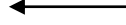


HATİCE BANU ÖZEL

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

Adınızı soyadınızı giriniz



Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**YENİ GELİŞTİRİLEN MONOLİTİK CAD/CAM
MATERYALLERİNİN YAŞLANDIRMA SONRASI OPTİK
VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HATİCE BANU ÖZEL

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKAN SANCAKLI
II.DANIŞMAN
DOÇ.DR. YILMAZ UMUT ASLAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.D.
DOKTORA**

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca mesleki bilgi ve birikimlerini benimle paylaşarak yol gösteren ve tez çalışmamın tamamlanması sürecinde yardımlarını ve desteğini her zaman hissettiğim değerli danışman hocam Doç. Dr. Erkan Sancaklı'ya, bilgi ve tecrübeleriyle tez çalışmamın yürütülmesinde yardımlarını yakından hissettiğim değerli ikinci danışman hocam Doç Dr. Y. Umut Aslan'a,

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çene Yüz Protezleri Bilim Dalı başkanı Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu başta olmak üzere, eğitimimde katkıları büyük olan Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig, Doç. Dr. Ali Balık, Doç. Dr. Meltem Özdemir Karataş, Doç. Dr. Tamer Çelakıl, Doç. Dr. Merve Benli, Dr. Ebru Tuncer, Dr. Emrah Baca'ya, ve doktora eğitimimiz boyunca teorik ve pratik olarak bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi A.D. öğretim üyelerine,

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan başta olmak üzere, eğitimime katkılarını esirgemeyen Prof. Dr. Şebnem Begüm Türker, Doç. Dr. Buket Akalın Evren, Doç. Dr. Rifat Gözneli, Doç. Dr. Erkut Kahramanoğlu, Dr. Öğr. Üyesi Ceren Küçük, Dr. Öğr. Üyesi Zeliha Şanıvar Abbasgholizadeh'e ve Arş. Gör. Dt. Şükrü Can Akmansoy'a,

Doktora eğitimim boyunca dostluklarını ve desteklerini hep hissettiğim, zorlukları birlikte göğüslediğimiz dönem arkadaşlarım Dt. Müge Yargıcı, Dt. Büşra Kayaoğlu, Dt. Pelin Göçmez'e ve tüm araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Arkadaşlığıyla doktora yıllarımızı güzelleştiren, en büyük destekçimiz Nazlı Sarı'ya,

Gösterdikleri sevgi, sabır ve anlayış için beni her şartta destekleyen eşim Prof. Dr. Ş. Kerem Özel'e ve çocuklarım Kaan ve Defne'ye teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36863

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	Vİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	X
ÖZET.....	Xİ
ABSTRACT.....	Xİİ
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
4.BULGULAR.....	48
5. TARTIŞMA	69
KAYNAKLAR	91
HAM VERİLER	125
FORMLAR	126
ETİK KURUL KARARI	127
PATENT HAKKI İZNİ	128
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	129
ÖZGEÇMİŞ	130

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar.....	36
Tablo 3.2. Biaksiyel bükme dayanımı (BBD) çalışma grupları.....	37
Tablo 4.1. Materyallerin farklı yaşlandırma sürelerine göre BBD değerlerinin karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.2. Farklı yaşlandırma sürelerine göre grupların BBD değerlerinin karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.3. Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların L^* değerleri.....	53
Tablo 4.4. Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların a^* değerleri.....	53
Tablo 4.5. Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların b^* değerleri.....	54
Tablo 4.6. Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin L^* değerleri.....	55
Tablo 4.7. Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin a^* değerleri.....	56
Tablo 4.8. Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin b^* değerleri.....	58
Tablo 4.9. Materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerleri.....	62
Tablo 4.10. Farklı materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması.....	64
Tablo 4.11. Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların TP değerleri.....	66
Tablo 4.12. Farklı yaşlandırma süreleri sonunda materyallerin TP değerleri.....	67

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.....	4
Şekil 2-2 Tam kristalize IPS emax CAD, SEM görüntüsü.....	7
Şekil 2-3 ZLS SEM görüntüsü.....	9
Şekil 2-4 Zirkonya kristal fazlarının dönüşüm sıcaklıkları.....	11
Şekil 2-5 Monoklinik , tetragonal ve kübik kristal yapılarının şematik gösterimi.....	11
Şekil 2-6 Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik gösterimi.....	13
Şekil 2-7 Tetragonal zirkonya kristallerinin monoklinik zirkonya kristallerine dönüşümü sonucu oluşan stres ve yüzey grenlerde görülen kopma.....	16
Şekil 2-8 Cercon HT ve Cercon XT mikroyapıları.....	18
Şekil 2-9 Elektromanyetik spektrum.....	21
Şekil 2-10 Munsell renk skalası.....	23
Şekil 2-11 CIE L*a*b* renk sistemi.....	24
Şekil 2-12 Üç top üzerinde piston testinin şematik resmi.....	30
Şekil 3-1 Çalışma örneklerinin hazırlandığı materyaller.....	35
Şekil 3-2 Transludent zirkonya disklerin üretilmesi.....	38
Şekil 3-3 Sinterlemede kullanılan fırın.....	38
Şekil 3-4 Transludent zirkonya örneklerin boyutlarının kontrol edilmesi.....	39
Şekil 3-5 ZLS örneklerin dizayn ve üretim aşamaları.....	39
Şekil 3-6 ZLS disklerin boyutlarının kontrolü.....	40
Şekil 3-7 ZLS disklerin fırınlanması.....	40
Şekil 3-8 LS ₂ disklerin üretim aşamaları.....	41
Şekil 3-9 LS ₂ disklerin boyutlarının kontrolü.....	41
Şekil 3-10 Örneklerin cilalanma aşaması.....	42
Şekil 3-11 Sırasıyla TMZ, ZLS ve LS ₂ örnekler.....	42

Şekil 3-12 Örneklerin otoklav poşetinde gruplandırılması.....	42
Şekil 3-13 Yaşlandırma işleminde kullanılan otoklav ve örneklerin otoklava yerleştirilmesi.....	43
Şekil 3-14 Optik ölçümlerin yapıldığı spektrofotometre.....	44
Şekil 3-15 BBD ölçümlerinin yapıldığı universal test cihazı ve kırma düzeneği.....	45
Şekil 3-16 Hazırlanan disklerin üzerine yerleştirildiği düzenek.....	46
Şekil 4-1 Materyallerin farklı yaşlandırma sürelerine göre BBD değerlerinin karşılaştırılması.....	50
Şekil 4-2 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin BBD değerlerinin karşılaştırılması.....	52
Şekil 4-3 Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin L^* değerleri üzerine etkisi.....	55
Şekil 4-4 Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin a^* değerleri üzerine etkisi.....	57
Şekil 4-5 Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin b^* değerleri üzerine etkisi.....	58
Şekil 4-6 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin L^* değerlerinin karşılaştırılması.....	59
Şekil 4-7 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin a^* değerlerinin karşılaştırılması.....	60
Şekil 4-8 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin b^* değerlerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 4-9 Materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması.....	63
Şekil 4-10 Farklı materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması.....	65
Şekil 4-11 Farklı yaşlandırma süreleri sonunda materyallerin TP değerlerinin karşılaştırılması.....	67
Şekil 4-12 Yaşlandırma öncesi ve sonrası materyallerin TP değerlerinin karşılaştırılması.....	68

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım, bilgisayar destekli üretim

TMZ: Transludent monolitik zirkonya

ZLS: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

LS₂: Lityum disilikat

Y-TZP: Geleneksel yitriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonya

CaO: Kalsiyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

Al₂O₃: Alüminyum oksit

Y₂O₃: Yitrium oksit

MgO: Magnezyum oksit

ZrO₂: Zirkonyum oksit

Li₂SiO₃: Lityum metasilikat

Li₂Si₂O₅: Lityum disilikat

Li₃PO₄: Lityum ortofosfat

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

LTD: Düşük ısı bozunması (Low temperature degradation)

mm: Milimetre

nm: Nanometre

µm: Mikrometre

°C: Santigrad derece

atm: Atmosfer basıncı

GPa: Gigapascal

MPa: Megapascal

ISO: Uluslararası Standartlar Organizasyonu (International Organization for Standardization)

CIE: Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale de L'éclairage)

BBD: Biaksiyel bükme dayanımı

TP: Translusion parametresi

ΔE₀₀: CIEDE2000 renk değişimi

ÖZET

Özel, H.B. (2022). Yeni geliştirilen monolitik CAD/CAM materyallerinin yaşlandırma sonrası optik ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi. İstanbul.

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte birçok restoratif materyal üretilmiştir. Çalışmamızda yeni geliştirilen translusent monolitik zirkonya (TMZ) (Cercon HT, Dentsply, Sirona, ABD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) materyalleri (Celtra Duo, Dentsply, Almanya) ile lityum disilikat (LS₂) materyalinin (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), yaşlandırma sonucu optik ve mekanik özelliklerindeki değişimi değerlendirmeyi amaçladık. Her materyalin yüksek translusent A2 renginden, 60'ar adet, 12mm çap, 1,2mm kalınlığında diskler üretildi. Biaksiyel bükme dayanımı (BBD) ölçülecek örnekler, kontrol (n=20), 3 saat yaşlandırma (n=20) ve 6 saat yaşlandırma (n=20) olacak şekilde gruplandırıldı. Yaşlandırma işlemi otoklavda 134°C, 0,2MPa basınç altında uygulandı. Kontrol grupları ve yaşlandırılmış örneklerin BBD'ları üç top üzeri piston testiyle ölçüldü. Optik değerlendirme için 10 adet örneğin, başlangıçta, 3 saat ve 6 saat yaşlandırma sonrası spektrofotometreyle L, a, b değerleri ölçüldü, ΔE_{00} değerleri ve translusensi parametreleri (TP) hesaplandı. Veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmamızda BBD değerleri kontrol, 3 saat ve 6 saat yaşlandırma gruplarının tümünde TMZ > LS₂ > ZLS şeklinde bulunmuştur ($p < 0,05$). Yaşlandırma işlemi TMZ örneklerin BBD'nı arttırırken ZLS örneklerde BBD'nı azaltmıştır ($p < 0,05$). LS₂ örneklerin BBD'ı, yaşlandırma işleminden anlamlı olarak etkilenmemiştir ($p > 0,05$). Çalışmada kullanılan tüm materyaller yaşlanma sonucu renk değişimine uğramışlardır ancak bu değişim kabul edilebilir sınırlardadır ($\Delta E_{00} < 1,8$). ZLS'nin ΔE_{00} değeri algılanabilirlik eşiğinin üzerinde çıkmıştır ($\Delta E_{00} > 0,8$). Tüm materyallerin translusensisinde azalma olmuştur ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Yapmış olduğumuz bu in vitro tez çalışmasından elde ettiğimiz bulgular ışığında, Cercon HT, Celtra Duo ve IPS emax CAD monolitik seramik materyalleri, yaklaşık 15 yıllık klinik kullanım süresince mekanik ve optik açıdan yeterli bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, zirkonya, translusensi, mekanik, optik

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36863

ABSTRACT

Özel, H.B. (2022). Evaluation of optical and mechanical properties of newly developed monolithic CAD/CAM materials after aging. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. Doctoral Thesis. İstanbul.

