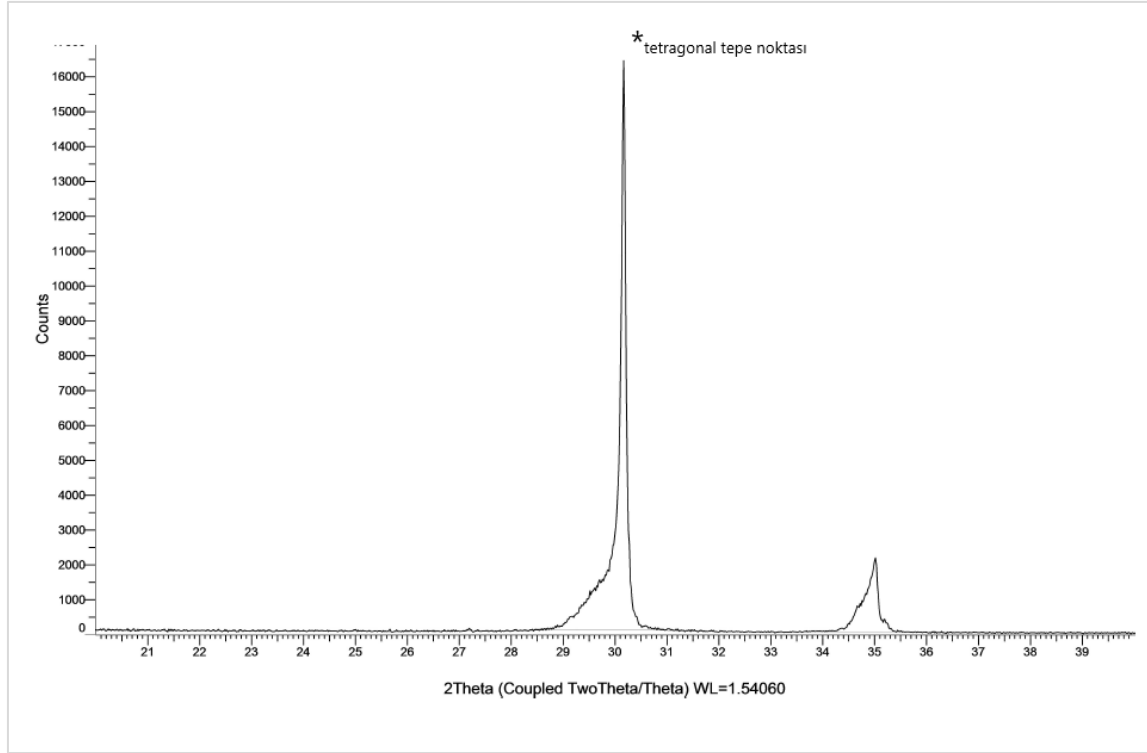
Katana STML materyalinin otoklavda 20 saat yapay yaşlandırma işlemi uygulanan grubundaki her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal ve monoklinik tepe noktaları belirlendi. Şekil 4.6’da Katana STML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu monoklinik ve tetragonal tepe noktalarının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.6. Katana STML materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana STML materyalinin 20 saat yaşlandırma grubunda materyalin 5 saat yaşlandırma uygulanmış grubuna göre monoklinik tepe noktasının seviyesinin arttığı gözlemlendi.

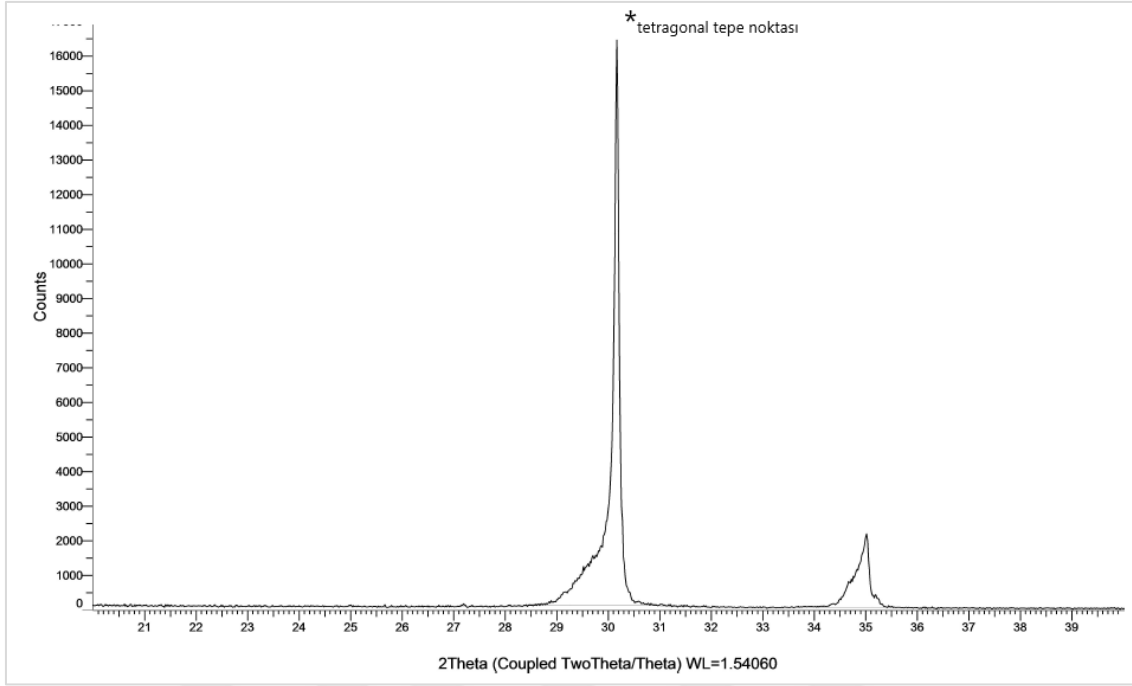
Katana UTML materyalinin kontrol grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.7’de Katana UTML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.7. Katana UTML materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana UTML materyalinin kontrol grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

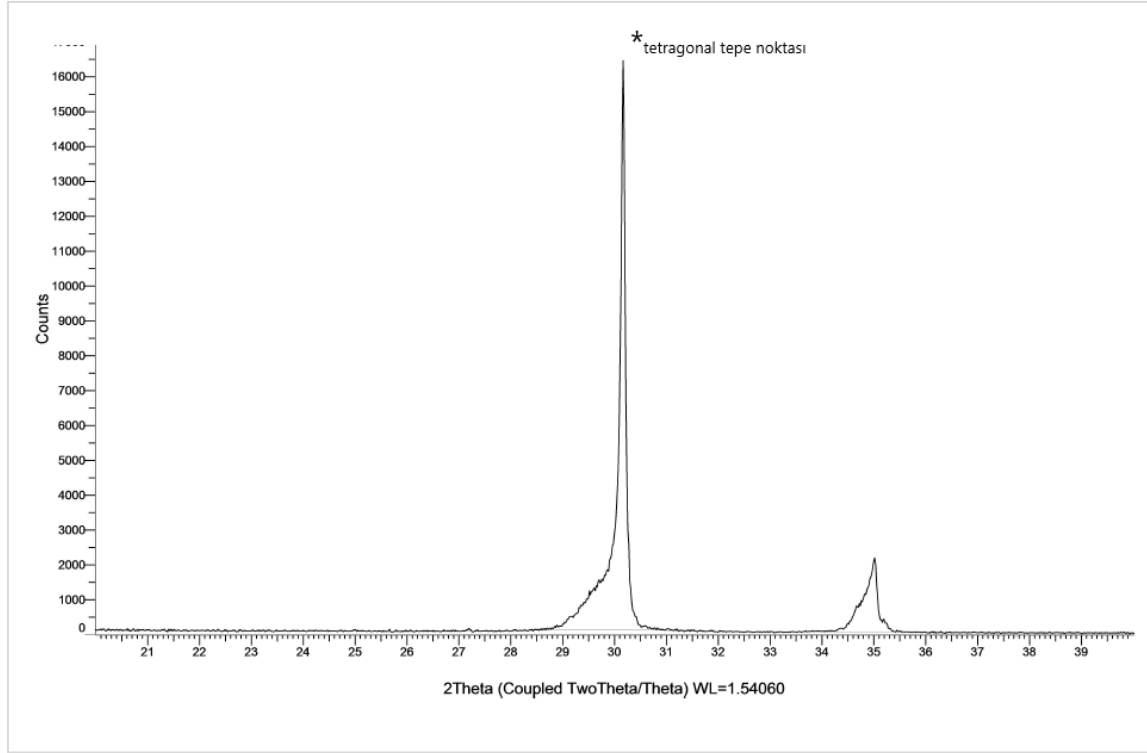
Katana UTML materyalinin 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.8’de Katana UTML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.8. Katana UTML materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana UTML materyalinin 5 saat yaşlandırma uygulanmış grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

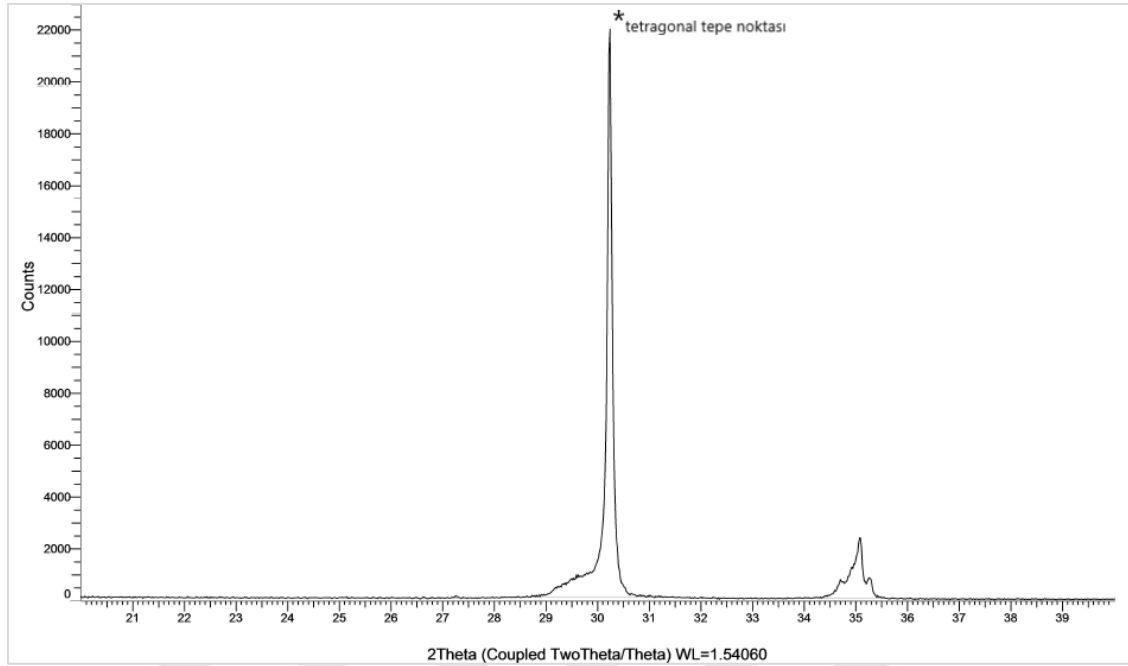
Katana UTML materyalinin 20 saat yaşlandırma uygulanmış grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.9’da Katana UTML materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.9. Katana UTML materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Katana UTML materyalinin 20 saat yaşlandırma uygulanmış grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

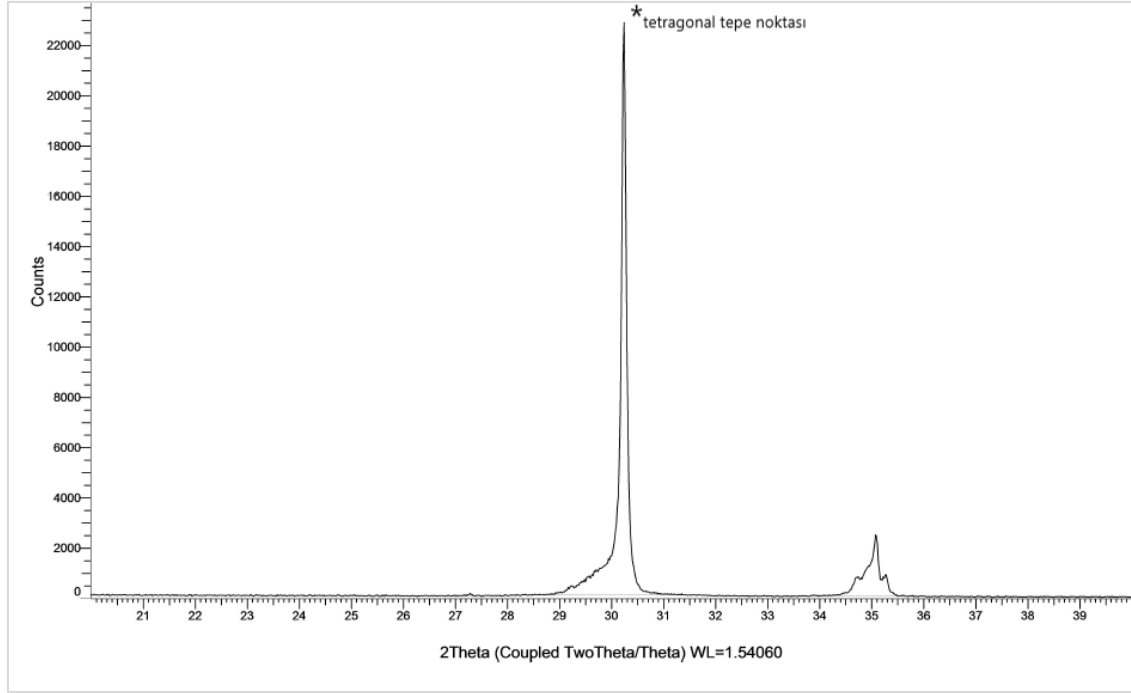
Nacera Q3 MS materyalinin kontrol grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.10'da Nacera Q3 MS materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.10. Nacera Q₃ MS materyalinin kontrol grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Nacera Q₃ MS materyalinin kontrol grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

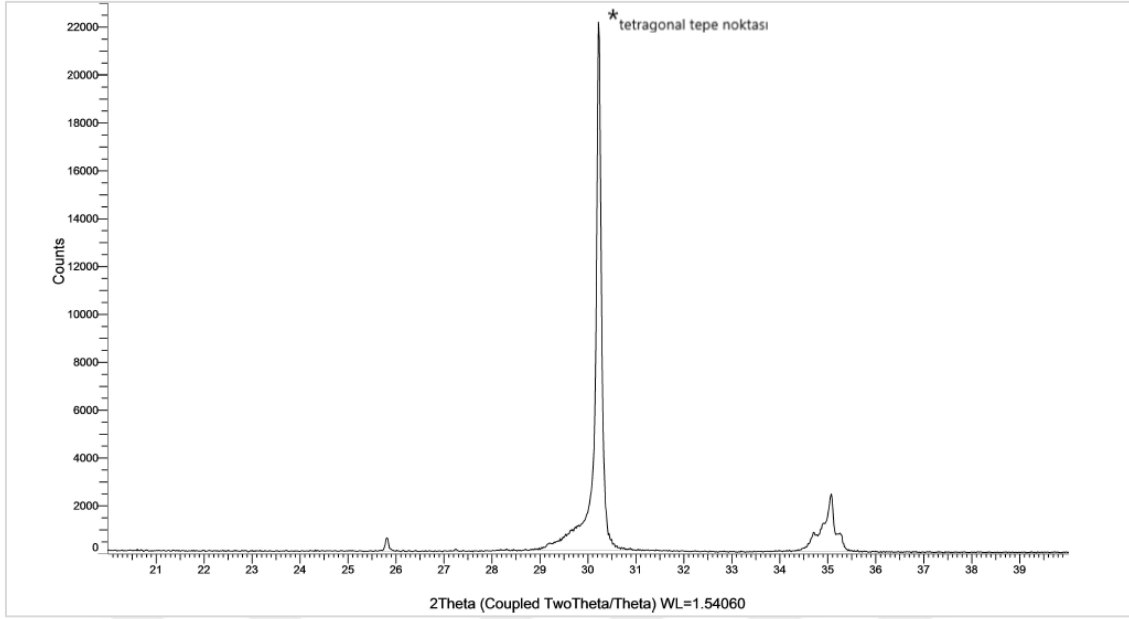
Nacera Q₃ MS materyalinin 5 saatlik yaşlandırma grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.11’de Nacera Q₃ MS materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.11. Nacera Q₃ MS materyalinin 5 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Nacera Q3 MS materyalinin 5 saatlik yaşlandırma grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

Nacera Q3 MS materyalinin 20 saatlik yaşlandırma grubuna ait her bir örnek x-ray difraktometre cihazı ile ölçüldü tetragonal tepe noktası belirlendi. Şekil 4.12’de Nacera Q3 MS materyaline ait bir örneğin XRD ölçümünün sonucu tetragonal tepe noktasının belirlenmesi gösterildi.



Şekil 4.12. Nacera Q₃ MS materyalinin 20 saat yaşlandırma grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Nacera Q₃ MS materyalinin 20 saatlik yaşlandırma grubunda monoklinik tepe noktası tespit edilemedi.

Tüm örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı (X_m (%)) değerleri tepe noktalarına göre Garvie ve Nicholson denklemi kullanılarak hesaplandı.

$$X_M = \frac{I_{M(111)} + I_{M(111^-)}}{I_{M(111)} + I_{M(111^-)} + I_T} \quad (4.1)$$

X_m = Monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

$I_{m1} (-111) = 28.2^\circ$ de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_{m2} (111) = 31.5^\circ$ de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101) = 30.2^\circ$ de tetragonal tepe noktasının şiddeti

Denklem sonucunda örneklere ait elde edilen veriler göreceli monoklinik faz miktarı (X_m (%)) ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.1' de belirtildi.

Çizelge 4.1. Materyal ve yapay yaşlandırma işlemlerine göre Xm (%) değerleri ve istatistiksel analiz

		Xm (%) Değerleri				
	Yapay yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum
NCMS	0 Saat	0	0	0	0	0
	5 saat	7	5	6	0	16
	20 saat	92	1	92	92	93
NCQ	0 Saat	0	0	0	0	0
	5 saat	0	0	0	0	0
	20 saat	0	0	0	0	0
KUT	0 Saat	0	0	0	0	0
	5 saat	0	0	0	0	0
	20 saat	0	1	0	0	2
KST	0 Saat	0	0	0	0	0
	5 saat	2	0	2	2	3
	20 saat	8	2	9	5	9

4.2. Çok Yönlü Varyans Analizi (TWO-WAY ANOVA)

Nacera MS, Katana STML, Katana UTML, Nacera Q3 MS materyallerinin ortalama göreceli monoklinik faz miktarlarına ait bulguların çok yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 4.2’ de gösterildi.

Çizelge 4.2. Çok yönlü varyans analizi sonuçları Xm (%)

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Kare Ortalaması	F	p
Düzeltilmiş Model	76477,625 ^a	11	6952,511	2424,512	<0,001
Kesen	10101,675	1	10101,675	3522,702	<0,001
Materyal	23425,692	3	7808,564	2723,038	<0,001
Isıl İşlem	15424,850	2	7712,425	2689,512	<0,001
Materyal*Isıl İşlem	37627,083	6	6271,181	2186,915	<0,001
Hata	309,700	108	2,868		
Toplam	86889,000	120			
Düzeltilmiş Toplam	76787,325	119			

^aR²=0,996 (Uyumlanmış R²=0,996), Bağımlı değişken: Xm (%).

Çok yönlü varyans analizi sonucunda materyal*ısırl işlem etkileşimi istatistik olarak önemli bulundu ($p < 0,05$). Örneklerin ortalama X_m (%) değerleri arasındaki farklar uygulanan ısırl işleme ve materyale göre değiştiğinden farkların incelenmesi amacıyla materyal ve ısırl işlemleri için ayrı ayrı karşılaştırmalar yapıldı.

4.3. Yapay Yaşlandırma İşlemine Göre X_m Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar

Nacera MS materyali

Nacera MS materyaline uygulanan ısırl işlemlerin ortalama X_m (%) miktarına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.3'te ve Şekil 4.13'te verilmiştir.

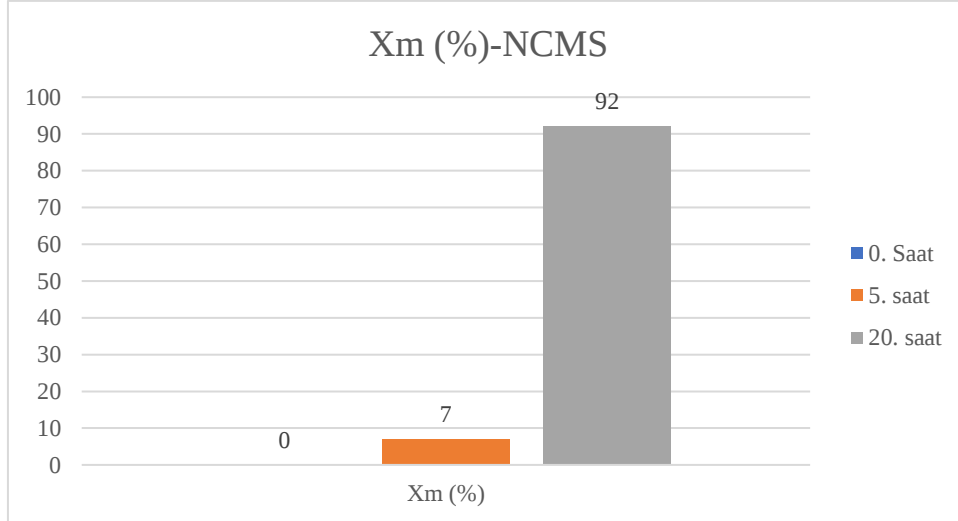
Çizelge 4.3. Nacera MS materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		X_m (%) Değerleri					χ^2	p^*
Isırl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 Saat	0 ^a	0	0	0	0			
NCMS 5 saat	7 ^b	5	6	0	16	19,538	<0,001	
20 saat	92 ^c	1	92	92	93			

Kruskal Wallis test ısırl işlem ölçümleri arası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama X_m (%) değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Araştırmada kullanılan tüm istatistik testlerinde $\alpha = 0,05$ ' dir. $p < 0,05$ gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu gösterirken, $p > 0,05$ gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade etmektedir.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. NCMS materyalinde ısırl işleme göre X_m (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U test ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,016$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre NCMS için tüm yaşlandırma işlemleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmuştur. NCMS materyali için 20 saat ortalamaları daha yüksek bulunmuştur bunu 5 saat ve 0 saat takip etmektedir.