With the widespread use of CAD/CAM systems in dentistry, many restorative materials have been produced. In our study, we aimed to evaluate the change in optical and mechanical properties of newly developed translucent monolithic zirconia (TMZ) (Cercon HT Dentsply, Sirona, USA), zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) materials (Celtra Duo, Dentsply, Germany) and lithium disilicate (LS2) material (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) with aging. 60 discs of 12mm diameter and 1,2 mm thickness were produced from high translucent materials. Samples to be measured for biaxial flexural strength (BFS) were grouped as control (n=20), 3-hours aging (n=20) and 6-hours aging (n=20). The aging process was applied in an autoclave under 134°C, 0.2MPa pressure. The BFS of the control groups and aged samples were measured with the piston on three balls test. For optical evaluation, L, a, b values of the samples (n=10) were measured by spectrophotometry before aging, after 3 hours and 6 hours aging. ΔE_{00} values and translucency parameters (TP) were calculated. The data were evaluated statistically. In our study, BFS values were found as TMZ> LS2> ZLS in control, 3 hours and 6 hours aging groups ($p<0.05$). While aging increased the BFS of TMZ samples, it decreased the BFS of ZLS samples ($p<0.05$). BFS of the LS2 material was not significantly affected by the aging ($p>0.05$). All the materials have undergone color change as a result of aging, but this change was within acceptable limits ($\Delta E_{00} < 1.8$). The ΔE_{00} value of the ZLS was above the perceptibility threshold ($\Delta E_{00} > 0.8$). There was a decrease in the translucency of all materials used in the study, but this decrease was not statistically significant. Cercon HT, Celtra Duo and IPS emax CAD monolytic ceramic materials were found to be mechanically and optically enduring after a clinical use of about 15 years in this in vitro study.

Key Words: CAD/CAM, zirconia, translucency, mechanic, optic

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No: 36863

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliği, kaybedilmiş fonksiyonla birlikte fonasyon ve estetiğin yerine konulmasını, dokuların devamlılığının ve bütünlüğünün korunmasını amaçlar. Sabit protezlerde porselen doğal dişle renk uyumunu en iyi sağlayan materyal olmasına rağmen, porselenin dayanıklılığını arttırmak için kullanılan metal alt yapı, estetiğin ve biyolojik uyumluluğun yeterince sağlanamamasına neden olmaktadır. Sabit restorasyonlardaki bu ihtiyaçları gidermek amacıyla, bilgisayar destekli tasarım ve üretimin (CAD/CAM) diş hekimliğinde de kullanılmaya başlamasıyla birlikte fonksiyon, biyouyumluluk, ve estetik açıdan yüksek kalitede geliştirilen yeni materyallerle restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu materyaller temel özelliklerine göre cam matriks, rezin matriks ve polikristal seramikler olarak sınıflandırılabilir (Gracis ve ark. 2015).

Özellikle ön bölge dişsizliklerde lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlar optik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir ancak bu restorasyonların en önemli eksikliği kırılma dirençlerinin düşük olmasıdır (Sadowsky 2006). Bir başka tam seramik materyali olan zirkonya, üstün biyolojik ve mekanik özelliklere sahiptir (Ghodsı ve Jafarian 2018) ancak opak görünümü nedeniyle kabul edilebilir bir estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik porselenle veneerlenmeleri gerekir. Bu tabakalı yapı zirkonyanın gücünü seramiğin estetiği ile birleştirir. Zamanla bu tabakalı yapıda görülen porselen chippingleri sorunu, CAD/CAM sistemlerinin de yaygınlaşan kullanımıyla birlikte monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur (Tsalouchou ve ark. 2008; Beuer ve ark. 2012). Monolitik zirkonya restorasyonları, chipping problemini ortadan kaldırır ve daha az diş preperasyonuna gerek gösterir ancak optik özelliklerinin de gelişmiş olması gerekir (Stawarczyk ve ark. 2017a, Stawarczyk ve ark. 2017b).

Zirkonya; üç farklı kristal fazı (monoklinik, tetragonal ve kübik) içeren, polimorf bir materyaldir. Bu fazlar arasında gerçekleşen değişimler, çeşitli oksitlerin ilave edilmesiyle stabilize edilir (Chevalier ve Gremillard 2008). Bu amaçla sıklıkla yittrium (Y_2O_3) kullanılır (Sulaiman ve ark. 2015). Geleneksel yittriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyanın (Y-TZP) translusentliği, lityum disilikatın en fazla %70'i kadardır. Bu zayıf optik özellikleri gidermek için çeşitli yöntemler kullanılarak

transludent monolitik zirkonyalar üretilmiştir. Bu yöntemler arasında en sıklıkla tercih edilen yittria konsantrasyonunun artırılmasıdır. Bu şekilde materyalin kübik faz miktarı ve transludentliği artırılmış olur (Baldissara ve ark. 2010). Ancak transludent zirkonyanın dayanıklılığı geleneksel zirkonyaya kıyasla azalmıştır (Camposilvan ve ark. 2018). Zirkonyada nemli ve ılık ortamda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler gözlenir. Düşük ısı bozunması ya da stabilize zirkonyanın yaşlanması denilen bu fenomen materyalin ağız içi ortamda uzun süre neme ve ısıya maruz kalmasıyla da görülebilir ve mekanik özellikleri zayıflatır (Lughi ve Sergo 2010). Monolitik zirkonya restorasyonlar seramik bir tabakayla veneerlenmedikleri için ağız içi ortama direkt olarak maruz kalırlar. Bu durum materyal içerisindeki düşük ısı bozunmasını tetikler (Fathy ve ark. 2015). Materyallerin optik özelliklerinin, yapılarından etkilendiği bildirildiğinden, yaşlanmayla oluşan bu faz değişimi restorasyonların transludentliğini de etkileyebilir (Sulaiman ve ark. 2015). Zirkonyanın bir başka dezavantajı da düşük ısı bozunması ve yaşlanmaya bağlı olarak bükme dayanımının azalmasıdır (Inokoshi ve ark. 2015).

Bir diğer monolitik CAD/CAM materyali olan zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), lityum silikat kristalleri içeren cam matriksin tetragonal zirkonya doldurucularla güçlendirilmesiyle üretilmiştir ve lityum disilikattan daha yüksek dayanıklılık değerlerine sahip olduğu bildirilmektedir (Elsaka ve Elnaghy 2016).

Literatürde yeni geliştirilen monolitik CAD/CAM materyallerinin yaşlandırılma sonrası mekanik ve optik özelliklerindeki değişimleri değerlendiren çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır. Yapacağımız çalışmada yeni geliştirilen monolitik materyallerin yaşlandırma sonrası optik ve mekanik özelliklerindeki değişimleri değerlendirmeyi amaçladık.

Çalışmamızın sıfır hipotezleri şunlardır;

Yaşlandırma, transludent monolitik zirkonya, ZLS ve LS₂ materyallerinin biaksiyel bükme dayanımlarında değişikliğe neden olmaz.

Yaşlandırma, transludent monolitik zirkonya, ZLS ve LS₂ materyallerinde renk değişikliğine neden olmaz.

Yaşlandırma transludent monolitik zirkonya, ZLS ve LS₂ materyallerinin translusensi parametrelerinde değişikliğe neden olmaz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Tam Seramik Sistemler

Sabit protetik restorasyonların üretiminde metal-seramik sistemler uzun yıllar boyunca altın standart olarak kabul edilse de, gri ve opak metal alt yapı translusent diş dokularının taklit edilmesini zorlaştırmıştır (Sailer ve ark. 2007; Al-Amleh ve ark. 2010; Zarone ve ark. 2011). Bu nedenle tam seramik restorasyonlar, hem estetik görünümleri, hem de kimyasal olarak inert olmaları ve biyouyumlulukları nedeniyle giderek daha sık kullanılmaktadır (Kelly 1997; Sailer ve ark. 2007; Zarone ve ark. 2011).

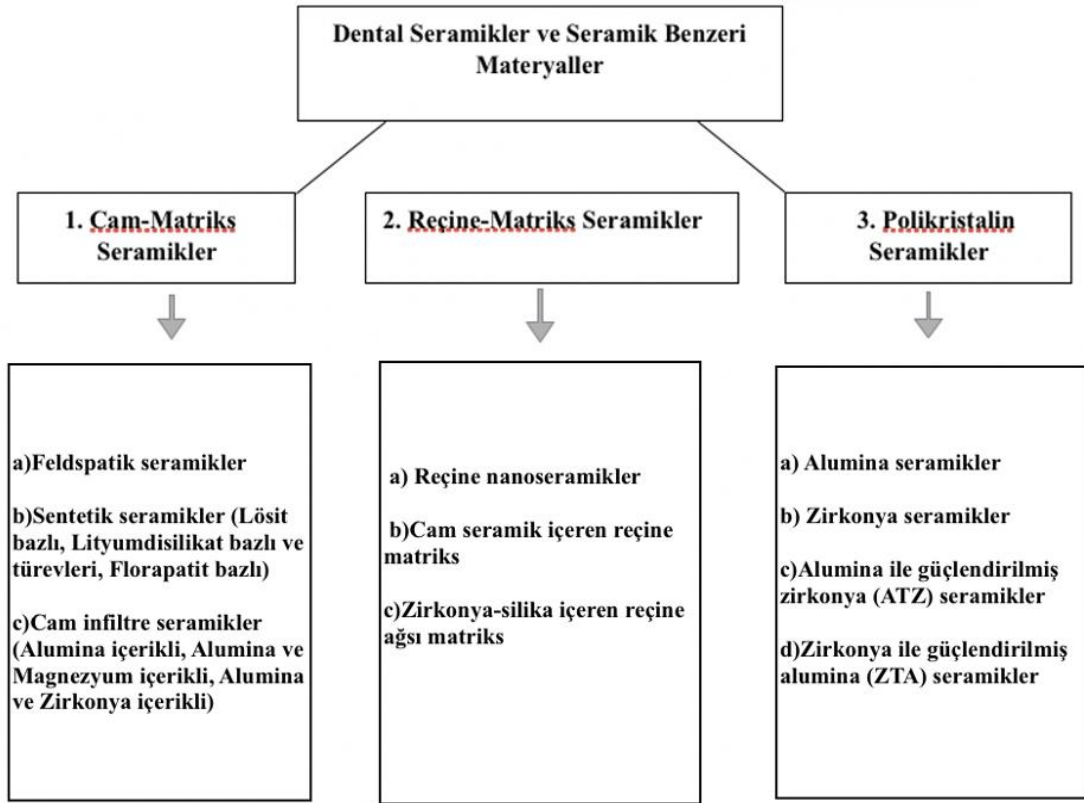
Son yıllarda modern üretim süreçlerinin ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle rekonstrüktif diş hekimliği için geleneksel seramiklerden üstün mekanik özelliklere sahip yüksek dayanımlı seramiklerin geliştirilmesi (Bindl ve ark. 2006; Sundh ve Sjögren 2006; Sundh ve Sjögren 2008; Akesson ve ark. 2009) ve hem anterior hem de posterior bölgede tek ya da çok üyeli restorasyonların yapımında kullanılmaları mümkün hale gelmiştir (Ozer ve ark. 2014; Pieger ve ark. 2014; Haff ve ark. 2015; Pozzi ve ark. 2015).

Diş hekimliği seramiklerinin sınıflandırılması malzemenin nerede kullanılacağı (anterior ya da posterior bölgede), ne tür bir restorasyon olacağı (kuron ya da köprü protezi ve üye sayısı) ve nasıl simante edileceği (geleneksel ya da adeziv yöntemle) hakkında klinik olarak ilgili bilgilerin sağlanmasında yardımcı olmalıdır.

Klinik endikasyonlara, bileşime, kazılma kabiliyetine, işleme yöntemlerine, fırınlama sıcaklıklarına, mikro yapıya, yarı saydamlığa, kırılma direncine ve antagonist dişteki aşınmaya odaklanan farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir (O'Brien 2008; Guess ve ark. 2011; Anusavice ve ark. 2012; Sakaguchi ve Powers 2012; Helvey 2014). Seramiklerin bileşimlerine göre sınıflandırılması, hem teknisyen hem de klinisyen tarafından seramik bileşiminin anlaşılması açısından önemli kabul edilmektedir (McLaren ve Phong 2009; Giordano ve McLaren 2010; Shenoy ve Shenoy 2010; Martin 2012).

Tam seramikler için en güncel sınıflama 2015 yılında Gracis ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamada diş hekimliği seramiklerini üç ana gruba

ayırılmışlardır: **cam matriks**, **reçine matriks** ve **polikristal yapıdaki seramikler** (Gracis ve ark. 2015) (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (Gracis ve ark. 2015)

2.1.1. Cam-Matriks Seramikler

Camsı faz içeren, ametal ve inorganik seramik materyallerdir. Üç alt grupta incelenmiştir: *doğal feldspat içerikli seramikler*, *sentetik (lösit, lityum disilikat, florapatit) içerikli seramikler* ve *cam infiltre seramikler*.

Sentetik içerikli seramikler

Cam matriks seramiklerin sentetik içerikli olanları içeriğinde markalar arasında farklılık olmakla birlikte temel anlamda, alüminyum oksit (Al_2O_3), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve silisyum dioksit (SiO_2) bulunmaktadır. Bu seramiklerde termal genleşmenin metallerle uyumlu olması ve dayanıklılığının artması için apatit

kristalleri de l s t kristalleri ile birlikte cam fazın içine eklenmiştir. Sentetik seramikler de fluorapatit i erikliler (ZirPress Ivoclar Vivadent, IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent), l s t i erikliler (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Noritake EX-3, Noritake); lityum disilikat ve türevleri (IPS e.max Press, IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, VitaSuprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply) olmak üzere üç gruba ayrılırlar (Gracis ve ark. 2015).

2.1.1.1. Lityum Disilikat Seramikler

Seramik endüstrisi doğal kaynaklardan elde edilen ham materyallere daha az ba lı kalmak için sentetik materyaller kullanmaya başlamıştır. Lityum disilikat (LS_2) ve türevleri Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı sınıflamada, cam matriks seramiklerin sentetik grubunda yer alırlar (Gracis ve ark. 2015).

LS_2 cam seramikler dental sektöre ilk olarak 1998 yılında ısıyla preslenerek elde edilmiş ingotlar halinde, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ticari adıyla tanıtılmıştır. Hacimce %65 oranında, cam matriks içine gömülü ince uzun i ne şekli lityumdisilikat ($Li_2Si_2O_5$) kristallerinden ($3-6 \mu m \times 0.8 \mu m$), %34 oranında rezidüel cam ve %1 oranında ısıl işlemler sonrasında meydana gelen porozitelerden oluşur (Lien ve ark. 2015).

LS_2 cam seramiklerin kristalizasyonu sıcaklığın etkisiyle başlayan kontrollü çekirdeklenme ve kristal büyümesi ile gerçekleşir. Bu süreç sonunda tüm materyal gövdesi uniform bir şekilde kristalleşir. Çekirdeklenme bazı çekirdekleştirici ajanların yardımıyla (P_2O_5 , TiO_2 , ZrO_2 vb.) gerçekleştirilir. P_2O_5 (fosfor pentoksit)'in başlattığı çekirdeklenmeyle önce lityum ortofosfatlar (L_3PO_4) oluşur (Lien ve ark. 2015). Sıcaklığın artmasıyla ($500-560^\circ C$), lityum ortofosfat nanofazı (L_3PO_4) ile lityum metasilikat (Li_2SiO_3)  ekirdeklenir (Höland ve ark. 2006). $750^\circ C$ 'de lityum metasilikat kristalleri büyür ve lityum disilikat nanofazı (kristal büyüklüğü 100 nm'den küçük) yı ılmaya başlar (Apel ve ark. 2007). $820^\circ C$ 'de, lityum metasilikat ayrırır, lityum disilikat kristalleri hızla büyür ve $850^\circ C$ 'de maksimum b y kl   e ulaşır (Höland ve ark. 2006, Apel ve ark. 2007, Monmaturapoj ve ark. 2013). Camsı fazın yaklaşık %70'ini 3-6 μm uzunluğunda LS_2 oluşturur (Höland ve ark. 2000, IPS e.max Scientific Documentation 2009). LS_2 kristalleri yüzeylerinde yer alan 0.1-0.3 μm büyüklüğündeki boşluklar bir önceki kristal yı ılım alanlarını göstermektedir (Höland ve ark. 2000).

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), kayıp mum tekniğiyle kor üretiminde kullanılır. Lösit esaslı cam seramiklere göre daha yüksek bükme dayanımına (350 MPa) sahiptir (Fischer ve ark. 2005, Raptis ve ark. 2006, Chen ve ark. 2008). Kullanım alanları, anteriorda ve posteriorda tek üye kuron restorasyonlar ile anteriorda ve posteriorda en son distal dayanağın 2. küçük azı olduğu üç üyeli köprü restorasyonlarıdır (Höland ve ark. 2000).

2005 yılında, LS₂'ın geliştirilmiş bir versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sürülmüştür. Üretim sürecindeki teknik ilerlemeler sayesinde hem optik hem de mekanik (bükme dayanımı: 370-460 MPa) özellikleri daha gelişmiştir. Mekanik olarak daha iyi özelliklere sahip olması, kristallerin birbirlerine sıkıca kilitlenmiş şekilde tabakalar halinde yerleşmelerine ve cam matriksle kristaller arasında termal genleşme katsayılarının uyumsuzluğuna bağlıdır. Bu uyumsuzluk nedeniyle kristaller çevresinde oluşan kompresif stresler ve kristallerin tabakalı yerleşme şekli çatlak ilerlemesini engeller (Denry ve Holloway 2010). Bu materyalde kristaller daha küçüktür ve daha uniform şekilde dağılmışlardır (Stappert ve ark. 2006). Bu yeni materyalle monolitik restorasyonlar yapılabilir (Zarone ve ark. 2019).

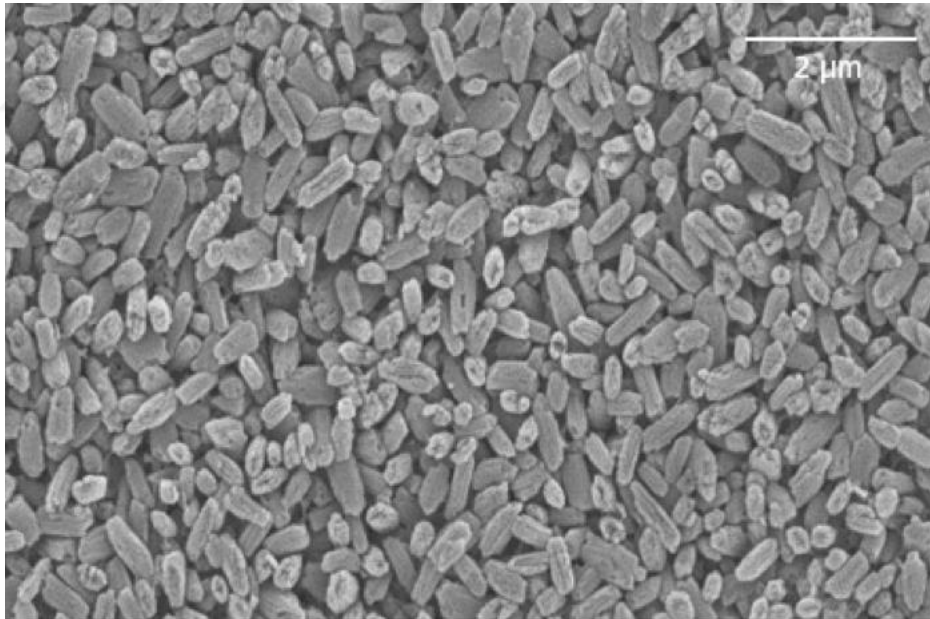
IPS e.max Press sisteminde düşük, orta ve yüksek translusensi özelliği gösteren ingotların (LT, MT, HT), A-D arası renk seçenekleri ve 4 bleach (BL1-BL4) rengi mevcuttur. Orta opasiteli ingotlar (MO), hafif renklenmiş dişlerin restorasyonunda alt yapıların hazırlanması için idealdir. Yüksek opasiteli ingotlar (HO) ise, opasitelerine bağlı olarak devital, renklenmiş dişlerin restorasyonunda ya da metal yansımalarının maskelenmesinde kullanılabilir (Ivoclar Vivadent AG. 2020).

IPS emax Press sistemi ile inley ve onleyler, veneer restorasyonlar, anterior ve posterior kuronlar, son destek dişin ikinci premolar olduğu üç üyeli köprüler, hibrit abutment ve hibrit abutment kuronlar üretilebilir. Bu restorasyonlar boyama tekniğiyle monolitik olarak ya da üst yapı seramiğiyle tabakalı olarak hazırlanabilir (Ivoclar Vivadent AG. 2020).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerin hızla gelişmesiyle birlikte restorasyonların frezeleme makineleriyle üretilmesine imkan sağlayan seramik bloklar geliştirilmiştir. Bu amaçla, 2005 yılında, prekristalize IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) bloklar, %40 lityum metasilikat (Li₂Si₂O₃) ve lityum disilikat (Li₂Si₂O₅)

kristal çekirdekleri içeren mavi bloklar şeklinde üretilmişlerdir (Hench ve ark. 2010). Farklı renk ve translusensi seçenekleri kristal yoğunluklarına ve büyüklüklerine bağlı olarak mevcuttur. Başlangıçta mavi renkte olan bloklar orta sertlik ve dayanıklılık (130 MPa) gösterirler, dolayısıyla frezelenmeleri daha kolaydır (Denry ve Holloway 2010, Zarone ve ark. 2016, Willard ve Gabriel Chu 2018). Frezelenme sonrası ısıtılma işlemi (840-850°C, 10 dk.) materyalin tam kristalizasyonu sağlanır, lityum metasilikatlar lityum disilikatlara dönüşür (%70) ve bükme dayanımı 262 ± 88 MPa'a ve kırılma dayanımı $2.5 \text{ MPa.m}^{1/2}$ 'ye kadar çıkar, restorasyon seçilen diş rengine dönüşür (Fischer ve ark. 2005).

Kristalize e.max CAD, cam matriks içerisinde hacimce %70 oranında cam matriks içine entegre olmuş yaklaşık $1.5 \text{ }\mu\text{m}$ büyüklüğünde iğne şeklinde lityum disilikat kristalleri içerir, bu nedenle mikroyapısı kristal büyüklükleri $7 \text{ }\mu\text{m}$ olan IPS e.max Press'ten farklıdır (Şekil 2-2) (Höland ve ark. 2008).



Şekil 2-2: Tam kristalize IPS emax CAD, SEM görüntüsü. 30 sn Hidroflorik asit uygulaması sonrası camsı fazın çözünmesiyle görünür hale gelen lityumdisilikat kristalleri (IPS e.max CAD Scientific Documentation).

CAD/CAM sistemleriyle uyumlu lityum disilikat bloklarda kristaller cam matriks içerisinde daha homojen ve yoğun olarak bulunurlar. (Deniz ve ark. 2019).

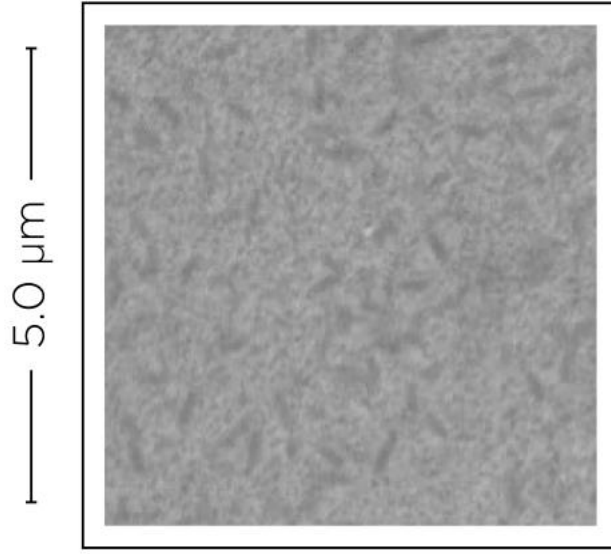
Renk ve translusensi seçeneklerinin çok olması nedeniyle bu materyal monolitik restorasyonlarda ya da veneer seramiği ile beraber alt yapı üretiminde kullanılabilir (Elsaka ve Elnaghy 2016). Ayrıca termal genleşme miktarının düşük olması nedeniyle de seramik restorasyonların üretiminde güvenilir bir seçenek haline gelmiştir (El-Meliegy ve van Noort 2012b)

IPS emax CAD sisteminde yüksek, orta ve düşük translusenside (HT, MT, LT) ve orta derece opasitede (MO) bloklar mevcuttur. MO bloklar MO0-MO4 renklerindedir. HT ve LT bloklarda ayrıca 4 farklı bleach seçeneği mevcuttur. 360 MPa'lık bükme dayanımına sahip olan IPS e.maxCAD materyali ile veneerler, inleyler, onleyler, anterior ve posterior kuronlar, son dayanağı en fazla ikinci premolar olan 3 üyeli köprüler, hibrit abutmentlar, hibrit abutment kuronlar üretilebilir (Ivoclar Vivadent AG., 2020)

Yakın zamanda patent hakkının dolmasıyla birlikte bu materyalin türevleri diğer firmalar tarafından da üretilmiştir (3G HS, Pentron Ceramics; GC Initial LiSi, ABD).