Şekil 4.13. NCMS materyalinde Xm (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

Katana STML materyali

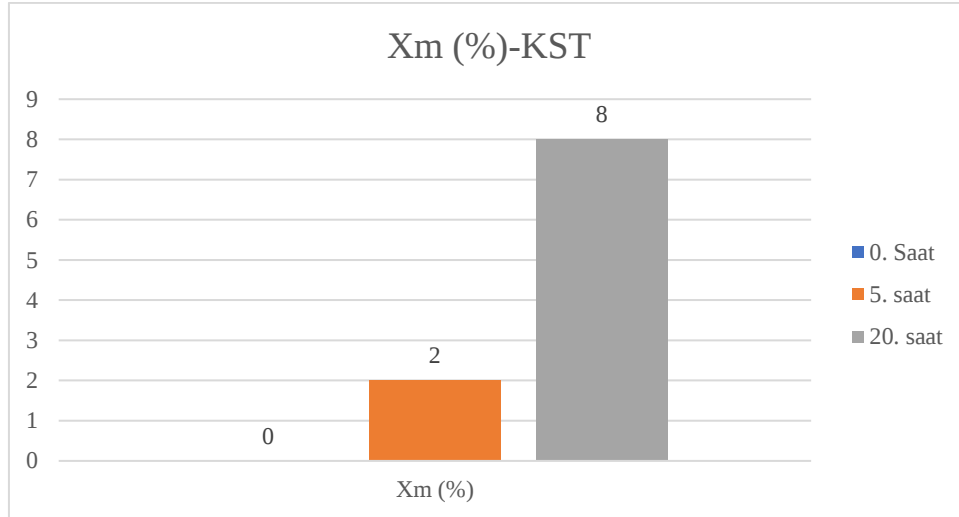
Katana STML materyaline uygulanan ısıtma işlemlerinin ortalama Xm (%) miktarına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.4'te ve Şekil 4.14'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. Katana STML materyalinde Xm (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		Xm (%) Değerleri					χ^2	p*
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 Saat	0 ^a	0	0	0	0			
KST 5 saat	2 ^b	0	2	2	3	20,000	<0,001	
20 saat	8 ^c	2	9	5	9			

Kruskal Wallis test ısıtma işlem ölçümleri arası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Xm (%) değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. KST materyalinde ısıtma işleme göre Xm (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U test ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,016$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre KST için tüm yaşlandırma işlemleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu. KST materyali için en yüksek 20 saat ortalamaları bulundu, bunu 5 saat ve 0 saat izledi.



Şekil 4.14. Katana STML materyalinde Xm (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

Katana UTML materyali

Katana UTML materyaline uygulanan ısı işlemlerin ortalama Xm (%) miktarına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.5'te verilmiştir.

Çizelge 4.5. Katana UTML materyalinde Xm (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		Xm (%) Değerleri					χ^2	p*
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 Saat	0 ^{a,b}	0	0	0	0			
KUT 5 saat	0 ^{a,c}	0	0	0	0	4,000	0,126	
20 saat	0 ^{b,c}	1	0	0	2			

Kruskal Wallis test ısı işlem ölçümleri arası, post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Xm (%) değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. Katana UTML materyalinde ısı işleme göre Xm (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık bulunamadı (Kruskal Wallis $p > 0,05$).

Nacera Q3 materyali

Nacera Q3 materyaline uygulanan ısı işlemlerin ortalama Xm (%) miktarına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.6'da verildi.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. NCQ materyalinde ısıtılma işlemi göre X_m (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık tespit edilemedi.

Çizelge 4.6. NCQ materyalinde X_m (%) değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		Xm (%) Değerleri						
	Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum	χ^2	p*
NCQ	0 Saat	0	0	0	0	0		
	5 saat	0	0	0	0	0	-	-
	20 saat	0	0	0	0	0		

Kruskal Wallis test ısıtılma işlem ölçümleri arası.

4.4. Materyale Göre X_m (%) Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar

Isıl işlemlerde ortalama X_m (%)’e ait bulgular her bir materyal için ayrı ayrı incelendi ve tek yönlü varyans analizi uygulandı.

4.4.1. Kontrol grubu

Kontrol grubunda ortalama X_m (%) değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.7’ de verildi.

Çizelge 4.7. Kontrol grubunda X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

		Xm (%) Değerleri						
	Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum	χ^2	p*
0 saat	NCMS	0	0	0	0	0		
	NCQ	0	0	0	0	0		
	KUT	0	0	0	0	0	-	-
	KST	0	0	0	0	0		

Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası istatistiksel analiz.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. 0 saat ısıtılma işlemi için materyale göre X_m (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık tespit edilemedi.

4.4.2. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

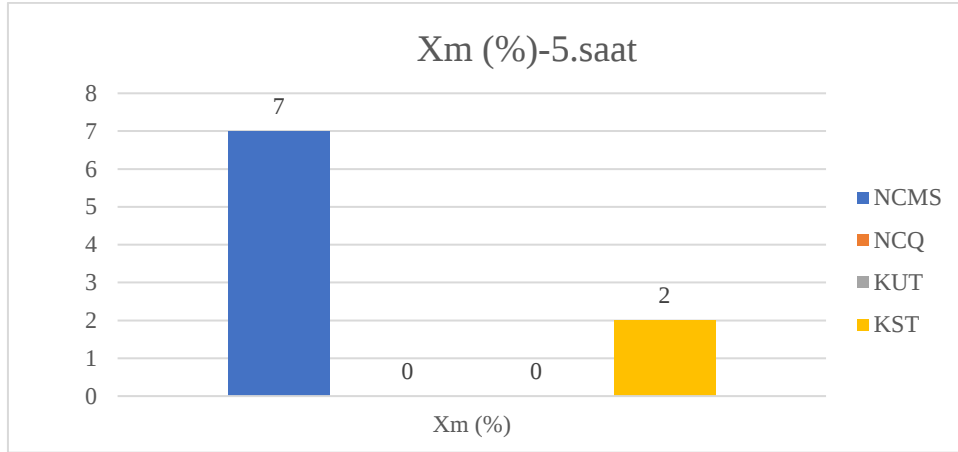
5 saat yaşlandırma grubunda ortalama X_m (%) değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.8’ de ve Şekil 4.15’te verildi.

Çizelge 4.8. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

		X _m (%) Değerleri					χ^2	p*
	Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum		
5 saat	NCMS	7 ^a	5	6	0	16	32,446	<0,001
	NCQ	0 ^b	0	0	0	0		
	KUT	0 ^b	0	0	0	0		
	KST	2 ^a	0	2	2	3		

Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama X_m (%) değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. 5 Saat ısıtma işlemi için materyale göre X_m (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,008$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre 5 saat için NCMS ile KST arasında ve NCQ ile KUT arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu. NCMS ortalaması daha yüksek bulundu ardından sırayla KST, KUT ve NCQ izlenmektedir.



Şekil 4.15. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için Xm (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

4.4.3. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

20 saat yaşlandırma grubunda ortalama Xm (%) değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.9’ da ve şekil 4.16’da verildi.

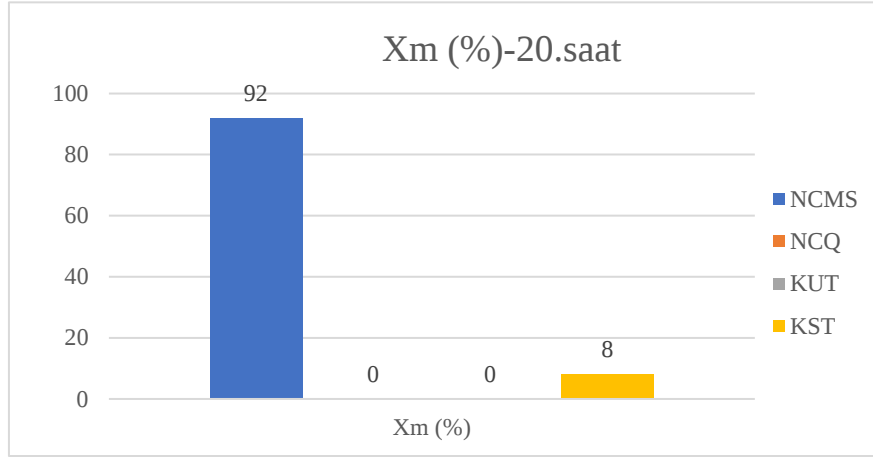
Çizelge 4.9. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için Xm (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

		Xm (%) Değerleri					χ^2	p*
	Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum		
20 saat	NCMS	92 ^a	1	92	92	93	36,782	<0,001
	NCQ	0 ^b	0	0	0	0		
	KUT	0 ^b	1	0	0	2		
	KST	8 ^c	2	9	5	9		

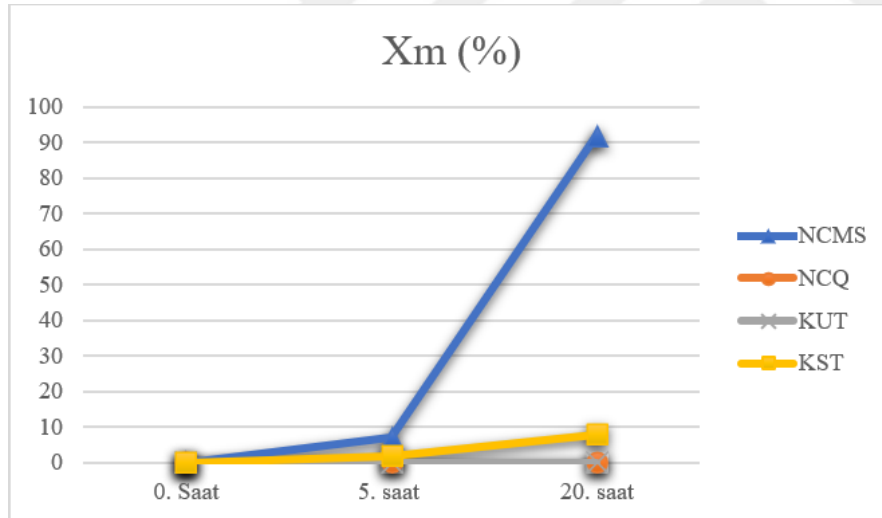
Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama Xm (%) değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. 20 saat ısıtma işlemi için materyale göre Xm (%) dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,008$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre 20 saat için NCQ ile KUT arasında anlamlı farklılık yoktur. Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel

anlamlı farklılık bulundu. NCMS ortalaması daha yüksek bulundu ardından sırayla KST, NCQ ve KUT izlemektedir.



Şekil 4.16. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup için X_m (%) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar



Şekil 4.17. Tüm materyaller için yapay yaşlandırma işlemine göre X_m (%) değerleri grafiği

Tüm materyallerin yaşlandırma işlemine göre monoklinik faz değişimi Şekil 4.17’de verildi. NCMS ve KST’de yaşlandırma süresiyle birlikte monoklinik faz miktarı artarken, KUT ve NCQ’da monoklinik faz miktarının değişmediği tespit edildi.

4.5. İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı (MPa) Değerleri ve İstatiksel Analiz

Tüm örneklerle yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra XRD analizi uygulandı ve iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi yapıldıktan sonra elde edilen veriler istatistiksel olarak hesaplandı. İki eksenli bükülme dayanımı (MPa) değerleri Çizelge 4.10’ da verildi.

Çizelge 4.10. Materyal ve ısıt işlemlere göre MPa değerleri

		MPa Değerleri				
	Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum
NCMS	0 Saat	1344,2	154,2	1310,2	1161,4	1672,5
	5 saat	1248,3	66,8	1248,04	1158	1340,6
	20 saat	1091,8	97,7	1092,1	946,3	1239,6
NCQ	0 Saat	665,9	92,1	695,7	486,9	756,9
	5 saat	733,1	142,1	709,9	547,4	1001
	20 saat	717,7	62,9	716,3	604,9	823,4
KUT	0 Saat	554,1	146,7	547,7	398,7	853,4
	5 saat	557,6	156,3	506,2	406,6	794
	20 saat	566,4	81,1	570,3	432,5	730,2
KST	0 Saat	728,9	48,7	729,9	642,8	792,7
	5 saat	696,4	114,5	483,9	532,9	856,7
	20 saat	640,4	75,6	634,6	538,8	755,3

4.6. Çok Yönlü Varyans Analizi (TWO-WAY ANOVA)

Nacera MS, Katana STML, Katana UTML, Nacera Q3 MS materyallerinin ortalama iki eksenli bükülme dayanıklılığı (MPa) değerlerine ait bulguların çok yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 4.11’de gösterildi.

Çizelge 4.11. Çok yönlü varyans analizi sonuçları MPA

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Kare Ortalaması	F	p
Düzeltilmiş Model	8263205,030 ^a	11	751200,457	62,542	<0,001
Kesen	75920562,850	1	75920562,850	6320,798	<0,001
Materyal	7872767,912	3	2624255,971	218,484	<0,001
Isıl İşlem	106655,609	2	53327,804	4,440	<0,014
Materyal*Isıl İşlem	283781,509	6	47296,918	3,938	<0,001
Hata	1297212,864	108	12011,230		
Toplam	85480980,740	120			
Düzeltilmiş Toplam	9560417,894	119			

^aR²=0,864 (Uyumlanmış R²=0,850), Bağımlı değişken: MPA.

Çok yönlü varyans analizi sonucunda materyal*ısıll işlem etkileşimi istatistik olarak önemli bulundu (p<0,05). Örneklerin ortalama MPa değerleri arasındaki farklar uygulanan ısıll işleme ve materyale göre değiştiğinden farkların incelenmesi amacıyla materyal ve ısıll işlemleri için ayrı ayrı karşılaştırmalar yapıldı.

4.7. Materyallerin Yapay Yaşlandırma İşlemine Göre MPa Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar

Nacera MS materyali

Nacera MS materyaline uygulanan ısıll işlemlerin iki eksenli bükülme dayanımına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.12' de ve Şekil 4.18'de verildi.

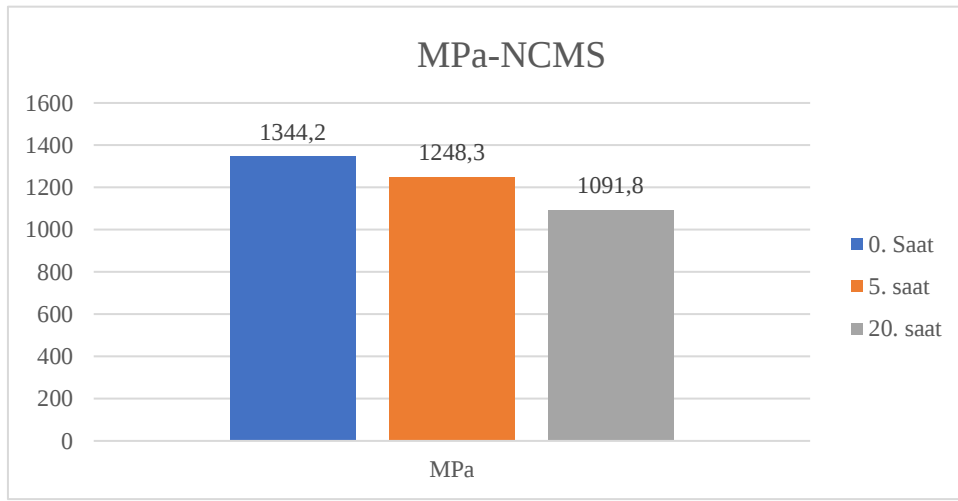
Çizelge 4.12. Nacera MS materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

MPa Değerleri							
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum	χ^2	p*
0 Saat	1344,2 ^a	154,2	1310,2	1161,4	1672,5		
NCMS 5 saat	1248,3 ^a	66,8	1248,04	1158	1340,6	11,400	<0,001
20 saat	1091,8 ^b	97,7	1092,1	946,3	1239,6		

Kruskal Wallis test ısıll işlem ölçümleri arası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. NCMS materyalinde ısıll işleme göre MPA dağılımları

açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U test ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,016$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre NCMS için 0 saat ve 5 saat arasında anlamlı farklılık bulunmazken, 0 saat ve 20 saat arasında, ve 5 saat ve 20 saat ısıt işlemleri arasında bükülme dayanımı bakımından istatistiksel anlamlı farklılık tespit edildi. En düşük bükülme dayanımı değeri 20 saat ortalaması iken, sırayla 5 saat ve 0 saat izlemektedir.



Şekil 4.18. Nacera MS materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

Katana STML materyali

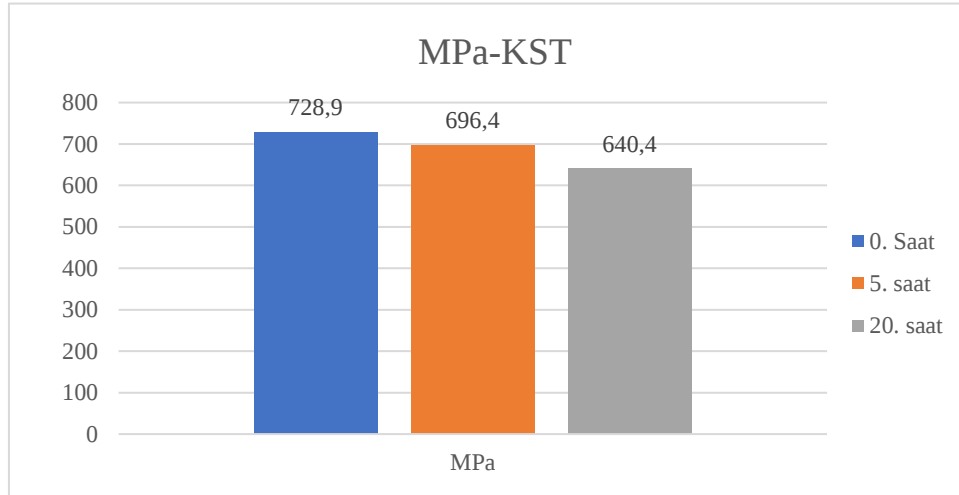
Katana STML materyaline uygulanan ısıt işlemlerin iki eksenli bükülme dayanımına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.13'te ve Şekil 4.19'da verildi.

Çizelge 4.13. Katana STML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		MPa Değerleri					χ^2	p*
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 Saat	728,9 ^{a,b}	48,7	729,9	642,8	792,7			
KST 5 saat	696,4 ^{a,c}	114,5	483,9	532,9	856,7	5,600	0,072	
20 saat	640,4 ^{b,c}	75,6	634,6	538,8	755,3			

Kruskal Wallis test ısıt işlem ölçümleri arası, post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. KST materyalinde ısıl işleme göre MPA dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık yoktur (Kruskal Wallis $p>0,05$).



Şekil 4.19. Katana STML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

Katana UTML materyali

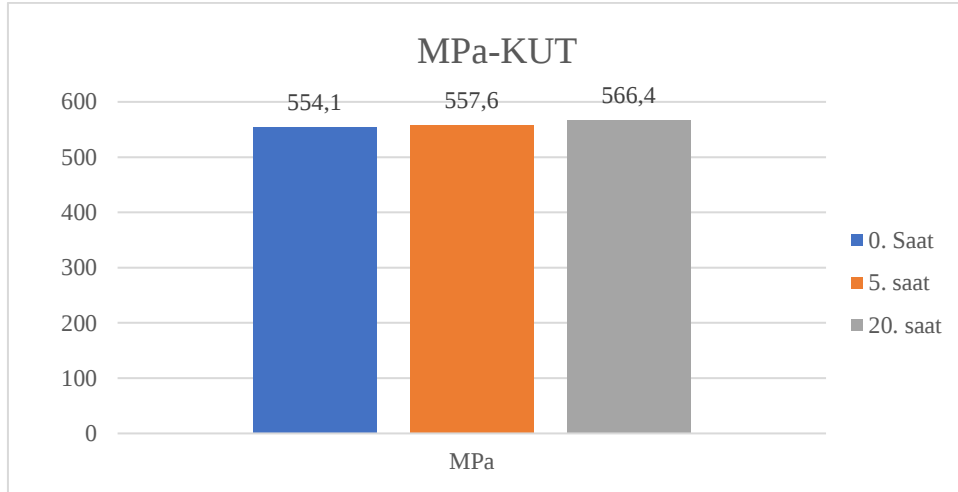
Katana UTML materyaline uygulanan ısıl işlemlerin iki eksenli bükülme dayanımına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.14'te ve Şekil 4.20'de verildi.

Çizelge 4.14. Katana UTML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

		MPa Değerleri					χ^2	p*
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 Saat	554,1 ^{a,b}	146,7	547,7	398,7	853,4			
KUT 5 saat	557,6 ^{a,c}	156,3	506,2	406,6	794	0,600	0,814	
20 saat	566,4 ^{b,c}	81,1	570,3	432,5	730,2			

Kruskal Wallis test ısıl işlem ölçümleri arası, post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. KUT materyalinde ısıl işleme göre MPA dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık yoktur (Kruskal Wallis $p>0,05$).



Şekil 4.20. Katana UTML materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

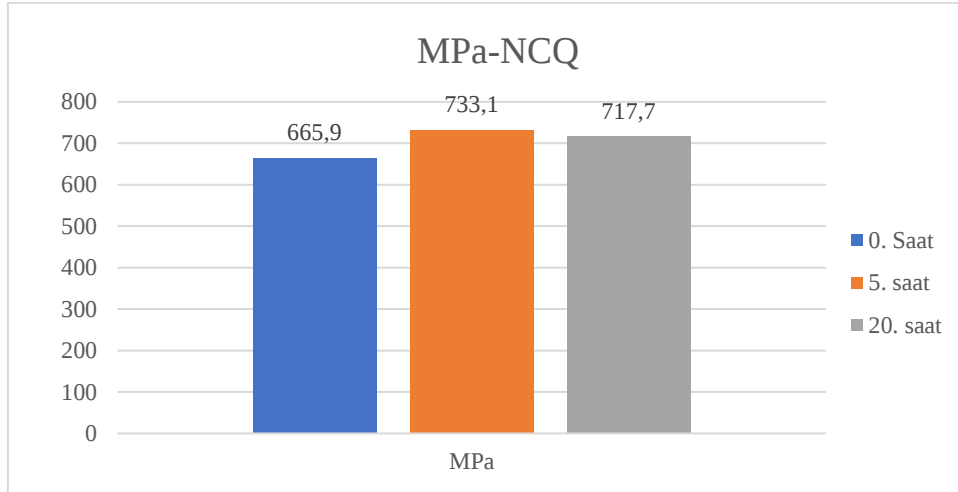
Nacera Q₃ Multi-Shade materyali Nacera Q₃ Ms materyaline uygulanan ısıt işlemlerin iki eksenli bükülme dayanımına etkisine ait sonuçlar Çizelge 4.15’ te ve Şekil 4.21’de verildi.

Çizelge 4.15. Nacera Q₃ Multi-Shade materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

MPa Değerleri							
Isıl İşlem	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum	χ^2	p*
0 Saat	665,9 ^{a,b}	92,1	695,7	486,9	756,9	4,200	0,514
NCQ 5 saat	733,1 ^{a,c}	142,1	709,9	547,4	1001		
20 saat	717,7 ^{b,c}	62,9	716,3	604,9	823,4		

Kruskal Wallis test ısıt işlem ölçümleri arası, post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. NCQ materyalinde ısıt işleme göre MPA dağılımları açısından grupların hiçbirisi arasında istatistiksel anlamlı farklılık yoktur (Kruskal Wallis $p>0,05$).



Şekil 4.21. Nacera Q₃ Multi-Shade materyalinde MPa değerleri bakımından yapay yaşlandırma işlemleri arasındaki farklılıklar

4.8. Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Materyale Göre MPa Değerleri Bakımından Karşılaştırmalar

Kontrol grubunda MPa değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.16' da ve Şekil 4.22'de verildi.