2.1.1.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Cam Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS), zirkonyanın pozitif mekanik özelliklerini cam seramiklerin estetik görünümüleriyle birleştirmek amacıyla üretilmiş, CAD/CAM teknolojisiyle kullanılabilen yeni materyallerdir (Celtra Duo, Dentsply; Suprinity, Vita). Lityum metasilikat cam fazın, ağırlıkça %10 oranında ZrO_2 ile güçlendirilmesiyle elde edilir. Son kristalizasyon sürecinden sonra homojen ve ince grenli bir mikroyapı oluşur ($Li_2O-ZrO_2-SiO_2$) (Vita Suprinity, 2014). Cam matriks içerisinde %10 ZrO_2 ve lityum metasilikat ile lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır. Ortalama $0,5-0,7\mu m$ büyüklüğündeki oldukça küçük boyuttaki kristaller sayesinde materyalin esneme dayanımı yüksektir ve cam matriksi sayesinde de optik özellikleri oldukça gelişmiştir (Şekil 2-3) (Kruger ve ark. 2013; Rinke ve ark. 2016).



Şekil 2-3: ZLS SEM görüntüsü (Celtra DUO Brochure for the dental laboratory)

ZLS bloklar ile inley ve onley restorasyonlar, kuronlar ve implant dayanakları üretilir (Elsaka ve Elnaghy 2016; Celtra Duo, Dentsply 2013).

Celtra Duo bloklarda presinterize ve tam sinterize formlar mevcuttur. Tam sinterize formdaki bloklar sinterizasyon aşaması gerektirmez ancak renklendirme ve glazing gibi ilave ısıtma işlemleri ile bükme dayanımının %76 oranında arttığı bildirilmektedir. Materyalin bükme dayanımının 370 MPa olduğu belirtilmiştir (Celtra Duo, Dentsply 2013).

Yapılan çalışmalarda, monolitik olarak üretilen ZLS restorasyonların zirkonyum altyapı üzerine veneerleme porseleni uygulanarak üretilenlerden daha yüksek kırılma direnci gösterdikleri ve ZLS seramiklerin LS_2 ile güçlendirilmiş cam seramiklere alternatif olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Sieper ve ark. 2017; Hamza ve Sherif 2019).

Celtra Duo bloklarda düşük ve yüksek translusent (LT, HT) seçenekleri bulunmaktadır. LT blokların 5 farklı renk tonu (A1, A2, A3, A3.5 ve B2), HT blokların ise 3 farklı renk tonu (A1, A2, A3) mevcuttur (Deniz ve ark. 2019). ZLS seramikler yüksek translusent cam seramiklerden daha opak yapıdadırlar ancak materyal kalınlığı

ve yüzey özellikleri de translusensiyi etkileyen faktörlerdir (Awad ve ark. 2015; Deniz ve ark. 2019).

2.1.2. Polikristalin Seramikler

Bu seramiklerin en önemli özellikleri kırılma dayanıklılığı ve kuvvet sağlayan ancak translusensiyi kısıtlayan ince grenli kristal yapıya sahip olmalarıdır. İçerisinde cam fazı olmadığı için hidroflorik asitle pürüzlendirilmeleri daha zordur. Pürüzlendirme süresinin uzatılması ya da işlemin daha yüksek sıcaklıkta yapılması gerekir (Sriamporn ve ark. 2014). Polikristalin seramikler; *alümina*, *stabilize zirkonya*, *zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)* ve *alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)* olarak 4 alt gruba ayrılmıştır.

2.1.2.1. Zirkonya Seramikler

Zirkonyum (Zr), eski çağlarda mücevherlerde kullanılan, ismini Farsça altın rengi anlamına gelen ‘zargun’dan almış kimyasal bir elementtir. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı mücevherlerin eritilmesi sonucu elde edilmiştir; 1824 yılında ise İsveçli kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmiştir (Piconi ve Maccauro 1999; Hisbergues ve ark. 2009).

Zirkonyum doğada bileşikler halinde bulunur, zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) bilinen bileşikleridir. Zirkonyum oksitin diğer adları; zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir (Piconi ve Maccauro 1999; Vagkopoulou ve ark. 2009).

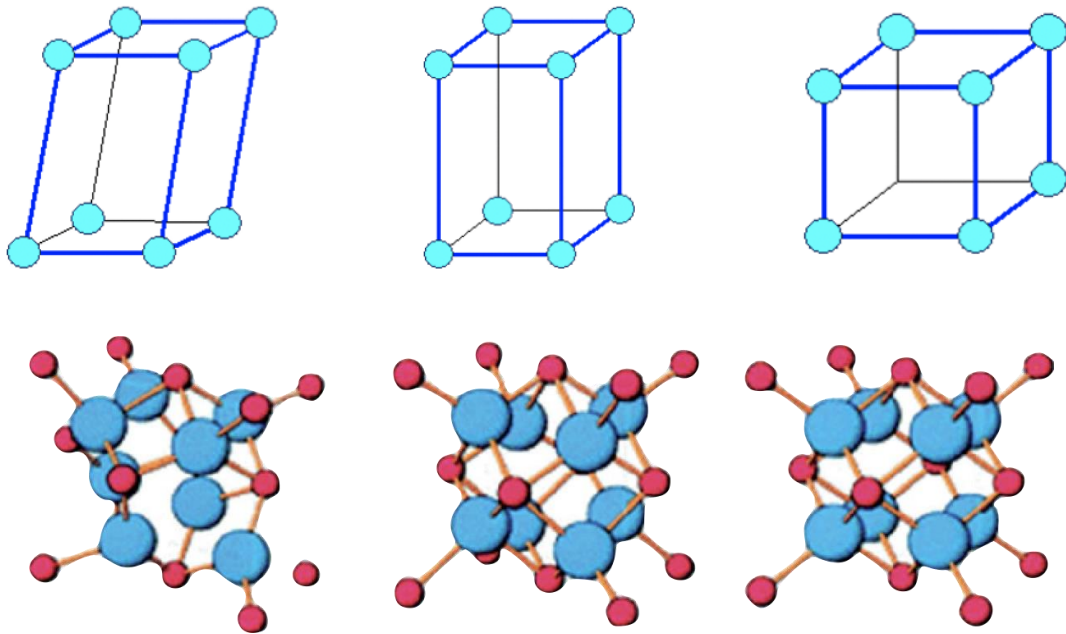
Zirkonya boyutsal ve kimyasal stabilitesi, mekanik dayanıklılığı (500-1200MPa), suda çözünmemesi, korozyon miktarının çok düşük olması, radyoopak ve biyoyumlu olması gibi üstün özelliklerinden dolayı birçok alanda olduğu gibi biyomedikal alanda da kullanılmaktadır. İlk olarak 1960’ların sonlarında ortopedi alanında, diş hekimliğinde ise 2008 yılında endosseöz implantların yapımında kullanılmıştır. Günümüzde implant ve implant dayanakları, tam seramik kuron ve köprülerin yapımında sıklıkla tercih edilmektedir (Helmer ve Driskell 1969; Piconi ve Maccauro 1999; Chen ve ark. 2016).

Zirkonya 3 farklı kristal form içeren polimorf bir materyaldir. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal fazda, bu sıcaklığın üzerinde ergime derecesi olan 2680°C'ye kadar ise kübik fazda bulunur (Şekil 2-4) (Piconi ve Maccauro 1999; Kelly ve Denry 2008).



Şekil 2-4: Zirkonya kristal fazlarının dönüşüm sıcaklıkları

Bu fazlar birbirinden ayrı mekanik ve optik özellikler sergiler (Zarone ve ark. 2019). Monoklinik fazda zirkonya, paralel yüzlü deforme olmuş bir prizma formunda, tetragonal fazda düz bir dikdörtgen prizma formunda, kübik fazda düz bir kare prizma formundadır (Şekil 2-5) (Bal ve ark. 2007).

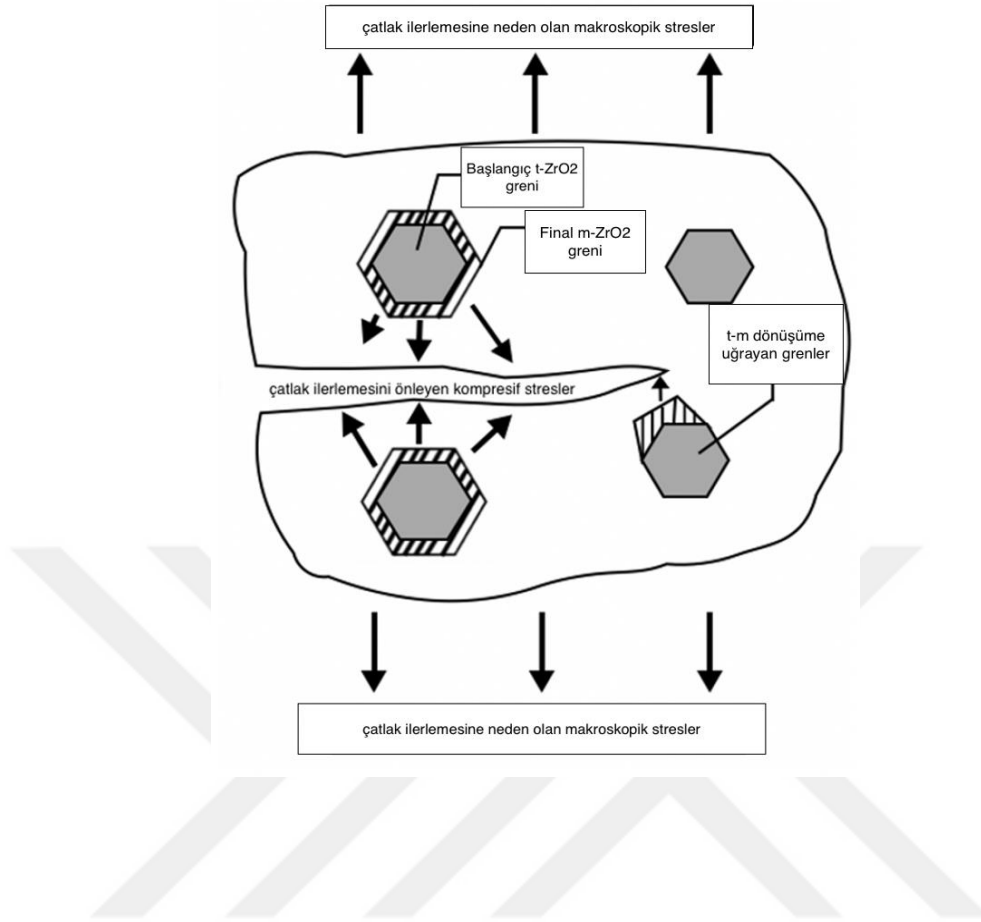


Şekil 2-5: Monoklinik, tetragonal ve kübik kristal yapılarının şematik gösterimi (Bultan ve ark. 2010)

Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu fazda zirkonyanın dayanımı düşük, seramik partiküllerinin kohezyonu ve yoğunluğu yetersizdir. Tetragonal fazda zirkonyanın mekanik özellikleri daha gelişmişken kübik fazda ise ortalama değerlerdedir (Manicone ve ark. 2007).