Kontrol grubu

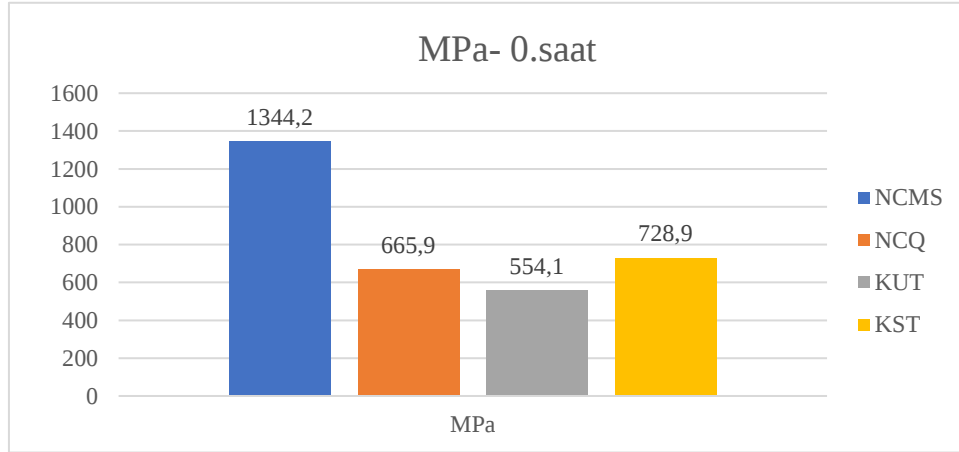
Çizelge 4.16. Kontrol grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

		MPa Değerleri					χ^2	p*
Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
0 saat	NCMS	1344,2 ^a	154,2	1310,2	1161,4	1672,4	27,085	<0,001
	NCQ	665,9 ^b	92,1	695,7	486,9	756,9		
	KUT	554,1 ^{b,c}	146,7	547,7	398,7	853,4		
	KST	728,9 ^c	48,7	729,9	642,8	792,7		

Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. 0 saat ısıt işlemi için materyale göre MPA dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık

düzeyi $<0,008$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre 0 saat için NCQ ile KUT ve KST ile KUT arasında anlamlı farklılık bulunmadı, Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu. NCMS ortalaması daha yüksek bulundu bunu sırayla KST, NCQ ve KUT izledi.



Şekil 4.22. Kontrol grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

4.8.1. 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta MPa değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.17.'de ve Şekil 4.23.'te verildi.

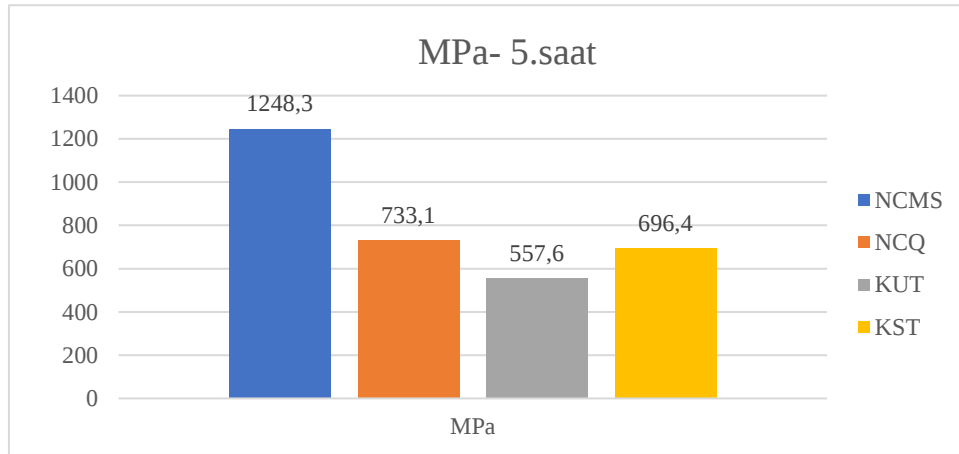
Çizelge 4.17. 5 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

		MPa Değerleri					χ^2	p*
Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
5 saat	NCMS	1248,3 ^a	66,8	1248,04	1158	1340,6	25,512	<0,001
	NCQ	733,1 ^{a,b}	142,1	709,9	547,4	1001		
	KUT	557,6 ^c	156,3	506,2	406,6	794		
	KST	696,4 ^{b,c}	114,5	483,9	532,9	856,7		

Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. 5 saat ısıtma işlemi için materyale göre MPa dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin

karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $<0,008$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre 5 saat için NCMS ile NCQ arasında, NCQ ile KST ve KST ile KUT materyalleri arasında da anlamlı farklılık bulunmadı. Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu. NCMS ortalaması anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Bunu sırasıyla NCQ, KST ve KUT materyali izledi.



Şekil 4.23. 5 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

4.8.2. 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grup

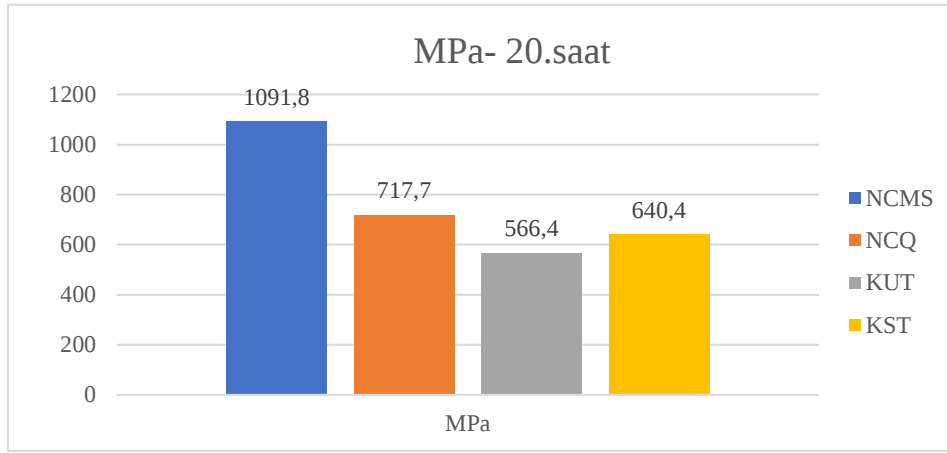
20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grupta MPa değerlerine ait bulgular her bir materyal için Çizelge 4.18’de ve Şekil 4.24’te verildi.

Çizelge 4.18. 20 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar

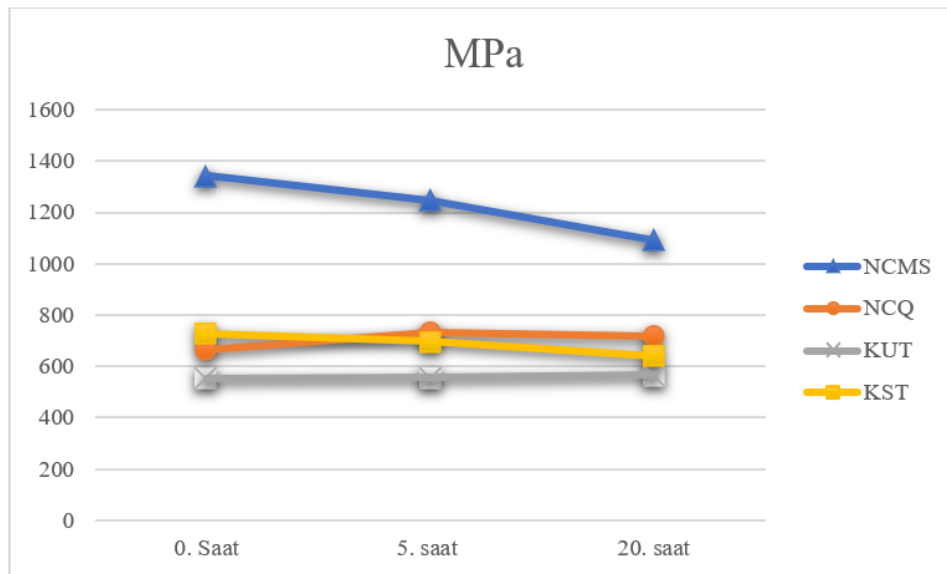
		MPa Değerleri					χ^2	p*
Materyal	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum			
20 saat	NCMS	1091,8 ^c	97,7	1092,1	946,3	1239,6	29,346	<0,001
	NCQ	717,7 ^a	62,9	716,3	604,9	823,4		
	KUT	566,4 ^b	81,1	570,3	432,5	730,2		
	KST	640,4 ^{a,b}	75,6	634,6	538,8	755,3		

Kruskal Wallis test: materyale göre gruplararası, Mann-Whitney U test: post-hoc ikili karşılaştırmalar, ortak küçük harflere sahip grupların ortalama MPa değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

İkiden fazla normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis test ile yapıldı. 20 saat ısıtılma işlemi için materyale göre MPA dağılımları açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır (Kruskal Wallis $p < 0,05$). Post-hoc ikili analizler için iki normal dağılıma uygunluk göstermeyen bağımsız değişkenin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Bonferroni düzeltmesine göre anlamlılık düzeyi $< 0,008$ olarak belirlendi. Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre 20 saat için NCMS ortalaması anlamlı olarak en yüksek bulundu. NCMS'yi NCQ takip ederken, NCQ ile KST ve KST ile KUT arasında anlamlı farklılık bulunmadı. Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu.



Şekil 4.24. 20 saat yaşlandırma grubu için MPa değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılıklar



Şekil 4.25. Tüm materyaller için yapay yaşlandırma işlemine göre iki eksenli bükülme dayanımı değerleri grafiği

Tüm materyallerin yaşlandırma işlemine göre bükülme dayanımındaki değişim Şekil 4.25'te verildi. NCMS ve KST'nin bükülme dayanımında azalma gözlenirken, KUT ve NCQ'da önemli değişiklikler izlenmedi.

Tüm grupların monoklinik faz miktarı ($X_m(\%)$) ve bükülme dayanımı (MPa) arasındaki ilişkiyi tespit etmek amacıyla elde edilen değerlere korelasyon analizi uygulandı.

4.9. Korelasyon Analizi

Spearman's rho korelasyon testi sonucunda NCMS materyali için yapay yaşlandırma işlemi 20 saatte MPa ile $X_m(\%)$ arasında pozitif yönde orta düzeyde istatistiksel anlamlı korelasyon bulundu ($p < 0,05$). Analiz sonuçları Çizelge 4.19'da verildi.

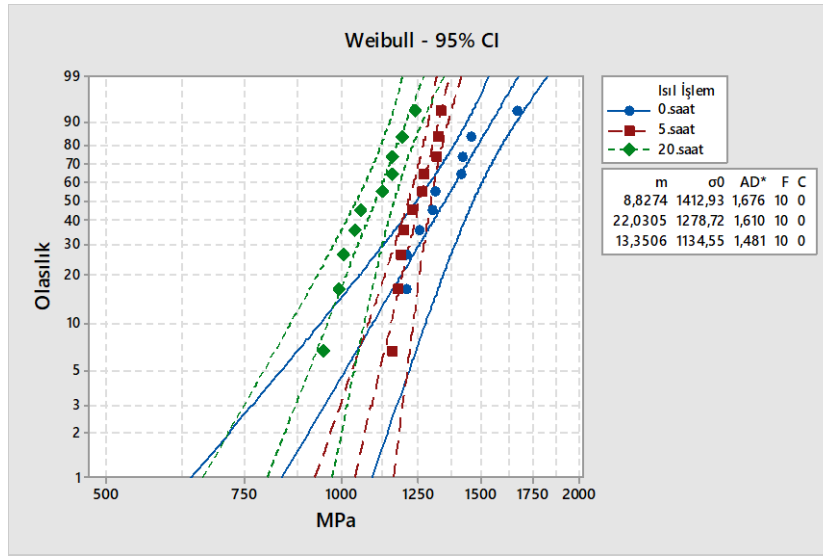
Çizelge 4.19. MPa ile $X_m(\%)$ arasında korelasyon analizi sonuçları

MPA	r p	Xm (%)		
		0 Saat	5 Saat	20 Saat
NCMS	0 Saat	-	-0,058	0,000
			0,873	1,000
	5 Saat	-	-0,525	-0,071
			0,119	0,845
	20 Saat	-	0,389	0,711
			0,266	0,021
NCQ	0 Saat	-	-	-
	5 Saat	-	-	-
	20 Saat	-	-	-
KUT	0 Saat	-	-	0,174
				0,631
	5. Saat	-	-	0,348
				0,324
	20 Saat	-	-	0,261
KST				0,466
	0 Saat	-	-0,058	0,114
			0,873	0,754
	5 Saat	-	-0,522	-0,190
			0,122	0,599
	20 Saat	-	0,290	0,114
			0,416	0,754

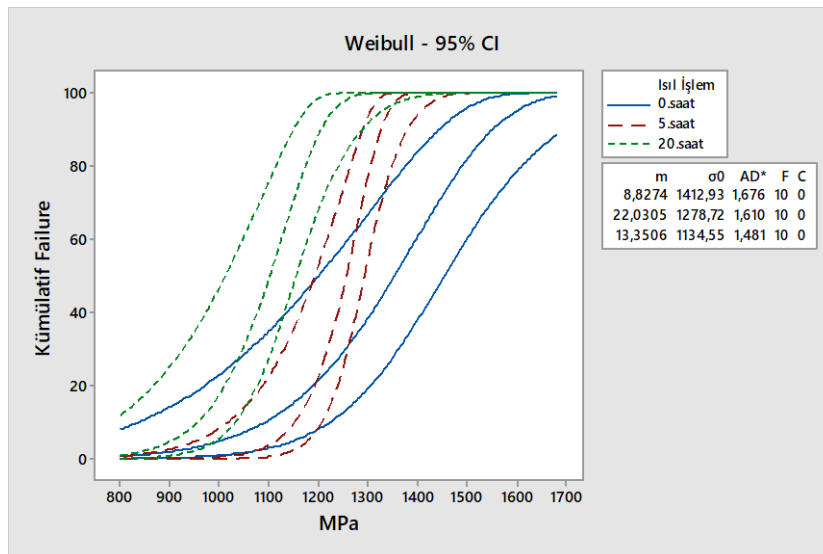
Spearman's rho korelasyon test

4.10. Weibull Analizi

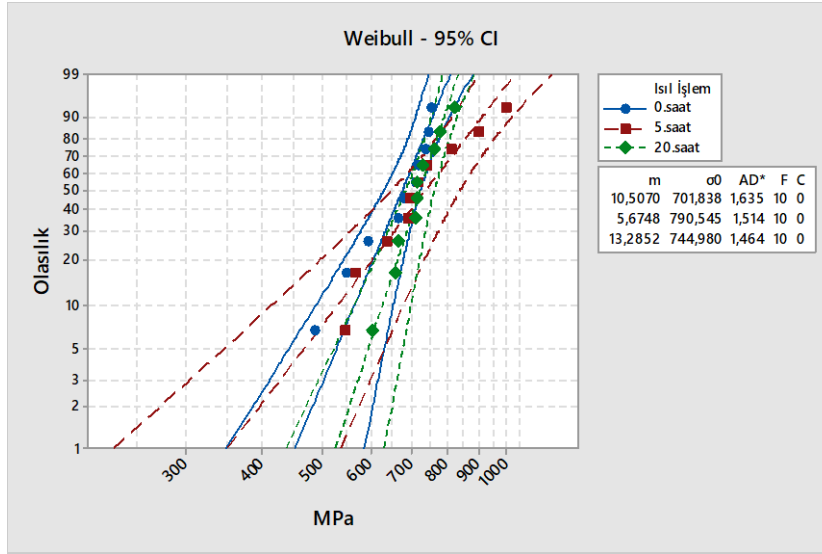
Bu çalışmada 4 farklı materyale uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonucunda elde edilen iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) verilerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin analizinde Weibull analizi kullanıldı. Weibull analizi sonucunda Weibull modülüsleri (m), karakteristik dayanımlar (σ_0), Weibull kırılma olasılığı ve Weibull dağılımı grafikleri elde edildi. Her materyalin yaşlandırma işlemine göre Weibull dağılımı grafikleri Şekil 4.26, Şekil 4.28, Şekil 4.30, Şekil 4.32’de gösterildi. Weibull kırılma olasılığı grafikleri ise her materyal için Şekil 4.27, Şekil 4.29, Şekil 4.31, Şekil 4.33’te verildi.



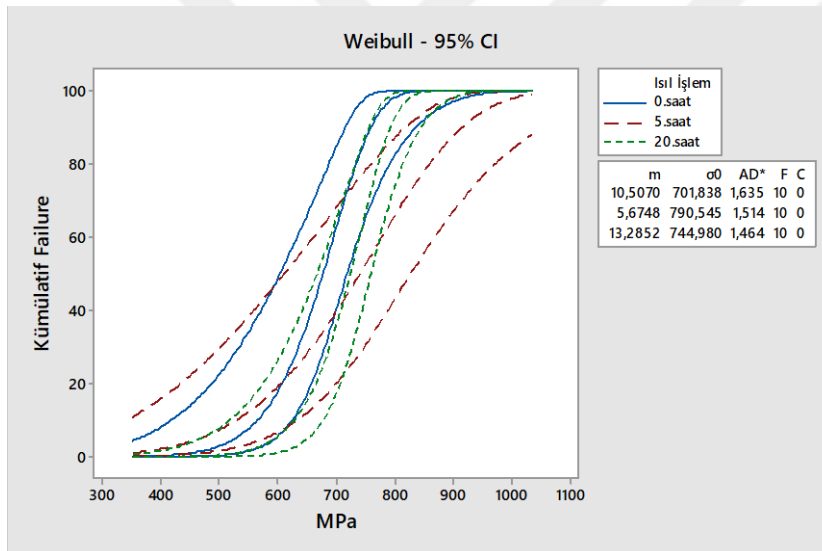
Şekil 4.26. NCMS materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği



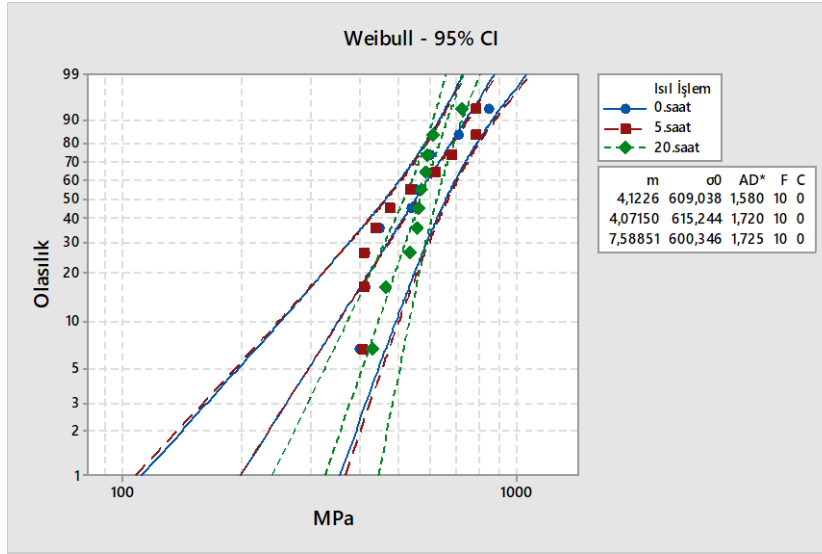
Şekil 4.27. NCMS materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği



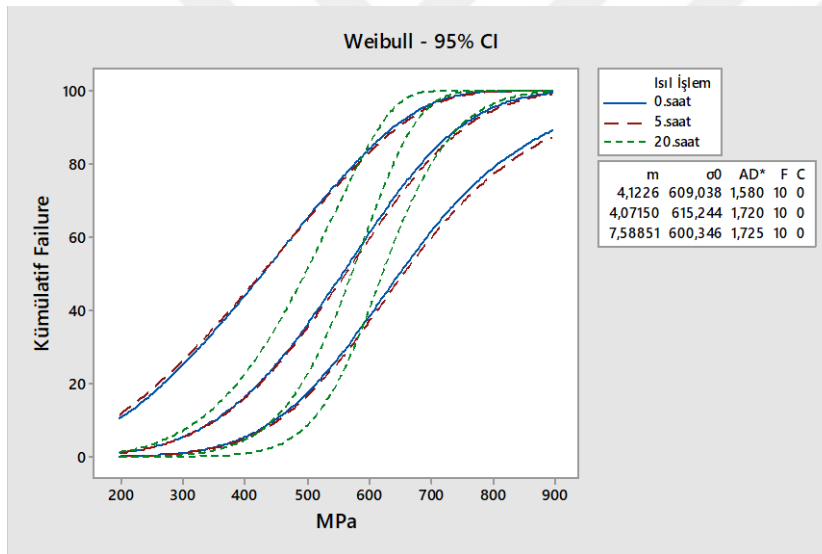
Şekil 4.28. NCQ materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği



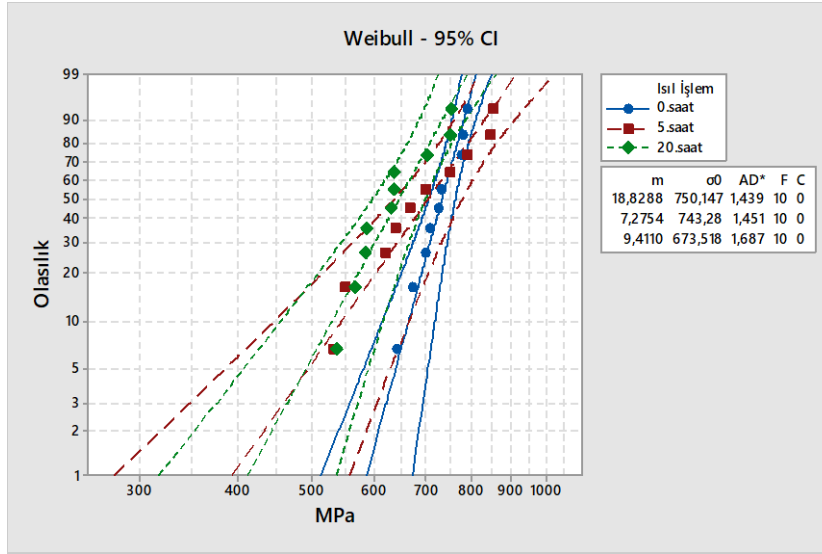
Şekil 4.29. NCQ materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği



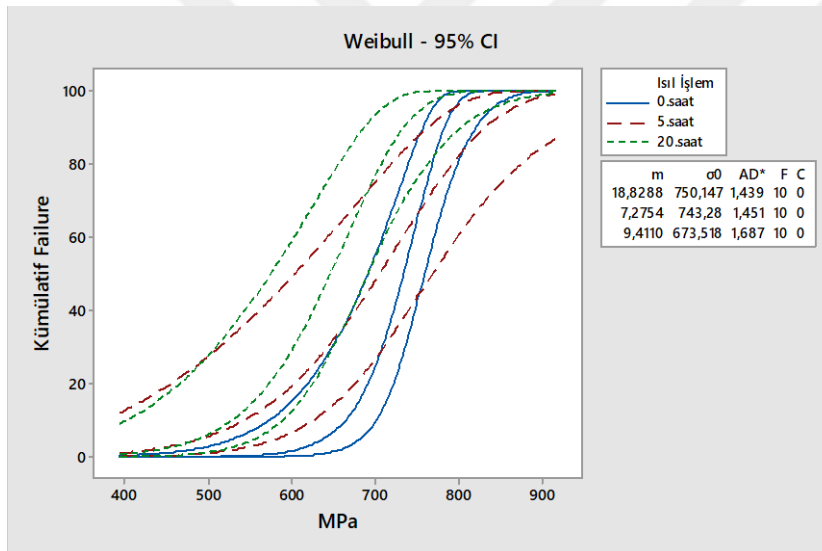
Şekil 4.30. Katana UTML materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği



Şekil 4.31. Katana UTML materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği



Şekil 4.32. Katana STML materyalinin alt gruplarına ait Weibull dağılımı grafiği



Şekil 4.33. Katana STML materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği

Weibull analizi sonucunda bulunan m ve karakteristik dayanım σ_0 değerleri Çizelge 4.20’de verildi.