2.1.2.1.1.Transformasyon Doygunluğu (Dönüşüm Tokluğu)

Zirkonya belirli koşullar altında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gösterebilen ‘metastabil’ bir materyaldir. Kumlama, aşındırma gibi mekanik kuvvetler ve ısı işlemler sonucunda tetragonal taneciklerin bir kısmı hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$) (Lughi ve Sergo 2010). Bu dönüşüm esnasında gerçekleşen %3-5’lik hacim artışıyla var olan çatlak uçlarında lokalize baskı gerilimleri oluşur. Bu baskı gerilimleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesini engeller ve materyalin mekanik özelliklerine olumlu katkıda bulunur. Tetragonal kristallerin monoklinik kristallere dönüşümüyle mekanik özelliklerin iyileşmesine ‘transformasyon doygunluğu (phase transformation toughening, PTT)’ adı verilmektedir Şekil 2-6) (Piconi ve Maccauro 1999; Silva ve ark. 2010). Zirkonya esaslı seramiklerde görülen dönüşüm tokluğu mekanizması, meydana gelen tetragonal-monoklinik faz dönüşümü ile yüksek kırılma dayanımı sağlamaktadır, zirkonya seramiklerin bükme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma tokluğu ise $9-10 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ olarak bulunmuştur (Garvie ve ark. 1975; Piconi ve Maccauro 1999; Raigrodski 2004).



Şekil 2-6: Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik gösterimi (Lughi ve Sergo 2010)

2.1.2.1.2.Stabilize Zirkonya

Zirkonya yapısında meydana gelen faz dönüşümü mekanik özelliklere olumlu katkıda bulunsa da bu dönüşüm kontrolsüz olursa hacim artışı materyalde kırıklara sebep olabilir. Yapıdaki monoklinik faz oranının materyalin maksimum %25'i kadar olması gerektiği bildirilmiştir (Lughi ve Sergo 2010; Turp ve ark. 2013; ISO 13356:2008). Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi amacıyla yapıya alüminyum, kalsiyum, magnezyum, seryum ve yitrium gibi çeşitli metal oksitler eklenir (Piconi ve Maccauro 1999; Kelly 2004). Dental materyallerde zirkonyayı stabilize etmek için sıklıkla yitrium kullanılır (Mota ve ark. 2017). Bu stabilize edici oksitler zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal kristal fazında tutmaya, monoklinik faza dönüşümünü engellemeye katkıda bulunurlar. Ancak travmatik olaylar, yüzey uyumlamaları (okluzal düzenlemeler, aşındırma ve cilalamalar)

ve materyalin yaşlanmasıyla bu oksitler kaybolabilir (Denry ve Kelly 2008; Lughi ve Sergo 2010; Zarone ve ark. 2011; Miyazaki ve ark. 2013; Ferrari ve ark. 2015; Chen ve ark. 2016; Camposilvan ve ark. 2018; Sorrentino ve ark. 2019).

Zirkonya seramikler mikroyapılarına bağlı olarak, tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), kısmi stabilize zirkonya (PSZ) ve tam stabilize zirkonya (FSZ) şeklinde sınıflandırılır (Gracis ve ark. 2015).

2.1.2.1.3. Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP)

Genellikle yittria ya da ceria ile tetragonal fazda stabilize edilmiş monolitik materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların tümü TZP tipindedir. En sıklıkla kullanılanı, frezelenme ve sinterleme sonrası yüksek güç ve kırılma dayanımına sahip olan yittria stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir (Gracis ve ark. 2015). Y-TZP, stabilizatör olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içerir (Christel ve ark. 1989). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını stabilizatör dışında, işlem sıcaklığı ve tanecik boyutu da etkilemektedir. Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için kritik bir partikül boyutu vardır ve faz dönüşümü bu partikül büyüklüğünün üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşümün, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olduğu bildirilmektedir Bu parametreler materyalin mekanik özelliklerini de etkiler. (Piconi ve Maccauro 1999).

2.1.2.1.4. Kısmi Stabilize Zirkonya (PSZ)

Saf zirkonyaya daha az miktarlarda stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle üretilir. Kübik bir ana faz içinde daha az miktarda yer alan tetragonal ya da monoklinik partiküllerden oluşur. Ancak partikül boyutlarının tetragonal zirkonya polikristallerine göre büyük olması (30-40 μm), poröz yapıları ve yüksek sinterlenme dereceleri nedeniyle bu malzemelerin kullanımı azalmıştır (Piconi ve Maccauro 1999).

2.1.2.1.5. Tam Stabilize Zirkonya

Yapısında %8 molden fazla yitrium oksit (Y_2O_3) içeren kübik formdaki zirkonyadır (Gracis ve ark. 2015).

2.1.2.1.6. Düşük Isı Bozunması (LTD)

Kobayashi ve arkadaşları, yüksek nemli ortam ve düşük ısıya (150°C- 400°C) maruz kalan zirkonyada spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler gerçekleştiğini gözlemişlerdir. Bu fenomen ‘düşük ısı bozunması (low temperature degradation (LTD))’ ya da ‘hidrotermal bozunma’ olarak bilinir (Kobayashi ve ark. 1981).

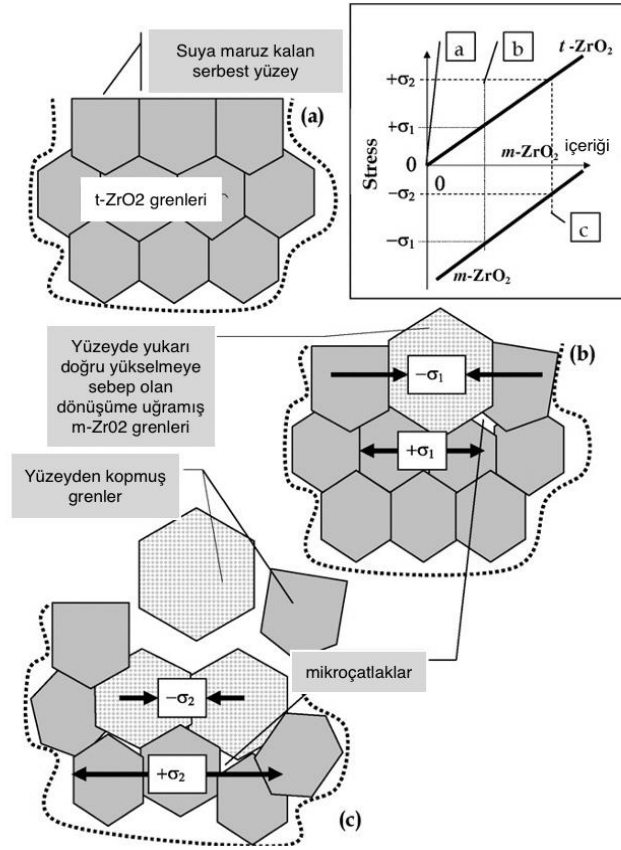
LTD mekanizması kesin olarak bilinmemekle birlikte, kabul edilen bir kaç görüş şöyledir; Lange ve arkadaşları, Y_2O_3 ile reaksiyona giren suyun $Y(OH)_3$ kümeleri oluşturduğunu bunun da zirkonya tanecikleri etrafındaki stabilizatör miktarını azalttığını ve böylelikle monoklinik faza dönüşümün gerçekleştiğini önermektedirler (Şekil 2-7) (Lange ve ark. 1986). Yoshimura ve arkadaşları, su buharının Zr-O bağlantısını kırdığını, bunun da materyalde tetragonalden monokliniğe (t→m) dönüşüme neden olacak çekirdekleşme bölgeleri oluşturduğunu önermektedirler (Yoshimura ve ark. 1987). Chevalier ve arkadaşları ise, suyun ayrışmasıyla oluşan O^{2-} iyonlarının zirkonyadaki oksijen boşluklarını doldurarak destabilizasyonu ve LTD’yi başlattığını önermektedir (Chevalier ve ark. 2009).

Mekanizması ne olursa olsun, LTD yüzeyden başlayıp derine doğru ilerler. Hacimdeki %4'lük artışın monoklinik partiküller arasında oluşturduğu stres artışı yüzeyden partiküllerin ayrılmasına neden olur (Deville ve ark. 2004; Deville ve ark. 2005). Bu ayrılma sonucunda yüzeyde pürüzlülük artar ve mikroçatlaklar oluşur (Lee ve Kim 1994). Böylelikle su, daha derinlere penetre olup t→m faz dönüşümünü zirkonyanın derinlerine iletir (Li ve Watanabe 1997) ve sonuç olarak major çatlaklar oluşur (Lee ve Kim 1994), materyalin mekanik özelliklerinde gerileme gözlenir (Nakamura ve ark. 2015b).

LTD sıklıkla 200-400°C’de gerçekleşmesine rağmen materyalin oral kavitede uzun dönem ısı ve neme maruz kalması da LTD’ye neden olabilir (Anusavice ve ark. 2012).

Zirkonyanın LTD’ye direnci; stabilizatör tipi ve miktarına (Chevalier ve ark. 1999; Kohorst ve ark. 2012) , partikül büyüklüğüne (Chevalier ve ark. 1999), yüzey uygulamalarıyla oluşan rezidüel streslere (Amaral ve ark. 2013; Inokoshi ve ark. 2015; Pereira ve ark. 2015a; Cattani-Lorentte ve ark. 2016), sinterleme süreçlerine (Chevalier

2006), bekleme süresine (dwell time) (Chevalier ve ark. 1999; Papanagiotou ve ark. 2006; Kohorst ve ark. 2012), sıcaklık (Papanagiotou ve ark. 2006) ve silika ilavesine bağlıdır (Kohorst ve ark. 2012).



Şekil 2-7: Tetragonal zirkonya kristallerinin monoklinik zirkonya kristallerine dönüşümü sonucu oluşan stres ve yüzey grenlerde görülen kopma (Lughi ve Sergo 2010).

2.1.2.1.7. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Zirkonya seramikler, üstün mekanik özelliklerinden dolayı seramik restorasyonların alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar (Christel ve ark. 1989, Piconi ve Maccauro 1999, Bergamo ve ark. 2016). Materyalin opak özelliği nedeniyle kabul edilebilir estetiğin elde edilebilmesi için feldspatik seramiklerle veneerlenmeleri gerekir. Böylelikle bu iki tabakalı yapıyla zirkonyanın dayanıklılığı, seramiğin estetiğiyle birleştirilmiş olur (Att ve ark. 2006; Tsalouchou ve ark. 2008). Ancak

venerlenmiş zirkonya sistemlerinde meydana gelen seramik chippingleri nedeniyle (Raigrodski ve ark. 2012; Lee ve ark. 2016), mikroyapı modifiye edilerek daha translusent monolitik zirkonya restorasyonları geliştirilmiştir (Beuer ve ark. 2012; Johansson ve ark. 2014; Zhang ve ark. 2014).

Laboratuvar çalışmaları monolitik zirkonya restorasyonların mekanik siklusler ve yaşlandırmadan sonra bile iki tabakalı restorasyonlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir (Sun ve ark. 2014; Lameira ve ark. 2015; Nakamura ve ark. 2015a; Ramos ve ark. 2015; Lan ve ark. 2016; Sorrentio ve ark. 2016). Zhang ve arkadaşları, çalışmalarında monolitik zirkonya seramiklerin, cam infiltre edilmiş zirkonya, LS₂ ve veneer porselenlerden daha üstün bükülme ve kırılma direncine sahip olduklarını bildirmişlerdir (Zhang ve ark. 2013).

Genellikle opak bir restoratif materyal olarak kabul edilen zirkonya, optik ve estetik olarak, özellikle translusensi açısından cam seramiklerden daha zayıf bir materyaldir. Tetragonal zirkonya gelen ışığın yalnızca %25'ini geçirir, bu karakteristik özelliği koyu renkleri maskeleyerek avantaj sağlar (Ferrari ve ark. 2015; Vichi ve ark. 2016; Camposilvan ve ark. 2018; Shahriri ve ark. 2018; Bacchi ve ark. 2019).

Estetiği sağlayabilmek için seramiklerin translusent özellikte olmaları önemlidir (Wang ve ark. 2013a). Zirkonya seramiklerin kristal içerikleri fazla olduğundan doğal dişlere ve cam esaslı seramiklere göre translusensileri daha azdır (Guess ve ark. 2009; Wang ve ark. 2013a).

Zirkonyanın opasitesi, ışığı geçirmekten çok yüzeyde saçılması ve kırılmasına neden olan faktörlere bağlıdır (Vagkopoulou 2009; Ilie ve Stawarczyk 2015; Sulaiman ve ark. 2015). Zirkonyanın yüksek kırılma indeksi (kırılma indeksi=2.20), görünür ışığın dalga boyundan daha geniş ($\pm 0.4\mu\text{m}$) partikül boyutları, zirkonya matriksi ve alümina katkısı ve porlar (kırılma indeksi=1.0) gibi ikincil fazların kırılma indeksleri arasındaki fark, tetragonal partiküllerin çift kırılması, defektlerin (oksijen boşlukları), katkı maddelerinin (alümina vb.) varlığı, düşük ısı bozulması fenomeninin önlenmesi için eklenen alüminanın partikül çeperlerinde kümelenmesi zirkonya opasitesinin en yaygın nedenlerindendir (Zhang ve ark. 2004a; Baldissara ve ark. 2010; Klimke ve ark. 2011; Yamashita ve ark. 2012; Zhang 2014; Sulaiman ve ark. 2015).

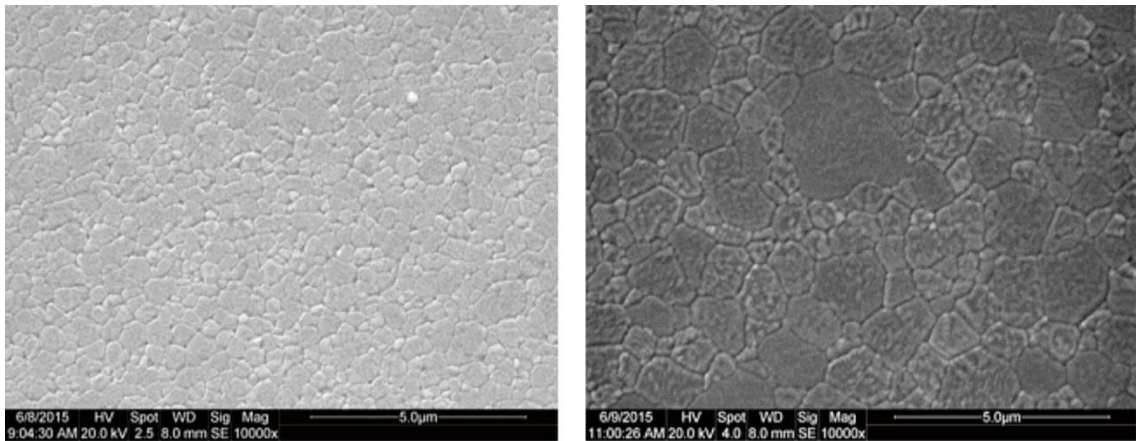
Monolitik zirkonya restorasyonlarda porselen tabakalama yapılmadığından estetiği sağlayabilmek için %30-35 kübik kristal içeren translusent zirkonya bloklar geliştirilmiştir (Camposilvan ve ark. 2018).

2.1.2.1.8. Translusent Zirkonya

Zirkonyanın optik yetersizliklerini gidermek için temelde kristal boyutunu değiştirip matriks fazı ve kristallerin kırılma indekslerini birbirine yaklaştırmayı amaçlayan çalışmalar yapılmıştır (Sulaiman ve ark. 2015).

Partikül boyutlarının görünür ışık dalga boyunun altına düşürülmesi (<100nm) zirkonya opasitesini azaltır (Zhang 2014). Partikül büyüklükleri yaklaşık 1µm altına düştüğünde porların oluşturduğu etki de anlamlı olarak azalır (Anselmi-Tamburini ve ark. 2007).

Yittria içeriğinin arttırılıp daha yüksek oranda kübik faz elde edilmesi de bir başka metottur. Klasik 3Y-TZP, %3 mol yittria ve %90 ya da daha fazla tetragonal zirkonya içerir (Lange 1982). Yittria içeriğinin artması optik olarak izotropik olan kübik faz miktarının ve dolayısıyla translusensinin artmasına neden olur. %4-5 mol yittria içeriği (4Y-PSZ, 5Y-PSZ) %50 kübik faz içeren kısmi stabilize zirkonyayı, %8 mol yittria içeriği ise tam stabilize zirkonyayı oluşturur (Zhang 2014). %5 mol, ‘yüksek translusent zirkonya’, %8 mol ise ‘ultratranslusent zirkonya’ olarak tanımlanır (Şekil 2-8) (Rondoni 2016).



Şekil 2-8: %5 Y_2O_3 içeren Cercon HT (solda) ve % 9 Y_2O_3 içeren Cercon XT (sağda) mikroyapıları (Cercon Fact File).

Translusensiyi arttırmak için uygulanan bir başka yöntem de katkı materyallerini azaltmaktır. Zirkonya içinde yer alan ve gren boyutları 200-400 nm arasında değişen bu materyaller zirkonya translusensini azaltmaktadır (Zhang 2014). Alumina, sinterleme sırasında por oluşumunu engellemesi ve tetragonal zirkonyayı stabilize etmesi amacıyla zirkonyaya katılır (Kwon ve ark. 2018). Alumina miktarının azaltılması translusensiyi artırırken LTD fenomeninin daha çok oluşmasına neden olabilir (Zhang 2014). Translusensinin artırılması için uygulanabilecek bir başka başarılı metod ise lantan oksit miktarının %0.2 mole çıkarılmasıdır (Zhang ve ark. 2016).

Sinterleme derecesinin artırılması translusensiyi artırır ancak 1550°C üzerinde zirkonyanın bükme dayanımı ve stabilitesi azalır. Bu nedenle oksijen boşluklarını ve aynı zamanda poroziteyi azaltmak için ısıtma işlemlerin optimize edilmesi translusensiyi arttırmak açısından oldukça önemlidir (Zhang 2014).

Transludent zirkonyanın gelişmiş optik özellikleri yanı sıra, kübik faz miktarının fazla olması nedeniyle hidrotermal bozulmaya uğramayacağı belirtilmektedir. Ancak tetragonal zirkonyayla kıyaslandığında, transludent zirkonyanın dayanıklılığı azalmıştır. Bükme dayanımı 500-900MPa arasında değişen transludent zirkonya, 1. Premolarlara kadar anterior bölge monolitik restorasyonları için estetik ve mekanik açıdan uygundur (Camposilvan ve ark. 2018; Vichi ve ark. 2016; Shahmiri ve ark. 2018).

2.1.2.1.9 Monolitik Zirkonya Seramiklerin Gelişim Süreçleri

Monolitik zirkonya seramiklerin gelişim süreçleri incelendiğinde translusensi özellikleri açısından 3 ana gruba ayrılabilirler;

Birinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP): Ağırlıkça %0.25 alumina (Al_2O_3) içeren, yüksek direnç, dayanıklılık ve gelişmiş mekanik özelliklere sahip ancak oldukça opak özellikte olan geleneksel zirkonya seramiklerdir. Daha çok altyapı materyali olarak kullanılırlar (Zhang ve Lawn 2018).

İkinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP): Alumina (Al_2O_3) miktarı ve alumina partikül büyüklükleri azaltılarak geliştirilen bu jenerasyon seramikler 2012-2013 yıllarında tanıtılmıştır. Ayrıca sinterleme derecesinin artırılarak porozitelerin azaltılmasıyla da translusenside hafif düzeyde bir artış elde edilmiştir (Tong ve ark. 2016). Bu jenerasyon seramikler dönüşüm tokluğu özelliklerini korudukları için

dayanıklılıkları yüksektir, ancak ön bölge monolitik restorasyonlarda kullanmak için yeterli translusensiye sahip değildir (Stawarczyk ve ark. 2017a; Zhang ve Lawn 2018).

Üçüncü jenerasyon zirkonya seramikler (5Y-TZP): Bu jenerasyon zirkonya seramiklerde daha fazla translusensi elde edebilmek için yittrium oksit oranları artırılmıştır. %4-5 mol yittrium oksit ilavesiyle %53 oranına kadar çıkabilen kübik faz elde edilmiştir. Kübik faz kristalleri hacimce tetragonal faz kristallerinden daha büyük oldukları için ışık partikül çeperlerinden daha az kuvvetle saçılır. Ayrıca kübik kristaller daha izotropik olduklarından ışık tüm uzaysal yönlerde daha eşit olarak yayılır. Bu özellikler translusensi üzerinde olumlu etki gösterir (Stawarczyk ve ark. 2017a). Ayrıca bu jenerasyonun düşük ısı bozunmasına karşı dirençleri de yüksektir (Flinn ve ark. 2017; Zhang ve Lawn 2018) Ancak t→m faz transformasyonu elimine olduğu için dayanıklılıkları azalmıştır (Zhang ve ark. 2016; Stawarczyk ve ark. 2017a).

2.2. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ağız içerisinde maruz kaldıkları fiziksel, kimyasal ve termal etkiler nedeniyle mekanik özelliklerinin zayıflaması ve yapısal değişim göstermesi ‘yaşlanma’ olarak adlandırılmaktadır (Giordano 2006).

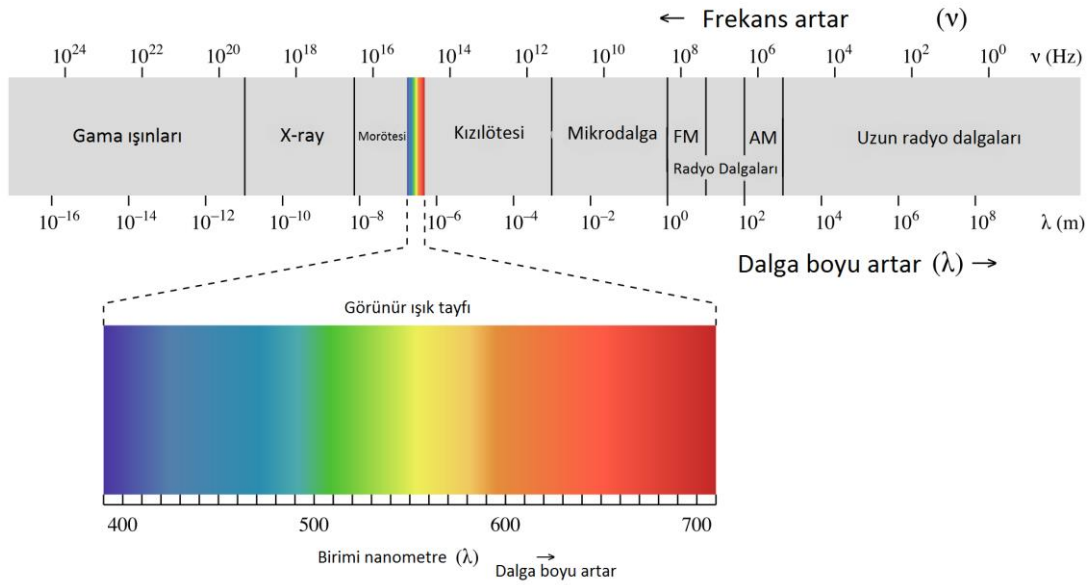
Hızlandırılmış yapay yaşlandırma testlerinin amacı; malzemelerin fiziksel dayanıklılık ve kimyasal stabilite gibi özelliklerini öngörebilmek ve malzemelerin tahmini hizmet sürelerini laboratuvar şartlarında kısa sürede belirlemektir (Feller 1995).

Yapay yaşlandırma işlemleri, materyallere kimyasal, fiziksel ve termal etkenler uygulanarak yapılabilir (Giordano 2006). Dental materyallerin ağız içerisinde maruz kalacağı ısısal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleri gibi durumlar laboratuvar düzeneğine yansıtılmalıdır (Braem ve ark. 1994; Frankenberger ve ark. 2005; Frankenberger ve Tay 2005).