Çizelge 4.20. Weibull analizi sonuçları

		Materyal							
		NCMS		NCQ		KUT		KST	
		m	σ_0	m	σ_0	m	σ_0	m	σ_0
Yapay Yaşlandırma	0 Saat	8,827 ^a	1412,9 ^a	10,507 ^a	701,8 ^{a,b}	4,123 ^{a,b}	609,0 ^{a,b}	18,829 ^a	750,1 ^a
	5 Saat	22,031 ^b	1278,7 ^b	5,675 ^b	790,5 ^{a,c}	7,275 ^{a,c}	615,2 ^{a,c}	7,275 ^b	743,3 ^b
	20 Saat	13,351 ^c	1134,6 ^c	13,285 ^c	745,0 ^{b,c}	9,411 ^{b,c}	600,3 ^{b,c}	9,411 ^c	673,5 ^c

Her materyal için, her sütun kendi içinde ortak küçük harflere sahip grupların değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Weibull analizi sonuçlarına göre her materyalin 0, 5 ve 20 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış grupların karakteristik dayanımları ve weibull modülleri birbirleriyle ikili olarak karşılaştırıldı. NCQ ve KUT'ta yaşlandırma uygulanmış gruplarda karakteristik dayanımlar arasında anlamlı farklılık tespit edilmezken, NCMS ve KST'nin grupları arasında karakteristik dayanım değerlerinin birbirinden anlamlı olarak farklılık gösterdiği belirlendi. Weibull analizi sonuçlarına göre materyallerin m değerlerinin uygulanan yapay yaşlandırma işlemine göre değiştiği saptandı. NCMS ve KST materyallerinde yaşlandırma gruplarında m değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi. En yüksek m değerleri NCMS'de 5 saat grubunda (22,031) gözlenirken, KST'de kontrol grubunda (18,829) belirlendi. NCQ ve KUT'ta ise en yüksek m değerleri 20 saat grubunda (13,285 ve 9,411) saptandı.



5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik beklentinin artması nedeniyle, hastalar ve hekimler, metal ve metal seramik restorasyonlar yerine tam seramik restorasyonları tercih etmektedir. Metal seramik ve tam seramik veneer restorasyonlarda görülen üst yapının ayrılması veya çatlaması gibi problemleri en aza indirmek için, son yıllarda, CAD/CAM sistemlerinde tek tabaka olarak şekillendirilen monolitik restorasyonların kullanımı hızla yaygınlaşmıştır [237]. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonları birçok avantaja sahiptir. Bu restorasyonlar yüksek bükülme dayanımına sahiptirler ve daha konservatif diş hazırlığı gerektirirler. Ayrıca antagonist dişler üzerindeki aşınmayı en aza indirirler, estetikirler, daha az laboratuvar süresi ve daha az seans gerektirirler. Monolitik olarak üretilmeleri ise istenmeyen ayrılma kopma gibi problemleri ortadan kaldırır [81, 238-240].

Günümüzde zirkonyum; yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi, estetik özellikleri ve biyouyumluluğu ile ön plana çıkan bir malzemedir [16, 17]. Geleneksel zirkonya bloklar 900-1200 MPa'lık bükülme dayanımına sahiptirler ve çok üyeli restorasyonların yapımına imkan verirler [80]. En yaygın olarak kullanılan dental zirkonyumlar itriyumla stabilize edilmiş Y-TZP şeklinde olan TZP tipidir, çünkü bu form işlenme ve sinterleme sonrası en yüksek dayanıma ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [20, 54]. Y-TZP restorasyonlarda en çok kullanılan itriyum oksitin TZP tipi olan, saf zirkonya ağırlığının %3 oranında ilave edilmesiyle elde edilen 3Y-TZP'dir [107, 112, 113]. Fakat 3Y-TZP restorasyonların en büyük dezavantajı opak bir materyal olması ve translüsensliğinin az olmasıdır [124, 127]. Bu sorunları çözmek ve anatomik konturlarda restorasyonlar üretmek için daha translüsent monolitik zirkonya geliştirilmiştir [16, 241]. Y-TZP'nin opaklık sorununu çözmek için, yüksek yarı saydam monolitik zirkonya seramik restorasyonlar üretilmiştir [34, 241-243].

İtriya içeren zirkonya seramiklerinin yarı saydamlığını iyileştirmek için, alümina parçacıkları ve gözenekler gibi ikincil fazlar tarafından ışık saçılımı en aza indirilmiş, optik olarak daha izotropik kübik fazlı zirkonya ve daha az çift kırılmalı tetragonal zirkonya ekleyerek itriya içeriği arttırılmıştır [16, 124, 134]. Geleneksel monolitik zirkonyanın translüsensliğini iyileştirmek için itriya içeriğinin arttırılması dahil olmak üzere yeni yöntemler kullanılmıştır. Kübik faz zirkonyum eklenmesi bunlardan en önemlisidir. Üretim sırasında eklenen Al_2O_3 miktarının ağırlıkça %0.25'ten ağırlıkça %0.1'e düşürülmesi; Y-

TZP' ye %0.2 mol La_2O_3 eklenmesi de zirkonyanın translüensliğini arttırmak için kullanılan bir yöntemdir. Ayrıca sinterleme süresinin ve sinterleme sıcaklığının değiştirilmesi; ve tane boyutunun azaltılması gibi uygulamalar da kullanılmıştır [124, 146, 147].

Zirkonyanın translüenslik özelliklerinin artırılması, monolitik restorasyonlar için estetik özelliklerin iyileştirilmesini sağlamıştır. Artan translüensi ve yeterli mekanik özellikler nedeniyle, yüksek translüens zirkonya, monolitik restorasyonlar için alternatif bir malzeme olarak kullanılabilir hale gelmiştir [149]. Monolitik zirkonyayı geliştirmek amacıyla kısmen stabilize edilmiş zirkonyalar geliştirilmiştir. Kısmen stabilize edilmiş zirkonyalar; (%4 mol (4YPSZ) veya %5 mol (5Y-PSZ)) elde etmek için daha yüksek bir itriya içeriği kullanılarak ve artan miktarda çift kırılmaya uğramayan kübik faz kullanılarak elde edilmiştir [134]. Bunlara yüksek translüensliğe sahip, itriya içeriği artırılmış zirkonya denilmektedir [244].

Çalışmada kullanılan Katana UTML, ultratranslütent zirkonya olarak bilinmektedir [244]. İçeriğinin %8-11'ini Y_2O_3 oluşturmaktadır [245]. Kwon ve arkadaşları ultra yarı saydamlık gösteren bu malzemenin, bu sayede ön bölgedeki restorasyonlar için kullanılabileceğini ve aşınmaya karşı dayanıklı bir malzeme olduğunu bildirmişlerdir [246]. Üretici firma tarafından bükülme dayanımı 557 MPa, termal genleşme katsayısı $9.7 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ olarak belirtilmiştir. Kullanım alanı üretici firma tarafından inley, onley, restorasyonlar, tek diş restorasyonları ve anterior bölgede üç üniteye kadar köprüler olarak bildirilmiştir [245]. Çalışmada kullanılan diğer bir malzeme Katana STML, literatürde süpertranslütent zirkonya olarak geçmektedir [244]. %7-10 Y_2O_3 içeren bu malzeme doğal dişlere benzer ışık geçirgenliği sağlamaktadır [245]. Üretici firma tarafından verilen bilgiye göre $9.8 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ termal genleşme katsayısı ve 748 MPa bükülme dayanımına sahip olması nedeniyle tek diş restorasyonlarında, üç üniteye kadar köprülerde ve iki parçalı abutment olarak kullanılabilmektedir [245]. Bir diğer malzeme Nacera Pearl Q³ MS üretici firmanın verdiği bilgiye göre %40 tetragonal ve %60 kübik zirkonya ve %6 mol Y_2O_3 içermektedir. Nacera Pearl Q³, ultra yüksek yarı saydam zirkonyadır en son zirkonya nesline dayalı olarak geliştirilmiştir. 6Y-PSZ zirkonya, yüksek kübik faza sahiptir, ışık geçirgenliği ve dolayısıyla yarı saydamlığı büyük ölçüde artırılmıştır. 600 MPa bükülme dayanımına sahiptir, bu sayede yüksek estetik monolitik tekli kuronların yanı sıra üç üniteye kadar restorasyonlara endikasyon sağlamaktadır [247].

Çalışmada kullanılan materyallerin yüksek itriya ve kübik faz içeriğine sahip olmasının pek çok avantajı vardır. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki yüksek itriya içeriğine sahip bu malzemeler iyi stabilize olmaları sebebiyle t-m faz dönüşümüne uğramazlar ya da çok az uğrarlar [133, 244, 248, 249]. Bu dönüşümün olmaması aynı zamanda zirkonyayı düşük ısı bozunmasının sebep olduğu olumsuz etkilerden korur [16, 147]. Çünkü geleneksel zirkonyanın LTD'ye karşı son derece duyarlı olması materyalin uzun ömürlülüğünü tehlikeye atmaktadır [34, 241, 244].

Metastabil tetragonal faz mekanik stres olmadan nemli atmosferde materyalin yüzeyinden başlayarak kütlenin içerisine doğru monoklinik faza dönüşür. Bu da mikroçatlaklara neden olur ve zirkonyanın mekanik dayanımını düşürür. Bu süreç düşük ısı bozunması ya da yaşlanma olarak adlandırılır [250]. Guo ve arkadaşları oral kavitedeki zirkonya seramiklerine uzun dönemde en zararlı etkinin LTD olduğunu bildirmişlerdir [251]. Bu durum zirkonyanın monolitik olarak kullanımında bir problem yaratmaktadır [194]. Dolayısıyla pek çok araştırmacı bu konuyla ilgili çalışmalar yapmış, LTD'nin zirkonya seramiklerin üzerinde neden olduğu mekanik ve faz değişimi etkilerini araştırmışlardır [117, 190, 231, 252, 253]. Fakat yeni geliştirilen yüksek itriya içeriğine sahip yüksek translüsensliğe sahip zirkonya seramiklerin LTD'den nasıl etkilendiğine dair çalışmalar sınırlıdır [152, 244, 254]. Bu nedenle; yeni üretilen, itriya içeriği ve kübik faz miktarı yüksek, dolayısıyla daha stabilize, faz dönüşümünün olumsuz özelliklerini barındırmayan, yüksek translüsensliğe sahip yarı saydam zirkonyaların araştırılması son derece önemlidir. Bu sebeple bu çalışmada yüksek translüsensliğe sahip zirkonyalar üzerindeki LTD'nin etkileri araştırılmış ve translüsent 3Y-TZP zirkonyayla kıyaslanmıştır.

Zirkonya restorasyonlar oral kavite içerisinde sürekli yüklemeye ve ıslak çevreye maruz kaldığından diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için benzer koşullar sağlanması ve bu koşullarda değerlendirmelerin yapılması gereklidir [194]. Fakat Chevalier ve arkadaşları in vivo koşullar altında bu sürecin oldukça yavaş olduğunu ve oral ortamda transformasyonun etkisini ortaya çıkarmak için zaman içerisinde daha kapsamlı deneyler gerektiğini bildirmişlerdir [117].

Seramik materyallerle ilgili deneylerin in-vivo koşullarda yapılmasının zaman alıcı ve zor olması nedeniyle, etkinliklerini değerlendirmek ve uzun dönemdeki davranışlarını önceden öngörebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında birtakım yöntemler uygulanır. Bunlardan

ısısal olarak uygulananlar düşük ısı bozunması ve ısısal siklustur [181, 182]. Yapılan çalışmalar termal döngünün otoklavdan çok daha fazla zaman aldığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, termal döngü genellikle zirkonyanın bağlanma özellikleri ile ilgili çalışmalarda tercih edilen yapay yaşlandırma yöntemidir [255-257].

LTD zirkonyada faz değişimlerinin tespiti ve monolitik faz miktarının ölçülmesi için uygulanan bir testtir. Zirkonya seramiklerinin LTD testleri genellikle, su buharının, basıncın, sıcaklığın ve geçen zamanın kontrollü deneysel değişkenler olduğu otoklav veya buhar odalarında gerçekleştirilir [258]. Yapılan çalışmalar LTD'nin, artan sıcaklıklarda (120-140 °C) buharlı otoklav işlemleriyle indüklenebileceğini, bu sayede Y-TZP kristallerinin faz dönüşümünün su veya buhar varlığında gerçekleşeceğini bildirmiştir [117, 194, 252, 259]. Bu çalışmada faz dönüşümünü ve LTD'nin translüsent zirkonya sistemleri üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla deney yöntemi olarak buharlı otoklav kullanılmıştır.

Y-TZP restorasyonlarda LTD'yi indüklemek ve faz değişimine etkisini gözlemlemek için otoklavda farklı sürelerde yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. ISO 13356 standardına göre hızlandırılmış yaşlandırma prosedürü olarak otoklavda (134±2)°C'de 2 bar basınçta 5 saatlik bir sürenin yeterli olduğu bildirilmiştir [202]. Chevalier ve arkadaşlarına göre otoklav koşulları altındaki (134 °C'de, 2 bar basınç altında) 5 saatlik sürenin in vivo ortamda vücut sıcaklığında 15-20 yıllık maruz kalmaya eşdeğer olduğu rapor edilmiştir [250, 260, 261]. Yine Chevalier ve ark.'na göre 3Y-TZP zirkonya malzemeleri için otoklav koşulları altında (134 °C'de, 2 bar su buharı altında) bir saatlik maruz kalmanın in vivo ortamda, vücut sıcaklığında 3-4 yıllık maruz kalmaya eşdeğer olduğunu bildirmişlerdir [117]. Kohorst ve arkadaşları [188]'nin ve Chevalier ve arkadaşlarının [262] yaptığı bir diğer çalışma da bu bilgiyi destekler niteliktedir. Lee ve arkadaşlarına göre ise 1 saat boyunca düşük ısı bozunması XRD ile analiz edildiğinde sadece küçük miktarlarda m fazın oluşmasına yol açarken, 1 saatten uzun süren otoklavlamadan sonra daha yüksek miktarda m fazı ölçülmüştür [258]. Too ve arkadaşları ise yüksek translüsent zirkonyalarla yaptıkları çalışmada örneklerini otoklav kullanılarak 134 °C'de, 2 bar basınç altında 20 saate kadar yaşlandırmışlardır. Çalışmalarındaki 20 saatlik yaşlandırmanın vücut sıcaklığında (37°C) 20-40 yıllık yaşlanmaya karşılık geldiğini ve tüm grupların 5 saate kadar yaşlanmaya karşı dirençli olduğunu rapor etmişlerdir [263].

Chevalier ve arkadaşları kapsamlı bir t→m dönüşümünü (yaklaşık %80) teşvik etmek için 20 saatin yeterli bir zaman olduğunu bildirmişlerdir [117, 264]. 20 saat boyunca 134 °C'de, 2 bar basınç altında otoklavda yaşlandırma işlemi uygulayan çalışmalar, otoklavda geçen 20 saatlik sürenin kapsamlı bir t→m faz dönüşümünü desteklediğini göstermiştir [250, 265]. Ayrıca Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 10 saatten uzun süren düşük ısı bozunmasının, m fazının 31.5° 2θ civarında başka tepe noktaları göstermeye başladığını bildirmişlerdir [258]. Pereira ve arkadaşları düşük ısı bozunmasının Y-TZP üzerindeki etkilerini araştırdıkları derleme ve meta-analiz çalışmalarında; ISO 13356 [202] standardına göre klinik ortamda kullanılacak malzemenin davranışını değerlendirebilmek amacıyla m faz içeriğinin %25'ten fazla olmaması için 134 °C'de, 2 bar'da 5 saat boyunca otoklavda yaşlandırmanın yeterli olduğunu bildirirken; yaşlanma davranışını ve bunun mekanik özellikler üzerindeki etkilerini değerlendirmek ve karakterize etmek için en az 2 bar basınç ve 20 saatten fazla bir sürede 134 °C sıcaklıkta otoklavda düşük ısı uygulamasının en uygun olduğunu bildirmişlerdir [190]. Başka bir çalışmada Zhuang ve arkadaşları, zirkonya örneklerine uygulanan uzun düşük ısı bozunması sürelerinin dental restorasyonların ömrünü çok aşacak ve stres birikimini ve diğer faktörleri de göz önünde bulunduracak şekilde 20 saat olarak belirlemişlerdir. Çalışmada kullandıkları 20 saatlik düşük ısı bozunması süresinin, vücut sıcaklığında 30 ila 80 yıla karşılık geleceğini rapor etmişlerdir [261]. Bu çalışmalar doğrultusunda bu çalışmada da LTD 'nin tespit edilebilmesi ve zirkonya üzerinde oluşabilecek mekanik etkilerin incelenebilmesi amacıyla örneklerle kontrol grubu dışında, 5 saat ve 20 saat otoklavda düşük ısı bozunması uygulandı.

LTD'ye bağlı oluşan faz transformasyonunu gözlemlemek, zirkonya seramiklerin yaşlanma davranışlarını karakterize etmek için oldukça önemlidir. Günümüzde faz transformasyonunu belirlemek için birçok farklı teknik mevcuttur [226]. Kohorst ve ark; farklı stabilize edici oksitlerle stabilize edilmiş zirkonya seramiklerin yaşlanma davranışlarını kapsamlı bir şekilde araştırmak için zirkonya seramikleri XRD, AFM (Atomik kuvvet mikroskopisi) ve SEM (Taramalı elektron mikroskobu) gibi farklı analiz metodlarıyla incelemişlerdir [188]. Güncel birçok çalışmada ise t-m dönüşümünü, tetragonal ve monoklinik tepe noktalarını belirlemek için XRD yöntemi kullanılmıştır [244, 254, 259, 266]. XRD; zirkonyanın faz dönüşümünü örneklerle zarar vermeden, nicel değerlendiren geleneksel ilk tekniktir, dönüştürülen faz miktarını, %5'ten az olduğu durumlarda bile belirleyebilen bir yöntemdir [226]. Bu çalışmada bu sebeple LTD'ye bağlı t-m dönüşümünü değerlendirebilmek amacıyla

XRD analizi yöntemi kullanıldı, örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı değerleri Garvie ve Nicholson denklemi [84] kullanılarak tespit edildi.

Bu çalışmanın X_m (%) değerleri materyaller bakımından incelendiğinde, 0 saat grubunda materyaller arasında anlamlı farklılık tespit edilmezken, 5 saat ve 20 saat düşük ısı bozunması sonunda materyaller arasında istatistiksel anlamlı farklılık olduğu, düşük ısı bozunmasının bu çalışmada kullanılan materyallerin üzerinde farklı etkilere sahip olduğu saptandı. Farklı sürelerdeki düşük ısı bozunmasının Nacera MS ve Katana STML materyali için istatistiksel olarak farklı monoklinik faz miktarı değerleri gösterdiği belirlenirken, Katana UTML ve Nacera Q3'te X_m (%) değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği tespit edildi. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, düşük ısı bozunmasının, Katana UTML ve Nacera Q3 için anlamlı olarak farklı istatistiksel sonuçlara sebep olmadığı fakat translüsent 3Y-TZP olan Nacera MS 'te ve yüksek translüsent Katana STML'de anlamlı olarak farklı monoklinik faz değerlerine sebep olması nedeniyle reddedildi.

Inokoshi ve arkadaşları [265] farklı yüzey işlemleri ve LTD'nin Y-TZP üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada Aadva (GC, Tokyo, Japonya), In-Ceram YZ (VITA, Bad Säckingen, Almanya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), Lava Frame ve Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bloklardan elde ettikleri örneklerle farklı yüzey işlemleri (polisaj, Al_2O_3 kumlama, CoJet kumlama) uygulamışlar ve grupları $134^\circ C$ 'de standart 2 bar buhar basıncı altında otoklavda 40 saate kadar düşük ısı bozunması testine tabi tutarak gruptaki monoklinik faz hacmini değerlendirmek amacıyla XRD analizi uygulamışlar. Bu çalışmada kullanılan yöntemle benzerlik göstermesi sebebiyle Inokoshi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadaki polisaj uygulanıp yaşlandırılmış gruplar değerlendirildiğinde 5 saat için tüm Y-TZP materyallerin monoklinik faz hacmi Nacera MS ve Katana STML'ye benzer şekilde %1 ila %10 arasında değişmektedir. Bu çalışmada 5 saat için Nacera MS %7 monoklinik faz miktarı içerirken Katana STML %2 monoklinik faz içermektedir. Benzer olarak başka bir çalışmada Lucas ve arkadaşları [267] Y-TZP materyallerinden Lava ve Lava Plus (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) LK1 ve LK2 (LK Inter Corp, Tayvan) elde ettikleri örneklerine sinterleme sonrası yüzeyi polisajlanmış halde $134^\circ C$ 'de 2 bar basınçta 5 saat boyunca düşük ısı bozunması uygulamışlar ve X_m miktarlarını Lava için %6.64, Lava Plus için %4.03, LK1 için %0.39 ve LK2 için %2.54 olarak tespit etmişlerdir. Farklı olarak Sim ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada ise [268], Y-TZP Katana zirkonya blok(Kuraray Noritake Dental Inc., Aichi, Japonya)'tan

hazırladıkları disk şeklindeki örneklerine farklı yüzey işlemleri uygulamışlar ve kontrol grubu, çok ince elmas frez ile aşındırılmış grup, zirkonya taş frezle aşındırılmış grup, zirkonya taş frezle aşındırılmış ve polisajlanmış grup olmak üzere 4 gruba ayırmışlardır. Daha sonra otoklavda 5 saat boyunca yaşlandırdıkları grupları X_m bakımından değerlendirmişlerdir. Kontrol grubu için %18.20, çok ince elmas frez ile aşındırılmış grup için %11.87, zirkonya taş frezle aşındırılmış grup için %12.47, zirkonya taş frezle aşındırılmış ve polisajlanmış grup için %12.20 X_m değeri tespit etmişlerdir. Bu çalışmadaki 5 saat grubunun aksine daha yüksek monoklinik faz tespit etmelerinin sebebinin ise örneklere uyguladıkları frezle aşındırma işleminin yarattığı stres ve faz dönüşümünü tetiklemiş olabileceği düşünülmektedir.