Materyallerin yaşlanmasını simüle etmek amacıyla sıklıkla kullanılan metodlardan biri de otoklav uygulamasıdır (ISO 13356:2008). 134°C, 0.2MPa basınç altında 1 saatlik otoklav uygulamasının in vivo 37°C’de 3-4 yıllık yaşlanmaya eşit olduğu bildirilmektedir (Andre ve ark. 2016).

2.3. Renk

Işık, dalga boylarından (nm) oluşan bir elektromanyetik enerjidir ve optik bir prizma kırıldığında bir spektrum oluşturur (Keyf ve ark. 2009; Trakyalı 2013; Kurt ve ark. 2016). Bu spektrumun iki ucunda gamma ışınları ve radyo dalgaları, ortalarında ise mor ötesi ve kızıl ötesi dalga boyları bulunur. Bunların arasında ise insan gözünün algılayabildiği (400 nm (mor)-700 nm (koyu kırmızı)) görünür ışık yer alır. Buna ‘görünür ışık spektrumu’ denilmektedir (Şekil 2-9) (Craig 1989; Ulusoy ve Toksavul 1992; Anusavice 2012).



Şekil 2-9: Elektromanyetik spektrum

(https://en.wikipedia.org/wiki/File:EM_spectrum.svg)

Renk, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının bir nesne tarafından emilmesinin ve yansıtılmasının gözlemcide oluşturduğu psikofiziksel cevaptır (Joiner 2004; Bayındır ve Wee 2006; Keyf ve ark. 2009; Trakyalı 2013; Kurt ve ark. 2016).

Gün ışığı ile aydınlatılan bir obje, kendi rengindeki dalga boylarının enerjisini yansıtırken, diğerlerini emer. Yansıyan enerji beyin korteksi tarafından yorumlanır ve gözlemci cismin rengini algılar (Rosenstiel ve ark. 2004).

Rengin algılanması kadar karşı tarafa aktarılabilmesi de önemlidir bu nedenle birçok renk sistemi geliştirilmiştir. 1611’de Sigfried Fersius tarafından renk üç boyutlu

olarak tanımlanmıştır. Bu üç boyut uzunluk, genişlik ve derinliktir (Kahramanoğlu ve Özkan 2013; Kurt ve ark. 2016).

Günümüzde kullanılan renk sistemleri de rengi bu üç boyutu kullanarak tanımlarlar. Bunlar arasında diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan iki sistem Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemidir (Rosenstiel ve ark. 2004).

2.3.1. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Albert Henry Munsell tarafından geliştirilen bu renk sisteminde; rengin 3 boyutu ton, yoğunluk ve parlaklık olarak tanımlanmaktadır (Joiner 2004; Bayındır ve Wee 2006; Johnston 2009; Kahramanoğlu ve Özkan 2013; Trakyalı 2013; Gomez-Polo ve ark. 2015; Kurt ve ark. 2016). Munsell renk sisteminde renklerin sıralanması üç boyutlu olarak bir küre veya silindir şeklinde gösterilmiştir (Şekil 2-10) (Kuehni 2002; Heymann ve ark. 2012).

2.3.1.1. Ton (Hue)

Ton, görünür ışık spektrumunda yansıyan ve emilen ışınların sahip olduğu dalga boyu olarak tanımlanır. Dalga boyu kısa olan renklerde ton mor renge doğru, dalga boyu uzun olanlarda ise kırmızıya doğru yaklaşır (Şekil 2-9) (Rosenstiel ve ark. 2004). Munsell renk sisteminde ton; merkez eksen çevresinde sıralanmış sarı, kırmızı, yeşil, mavi ve mor renklerine ait 10 renk tonu ile belirtilir (Şekil 2-10) (Heymann ve ark. 2012; Per 2012).

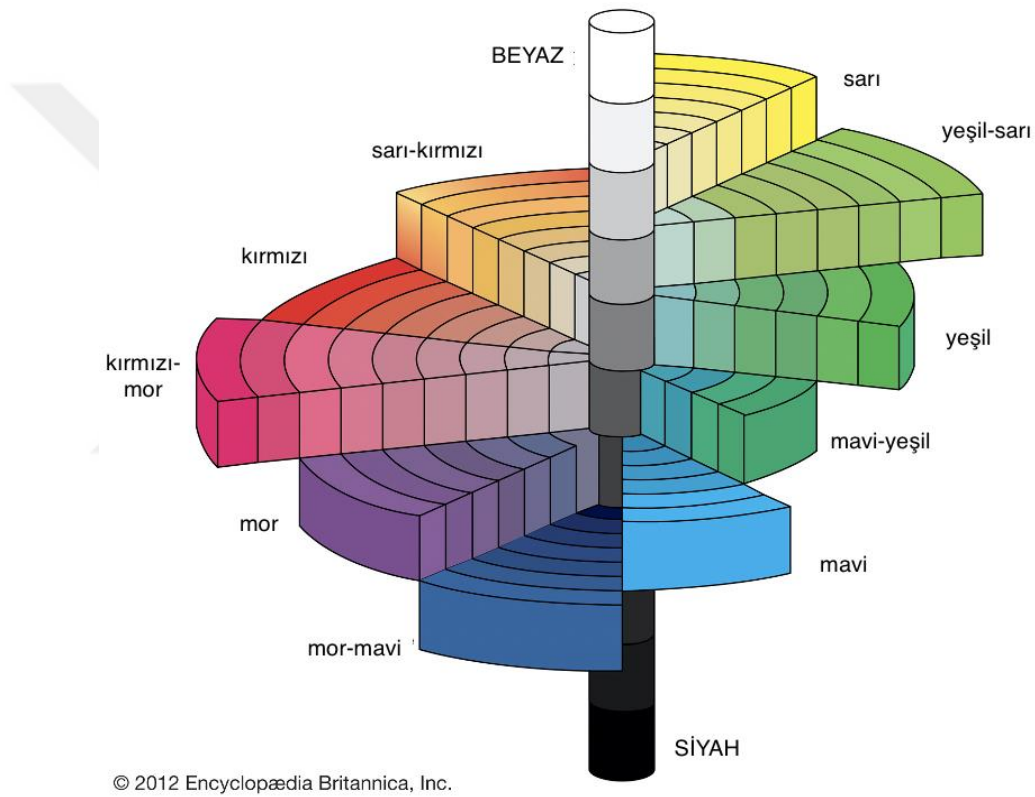
2.3.1.2. Yoğunluk (Chroma)

Ton (hue)'un yoğunluğudur. Rengin doygunluğu olarak da ifade edilebilir. Rengin gücünü, canlılığını gösterir (Rosenstiel ve ark. 2004). Yoğunluk değerleri Munsell renk sisteminde merkezden dışarıya doğru sıralanır. Merkezde yoğunluk nötrken dış kenarda maksimum doygunluğa erişmektedir (Şekil 2-10) (Heymann ve ark. 2012; Per 2012).

2.3.1.3. Parlaklık (Value)

Parlaklık, bir rengin koyu ya da açık olmasıdır. Cisim tarafından yansıtılan ya da iletilen ışık enerjisi o cismin parlaklığını belirler. Nesneler farklı tonlarda olsalar da

yansıtıkları ışın miktarı aynıysa, aynı parlaklık değerinde olabilirler. (Rosenstiel ve ark. 2004). 0 parlaklığın siyah kısmını, 10 ise beyaz kısmını belirtir. 0'dan 10'a kadar, siyah-beyaz arasında farklı parlaklık dereceleri bulunur (Şekil 2-10). Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır (Kahramanoğlu ve Özkan 2013). Parlaklık; Munsell renk sisteminde dikey düzlemde yer alan 9 değer ile sembolize edilir (Per 2012).



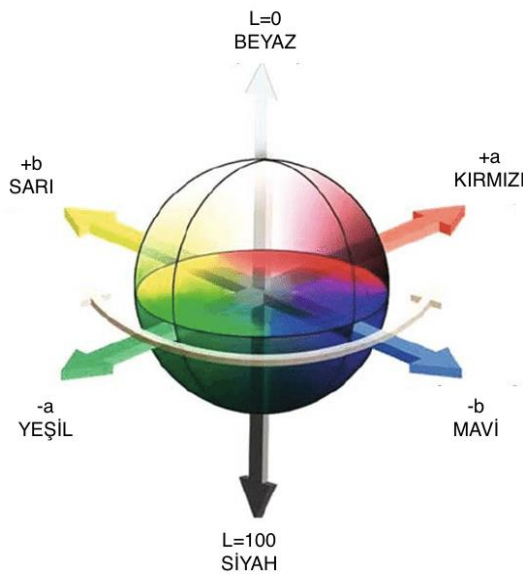
Şekil 2-10: Munsell renk skalası

2.3.2. CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi

Munsell renk sisteminin translusensi özelliklerini belirlemedeki eksik yönlerini gidermek amacıyla 1931 yılında *Commission Internationale de l'Eclairage* tarafından CIE renk sistemi geliştirilmiştir. (Joiner 2004; Bayındır ve Wee 2006; Trakyalı 2013;

Gomez-Polo ve ark. 2015; Kurt ve ark. 2016). Bu renk sisteminde, görünür ışık dalga boylarındaki ışık kaynağında, standart bir gözlemcinin tanımladığı spektral cevap fonksiyonları baz alınarak tristimulus değerleri (X,Y,Z) hesaplanmıştır. CIE renk sistemine göre renkler; kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımından oluşur (Johnston 2009).

1976'da, CIE daha kapsamlı olan CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemini geliştirmiştir. Bu sistemde renk tonuna bağlı olmaksızın, 2 rengin şiddeti arasındaki mesafe algı şiddetine oranlanır (Joiner 2004; Bayındır ve Wee 2006). CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde rengin 3 eksen, X, Y, Z tristimulus değerlerinden hesaplanan L^* , a^* ve b^* parametrelerinden oluşmaktadır (Bayındır ve Wee 2006; Johnston 2009; Turgut ve Bağış 2012; Kahramanoğlu ve Özkan 2013; Trakyalı 2013; Gomez-Polo ve ark. 2015; Kurt ve ark. 2016). Dikey eksendeki L^* parametresi parlaklığı, açıklığı, koyuluğu veya siyah-beyaz derecesini gösterir, değeri 0-100 arasındadır. Saf siyah 0 iken, saf beyaz 100 ile temsil edilmektedir. Yatay eksenlerden a^* ve b^* parametreleri rengin kromatik bileşenleridir. a^* parametresi, rengin kırmızı ve yeşil bileşenini gösterir. a^* parametresinin değeri + yönde ise rengin kırmızı bileşeni, a^* parametresinin değeri – yönde ise rengin yeşil bileşeni daha fazladır. b^* parametresi ise, rengin sarı ve mavi bileşenini gösterir. b^* parametresinin değeri + yönde ise rengin sarı bileşeni, b^* parametresinin değeri – yönde ise rengin mavi bileşeni daha fazladır. (Joiner 2004). L^* , a^* ve b^* koordinatlarının kesişimi o rengin değerini verir (Şekil 2-11).



Şekil 2-11: CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi (www.researchgate.net) (Joiner 2004)

2.3.3. Renk Farkı (ΔE)

Herhangi bir nesnede belirli bir süre sonunda ya da uygulanan bir işlem sonucunda oluşan renk değişikliği miktarı (ΔE) L^* , a^* ve b^* değerleri kullanılarak hesaplanabilir. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde renk değişikliği miktarı,

$$\Delta E_{ab} = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$$

formülü ile hesaplanır. Hesaplama aynı zemin üzerinde yapılan ölçümlerin ortalama L^* , a^* ve b^* değerleri kullanılır (Gomez-Polo ve ark. 2016).

2.3.4. CIEDE 2000 Renk Sistemi

Commission Internationale de l'Eclairage, 2001 yılında CIEDE 2000 renk sistemini geliştirmiştir (Sharma ve ark. 2005; de Oliveira ve ark. 2015; Gomez-Polo ve ark. 2016).