Zhuang ve arkadaşları [261] yapmış oldukları çalışmada Y-TZP bloklardan Lava (3M ESPE, St. Paul, MN), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Zenostar T1 (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya), ST (Upcera, Shenzhen, Çin) iki farklı kalınlıkta elde ettikleri örneklerin yüzeylerini 6 μm elmas pat ile parlatmışlar, ardından ISO 13356 standardına göre otoklavda 10 ve 20 saat iki grup olacak şekilde düşük ısı bozunmasına maruz bırakmışlardır. Daha sonra örnekleri XRD analizi ile analiz etmişler ve monoklinik faz miktarını ölçmüşlerdir. Kontrol grubundaki örneklerin XRD sonuçları bu çalışmanın sonuçlarıyla benzerdir ve monoklinik faz içermemektedir. Ayrıca 10 saat sonra 0,8 mm grupları %11,37 (Vita) ile %18,87 (Lava) arasında monoklinik faz içerirken, 1,5 mm grupları %8,83 (Vita) ve %16,96 (Lava) monoklinik faz içerdiğini bildirirken, 20 saat grubunda 0,8 mm kalınlıkta yaklaşık %30, 1,5 mm gruplarının ise yaklaşık %20 monoklinik faz içerdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca çalışma sonuçlarına göre yaşlanma süresi ile monoklinik fazın yüzdesinin arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da buna benzer olarak artan yaşlandırma süresiyle beraber monoklinik faz miktarı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmış 5 saat için Nacera MS'te (%7) ve Katana STML'de (%2) monoklinik faz belirlenirken 20 saat için Nacera MS'te (%92) ve Katana STML'de (%8) monoklinik faz belirlendi. Benzer başka bir çalışmada Pereira ve arkadaşları [264] Lava Frame (3 M ESPE) Y-TZP blok kullanarak disk şeklinde ürettikleri örneklerini kaba polisajlanmış grup, ince polisajlanmış grup ve kontrol grubu olmak üzere 3 gruba ayırmışlardır. Ardından örneklere 20 saatlik düşük ısı bozunması uygulamış ve monoklinik faz miktarını hesaplamışlardır. Sonuçlara göre kontrol grubu için %53.33, kaba polisajlanmış grup için %28.75, ince polisajlanmış grup için %15.75 X_m değeri tespit etmişlerdir. Göreceli monoklinik faz miktarlarının özellikle 20 saat grubu için bu çalışmada Nacera MS materyalinin daha yüksek çıkmasının sebebinin ise çalışmalarda

kullanılan Y-TZP blokların hepsinin içeriğinde LTD'ye karşı dirençli olmalarını sağlayan Al_2O_3 bulunmasına rağmen bu çalışmada kullanılan Nacera MS materyalinin içeriğinde translüensliği arttırmak amacıyla Al_2O_3 bulunmaması olduğu düşünülmektedir.

Flinn ve arkadaşları [254] yaptıkları çalışmada 4 translüsent Y-TZP seramikten Katana ML (Kuraray Noritake Dental Inc), Katana HT13 (Kuraray Noritake Dental Inc), Prettau (Zirkonzahn) ve BruxZir (Glidewell Laboratories) elde ettikleri örneklerini $134^{\circ}C$, 0,2 MPa'da buharda 5, 50, 100, 150 ve 200 saatte hızlandırılmış yaşlandırmaya maruz bırakmışlardır. Ardından XRD analizini kullanarak monoklinik faz miktarını hesaplamışlardır. 200 saatlik yaşlanmadan sonra, ortalama monoklinik faz miktarı değerlerinin Prettau için %76,1'e, BruxZir için %76 'ya, Katana ML için %35,8'e ve Katana HT13 için %33,2'e yükseldiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan Nacera MS örneklerinin 20 saat yaşlandırması sonucunda çıkan X_m değerinin (%92) bu çalışmanın 200 saatlik grubuna kıyasla daha yüksek çıkmasının sebebi ise hem örnek kalınlıklarının farklı olması hem de çalışmada kullanılan materyallerin Nacera MS (%4,5-%6)'ye göre yüksek Y_2O_3 içeriğine sahip olmalarından dolayı Prettau (%8,27), Katana ML (%10,95), Katana HT13 (%10,91), BruxZir (%9,75) LTD'ye daha dirençli olduğundan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada Prettau ve BruxZir için monoklinik faz miktarının 5 ila 50 saat arasında ve Katana ML ve Katana HT13 için 50 ila 100 saat arasında hızla arttığı bildirilirken bu çalışmada Nacera MS ve Katana STML için 0 ila 20 saat arasında anlamlı olarak artış göstermiştir.

Mešić ve arkadaşları [269]'nın yaptıkları çalışmada yüksek translüsent Katana STML materyaline uygulanan 3 saat düşük ısı bozunması uygulamasının ardından monoklinik faz tespit edilmemesi bu çalışmadan farklı olarak dikkat çekmektedir. Fakat çalışma incelendiğinde Mešić ve arkadaşlarının düşük ısı bozunması için kullandıkları sürenin yetersiz olabileceği ve XRD analizi için örnek sayısının kısıtlı olmasının sonuçları etkilediği düşünülmektedir. Aynı şekilde Klokarnpraset ve arkadaşlarının [270] yüksek translüsent Katana STML materyali ile yaptıkları çalışmada otoklavda $120^{\circ}C$ 'lik sabit sıcaklıkta ve su içinde 12 saat bekleterek düşük ısı bozunması uyguladıkları çalışmada örneklerde monoklinik faz tespit etmemişlerdir. Bu farklılığın sebebinin ise düşük ısı bozunması için bu çalışmada kullandığımız ve standartta belirtilen yöntemden farklı bir yöntem kullanmış olduklarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü farklı bir çalışmada Putra ve arkadaşları [271] Katana STML'den elde ettikleri örnekleri $134^{\circ}C$ sıcaklıkta ve 2 bar

basınçta otoklavda 100 saate kadar yaşlandırdıktan sonra monoklinik faz hacimlerini incelemişlerdir ve bu çalışmayla benzer olarak (%2) 5 saat grubu için %2.205 monoklinik faz miktarı tespit etmişlerdir. Yine Katana STML için çalışmanın 50 saat ve 100 saat grubu incelendiğinde ise bu çalışmanın 20 saat grubuyla (%8) benzer olarak sırasıyla %8.462 ve %8.081 monoklinik faz tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Bu çalışma göz önünde bulundurularak Katana STML için bu koşullar altındaki yaşlandırmanın 20 saatten sonra monoklinik faz doygunluğuna ulaşmış olabileceği düşünülmektedir.

Xm (%) değerleri yüksek itriya içeriğine sahip Katana UTML ve Nacera Q3 için incelendiğinde kontrol, 5 ve 20 saat yaşlandırma işlemleri uygulanmış gruplarda monoklinik faza rastlanmadı ve herhangi bir faz dönüşümü gerçekleşmediği görüldü. Bu malzemelerin yaşlanmaya karşı gösterdikleri yüksek direnç, daha yüksek stabilizatör içeriği (%5 ve %6 mol) ve dolayısıyla faz dönüşüm mekanizmasının ortadan kalkmasıyla alakalı olabilir. Ayrıca mikro yapılarında büyük miktarda kübik kristal içermeleri de faz dönüşümünü ortadan kaldırmış olabilir [133, 244].

Pereira ve arkadaşları [244] üç farklı yüksek translüsent Katana zirkonya seramikleri; Katana ML/HT, Katana STML, Katana UTML (Kuraray Noritake Dental Inc.,Tokyo, Japonya) kullanarak yaptıkları çalışmada örnekleri 20 saatlik bir süre boyunca yaşlandırmaya tabi tutmuşlardır. Ardından XRD analizi ile monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarını tespit ettikleri çalışmada; Katana ML'nin bu çalışmadaki Nacera MS materyaline benzer olarak yaşlandırma uygulanmadan önce yalnızca tetragonal fazdan oluştuğunu 20 saat yaşlandırma uygulandıktan sonra ise kapsamlı bir t-m faz dönüşümü ile tetragonal faz tepe noktasına ek olarak monoklinik tepe noktalarının da oluştuğunu rapor etmişlerdir. Katana STML ve UTML ile ilgili olarak, bu çalışmada Katana UTML ve Nacera Q3 materyaliyle benzer şekilde esas olarak tetragonal faz ve kübik faz tepe noktalarının görüldüğünü, her iki zirkonya seramiğin de 20 saat yaşlandırma işleminden sonra mikroyapısının değişmeden kaldığını monoklinik faz oluşmadığını rapor etmişlerdir. Bunun sebebinin de kübik fazın tam stabilizasyonundan sorumlu olduğunu bu nedenle mikroyapının değişmediğini bildirmişlerdir. Farklı olarak bu çalışmada Katana STML materyalinin hem 5 saat hem de 20 saat yaşlandırma grubunda monoklinik faz tespit edilmesinin sebebinin ise örneklerin üst yüzeyine elmas frezlerle yapılan polisaj işlemi sırasında örnekler yüzeyinde oluşan stresin t-m faz dönüşümünü uyarmış olabileceği düşünülmektedir.

Materyaller X_m (%) değerleri bakımından karşılaştırıldığında hem 5 saat hem de 20 saat yaşlandırma işlemi için Nacera MS ile Katana STML arasında ve Nacera Q3 ile Katana UTML arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Diğer tüm ikili gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmuştur. Nacera MS ve Katana STML ortalaması diğer malzemelerden daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, faz dönüşümü açısından yüksek itriya içeriğine sahip olan 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ'nin otoklav kaynaklı LTD'ye 3Y-TZP ve 4Y-PSZ'den daha dirençli olduğunu göstermiştir. Benzer bir çalışmada Harada ve arkadaşları 3Y-TZP Lava Plus Zirkonya (3M/ESPE) ve 5Y-PSZ Lava Estetik Zirkonya A3 (3M/ESPE) materyalinden elde ettikleri örneklerini LTD 'yi uyarmak için 50 saat boyunca otoklavda yaşlandırmışlar ardından faz dönüşümünü belirlemek için XRD ile analiz etmişlerdir. Sonuçlara bakıldığında bu çalışmadaki 0 saat grubuyla benzer olarak yaşlandırılmamış gruplar için monoklinik faz tespit etmemişken, yaşlandırma sonrası ise hem 5Y-PSZ hem de 3Y-TZP numunelerinde monoklinik faz tespit etmişlerdir. 5Y-PSZ için elde edilen monoklinik tepe noktaları nispeten küçükken, 3Y-TZP'ler için tetragonal fazların pik yoğunluğunda önemli bir azalma olduğunu belirtmişlerdir. 50 saatlik LTD'den sonra, 3Y-TZP için %66.3 monoklinik faz, bu çalışmadan farklı olarak 5Y-PSZ için ise %6,5-8,0 monoklinik faz miktarı tespit etmişlerdir. Bunun bu çalışmadaki örnekleri maruz bıraktığımız otoklavdaki sürenin (5 saat ve 20 saat grubu) daha kısıtlı olmasından kaynaklandığı 20 saatin yüksek itriya içeriğine sahip zirkonyalar için t-m faz dönüşümünü uyarmadığı fakat 50 saatin uyarmış olabileceği düşünülmektedir. Aynı zamanda Harada ve arkadaşları bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olarak faz dönüşümü açısından 5Y-PSZ'nin otoklav kaynaklı LTD'ye 3Y-TZP'den daha dirençli olduğunu rapor etmişlerdir. 3Y-TZP seramiklerden farklı olarak, itriya konsantrasyonundaki artışın 5Y-PSZ'deki tetragonal faz miktarını azaltarak mekanik özelliklerinin zayıflamasına sebep olduğunu, tetragonal fazın zirkonyanın stres kaynaklı dönüşüm sertleşmesinde önemli bir rol oynadığını, bu nedenle daha az miktarda tetragonal faza sahip 5Y-PSZ'nin, stres kaynaklı dönüşüm sertleşmesine uğramadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, tetragonal faz miktarındaki azalmanın, malzemenin LTD'ye veya yaşlanmaya karşı duyarlılığını azalttığını bildirmişlerdir [272].

Too ve arkadaşları [263] yaptıkları çalışmada üç yüksek yarı saydam zirkonya 3Y-TZP (Zpex, Tosoh, Tokyo, Japonya), 4Y-PSZ (Zpex 4, Tosoh) ve 5Y-PSZ (Zpex Smile, Tosoh) bloklardan ürettikleri örneklerini 20 saate kadar düşük ısı bozunması deneyi uygulamışlardır. Zpex (3Y-TZP) örneklerde 5 saat, Zpex 4 (4Y-PSZ) örneklerde 10 saat sonra monoklinik faz hacminde artma olduğunu, Zpex Smile (5Y-PSZ) örnekler içinse 20 saat sonra bile

monoklinik faz ortaya çıkmadığını bildirmişlerdir. Too ve arkadaşları azalan Y_2O_3 içerikleriyle birlikte; Zpex Smile (%9.34), Zpex 4 (%6.96), Zpex (%5.34) zirkonya malzemelerin LTD'ye karşı daha yüksek duyarlılık gösterdiğini, dolayısıyla zirkonya seramiklerindeki Y_2O_3 miktarının LTD davranışlarında belirleyici olabileceğini bildirmişlerdir. Bunun Zpex ve Zpex 4 seramiklerle karşılaştırıldığında Zpex Smile'daki daha yüksek Y_2O_3 içeriği ile doğrulanabileceğini ve Zpex Smile'in tüm sinterleme sıcaklıklarında LTD'ye karşı olan yüksek direncini açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Too ve arkadaşlarının çalışması, bu çalışmayla 20 saat yaşlandırma sonunda oluşan monoklinik faz miktarı sonuçlarının materyallerin kıyaslanması bakımından benzerlik göstermektedir, bu çalışmada da 20 saat sonunda Nacera MS (3Y-TZP) en yüksek m faz ortalamasına sahipken bunu Katana STML (4Y-PSZ) ve Katana UTML (5Y-PSZ)-Nacera Q3 (6Y-PSZ) izlemiştir.

Lai ve arkadaşları [273] süper translüsent zirkonyanın mekanik özelliklerini ve yaşlanma davranışını araştırdıkları çalışmada %4.5-5.5 mol itriya içeren ST (ST, UPCERA, Çin) zirkonya örneklerini değişik yüzey işlemlerine göre 6 gruba ayırmışlardır. Ardından tüm örnekleri otoklavda 5 saat boyunca yaşlandırmaya maruz bırakarak Xm sonuçlarını belirlemişlerdir. Lai ve arkadaşlarının [273] glaze grubu, ince aşındırma+glaze grubu ve ultra ince aşındırma+glaze grubunda bu çalışmada polisaj uygulayıp 5 saat yaşlandırdığımız Katana UTML ve Nacera Q3 sonuçlarına benzer olarak monoklinik faz tespit edilemediğini bildirirken kontrol grubunda %12.76 m faz, ince aşındırma grubunda %7.88 m faz ve ultra ince aşındırma grubunda %1.72 m faz tespit etmişlerdir. Lai ve arkadaşlarının çalışması, bu çalışmayla; yüzeyleri iyi parlatılmış yüksek translüsent zirkonya örneklerin 5 saat LTD sonucunda monoklinik faz oluşturmayaacağı yönünden benzerlik göstermektedir.

Kou ve arkadaşları [274] yüksek yarı saydam zirkonya DD cubeX² (Dental Direkt GmbH, Spenge, Almanya) ve Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya)'la yaptıkları çalışmada disk şeklindeki örneklerini sinterlemişler örnek yüzeylerini polisajladıktan sonra otoklav kullanılarak 10 saat boyunca düşük ısı bozunması işlemini gerçekleştirmiş ve XRD ölçümleriyle monoklinik faz miktarını tespit etmişlerdir. Prettau Anterior ve DD cubeX² için hem yaşlandırılmamış hem de yaşlandırılmış örneklerde faz bileşiminin %99' unu kübik ve tetragonal fazın oluşturduğunu, 10 saatlik düşük ısı bozunmasından sonra, hem DD cubeX²'de hem de Prettau Anterior'da %1'den az monoklinik zirkonya içeriği olduğunu veya hiç olmadığını bildirmişlerdir. Sonuçlar bu çalışmadaki yüksek itriya içeriğine sahip Katana

UTML ve Nacera Q3'ün hem 5 saat yaşlandırma grubunda hem de 20 saat yaşlandırma grubundaki %0 olan X_m değerleriyle örtüşmektedir. Bunun sebebi hem DD cubeX²'de ve Prettau Anterior'da hem de Katana UTML ve Nacera Q3 bileşiminde bulunan yüksek kübik faz zirkonyanın bir faz dönüşümüne uğramaması ve daha yüksek kübik faz içeriğine sahip zirkonyanın yaşlanmaya karşı daha az hassas olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda araştırmacılar değişik zirkonyalarda düşük ısı bozunmasını incelemişler ve LTD'nin sebep olduğu faz dönüşümü ve artan monoklinik faz miktarının, bükülme dayanımında önemli bir düşüşe sebep olduğunu [188, 259, 275] ve Y-TZP yapılarının mekanik dayanımını tehlikeye attığını bildirmişlerdir [58, 101]. Bu sebeple pek çok çalışmada zirkonyanın LTD sonrası faz değişimi tespit edildikten sonra iki eksenli bükülme dayanımı da incelenmiştir [188, 194, 231, 275]. Bu çalışmada da LTD'nin sebep olduğu faz değişiminin yeni yüksek translüsensliğe sahip yarısaydam zirkonyalar üzerindeki iki eksenli bükülme dayanımı araştırılmıştır.

Literatürde zirkonyanın mekanik dayanımının incelendiği çalışmalarda örnekler disk şeklinde hazırlanmış ve iki yönlü bükülme dayanımı testlerinden üç top üstünde piston testini tercih etmişlerdir [188, 194, 276]. Bu çalışmada, tüm örnekler ISO 6872'de önerilen [220] iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi uygulanmıştır. Disk şeklinde örnek, kenarlara yakın ve yük uygulayan pistondan eşit uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafından desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve eşit mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine izin vermektedir [224]. Çalışmada kullanılan örnekler iki eksenli bükülme testi için ISO 6872 standardının yönergelerine göre disk şeklinde ve son boyutları 14 mm çapında ve 1,2 mm kalınlığında olacak şekilde CAD-CAM bloklardan frezelenerek hazırlandı [220].

LTD'nin zirkonya seramikler üzerindeki faz değişimine ve iki eksenli bükülme dayanımına etkisini değerlendiren çalışmalarda verilerin doğru bir şekilde kıyaslanabilmesi için öncelikle test edilen örneklerin yüzeylerinin standart bir hale getirilmesi gerekmektedir. CAD-CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlarında bu teknolojinin hassasiyetine rağmen, kabul edilebilir bir uyum ve oklüzal ilişki elde etmek için oklüzal uyumlama gerekebilir. Zirkonyumun sertliğinden dolayı ayarlamalar genellikle elmas frezlerle yapılır, bu da yüzeyin orijinal pürüzsüzlüğünü etkiler ve daha düzensiz bir yüzeye

sebepler olur. Monolitik zirkonya bu şekilde ağız ortamına direkt maruz kaldığında tükürük ve diğer faktörler zirkonya restorasyonunun yapısını bozan düşük ısı bozunmasıyla faz değişimine maruz kalmaktadır [152].

Ağız içerisinde oluşan tüm bu değişiklikler zirkonya yüzeyinde fazla strese neden olmakta ve dolaylı olarak malzemenin bozunmasını artırarak, uzun ömürlülüğünü azaltmaktadır [153]. Bu nedenle zirkonya monolitik olarak kullanılacak ise iyi polisaj yapılmış olması önem kazanmaktadır [277]. Glaze işleminde ise glaze tabakasının çabuk aşınması pürüzlü frezlenmiş yüzeyin açığa çıkmasına yol açmaktadır [125]. Bu nedenle yüksek çigneme basıncı alan bölgelerde polisaj önerilmiş, estetik nedenlerle glaze uygulaması yapılacaksa da glaze öncesi polisajın yapılması gerektiği bildirilmiştir [277]. Monolitik zirkonya yüzeylerin pürüzsüzlüğünü ve parlaklığını eski haline getirmek için, glaze, elmas kauçuk parlatıcılarla parlatma ve ince elmas frezlerin kullanımı gibi çeşitli teknikler önerilmektedir [153]. Bu çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm örneklerin üst yüzeyine elmas polisaj frezleri ile polisaj işlemi uygulanırken diğer yüzeyi zımparalanmış şekilde bırakıldı. Bu çalışmayla benzer olarak Nakamura ve arkadaşları Y-TZP seramiklerin düşük sıcaklıktaki bozulmasının mekanik ve mikroyapısal özellikleri üzerine etkisini incelemiş ve örneklerin üst yüzeyini iyice polisajlarken diğer tarafını sinterlenmiş olarak kullanmışlardır [278]

Literatüre göre düşük ısı bozunması Y-TZP seramiklerinin mekanik özelliklerini olumlu veya olumsuz etkileyebilir. İlk olarak yaşlanma, dönüşüm sertleşmesi mekanizması yoluyla mekanik özelliklerde bir artışa yol açar [99, 231], daha sonra malzemenin mekanik olarak bozulmasına neden olur [193, 207, 253]. Bu tutarsızlık, t-m dönüşümü sırasında üretilen artık streslerle açıklanabilir. Başlangıçta, yüzey tabakasında bükülme mukavemetini artıracak olan basınç gerilmeleri indüklenir. Ancak ilerleyen t-m dönüşümü ile mikro çatlakların oluşumu ve çekme artık gerilmelerinin birikmesi, mekanik dayanımda bir azalmaya neden olabilir [253]

Bükülme dayanıklılığı verilerinin ortalamasının hesaplanması seramiklerin özelliklerini belirlemede yeterli değildir [279]. Weibull analizi, dayanıklılık değerlerinin değişkenliği ve kırılma ihtimali ile ilgilidir. Bu analizde Weibull modülü ve karakteristik dayanıklılık olmak üzere iki parametre değerlendirilir. Karakteristik dayanıklılık değeri materyalin ortalama dayanıklılığı ile ilişkili iken Weibull modülü ortalama dayanıklılık değerlerinin standart sapması ile ilişkilidir [213, 280]. Literatürde zirkonyaya uygulanan iki eksenli bükülme

dayanımı deneyi sonuçları Weibull istatistik yöntemiyle analiz edilmiştir [104, 153, 281]. Bu nedenle bu çalışmada iki eksenli bükülme dayanıklılığı verilerine Weibull analizi yapılmıştır.

Bu çalışmanın iki eksenli bükülme dayanımı sonuçları materyallere göre incelendiğinde, 0, 5 ve 20 saat sonunda dört materyal arasında anlamlı farklılık olduğu, materyallerin bükülme dayanımlarının düşük ısı bozunmasından farklı etkilendiği belirlendi. Düşük ısı bozunmasının farklı sürelerde uygulanması Nacera MS materyali için anlamlı olarak farklı bükülme dayanımı değerlerine sebep olurken, Katana STML, Katana UTML ve Nacera Q3 için bükülme dayanımı değerlerini etkilemiş fakat istatistiksel olarak anlamlı farklılığa sebep olmamıştır. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, düşük ısı bozunmasının farklı materyallerin bükülme dayanımlarına farklı etki etmesi sebebiyle reddedildi.

Zhuang ve arkadaşları [261] Y-TZP Lava (3M ESPE, St. Paul, MN), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) , Zenostar T1 (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya), ST (Upcera, Shenzhen, Çin) Y-TZP bloklardan iki farklı kalınlıkta elde ettikleri örneklerin yüzeylerini 6 µm elmas pat ile parlatmışlar, ardından otoklavda 10 ve 20 saat iki grup olacak şekilde düşük ısı bozunmasına maruz bırakmışlardır. XRD analizi ile monoklinik faz miktarını ölçtükleri örneklerin mekanik dayanımını incelemek için bükülme dayanımı testine tabi tutmuşlardır. Bu çalışmada kullanılan Nacera MS materyalinin 0 saat (1344,2 MPa), 5 saat (1248,3 MPa) ve 20 saat (1091,8 MPa) gruplarının bükülme dayanımı değerleriyle benzer olarak Y-TZP' nin hidrotermal yaşlanmasının, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme neden olduğunu bunun da tüm gruplar için bükülme dayanımını düşürdüğünü, tüm gruplarda kontrol grubunun en yüksek bükülme dayanımına (Vita 0.8 mm 1153,33 MPa, Vita 1.5 mm 1347,660 MPa, Lava 0.8 mm 761,72 MPa, Lava 1.5 mm 920,00 MPa, Upcera 0.8 mm 1054,69 MPa, Upcera 1.5 mm 1183,33 MPa, Wieland 0.8 mm 1042,97 MPa, Wieland 1.5 mm 1133,33 MPa) sahip olduğunu, 10 saat yaşlandırmadan sonra artan monoklinik faz miktarıyla birlikte bükülme dayanımının azaldığını (Vita 0.8 mm 1116,67 MPa, Vita 1.5 mm 1283,59 MPa, Lava 0.8 mm 757,97 MPa, Lava 1.5 mm 838,18 MPa, Upcera 0.8 mm 932,03 MPa, Upcera 1.5 mm 1085,67 MPa, Wieland 0.8 mm 972,03 MPa, Wieland 1.5 mm 1023,67 MPa), 20 saat sonuçlarının ise tüm gruplarda en düşük bükülme dayanımını (Vita 0.8 mm 940,89 MPa, Vita 1.5 mm 929,47 MPa, Lava 0.8 mm 647,23 MPa, Lava 1.5 mm 774,27 MPa, Upcera 0.8 mm 844,98 MPa, Upcera 1.5 mm 899,41 MPa, Wieland 0.8 mm 750,05 MPa, Wieland 1.5 mm 889,32 MPa) gösterdiğini bildirmişlerdir

Nacera MS'in 0 saat grubunun (1344,2 MPa); Katana STML (728,9 MPa), Katana UTML (554,1 MPa) ve Nacera Q3'ten (665,9 MPa) anlamlı olarak yüksek bulunan bükülme dayanımı verilerinin sebebi ise mikro yapılarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Daha yüksek stabilizatör (Y_2O_3) içeriğine sahip Katana STML, Katana UTML ve Nacera Q3'ün dönüşüm sertleştirme mekanizmasının ortadan kalkması ve ayrıca mikro yapılarında büyük miktarda kübik fazın translüsensliği arttırdığı fakat mekanik dayanımı düşürdüğü sebebiyle daha düşük sonuçlar elde edildiği düşünülmektedir.

Birçok çalışma yüksek yarı saydam zirkonyanın 3Y-TZP'den daha düşük bir bükülme dayanımına sahip olduğunu rapor etmiştir. Kwon ve arkadaşları Katana HT'nin (1194 MPa) Katana UTML'den (688 MPa) [246], Pereira ve arkadaşları Katana ML'nin (889,9 MPa) Katana STML (507,6 MPa) ve Katana UTML'den (UTML 470,2 MPa) [244] ve Reyes ve arkadaşları [282] da daha önce yaptıkları çalışmalarda bu çalışmayla benzer olarak yüksek yarı saydam zirkonyanın (247,37 MPa) 3Y-TZP'den (995,44 MPa) daha düşük bir bükülme dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Camposilvan ve arkadaşları [283] da, geleneksel tam güçlü 3Y-TZP sınıfı Aadva ST (ST grubu), geliştirilmiş yarı saydamlığa sahip Aadva EI (EI grubu), bir adet oldukça yarı saydam ve kısmen kübik Aadva NT (NT grubu), son derece yarı saydam ve kısmen kübik Katana UTML (ML grubu) bloklar kullanarak materyaller arasındaki mekanik dayanımı inceledikleri çalışmada iki eksenli bükülme dayanımı açısından ST (1200 MPa) ve EI (1000 MPa) grubunun, NT (400 MPa) ve ML (420 MPa) grubundan en az iki kat daha güçlü olduğunu, yani geleneksel tam güçlü 3Y-TZP ve son nesil yüksek yarı saydam zirkonya seramikleri arasında yüksek bir bükülme dayanımı farkı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin de NT ve ML grubu materyallerinin içeriğindeki tetragonal fazın son derece stabilize olmasından, dönüşüm sertleştirme mekanizmasının olmamasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Benzer başka bir çalışmada Too ve arkadaşları [263] üç yüksek yarı saydam zirkonya, 3Y-TZP (Zpex, Tosoh, Tokyo, Japonya), 4Y-PSZ (Zpex 4, Tosoh) ve 5Y-PSZ (Zpex Smile, Tosoh) bloklardan ürettikleri ve 1,550°C sinterledikleri örneklerini iki eksenli bükülme dayanımı bakımından kıyaslamışlardır. Bu nedenle, Zpex Smile'in iki eksenli bükülme dayanımı sonuçlarının (988 MPa), Zpex (1194 MPa) ve Zpex 4'ünden (1376 MPa) önemli ölçüde daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada benzer olarak yaşlandırılmamış Katana UTML'nin bükülme dayanımı değerleri (554,1 MPa) Nacera MS (1344,2 MPa) ve Katana STML'den (728,9 MPa) daha düşük bulunmuştur. Too ve arkadaşları bunun sebebinin Zpex Smile'in içeriğindeki ağırlıkça %10 Y_2O_3 'ün, kübik fazı artırırken malzemenin mekanik

özelliklerinde bir bozulmaya neden olduğunu rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Katana UTML'nin içeriğindeki %8-%11 Y_2O_3 miktarının Nacera MS (%4,5-%6 Y_2O_3) ve Katana STML'den (%7-%10 Y_2O_3) yüksek olması bu farklılığın sebebi olarak düşünülmektedir.

Katana STML, Katana UTML ve Nacera Q3 incelendiğinde ise 0, 5 ve 20 saat için bükülme dayanımı değerleri birbirlerinden anlamlı olarak farklılık göstermemiştir. Bu malzemelerdeki yüksek stabilizatör içeriği (Y_2O_3) sayesinde tam stabilizasyon ve mikro yapılarında büyük miktarda kübik faz içermelerinden dolayı yaşlanmaya ve faz dönüşümüne karşı daha dirençli olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Pereira ve arkadaşları [244] yüksek translüsent Katana ML/HT ve Katana STML, Katana UTML materyallerini kullanarak yaptıkları çalışmada disk şeklinde ürettikleri örneklerini otoklavda 20 saatlik bir süre boyunca yaşlandırmaya tabi tutmuşlardır. LTD'nin faz değişimine ve iki eksenli bükülme dayanımına etkisini inceleyen Pereira ve arkadaşları 20 saat yaşlandırmadan sonra ML grubunun en yüksek karakteristik dayanıma (1045,6 MPa) sahip olduğunu, 20 saat yaşlandırma işleminin Katana STML (507,6 MPa'dan 518,2 MPa'a) ve UTML'nin (470,2 MPa'dan 430,3 MPa'a) karakteristik dayanımını etkilemediğini fakat ML grubunun karakteristik dayanımının 20 saat sonunda 889.9 MPa' dan 1045.6 MPa'a yükseldiğini bildirmişlerdir bunun sebebinin de ML grubunda meydana gelen dönüşüm sertleşmesi mekanizması olduğunu belirtmişlerdir, yaşlandırma işlemi sonrası sonuçlar bu çalışmadaki Nacera MS'in 20 saat sonunda yaşlanmadan etkilenirken (1412,9 MPa'dan 1134,6 MPa) daha translüsens Katana UTML (609 MPa'dan 600,3 MPa'a), Katana STML (750,1 MPa'dan 673,5 MPa) ve Nacera Q3'ün (701,8 MPa'dan 745 MPa'a) bükülme dayanımı açısından etkilenmemesi yönünden benzerlik göstermiştir fakat bu çalışmadaki Nacera MS için karakteristik dayanım artmamıştır ve bunun sebebinin de Nacera MS'in 20 saat sonunda sahip olduğu monoklinik faz miktarının %50'nin çok üstünde olması ve bunun da bükülme dayanımını düşürmek için yeterli bir faz dönüşümüne sebep olduğu düşünülmektedir. Pereira ve arkadaşları 20 saatin sonunda Katana STML için 518,2 MPa ve Katana UTML için 430,3 MPa karakteristik dayanım tespit ederken bu çalışmada 20 saat yaşlandırılmış grupta Katana STML için 673,5 MPa ve Katana UTML için 600,3 MPa karakteristik dayanım tespit ettik bu farklılığın sebebinin ise bu çalışmada örneklere uyguladığımız polisaj yüzey bitirme işleminden kaynaklandığını ve yüzey bitirme işleminin iki eksenli bükülme dayanımını arttırdığı düşünülmektedir. Pereira ve arkadaşları 20 saat yaşlandırma sonunda weibull modülünün Katana ML (13,5'dan 9,2'ye) ve Katana STML'de

(14,7'den 11,9'a) bu çalışmadaki 20 saat yaşlandırma sonrası Katana STML'yle (18,829'dan 9,411'e) benzer olarak düştüğünü ve Katana UTML (6,9'dan 12,8'e) için bu çalışmadaki Nacera MS (8,827'den 13,351'e), Katana UTML (4,123'den 9,411'e) ve Nacera Q3'le (10,507'den 13,285'e) benzer olarak arttığını bildirmişlerdir.

Kou ve arkadaşlarının [274] yüksek yarı saydam zirkonya DD cubeX² ve Prettau Anterior'la yaptıkları çalışmalarında 10 saatlik yapay yaşlandırmadan sonra bükülme dayanımı sonuçları incelendiğinde; DD cubeX²'in 998 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahipken, yaşlandırılmamış Prettau Anterior 678 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahip olduğunu, 10 saatlik yaşlandırmadan sonra DD cubeX²'in 878 MPa ve Prettau Anterior'un 678 MPa'lık bir ortalama bükülme dayanımına sahip olduğunu yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış sonuçlar karşılaştırıldığında farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Kou ve arkadaşlarının çalışması bu çalışmadaki Katana STML (728,9 MPa'dan 696,4 MPa ve 640,4 MPa'a), Katana UTML (554,1 MPa'dan 557,6 MPa ve 566,4 MPa'a) ve Nacera Q3'ün (665,9 MPa'dan 733,1 MPa ve 717,7 MPa'a) yaşlandırma öncesi ve sonrası hem 5 saat grubu, hem 20 saat grubunda bükülme dayanımı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamaması yönünden benzerlik göstermektedir. Materyallerin yüksek itriya içeriği ve yüksek kübik faz miktarı yönünden benzerliği ve t-m faz transformasyonunun ortadan kalkması iki çalışmada da yaşlandırmadan sonra m fazı tespit edilmemesi bu benzerliğin sebebi olarak düşünülmektedir. İstisna olarak bu çalışmada Katana STML için 5 saat ve 20 saat sonunda m fazı tespit edilse de bükülme dayanımı sonuçlarında anlamlı bir düşüş tespit edilmemiştir. Lai ve arkadaşları [273] süper translüsent %4.5-5.5 mol itriya içeren ST (ST, UPCERA, Çin) zirkonya örneklerini yaptıkları farklı yüzey işlemlerine göre 6 gruba ayırmışlardır Gruplarını 5 saat boyunca yaşlandırmaya tabi tutan Lai ve arkadaşlarının glaze grubu, ince aşındırma+glaze grubu ve ultra ince aşındırma+glaze grubunda monoklinik faz tespit edilemediği bildirilirken kontrol grubu (%12.76), ince aşındırma grubu (%7.88) ve ultra ince aşındırma grubunda (%1.72) bir miktar monoklinik faz tespit etmişlerdir. Daha sonra örneklerini iki eksenli bükülme testine tabi tutan Lai ve arkadaşları iki eksenli bükülme dayanımı sonuçlarına göre ince aşındırma grubu (1418,06 MPa'dan 1462,33 MPa'a), ince aşındırma+glaze grubu (1107,10 MPa'dan 990,54 MPa'a) ve ultra ince aşındırma grubunun (1286,74 MPa'dan 1310,70 MPa'a) yaşlandırma öncesinde ve sonrasında bükülme dayanımı sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Özellikle ince aşındırma grubu ve ultra ince aşındırma gruplarında monoklinik faz oluşmasına rağmen bükülme dayanımını etkilememesi bu

çalışmadaki Katana STML'nin 5 saat sonra %2, 20 saat sonra %8 m faz'a sahip olmasına rağmen bükülme dayanımının (728,9 MPa'dan 696,4 MPa ve 640,4 MPa'a) istatistiksel olarak etkilenmemesi bakımından benzerlik göstermektedir. Bunun sebebi olarak yaşlanmadan sonra ortaya çıkan m fazının bükülme dayanımını etkilemek için yeterli olmadığı şeklinde açıklamışlardır. Lai ve arkadaşları weibull modülünün 5 saat yaşlandırmadan sonra bu çalışmadaki Nacera Q3 (10,507'den 5,675'e) ve Katana STML'yle (18,829'dan 7,275'e) benzer olarak kontrol grubunun (9,39'dan 7,13'e) ve glaze grubunun (10,48'den 7,95'e) kontrol grubuna göre azaldığını, ince aşındırma grubunun (5,90'dan 8,35'e), ince aşındırma+glaze grubunun (6,62'den 8,57'ye), ultra ince aşındırma grubunun (5,22'den 9,14'e) ve ultra ince aşındırma+glaze grubunun (6,72'den 7,14'e) ise bu çalışmadaki Nacera MS (8,827'den 22,031'e) ve Katana UTML'yle (4,123'den 7,275'e) benzer olarak 5 saat sonra weibull modülünün arttığını bildirmişlerdir.

Harada ve arkadaşları [272] 3Y-TZP Lava Plus Zirkonya (3M/ESPE) ve 5Y-PSZ Lava Estetik Zirkonya A3 (3M/ESPE) materyalinden elde ettikleri örneklerini 50 saat boyunca otoklavda yaşlandırmışlar ve bükülme dayanımı testini uygulamışlardır. Hem kontrol grubu için hem de 50 saat yaşlandırmadan sonra 5Y-PSZ'nin karakteristik dayanımının, 3Y-TZP'den yaklaşık 330 MPa daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmadaki Nacera MS'in karakteristik dayanımının 0, 5 ve 20 saatte (1412,9 MPa'dan 1278,7 MPa ve 1134,6 MPa'a) daha yüksek itriya içeriğine sahip Katana UTML'den (609 MPa'dan 615,2 MPa ve 600,3 MPa'a) tüm gruplarda istatistiksel olarak yüksek çıkması bakımından benzerlik göstermektedir. Harada ve arkadaşları bunun sebebinin 5Y-PSZ'de stres kaynaklı dönüşüm sertleşmesinin olmamasından, itriya konsantrasyonundaki ve tane boyutundaki artıştan kaynaklandığını bildirmişlerdir. Farklı olarak Harada ve arkadaşları 50 saat yaşlandırmadan sonra 5Y-PSZ materyalinin karakteristik dayanımında (623,90 MPa'dan 580,09 MPa'a) önemli düşüşler tespit ederken bu çalışmada Katana UTML'nin yaşlandırma öncesi ve sonrası karakteristik dayanımları (609 MPa'dan 615,2 MPa ve 600,3 MPa'a) arasından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Bunun sebebinin Harada ve arkadaşlarının daha uzun uyguladıkları yaşlandırma süresi olduğu düşünülmektedir. Harada ve arkadaşları bu çalışmadaki Nacera MS'in 20 saat sonra weibull sonuçlarının artmasıyla (8,827'den 13,351'e) benzer olarak 3Y-TZP için 50 yaşlandırmadan sonra weibull modülünün arttığını (8,267'den 12,303'e) bildirirken, 5Y-PSZ için yaşlandırmadan sonra weibull modülünün (7,927'den 6,917'ye), Katana UTML'den (4,123'den 9,411'e) farklı olarak azaldığını bildirmişlerdir.

Hatanaka ve arkadaşları [152] yapmış oldukları çalışmada iki çeşit yüksek translüsent PSZ (Prettau; Zirkonzahn) ve FSZ (Prettau Anterior; Zirkonzahn) örneklerinin yarısını 20 saat boyunca yaşlandırırken yarısını yaşlandırmadan bükülme dayanımı deneyini uygulamışlardır. Hatanaka ve arkadaşları düşük ısı bozunmasının, Prettau (%8.27 Y_2O_3) materyalinin yüzey işlemi uygulanmamış grubunda karakteristik dayanımı (605,2 MPa'dan 595,5 MPa'a) düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Prettau anterior materyali için ise içeriğindeki nispeten yüksek (%12) Y_2O_3 'ten [284] dolayı 20 saat yaşlandırmadan sonra karakteristik dayanımda istatistiksel olarak anlamlı farklılık (521,9 MPa'dan 497,3 MPa'a) tespit etmediklerini bildirmişlerdir. Prettau anterior materyalinin 20 saat yaşlandırmadan sonra karakteristik dayanımının değişmemesi bu çalışmadaki Katana UTML (609 MPa'dan 600,3 MPa'a) ve Nacera Q3'le (701,8 MPa'dan – 745 MPa'a) benzerlik göstermektedir. Bunun sebebinin materyal içeriklerindeki Y_2O_3 'ün yüksek miktarda olması ve dolayısıyla yüksek kübik fazın tam stabilizasyonu sağlamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Flinn ve arkadaşları [254] yaptıkları çalışmada 4 translüsent Y-TZP seramikten Katana ML, Katana HT13, Prettau ve BruxZir elde ettikleri örneklerini 5, 50, 100, 150 ve 200 saatte düşük ısı bozunmasına maruz bırakmışlar ve bükülme dayanımı testi uygulamışlardır. BruxZir ve Prettau örneklerin ortalama bükülme dayanımının yaşlandırma süresi boyunca önemli ölçüde azaldığını, buna karşın Katana ML ve Katana HT13'ün bükülme dayanımında istatistiksel olarak önemli bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir. Prettau(%8.27 Y_2O_3) ve BruxZir(%9.75 Y_2O_3) için yaşlandırma sırasında monoklinik faz miktarının (Prettau için %76,1 , BruxZir için %76 m faz) %50'den fazla olmasıyla birlikte bükülme dayanımının azalması bu çalışmadaki Nacera MS materyalinin yaşlandırma sonrası %92 tespit edilen monoklinik faz miktarı ve kontrol grubuna göre bükülme dayanımının azalması bakımından benzerlik göstermektedir. Daha yüksek itriya içeriğine sahip Katana ML (%10.95 Y_2O_3) ve Katana HT13 (%10.91 Y_2O_3)'ün bükülme dayanımında istatistiksel olarak önemli bir değişiklik olmaması ise bu çalışmadaki Katana STML, Katana UTML ve Nacera Q3'ün yaşlandırmayla birlikte elde edilen bükülme dayanımı sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmaması yönünden benzerlik göstermektedir. Her iki çalışmada da yüksek itriya içeriğine sahip yüksek translüsent zirkonyalara uygulanan düşük ısı bozunmasının mekanik dayanımı etkilemediği düşünülmektedir.

De souza ve arkadaşları [255] alümina içermeyen %3 mol itriya ile stabilize edilmiş monolitik yarı saydam bir Y-TZP zirkonyadan (Vipi Block Zirconn Translucent, Vipi,

Brezilya)'dan elde ettikleri disk şeklindeki örneklerini otoklavda 5 saat yaşlandırmış ve XRD ile monoklinik faz miktarını tespit etmişlerdir. Yalnızca sinterlenmiş grubun 5 saat otoklavda yaşlandırılmış alt grubu (%8 m faz) incelendiğinde bu çalışmadaki Nacera MS'in 5 saat sonunda içerdiği monoklinik faz miktarı (%7 m faz) bakımından benzerlik göstermesi dikkat çekmektedir. Bunun sebebinin materyallerin içeriğindeki benzerlikten kaynaklandığı düşünülmektedir. Tüm gruplarda 5 saat alt grubu sonuçları (sinterlenmiş grup 724 MPa, aşındırılmış grup 1009 MPa ve aşındırılmış+polisajlanmış grup 1085 MPa), yaşlandırılmamış alt gruba (sinterlenmiş grup 908 MPa, aşındırılmış grup 1298 MPa ve aşındırılmış+polisajlanmış grup 1224 MPa) göre daha düşük bükülme dayanımı sonuçları vermektedir. Bu sonuçlar bu çalışmadaki Nacera MS'in 5 saat yaşlandırma işleminden sonra azalan bükülme dayanımı sonuçlarıyla (1344,2 MPa'dan 1248,3 MPa'a) paralellik göstermektedir. De Souza ve arkadaşları bunun sebebinin LTD'nin tetragonal fazdan monoklinik faza bir dönüşüme sebep olduğunu ve bunun sonucunda dönüştürülmüş alanda mikro çatlakların ortaya çıktığını, bunun da artan pürüzlülük ve azalan mekanik özellikler ile sonuçlandığını bildirmişlerdir.

Sim ve arkadaşları [268] Y-TZP Katana zirkonya blok (Kuraray Noritake Dental Inc., Aichi, Japonya)'tan hazırladıkları disk şeklindeki örneklerini farklı yüzey işlemlerine göre 4 gruba ayırarak otoklavda 5 saat yaşlandırdıkları gruplara iki eksenli bükülme dayanımı testi uygulamışlardır. Sim ve arkadaşları 5 saat yaşlandırma işleminden sonra yüzey işlemi uygulanmamış grupta %18.20 monoklinik faz tespit ederken yüzey işlemi uygulanmış gruplar için daha düşük monoklinik faz tespit etmişlerdir (%11.87, %12.47, %12.20). Yüzey işlemi uygulanmamış grubun karakteristik dayanımını 905,85 MPa, yüzey işlemi uygulanmış grupların karakteristik dayanımını ise daha yüksek rapor etmişlerdir (1176,43 MPa, 1031,87 MPa, 1079,67 MPa). Sim ve arkadaşlarının çalışması bu çalışmayla monoklinik faz miktarı daha yüksek olan grubun daha düşük bükülme dayanımına sahip olması bakımından benzerlik göstermektedir. Bu çalışmada da Nacera MS'in monoklinik faz miktarı artarken (%0, %7, %92), karakteristik dayanımı sonuçları azalmaktadır (1412,9 MPa'dan 1278,7 MPa ve 1134,6 MPa'a). Bunun sebebinin ise t-m dönüşümünün mikroçatlaklara sebep olduğu ve mikroçatlakların bükülme dayanımını azalttığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Guilardi ve arkadaşları [285] Y-TZP zirkonya In-ceram YZ (VITA, Zahnfabrik, Bad-Säckingen, Almanya) bloklardan ürettikleri örneklerinde 20 saat yaşlandırmadan sonra

monoklinik fazın %50'nin üstünde (%63) bir değere ulaşmasına rağmen karakteristik dayanımının arttığını (932,1 MPa'dan 1018.8 MPa'a) ve Pereira ve arkadaşları [286] da Y-TZP ile yaptıkları çalışmada Guilardi ve arkadaşlarıyla benzer olarak 20 saat yaşlandırma sonrası örneklerinde tespit ettikleri %53,33 monoklinik faz miktarına rağmen karakteristik dayanımının arttığını (917,58 MPa'dan 1033,36 MPa'a) bildirirken, bu çalışmada ve benzer diğer çalışmalarda [190, 252, 287] artan monoklinik faz miktarıyla birlikte bükülme dayanımının azaldığı tespit edilmiştir. Pereira ve arkadaşları [286] bunun sebebini zirkonyada gerçekleşen dönüşüm sertleşme mekanizması ile açıklarken, Guilardi ve arkadaşları da [285] malzemeye bağlı olduğunu belirtmiş ve bileşimi, stabilizatör içeriğini, tane boyutunu ve işleme protokolünü değiştirmenin, tepkide değişikliklere yol açabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmadaki monoklinik faz ve bükülme dayanımı arasındaki korelasyon analizi incelendiğinde de yalnızca Nacera MS'in 20 saat yaşlandırma grubu için elde edilen pozitif korelasyonun, monoklinik fazın zararlı etkisinin yalnızca m-fazın %50'sinden fazlası mevcut olduğunda gözlemlendiğini [190] doğrular nitelikte olduğu düşünülmektedir.

Pittayachawan ve arkadaşları [104] weibull modülünün mikro yapı içinde gelişebilecek kusurların ve mikro çatlakların bir sonucu olarak bükülme dayanımını veya bükülme dayanımının asimetrik dağılımını tanımlamak için kullanıldığını bildirmişlerdir. Weibull modülünün değeri ne kadar düşükse, malzemede daha fazla kusur ve mikroçatlaklar olduğunu ve dolayısıyla güvenilirliğin azaldığını belirtmişlerdir. Tersine, weibull modülünün daha yüksek değerleri ise, daha küçük bir hata aralığını ve dolayısıyla daha fazla yapısal güvenilirliği göstermekte olduğunu rapor etmişlerdir. Çoğu seramiğin 5-15 aralığında weibull modülü değerlerine sahip olduğunu bildirirken, metallerin 30-100 aralığında weibull modülü değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Pittayachawan ve arkadaşları çalışmalarında, örneklerin weibull modülü değerlerinin dental seramikler için kabul edilebilir olan 9,3–12,9 aralığında olduğunu bildirirken, Zhang ve arkadaşları [147] 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında PSZ'lerin daha düşük weibull modülü ile birlikte daha düşük mekanik güvenilirliğe sahip olduklarını bildirmişler ve PSZ'lerin üretim aşamasında standardizasyonun sağlanmasının önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada da daha düşük itriya içeriğine sahip NCMS'nin 0, 5 ve 20 saat sonunda tespit edilen ortalama weibull modülü değerlerinin translüsent PSZ'lerin weibull modülü ortalamalarına kıyasla daha yüksek tespit edildiği görülmektedir. Weibull analizi sonuçlarına göre NCMS materyaline ait 5 saat yaşlandırma grubunun (22,031) ve Katana STML materyaline ait kontrol grubunun (18,829); diğer gruplara göre yüksek yapısal dayanıklılığa ve düşük başarısızlığa sahip

olduğu; Katana UTML materyaline ait kontrol grubunun (4,123) ise diğer gruplara göre düşük yapısal dayanıklılık ve yüksek başarısızlığa sahip olduğu söylenebilir.

Nakamura ve arkadaşları [278] ise weibull modülüyle ilgili olarak LTD'nin malzeme yüzeyinde mikro çatlaklar oluşturduğu için yaşlanmayla birlikte weibull modülü değerinin düşmesini beklediklerini, fakat uzun süreli otoklavlama süresinden (100 saat) sonra, örneklerin m değerinin 30'un üzerinde olduğunu ancak her malzemenin bükülme dayanımının azalma eğilimi gösterdiğini bildirmişlerdir. 10 saat yaşlandırmadan sonra tespit ettikleri weibull modülü değerleri ise (9.1, 13.4, 9.6), bu çalışmadaki 20 saat sonunda tespit edilen weibull modülü değerleriyle (NCMS 13,351 , NCQ 13,285 ,KUT 9,411 , KST 9,411) benzerlik göstermektedir. Nakamura ve arkadaşları weibull modülüyle ilgili olarak uzun süre yaşlandırma sonrasında oluşan mikro çatlakların ancak malzemede yeterli derinliğe ulaştığında bükülme dayanımını azaltabileceğini ve weibull modülünü etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Farklı olarak ise Pereira ve arkadaşları da 20 saat yaşlandırmadan sonra Y-TZP örneklerin karakteristik dayanımlarıyla (917,58 MPa'dan 1033,36 MPa'a) birlikte weibull modülünün de arttığını (8,3253'ten 9,457'ye) bildirmişlerdir. Guilardi ve arkadaşları da 20 saat sonunda Y-TZP örneklerin hem karakteristik dayanımlarının (932,1 MPa'dan 1018,8 MPa'a) hem de weibull modülünün arttığını (10,8'den 21,4'e) bildirmişlerdir.

Çalışmada kullanılan yüksek translüsent zirkonyaların yüksek itriya ve kübik faz içeriğine sahip olmasının pek çok avantajı olduğu görüldü. Yüksek itriya içeriğine sahip bu malzemeler iyi stabilize olmaları sebebiyle t-m faz dönüşümüne uğramadılar ya da çok az uğradılar. Bu dönüşümün olmaması aynı zamanda zirkonyayı düşük ısı bozunmasının sebep olduğu olumsuz etkilerden korudu. Çünkü translüsent 3Y-TZP zirkonyanın LTD'ye karşı son derece duyarlı olması sonucunda materyalin mekanik dayanımının azaldığı tespit edildi. Translüsent 3 Y-TZP için metastabil tetragonal fazın mekanik stres olmadan nemli ortamda monoklinik faza dönüşebileceği saptandı. Bu da muhtemelen mikroçatlaklara neden oldu ve zirkonyanın mekanik dayanımını düşürdü. Oral kavitedeki zirkonya seramiklerine uzun dönemde zararlı etkisi olduğu düşünülen LTD'nin, zirkonyanın monolitik olarak kullanımında bir problem yaratabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle bu çalışmada; yeni üretilen, itriya içeriği ve kübik faz miktarı yüksek, dolayısıyla daha stabilize, faz dönüşümünün olumsuz özelliklerini barındırmayan, yüksek translüsent zirkonyaların araştırılması son derece önem kazanmaktadır. Zirkonya restorasyonlar oral kavite içerisinde sürekli yüklemeye ve ıslak çevreye maruz kaldığından klinikte başarılı bir şekilde

kullanılabilirmeleri için benzer koşullar sağlanmalı ve bu koşullarda değerlendirmelerin yapılması gereklidir. Fakat in vivo koşullar altında bu süreç oldukça yavaştır ve oral ortamda transformasyonun etkisini ortaya çıkarmak için zaman içerisinde daha kapsamlı deneyler gerekebilir. Zirkonya materyalleri ile ilgili deneylerin in-vivo koşullarda yapılmasının zaman alıcı ve zor olması nedeniyle, etkinliklerini değerlendirmek ve uzun dönemdeki davranışlarını önceden öngörebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında düşük ısı bozunması deneyi uygulanmaktadır. LTD bu çalışmada zirkonyadaki faz değişimlerinin tespiti ve monoklinik faz miktarının ölçülmesi için uygulandı.

Klinik kullanımları son zamanlarda önem kazanan yüksek translüsent monolitik zirkonya restorasyonların uzun dönem kullanımlarının değerlendirildiği bu in-vitro çalışmada kullanılan translüsent 3Y-TZP materyalinin daha yüksek itriya içeriğine sahip yüksek translüsent zirkonyalardan daha yüksek mekanik dayanıma sahip olduğu görüldü. Uygulanan düşük ısı bozunması translüsent 3Y-TZP'nin monoklinik faz miktarını arttırdı ve materyalin bükülme dayanımını anlamlı olarak düşürdü. Buna rağmen çalışmada kullanılan yüksek itriya ve yüksek kübik faz içeriğine sahip olan yüksek translüsent zirkonyaların bükülme dayanımları düşük ısı bozunmasından anlamlı olarak etkilenmedi. Bu sonuçlara göre yüksek translüsent malzemelerde kübik fazın varlığının, translüsenside artış ve düşük ısı bozunmasına karşı yüksek direnç olmak üzere iki avantaja sahip olduğu görüldü. Öte yandan, kübik faz zirkonya için dönüşüm sertleştirmesinin olmaması ve daha büyük taneciklere sahip olan mikroyapısı, mekanik özelliklerde bir düşüşe neden oldu fakat çalışmada test edilen yüksek translüsent zirkonyaların sahip oldukları bükülme dayanımlarının ISO 6872'ye göre sabit protezlerde sınıf 5 restorasyonlar için kabul edilen minimum değer olan 500 MPa'nın üzerinde olduğu tespit edildi. Aynı zamanda bu sonuçlar yeni yüksek translüsent zirkonyaların oral ortamda uzun yıllar mekanik dayanımının etkilenmeden kullanılabileceği, herhangi bir başarısızlığa yol açmayacağı yönünden önem kazanmaktadır. Bu materyallerin kübik faz içeriklerinin belirlenmesinin ve bunun üzerinden materyallerin özelliklerinin tartışılmasının ileriki çalışmalar için önemli olabileceği düşünülmektedir. Monolitik zirkonya ağız ortamına direkt maruz kaldığında tükürük ve diğer faktörler zirkonya restorasyonunun yapısını bozan düşük ısı bozunmasıyla faz değişimine maruz kalmaktadır. Ağız içerisinde oluşan ısısal ve mekanik değişiklikler zirkonya yüzeyinde fazla strese neden olmakta ve dolaylı olarak malzemenin bozunmasını artırarak, uzun ömürlülüğünü azaltmaktadır. Bu nedenle zirkonya monolitik olarak kullanılacak ise yüzeyinin pürüzsüzlüğü ve parlaklığı önem kazanmaktadır. Monolitik

zirkonya yüzeylerin pürüzsüzlüğünü ve parlaklığını sağlamak için polisaj, glaze, elmas kauçuk parlaticılarla parlatma ve ince elmas frezlerin kullanımı gibi çeşitli teknikler önerilmektedir. Translüsente monolitik zirkonya seramiklerinin oral ortama direkt maruz kalmaları sebebiyle yüzey bitirme işlemleri önem kazanmakta ve sonraki çalışmalarda yüzey bitirme işlemlerinin çeşitlendirilmesi önerilmekte ve bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca sonraki çalışmalarda yüzey işlemlerinin de faz dönüşümüne etkisini araştırmak önemli olabilir. Bu çalışmanın sınırlamaları arasında, yalnızca in-vitro deneylerin yapılmış olması da mevcuttur ve bu nedenle bu çalışmada zirkonyanın bükülme dayanımı ile restorasyonların ömrü arasında doğrusal bir ilişki olup olmadığı sonucuna varmak zor olacaktır. Bu nedenle düşük ısı bozunması uygulamasının süresinin arttırılması, ileriye yönelik çalışmalarda uzun dönem klinik kullanım sonuçların doğruluğu açısından önem arz etmektedir. Ayrıca bu çalışmada LTD'nin, translüsente 3Y-TZP'nin mekanik dayanımını etkilediği ve yüksek translüsente zirkonyalara etki etmediği tespit edilmiş fakat yüzey pürüzlülüğüne etkisi araştırılmamıştır. Monolitik restorasyonlar için LTD'nin yüzey pürüzlülüğü ve translüsensi üzerindeki etkisi üstüne daha fazla araştırma yapılması önerilebilir. Ayrıca bu çalışmada yalnızca ısısal bir yaşlandırma işlemi uygulanmış olup ileriki çalışmalarda restorasyonların oral ortamda maruz kaldığı mekanik kuvvetlerin etkisinin de değerlendirilmesi amacıyla dinamik yüklemelerle in-vitro deneylerin yapılması önem kazanabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, yeni geliştirilen değişik yüksek translüsent monolitik zirkonya seramik sistemlerinde düşük ısı bozunmasının oluşan monoklinik faz değişimine ve iki eksenli bükülme dayanıklılığına etkisi belirlenerek incelendi ve translüsent 3Y-TZP zirkonya seramiklerle kıyaslandı. Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı.

- 1) Monoklinik faz miktarı değerlendirildiğinde, materyaller üzerinde farklı sürelerdeki düşük ısı uygulamasının monoklinik faz değişimine farklı etki ettiği belirlendi. Nacera MS ve Katana STML’de yaşlandırma grupları arasında monoklinik faz miktarı istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken, Nacera Q3 ve Katana UTML’de gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark tespit edilmedi.
- 2) Monoklinik faz bakımından 0 saat yaşlandırma grubunda materyaller arasında anlamlı farklılık tespit edilmezken, 5 saat grubunda Nacera MS ve Katana STML değerleri arasında ve Nacera Q3’le Katana UTML değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenmedi. 20 saat grubunda ise Nacera MS materyalinin monoklinik faz miktarı en yüksek bulunurken, Katana UTML ve Nacera Q3 değerleri arasında istatistiksel fark saptanmadı.
- 3) Farklı sürelerdeki düşük ısı bozunmasının bu çalışmadaki materyaller üzerinde bükülme dayanımı bakımından farklı etkiler gösterdiği belirlendi. Nacera MS materyalinin 0, 5 ve 20 saatte birbirinden anlamlı olarak farklı bükülme dayanımı değerleri gösterdiği tespit edilirken, Katana STML, Katana UTML ve Nacera Q3’te 0, 5 ve 20 saatte bükülme dayanımı değerleri değişse de anlamlı olarak farklılık göstermediği belirlendi.
- 4) Farklı sürelerdeki düşük ısı bozunmasının materyallere göre bükülme dayanımı sonuçları incelendiğinde 0, 5 ve 20 saat yaşlandırma gruplarında Nacera MS materyali en yüksek bükülme dayanımı değerlerini gösterdi. 0, 5 ve 20 saat gruplarında Katana UTML ile Katana STML’nin bükülme dayanımları arasında anlamlı fark tespit edilmediği saptanırken, 5 saat ve 20 saatte Katana STML ve Nacera Q3’ün bükülme dayanımları arasında anlamlı farklılık olmadığı belirlendi.
- 5) Weibull analizi sonuçları materyallere ve gruplara göre farklılık gösterdi. Nacera MS ve Katana STML’nin grupları arasında hem weibull modülü hem de karakteristik dayanımların anlamlı farklılık gösterdiği tespit edildi. Nacera Q3 ve Katana UTML’nin grupları arasında ise karakteristik dayanım bakımından anlamlı farklılık bulunmadığı belirlendi. En yüksek weibull modülü Nacera MS’in 5 saat yaşlandırma grubunda

(22,031) ve Katana STML'nin kontrol grubunda (18,829), Katana UTML'nin (9,411) ve Nacera Q3'ün ise 20 saat grubunda (13,285) tespit edildi.

- 6) Weibull analizi sonuçlarına göre düşük ısı bozunması uygulamasından sonra Nacera MS materyalinin weibull modülünün artarken, karakteristik dayanımının azaldığı; Katana STML'nin ise hem weibull modülünün hem de karakteristik dayanımının azaldığı saptandı. Katana UTML'nin weibull modülü düşük ısı bozunmasıyla birlikte artarken, Nacera Q3'ün 5 saat dışında yüksek weibull değerlerine sahip olduğu saptandı.
- 7) Yapılan korelasyon analizinin sonucuna göre yalnızca translüsent Nacera MS 'in 20 saat yaşlandırma grubunda faz dönüşümü ve bükülme dayanımı arasında pozitif korelasyon tespit edildi. Bu sonuç zirkonya restorasyonlarda monoklinik faz miktarının ancak %50'nin üzerine çıktığında bükülme dayanımını olumsuz etkilemesi bakımından önemlidir.

KAYNAKLAR

1. Tatal, Z., Yamaner, İ.Ş., ve Tuncer, E. (2015). Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166.
2. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
3. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R., (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
4. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
5. Donovan, T.E. (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139, 14-18.
6. Akın, E. (1999). *Diş hekimliğinde porselen*. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 43(2).
7. Rosenblum, M.A. and Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297-307.
8. Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P., ve Kansu, G. (2003). *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık, 196.
9. Fischer, H. and Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental Materials*, 18(1), 12-19.
10. Anusavice, K.J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association*, 124(2), 84.
11. Noort, R., *Introduction to dental materials*. edinburgh, London, New York. 2002, Oxford: CV Mosby Co.
12. Zhang, Y. and Kelly, J.R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797-819.
13. Kelly, J.R., Nishimura, I., and Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
14. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
15. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134-143.
16. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, 30(10), 1195-1203.

17. Çetindağ, M.T. ve Ayşef, M. (2016). Diş Hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
18. Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(1), 50, 52-8.
19. Fasbinder, D.J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702-4.
20. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., and Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).
21. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*, Michigan: Quintessence Publishing
22. Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L. (2014). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Özyurt Matbacılık*, 210-4.
23. McLean, J.W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*, 16(4), 149-156.
24. Zaimoğlu, A. ve Can, G. (2004). *Sabit protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 24.
25. Şen, N. ve Tuncelli, B. (2017). CAD/CAM restorasyonlarının üretimi için kullanılan materyaller. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 23(2).
26. Kang, S.-H., Chang, J., and Son, H.-H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 134.
27. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
28. Pagniano Jr, R.P., Seghi, R.R., Rosenstiel, S.F., Wang, R., and Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 459-466.
29. Pisani-Proenca, J., Erhardt, M.C.G., Valandro, L.F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M.V., Del Castillo-Salmeron, R., and Bottino, M.A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 412-417.
30. Sakaguchi, R.L. and Powers, J.M., (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.

31. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297-303.
32. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14-21.
33. Springall, G.A. and Yin, L. (2019). Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92, 58-70.
34. Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.
35. Elsaka, S.E. and Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-914.
36. Sato, T.P., Anami, L., Melo, R., Valandro, L., and Bottino, M. (2016). Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Operative Dentistry*, 41(3), 284-292.
37. Springall, G.A. and Yin, L. (2018). Nano-scale mechanical behavior of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 35-44.
38. Sınmazışık, G. and Öveçoğlu, M. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dental Materials*, 22(8), 735-745.
39. Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., and Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental Research Journal*, 8(1), 6.
40. Junpoom, P., Kukiattrakoon, B., and Hengtrakool, C. (2011). Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 95-99.
41. El Zhawi, H., Kaizer, M.R., Chughtai, A., Moraes, R.R., and Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, 32(11), 1352-1361.
42. Li, R.W.K., Chow, T.W., and Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
43. Şener, İ.D. ve Türker, Ş.B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(1), 61-67.
44. Conrad, H.J., Seong, W.-J., and Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.

45. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.
46. Bindl, A. and Mörmann, W.H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5).
47. Fradeani, M. and Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International-English Edition*, 33(7), 503-510.
48. Sundh, A. and Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(7), 682-688.
49. Kelly, J.R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
50. Güngör, M.B., Nemli, S.K., Çağlar, A., Aydın, C., and Yılmaz, H. (2017). Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 104.
51. Scherrer, S.S., Quinn, G.D., and Quinn, J.B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107-1113.
52. Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., and Thompson, V. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research*, 86(2), 142-146.
53. Terry, D.A. (2002). CAD/CAM Systems, Materials, and Clinical Guidelines for All-Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures. *Compendium*, 23, 637-652.
54. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
55. Roualdes, O., Duclos, M.-E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J., and Hartmann, D.J. (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31(8), 2043-2054.
56. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., Kokubo, T., and Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 262-270.
57. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M., and Sakurai, K. (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*, 91(8), 800-804.
58. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44(1), 3-21.
59. Ersu, B., Yüzügüllü, B., ve Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 58-72.

60. Şahin, E., Aktaş, G., Özcan, N., Aydın, D., ve Akça, K. (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 41-46.
61. Goiato, M.C., Santos, M.R., Pesqueira, A.A., Moreno, A., dos Santos, D.M., and Haddad, M.F. (2011). Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(3), 914-917.
62. Aslam, K. and Nadim, R. (2015). A review on cad cam in dentistry. *Journal of the Pakistan Dental Association*, 24(03), 112.
63. Blatz, M., Vonderheide, M., and Conejo, J. (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 97(2), 132-139.
64. Abdullah, A., Muhammed, F., Zheng, B., and Liu, Y. (2018). An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in restorative dentistry. *Journal of Dental Materials and Techniques*, 7(1), 1-10.
65. Zaruba, M., and Mehl, A. (2017). Chairside systems: A current review Chairside-Systeme: Eine aktuelle Übersicht. *International Journal of Computerized Dentistry*, 20(2), 123-149.
66. Spitznagel, F., Boldt, J., and Gierthmuehlen, P. (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.
67. Spitznagel, F. A., Scholz, K. J., Vach, K., and Gierthmuehlen, P. C. (2020). Monolithic polymer-infiltrated ceramic network CAD/CAM single crowns: three-year mid-term results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(2), 160-8.
68. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
69. Goswami, R., Arora, G., & Priya, A. (2014). CAD/CAM in restorative dentistry: A review. *Journal British Biomedical Bulletin*, 2(4), 591-597.
70. Baroudi, K. and Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96-104.
71. Miyazaki, T. and Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56, 97-106.
72. Allen, K.L., Schenkel, A.B., and Estafan, D. (2004). An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *General Dentistry*, 52(3), 234-235.
73. Cheah, C.-M., Chua, C.-K., Tan, K.-H., and Teo, C.-K. (2003). Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *International Journal of Prosthodontics*, 16(4), 435-441.

74. Yöndem, İ. ve Aykent, F. (2008). Bilgisayar Desteği ile Hazırlanan Dental Seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(3), 79-86.
75. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
76. Kalpana, D., Harish, G., Mahesh, P., Swati, S., Madhuri, V., and Brunda, K. (2015). CAD CAM in dentistry—A Review. *International Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 14-21.
77. Jain, R., Takkar, R., Jain, G., Takkar, R., Deora, N., and Jain, R. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry*, 2(2), 33-36.
78. Bühner Samra, A.P., Morais, E., Mazur, R.F., Vieira, S.R., and Nunes Rached, R. (2016). CAD/CAM in dentistry-a critical review. *Revista Odonto Ciência*, 31(3), 140-144.
79. Seghi, R.R. and Sorensen, J.A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 239-239.
80. Ji, M.-K., Park, J.-H., Park, S.-W., Yun, K.-D., Oh, G.-J., and Lim, H.-P. (2015). Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 271-277.
81. Griffin Jr, J.D. (2013). Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(3), 212-222.
82. Vagkopoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., and Strub, J.R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-148.
83. Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., and Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 45(48), 19194-19215.
84. Garvie, R.C. and Nicholson, P.S. (1972). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303-305.
85. Keith, O., Kusy, R.P., and Whitley, J.Q. (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(6), 605-614.
86. Kittipibul, P. and Godfrey, K. (1995). In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 308-315.

87. Tanne, K., Matsubara, S., Hotei, Y., Sakuda, M., and Yoshida, M. (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(3), 273-278.
88. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., and Heitmann, T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry*, 27(4), 275-278.
89. Meyenberg, K.H., Lüthy, H., and Schärer, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(2), 73-80.
90. Zalkind, M. and Hochman, N. (1998). Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 730-732.
91. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., and Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285-290.
92. Besimo, C., Spielmann, H., and Rohner, H. (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(4), 243-262.
93. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Luthy, H., Scharer, P., and Gauckler, L. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89-106.
94. Luthardt, R., Sandkuhl, O., and Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7(4), 113-119.
95. Suttor, D., Bunke, K., Hoescheler, S., Hauptmann, H., and Hertlein, G. (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(3), 195-206.
96. Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., and Rigos, A.E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: An update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 1-23.
97. Papageorgiou-Kyran, K., Fasoula, M., and Kontonasaki, E. (2020). Translucency of monolithic zirconia after hydrothermal aging: A review of in vitro studies. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 489-500.
98. Hassouneh, L., Jum'ah, A.A., Ferrari, M., and Wood, D.J. (2020). Post-fatigue fracture resistance of premolar teeth restored with endocrowns: An in vitro investigation. *Journal of Dentistry*, 100, 103426.
99. Hannink, R.H., Kelly, P.M., and Muddle, B.C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487.

100. Denry, I. and Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
101. Lughì, V. and Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807-820.
102. Evans, A. and Heuer, A. (1980). Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields. *Journal of the American Ceramic Society*, 63(5-6), 241-248.
103. Hatanaka, G.R., Polli, G.S., and Adabo, G.L. (2020). The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 330-337.
104. Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A., and Knowles, J.C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018-1029.
105. Kelly, J.R. and Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-298.
106. Garvie, R. C., Hannink, R. H., and Pascoe, R. T. (1990). Ceramic steel?. In *Sintering Key Papers* (pp. 253-257). Springer, Dordrecht.
107. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., and Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9-18.
108. Curtis, A.R., Wright, A.J., and Fleming, G.J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34(3), 195-206.
109. Silva, N.R., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P.G., Guess, P.C., Zembic, A., and Kohal, R.J. (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3(2), 863-896.
110. Kelly, P.M. and Rose, L.F. (2002). The martensitic transformation in ceramics-its role in transformation toughening. *Progress in Materials Science*, 47(5), 463-557.
111. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
112. Kern, M. and Wegner, S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64-71.
113. Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590-595.
114. Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., and Walter, M.H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-662.

115. Sorensen, J. (2003). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence of Dental Technology*, 26, 57-67.
116. Heuer, A., Claussen, N., Kriven, W.M., and Ruhle, M. (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*, 65(12), 642-650.
117. Chevalier, J., Cales, B., and Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154.
118. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., and Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45-61.
119. Filser, F., Kocher, P., and Gauckler, L. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation* 23(4), 23, 382-390.
120. Özcan, M., Volpato, C.Â.M., and Fredel, M.C. (2016). Artificial aging of zirconium dioxide: an evaluation of current knowledge and clinical relevance. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 193-197.
121. Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R., and Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539-5545.
122. Baldissara, P., Wandscher, V.F., Marchionatti, A.M.E., Parisi, C., Monaco, C., and Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e. max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 269-275.
123. Dérand, P. and Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131-135.
124. Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., and Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), e327-e337.
125. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *International Journal Prosthodont*, 57(4), 236-261.
126. Schmitter, M., Mueller, D., and Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, 40(2), 154-162.
127. Chen, Y.-M., Smales, R.J., Yip, K.H.-K., and Sung, W.-J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24(11), 1506-1511.
128. Karakoca, S., ve Yilmaz, H. (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 36-44.

129. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.
130. Luthardt, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J., Kuhlisch, E., and Walter, M. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 81(7), 487-491.
131. Raigrodski, A.J. and Chiche, G.J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 520-525.
132. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., and Torriceni, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 793-798.
133. Mao, L., Kaizer, M., Zhao, M., Guo, B., Song, Y., and Zhang, Y. (2018). Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222-1228.
134. Zhang, Y. and Lawn, B. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
135. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Handel, G., and Rosentritt, M. (2012). In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *Journal of Dentistry*, 40(11), 921-928.
136. Klimke, J., Trunec, M., and Krell, A. (2011). Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850-1858.
137. Yamashita, I. and Tsukuma, K. (2011). Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, 119(1386), 133-135.
138. Zhang, Y., Lee, J.J.-W., Srikanth, R., and Lawn, B.R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.
139. Anselmi-Tamburini, U., Woolman, J.N., and Munir, Z.A. (2007). Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*, 17(16), 3267-3273.
140. Zhang, H., Li, Z., Kim, B.N., Morita, K., Yoshida, H., Hiraga, K., and Sakka, Y. (2011). Highly Infrared Transparent Nanometric Tetragonal Zirconia Prepared by High-Pressure Spark Plasma Sintering. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(9), 2739-2741.
141. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., and Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, 48(5), 369-380.

142. Pang, Z., Chughtai, A., Sailer, I., and Zhang, Y. (2015). A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 31(10), 1198-1206.
143. Tong, H., Tanaka, C.B., Kaizer, M.R., and Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*, 42(1), 1077-1085.
144. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A.V., and Clarke, D.R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
145. Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Ritter, A.V., Vallittu, P.K., Närhi, T.O., and Lassila, L.V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 31(10), 1180-1187.
146. Khayat, W., Chebib, N., Finkelman, M., Khayat, S., and Ali, A. (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 626-631.
147. Zhang, F., Van Meerbeek, B., and Vleugels, J. (2020). Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials*, 36(4), 491-500.
148. Muñoz, E.M., Longhini, D., Antonio, S.G., and Adabo, G.L. (2017). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry*, 63, 94-102.
149. Carrabba, M., Keeling, A.J., Aziz, A., Vichi, A., Fonzar, R.F., Wood, D., and Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70-76.
150. Kim, H.K. (2020). Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. *Materials*, 13(15), 3395.
151. Yan, J., Kaizer, M.R., and Zhang, Y. (2018). Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 170-175.
152. Hatanaka, G.R., Polli, G.S., and Adabo, G.L. (2020). The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 330-337.
153. Vila-Nova, T.E.L., de Carvalho, I.H.G., Moura, D.M.D., Batista, A.U.D., Zhang, Y., Paskocimas, C.A., Bottino, M.A., and e Souza, R.O.A. (2020). Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. *Dental Materials*, 36(4), e126-e139.
154. Cahn, R. W., Haasen, P., and Kramer, E. J. (1993). Materials science and technology-a comprehensive treatment. *International Journal of Materials Research*, 84(2), 90-90.

155. Chu, F., Frankel, N., and Smales, R.J. (2000). Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1), 66-71.
156. Hudson, J.D., Goldstein, G.R., and Georgescu, M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 647-654.
157. Wise, M.D. and Dykema, R.W. (1975). The plaque-retaining capacity of four dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 33(2), 178-190.
158. Mannerberg, F. (1971). Gingival changes following porcelain crown therapy. *Odontologisk Revy*, 22(2), 156-162.
159. Wright, M.D., Masri, R., Driscoll, C.F., Romberg, E., Thompson, G.A., and Runyan, D.A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 486-490.
160. Raimondo Jr, R.L., Richardson, J.T., and Wiedner, B. (1990). Polished versus autoglazed dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(5), 553-557.
161. Patterson, C., McLundie, A., Stirrups, D., and Taylor, W. (1992). Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3), 402-406.
162. Aksoy, G. (2003). Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 24(2), 103-111.
163. Aksoy, G., Polat, H., Polat, M., and Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
164. Ancowitz, S., Torres, T., and Rostami, H. (1998). Texturing and polishing. The final attempt at value control. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 607-612.
165. Anusavice, K. (1996). Mechanical properties of dental materials (Chapter 4). *Phillips' Science of Dental Materials*. 10th ed. Philadelphia; WB Saunders Co, 49-74.
166. Scurria, M.S. and Powers, J.M. (1994). Surface roughness of two polished ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(2), 174-177.
167. Magne, P. and Belser, U., (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach*. London: Quintessence Publishing Company, 28.
168. Fuzzi, M., Zaccheroni, Z., and Vallania, G. (1996). Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 452-458.
169. Ferracane, J.L., (2001). *Materials in dentistry: Principles and applications*. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.

170. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., and Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Chicago: Quintessence Publishing Company, 194.
171. Jefferies, S.R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.
172. Al-Wahadni, A. and Martin, D. (1999). An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(6), 538-546.
173. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M.V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 31(3), 181-188.
174. Phillips, R.W. (1984). *Elements of dental materials: For dental hygienists and assistants*. Philadelphia: WB. Saunders.
175. Stewart, M.G. and Bagby, M., (2020). *Clinical aspects of dental materials*. Massachusetts: Jones & Bartlett Learning.
176. Jung, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative Dentistry*, 27(2), 175-183.
177. Schmidlin, P.R. and Gohring, T. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry-University of Washington*-, 29(1), 80-86.
178. Braem, M., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of Dentistry*, 22(2), 97-102.
179. Frankenberger, R., Pashley, D.H., Reich, S.M., Lohbauer, U., Petschelt, A., and Tay, F.R. (2005). Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 26(14), 2043-2052.
180. Frankenberger, R. and Tay, F.R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, 21(5), 397-412.
181. McInnes, P. and Dickinson, G. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*, 8(3), 181-184.
182. Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F., and Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417-424.
183. Ohyama, T., Yoshinari, M., and Oda, Y. (1999). Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 12(1), 28-37.

184. Itinoche, K.M., Özcan, M., Bottino, M.A., and Oyafuso, D. (2006). Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dental Materials*, 22(11), 1029-1034.
185. Geis-Gerstorfer, J. (1994). In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of Dentistry*, 22(4), 247-251.
186. Gale, M. and Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
187. Versluis, A., Douglas, W.H., and Sakaguchi, R.L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental Materials*, 12(5-6), 290-294.
188. Kohorst, P., Borchers, L., Stempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F.-W., and Hübsch, C. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater*, 8(3), 1213-1220.
189. Kao, H., Ho, F., Yang, C., and Wei, W. (2000). Surface machining of fine-grain Y-TZP. *Journal of the European Ceramic Society*, 20(14-15), 2447-2455.
190. Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F., and Valandro, L. (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 151-163.
191. Sato, T. and Shimada, M. (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal of the American Ceramic Society*, 68(6), 356-356.
192. Schubert, H. and Frey, F. (2005). Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. *Journal of the European Ceramic Society*, 25(9), 1597-1602.
193. Flinn, B.D., deGroot, D.A., Mancl, L.A., and Raigrodski, A.J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 223-230.
194. Borchers, L., Stiesch, M., Bach, F.-W., Buhl, J.-C., Hübsch, C., Kellner, T., Kohorst, P., and Jendras, M. (2010). Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 6(12), 4547-4552.
195. Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., and Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), e327-e337.
196. Kunt, G.E. ve Çetiner, R.B. (2017). Mekanik testler: Bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210-215.

197. Morresi, A.L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
198. Jang, K., Chung, D., Shin, D., and Garcia-Godoy, F. (2001). Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Operative Dentistry*, 26(6), 603-608.
199. ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*, Geneva, Switzerland.
200. Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A., and Raigrodski, A.J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 215-223.
201. Ramesh, S., Lee, K.S., and Tan, C. (2018). A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 44(17), 20620-20634.
202. ISO 13356. (2008). Implants for surgery-Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). *International Organization for Standardization*, Geneva, Switzerland.
203. Altıntaş, S.H., Kiliç, S., ve Gülnar, A. (2017). Sertlik testleri: Yüzey sertliği ve ölçümü, yüzey pürüzlülüğü ve ölçümü. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 216-223.
204. Farah, J. and Craig, R. (1975). Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *Journal of Dental Research*, 54(2), 255-261.
205. Jones, D.W. (1982). Ceramics and glass as restorative materials. *Biocompatibility of Dental Materials*, 4, 79-122.
206. Pettrow, J.N. (1961). Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 11(2), 334-344.
207. Kobayashi, K., Kuwajima, H., and Masaki, T. (1981). Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, 3, 489-493.
208. Oblak, C., Verdenik, I., Swain, M.V., and Kosmac, T. (2014). Survival-rate analysis of surface treated dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 25(10), 2255-2264.
209. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., and Gauckler, L.J. (2007). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental Materials*, 23(1), 106-114.
210. Nemli, S.K., Yilmaz, H., Aydin, C., Bal, B.T., and Tıraş, T. (2012). Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(2), 416-424.

211. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M.V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374-380.
212. Yilmaz, H., Nemli, S.K., Aydin, C., Bal, B.T., and Tıraş, T. (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*, 27(8), 786-795.
213. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., and Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339-346.
214. Kelly, J.R. (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials*, 11(2), 103-110.
215. Kao, R., Perrone, N., and Capps, W. (1971). Large-Deflection Solution of the Coaxial-Ring-Circular-Glass-Plate Flexure Problem. *Journal of the American Ceramic Society*, 54(11), 566-571.
216. Kinney, K.R.M. and Herbert, C.M. (1970). Effect of surface finish on structural ceramic failure. *Journal of the American Ceramic Society*, 53(9), 513-516.
217. Kirstein, A. and Woolley, R. (1967). Symmetrical bending of thin circular elastic plates on equally spaced point supports. *Journal of Research of the National Bureau of Standards-C*, 71(1), 1-10.
218. Karakoca, S. and Yilmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 91(2), 930-937.
219. Craig, R. and Powers, J. (2002). *Restorative dental materials*. 11 th ed. St. Louis: Mosby, 348-370.
220. ISO 6872. (2008). Dentistry-ceramic materials. *International Organization for Standardization*, Geneva, Switzerland.
221. Thompson, G. (2000). Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dental Materials*, 16(4), 235-243.
222. Lin, W.S., Ercoli, C., Feng, C., and Morton, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(5), 353-362.
223. Piddock, V., Marquis, P., and Wilson, H. (1987). The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 15(4), 153-158.
224. Cattell, M., Clarke, R., and Lynch, E. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics-Part II. *Journal of Dentistry*, 25(5), 409-414.

225. Shetty, D.K., Rosenfield, A.R., McGuire, P., Bansal, G.K., and Duckworth, W.H. (1980). Biaxial flexure tests for ceramics. *American Ceramic Society Bulletin*, 59(12), 1193-1197.
226. Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J., and Fantozzi, G. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 239-245.
227. Stewart, A. and Boyde, A. (1962). Ion etching of dental tissues in a scanning electron microscope. *Nature*, 196(4849), 81-82.
228. Seiler, H. (1983). Secondary electron emission in the scanning electron microscope. *Journal of Applied Physics*, 54(11), R1-R18.
229. Yañez, M.J. and Barbosa, S.E. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Technique*, 61(5), 463-468.
230. Jandt, K.D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491(3), 303-332.
231. Amaral, M., Valandro, L.F., Bottino, M.A., and Souza, R.O. (2013). Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(8), 1387-1392.
232. Guazzato, M., Proos, K., Quach, L., and Swain, M.V. (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*, 25(20), 5045-5052.
233. Cotič, J., Jevnikar, P., and Kocjan, A. (2017). Ageing kinetics and strength of airborne-particle abraded 3Y-TZP ceramics. *Dental Materials*, 33(7), 847-856.
234. Cullity, B.D. (1956). *Elements of X-ray diffraction*. Boston: Addison-Wesley Publishing.
235. Samuel, R., Chandrasekar, S., Farris, T.N., and Licht, R.H. (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 72(10), 1960-1966.
236. Woolfson, M.M. and Woolfson, M.M. (1997). *An introduction to X-ray crystallography*. Cambridge University Press.
237. Dal Piva, A.M.D.O., Tribst, J.P.M., Borges, A.L.S., e Souza, R.O.D.A., and Bottino, M.A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials*, 34(9), 1342-1350.
238. Kontonasaki, E., Rigos, A.E., Ilia, C., and Istantos, T. (2019). Monolithic zirconia: an update to current knowledge. optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90-106.

239. Albashaireh, Z.S., Ghazal, M., and Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 105-113.
240. Christensen, G. and BruxZir, J. (2014). Milled e. maxCAD: Superior clinical performance at 3+ years. *Clinicians Report*, 7(6), 1-3.
241. Zhang, F., Spies, B.C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W.-D., van Meerbeek, B., and Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776-1790.
242. Inokoshi, M., Pongprueksa, P., De Munck, J., Zhang, F., Vanmeensel, K., Minakuchi, S., Vleugels, J., Naert, I., and Van Meerbeek, B. (2016). Influence of light irradiation through zirconia on the degree of conversion of composite cements. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 18(2), 161-171.
243. Koch, A., Kroeger, M., Hartung, M., Manetsberger, I., Hiller, K.-A., Schmalz, G., and Friedl, K.-H. (2007). Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(5), 440-461.
244. Pereira, G.K., Guilardi, L.F., Dapieve, K.S., Kleverlaan, C.J., Rippe, M.P., and Valandro, L.F. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 85, 57-65.
245. İnternet: Web: <https://www.bego.com/cad-cam-solutions/materials/ceramic/katana-zirconia-utml/>, Son Erişim Tarihi: 16.10.2021.
246. Kwon, S.J., Lawson, N.C., McLaren, E.E., Nejat, A.H., and Burgess, J.O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132-137.
247. İnternet: Web: <https://www.nacera-medical.com/en/solutions/nacera-pearl-q3-multi-shade>, Son Erişim Tarihi: 21.10.2021.
248. Zhang, F., Reveron, H., Spies, B.C., Van Meerbeek, B., and Chevalier, J. (2019). Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomaterialia*, 91, 24-34.
249. Inokoshi, M., Shimizu, H., Nozaki, K., Takagaki, T., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Zhang, F., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., and Minakuchi, S. (2018). Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental Materials*, 34(3), 508-518.
250. Chevalier, J., Gremillard, L., and Deville, S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*, 37, 1-32.
251. Guo, X. (2004). Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chemistry of Materials*, 16(21), 3988-3994.

252. Ban, S., Sato, H., Suehiro, Y., Nakanishi, H., and Nawa, M. (2008). Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 87(2), 492-498.
253. Cattani-Lorente, M., Scherrer, S.S., Ammann, P., Jobin, M., and Wiskott, H.A. (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia*, 7(2), 858-865.
254. Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Mancl, L.A., Toivola, R., and Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 303-309.
255. De Souza, R.H., Kaizer, M.R., Borges, C.E.P., Fernandes, A.B.F., Correr, G.M., Diógenes, A.N., Zhang, Y., and Gonzaga, C.C. (2020). Flexural strength and crystalline stability of a monolithic translucent zirconia subjected to grinding, polishing and thermal challenges. *Ceramics International*, 46(16), 26168-26175.
256. Chai, H., Kaizer, M., Chughtai, A., Tong, H., Tanaka, C., and Zhang, Y. (2015). On the interfacial fracture resistance of resin-bonded zirconia and glass-infiltrated graded zirconia. *Dental Materials*, 31(11), 1304-1311.
257. Ramos, N., Kaizer, M., Campos, T., Kim, J., Zhang, Y., and Melo, R. (2019). Silica-based infiltrations for enhanced zirconia-resin interface toughness. *Journal of Dental Research*, 98(4), 423-429.
258. Lee, T.H., Lee, S.H., Her, S.B., Chang, W.G., and Lim, B.S. (2012). Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1334-1343.
259. Moqbel, N.M., Al-Akhali, M., Wille, S., and Kern, M. (2020). Influence of aging on biaxial flexural strength and hardness of translucent 3Y-TZP. *Materials*, 13(1), 27.
260. Chevalier, J. (1997). Low temperature ageing behaviour of zirconia hip joint heads. *Bioceramics*, 10, 135-137.
261. Zhuang, Y., Zhu, Z., Jiao, T., and Sun, J. (2019). Effect of aging time and thickness on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e404-e410.
262. Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M., and Pezzotti, G. (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-5282.
263. Too, T.D.C., Inokoshi, M., Nozaki, K., Shimizubata, M., Nakai, H., Liu, H., and Minakuchi, S. (2021). Influence of sintering conditions on translucency, biaxial flexural strength, microstructure, and low-temperature degradation of highly translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, 2020-448.

264. Pereira, G., Amaral, M., Cesar, P., Bottino, M., Kleverlaan, C., and Valandro, L. (2015). Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 45, 183-192.
265. Inokoshi, M., Vanmeensel, K., Zhang, F., De Munck, J., Eliades, G., Minakuchi, S., Naert, I., Van Meerbeek, B., and Vleugels, J. (2015). Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*, 31(2), 182-194.
266. Pandoleon, P., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Pliatsikas, N., Patsalas, P., Papadopoulou, L., Zorba, T., Paraskevopoulos, K., and Koidis, P. (2017). Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dental Materials*, 33(11), e385-e392.
267. Lucas, T.J., Lawson, N.C., Janowski, G.M., and Burgess, J.O. (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials*, 31(12), 1487-1492.
268. Sim, I.-G., Shin, Y., Shim, J.-S., Kim, J.-E., and Kim, J.-H. (2017). Effects of artificial aging on the biaxial flexural strength of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP after various occlusal adjustments. *Ceramics International*, 43(13), 9951-9959.
269. Mešić, K., Majnarić, I., Obhodaš, J., Baršić, G., and Mehulić, K. (2020). The effect of aging on composition and surface of translucent zirconia ceramic. *Acta Stomatologica Croatica*, 54(4), 339.
270. Kolakarnprasert, N., Kaizer, M.R., Kim, D.K., and Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, 35(5), 797-806.
271. Putra, A., Chung, K.-H., Flinn, B.D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K., and Raigrodski, A.J. (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(3), 422-429.
272. Harada, A., Shishido, S., Barkarmo, S., Inagaki, R., Kanno, T., Örtengren, U., Egusa, H., and Nakamura, K. (2020). Mechanical and microstructural properties of ultra-translucent dental zirconia ceramic stabilized with 5 mol% yttria. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103974.
273. Lai, X., Si, W., Jiang, D., Sun, T., Shao, L., and Deng, B. (2017). Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *Journal of Dentistry*, 66, 23-31.
274. Kou, W., Garbrielsson, K., Borhani, A., Carlborg, M., and Molin Thorén, M. (2019). The effects of artificial aging on high translucent zirconia. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 6(1), 54-60.
275. Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Singh, A., and Mancl, L.A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1377-1384.
276. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., and Kern, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, 30(12), e419-e424.

277. Preis, V., Schmalzbauer, M., Bougeard, D., Schneider-Feyrer, S., and Rosentritt, M. (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry*, 43(1), 133-139.
278. Nakamura, K., Harada, A., Ono, M., Shibasaki, H., Kanno, T., Niwano, Y., Adolfsson, E., Milleding, P., and Örtengren, U. (2016). Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 301-311.
279. Papanagiotou, H.P., Morgano, S.M., Giordano, R.A., and Pober, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 154-164.
280. Della Bona, A., Anusavice, K.J., and DeHoff, P.H. (2003). Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dental Materials*, 19(7), 662-669.
281. Yilmaz, H., Aydin, C., and Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 120-128.
282. Reyes, A.R., Dennison, J.B., Powers, J.M., Sierraalta, M., and Yaman, P. (2021). Translucency and flexural strength of translucent zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
283. Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., and Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.
284. Turkoglu, P. and Sen, D. (2019). Evaluation of dual-cure resin cement polymerization under different types and thicknesses of monolithic zirconia. *BioMed Research International*, 2019(4), 1-9.
285. Guilardi, L., Pereira, G., Gündel, A., Rippe, M., and Valandro, L. (2017). Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65, 849-856.
286. Pereira, G., Muller, C., Wandscher, V., Rippe, M., Kleverlaan, C., and Valandro, L. (2016). Comparison of different low-temperature aging protocols: its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 324-330.
287. Kim, H.-T., Han, J.-S., Yang, J.-H., Lee, J.-B., and Kim, S.-H. (2009). The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *The journal of Advanced Prosthodontics*, 1(3), 113-117.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DOĞRU, Gülsüm
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri :
 Medeni hali :
 Telefon :
 e-mail :

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Kabataş Erkek Lisesi	2012

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2019-halen	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi
2017-2018	Avicenna Hastanesi Ataşehir	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Ulusal Yayınlar

- Doğru, G., Demiralp, E., ve Yılmaz, H. (2021). Diş hekimliğinde yeni geliştirilen yüksek translüsent monolitik parsiyel stabilize zirkonya sistemlerinin optik ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(4), 669-675.
- Demiralp, E., Doğru, G., ve Yılmaz, H. (2021). Additive manufacturing (3D Printing) methods and applications in dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(1), 182-190.

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Demiralp, E., Doğru, G., ve Yılmaz, H. (2019, 07 Eylül). *Tekrarlayan maksiller rezeksiyon sonrası defektin protetik rehabilitasyonu: Olgu sunumu*. TDB 25. Uluslararası Dishekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu.





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..