Gözün, tondaki fark nedeniyle oluşan renk değişimini algılaması, parlaklıktaki fark nedeniyle oluşan renk değişimini algılamasından daha kolaydır. Bu nedenle CIEDE 2000 sisteminde, tüm değişkenleri eşit değerlendirmek yerine gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısı ona göre belirlenerek kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik değerlerinin daha doğru biçimde saptanması amaçlanmıştır. (Ghinea ve ark. 2010)

Bu sistemde renk değişikliği şu formülle hesaplanır:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L/k_L S_L)^2 + (\Delta C/k_C S_C)^2 + (\Delta H/k_H S_H)^2 + RT (\Delta C/k_C S_C) (\Delta H/k_H S_H)]^{1/2}$$

ΔL , ΔC ve ΔH , parlaklık, yoğunluk ve ton farklarını vermektedir. S_L , S_C ve S_H ise bu parametrelere ait ağırlık fonksiyonlarıdır. (Luo ve ark. 2001; Perez ve ark. 2007; Pop-ciutrla ve ark. 2016; Volpato ve ark. 2016). RT ise renk yoğunluğu ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşim miktarını gösteren devir fonksiyonudur (*rotation*

function/rotation term) (Perez ve ark. 2007; Pop-ciutrla ve ark. 2016; Volpato ve ark. 2016). Aynı renk yoğunluğu yarıçapında yer alan renkler için ($\Delta C=0$), RT değeri sıfıra eşit kabul edilir. K_L , K_C ve K_H ise parlaklık, yoğunluk ve tona ait parametrik faktörlerdir (Luo ve ark. 2001; Sharma ve ark. 2005; Pop-ciutrla ve ark. 2016). Bu parametrik faktörler materyalin yüzey özellikleri, ölçümlerin yapıldığı zemin gibi deney koşullarına bağlı olarak oluşabilecek hataların düzeltilmesi amacıyla formüle eklenmiştir. Genellikle parametrik faktörlerin '1' olarak kabul edildiği CIEDE (1:1:1) sistemi kullanılmaktadır. Son dönemlerde, gözle yapılan değerlendirmelerle elde edilen kabul edilebilirlik eşik değerini daha iyi hesaplayabilmek için K_L değerinin '2' olarak kabul edildiği CIEDE (2:1:1) sisteminin kullanıldığı çalışmalar da yapılmıştır (Kandi ve Tehran, 2010; Perez ve ark. 2011; Pecho ve ark. 2016a; Pecho ve ark. 2016b).

Renk değişimi miktarı “kabul edilebilir” ve “algılanabilir” olmak üzere iki farklı eşik değere göre yorumlanır. Gözlemcilerin %50'si tarafından gözle farkedilebilir renk değişim değeri %50:%50 algılanabilir eşik değeri (*perceptibility threshold*) olarak tanımlanır. Gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir renk değişim değeri ise %50:%50 kabul edilebilir eşik değeri (*acceptability threshold*) olarak tanımlanır. Paravina ve arkadaşları, ΔE_{00} için algılanabilirlik eşik değerini 0,8, kabul edilebilirlik eşik değerini ise 1,8 olarak rapor etmişlerdir (Paravina ve ark. 2015).

2.3.5. Translusensi Parametresi (TP)

Translusensi (ışık geçirgenliği); bir maddenin ışığın bir kısmını iletmesi, bir kısmını da yansıtması anlamına gelir. Translusensi, transparan (ışığı tamamen geçiren) ve opak (ışığı tamamen yansıtan) arasında bir derece olarak tarif edilebilir. (Fisher 1999; Heffernan ve ark. 2002)

CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde, bir nesnenin translusensi değeri translusensi parametresi (TP) ile ifade edilir. TP değeri, materyalin siyah ve beyaz zemin üzerinde spektrofotometre ile yapılan renk ölçümleri arasındaki farktır. L_s , a_s , b_s ; siyah zemin üzerinde ölçülen değerler ile L_b , a_b , b_b beyaz zemin üzerinde ölçülen değerleri gösterir. Işığı hiç geçirmeyen yani tam opak bir materyalin TP değeri sıfırdır. Materyalin translusensi özelliği arttıkça TP değeri de artar (Paravina ve ark. 2002; Lee ve Lee 2008; Ryan ve ark. 2010). Translusensi parametresi (TP) formülü şöyledir;

$$TP = [(L_s - L_b)^2 + (a_s - a_b)^2 + (b_s - b_b)^2]^{1/2}.$$

2.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü, görsel veya aletsel olmak üzere iki şekilde yapılabilir (Okubo ve ark. 1998; Wee 2006).

Görsel ölçüm; kişinin görme duyusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemidir (Kahramanoğlu ve Özkan 2013). Dişlerle renk skalalarının karşılaştırılmasıyla ölçüm yapılır. Bu yöntem renk belirlemede sıklıkla kullanılmakla birlikte genellikle tutarlı olmayan sonuçlar verir (Okubo ve ark. 1998; Wee 2006). Gözlemcinin radyant enerji uyarana verdiği fizyolojik ve psikolojik yanıtlara bağlı olduğu için, yorgunluk, aydınlatma koşulları, cismin ile ışığın konumları gibi etkenler renk ölçümünde tutarsızlıklara neden olmaktadır (Okubo ve ark. 1998)

Aletli ölçüm; rengin kolorimetre, spektrofotometre, spektoradyometre ve dijital kameralar gibi aletlerle ölçülmesidir (Turgut ve Bağış 2012). Cihazlarla yapılan renk ölçümleri hızlı sonuç vermesi, objektif olması, rakamlarla ifade edilebilmesi açısından avantajlıdır (Okubo ve ark. 1998). Bu tip cihazlar dedektör, sinyal düzeltici ve alınan sinyalleri verilere dönüştüren bir yazılımdan oluşmaktadır (Brewer ve ark. 2004).

2.4.1. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin renklerinin ya da materyalde oluşan renk farkının ölçülmesi amacıyla sıklıkla kullanılır. Sensörleri ile çeşitli dalga boylarında ölçüm yaparak göz ile algılanması zor olan renkleri değerlendirebilirler (Turgut ve Bağış 2012). Bir spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçümü yapan optik sistem, dedektör ve algılanan ışığın analizini sağlayan sinyal dönüştürücü bölümleri bulunur (Khurana ve ark. 2007).

Spektrofotometreler cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi prensibine dayanarak çalışırlar (Turgut ve Bağış 2012). Cisimden yansıyan ışığı 1-25 nm'lik aralıklarda ölçer (Chu ve ark. 2010; Khurana ve ark. 2007). Spektrofotometreler metamerizmi de ayırt edebilmektedir (Paravina ve Powers 2004; Turgut ve Bağış 2012).

Gelişmiş spektrofotometre cihazlarıyla bir rengin koordinatları (L, a, b, ΔE) ölçülebilir ve ölçümler CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre değerlendirilir. Çoklu sensör sistemiyle çalışan spektrofotometreler çeşitli dalga boylarında ölçüm yapabilen çok sayıda sensör içerir. Bu cihazlar daha çok bilimsel araştırmalarda kullanılır (Okubo ve ark. 1998; Hasegawa ve ark. 2000).

2.5. Tam Seramiklerin Kırılma Dayanımının Ölçülmesi

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin klinik başarısında bu materyallerin mekanik özellikleri önemli rol oynar. Dental materyallerin stabilitesinin değerlendirilebilmesi ve ömrünün öngörülebilmesi için bu özellikler yapılan mekanik testlerle değerlendirilir (Craig 1989; Pittayachawan 2008).

Dayanıklılık, bir materyalin kırıldığı anda kaydedilen en yüksek stres değeridir ve dental seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını etkileyen önemli bir mekanik faktördür (Albakry ve ark. 2003; Yılmaz ve ark. 2011). Dental seramiklerin elastik modülüsü yüksektir ve çekme gerilmelerine baskı kuvvetlerine göre daha duyarlıdırlar (Guazzato ve ark. 2002). Bu nedenle, gerilme mukavemeti genel olarak dental restorasyonların başarısızlık potansiyelini değerlendirmek için baskı dayanımından daha önemli kabul edilmektedir (Ban ve Anusavice 1990).

2.5.1 Bükme Dayanım Testleri

Makaslama, basma ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu bükme testleri ile materyallerin dayanımı güvenilir sonuçlarla ölçülebilir ve farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir (Craig 1989). Bükme dayanımı, çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun dayanımını gösteren, kırılma ile ilişkili bir özelliktir. Bükme dayanımı yüksek olan materyallerle yapılan restorasyonlar kırılmaya daha dayanıklıdırlar (Sunnegardh ve ark. 2003).

Materyallerin bükme dayanımları tek eksenli ve iki eksenli testlerle ölçülebilmektedir. Tek eksenli bükme testleri; üç nokta ve dört nokta yükleme testleri, iki eksenli bükme testleri ise; halka üzerinde halka, halka üzerinde top ve üç top üzerinde piston testleridir (Duymuş ve Özdoğan 2018).

Ağız içindeki restorasyonlar fonksiyon sırasında çok yönlü aksiyel yüklemelere maruz kaldıklarından iki eksenli bükme testleri materyallerin dayanımının değerlendirilmesinde daha güvenilir bir yöntemdir (Karakoca ve Yılmaz 2009; Yılmaz ve ark. 2011).

2.5.2 İki Eksenli Bükme Testleri

Bu testlerde kuvvet disk şeklindeki örnekler uygulandığından geniş bir yüzey alanının test edilebilme olanağı vardır. Disk şeklindeki örnek altta bir çember oluşturacak şekilde duran topların üzerine yerleştirilir. Merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır (ISO 6872:2015).

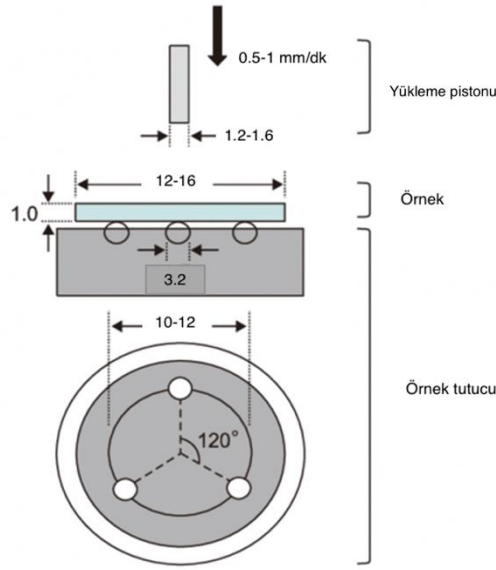
Örnekler her iki taraftan simetrik olarak zıt yönde yüklenir ve iki taraflı dengeli bir stres dağılımı sağlanır (Morrell ve ark. 1999; Seal ve ark. 2001). Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır (ISO 6872:2015).

ISO 6872 standardına göre tek tabakalı dental seramiklerin dayanıklılığının ölçülmesi için iki eksenli bükme testlerinden üç top üzeri piston testi tanımlanmıştır (ISO 6872:2015).

2.5.2.1. Üç Top Üzerinde Piston Testi

Bu test düzeneğinde, $3,2 \pm 0,5$ mm çapındaki çelik toplar, 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açılık mesafeyle yerleştirilmektedir. Bu çelik toplar üzerine yerleştirilmiş örneğin merkezine 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu piston ile kuvvet uygulanmaktadır. Örnek diskler ISO 6872 standardında tip 2 seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12-16 mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında hazırlanmaktadır (ISO 6872:2015).

Bu test yönteminde destek toplar, piston kenarlarına yakındır ve toplar pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli sayesinde, örnek yüzeylerinin düzlük ve paralelliğindeki küçük hatalar ve örnek kenarlarında olabilecek çatlaklar tolere edilir (Cattell ve ark. 1997) (Şekil 2-12).



Şekil 2-12: Üç top üzerinde piston testinin şematik resmi (<http://dx.doi.org/10.17135/jdhs.2018.18.1.42>)

2.6. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM tekniği, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin kullanılarak bilgisayar yazılımları ile üç boyutlu tasarımların yapılması ve üretilmesi esasına dayanır.

Prepare edilen dişlere ait bilgiler bazı sistemlerde direkt ağız içinden bazılarında ise model üzerinden, veri toplama ünitesiyle taranır ve dijitalize veriler bilgisayara aktarılır. Bu verilere göre üç boyutlu tasarımlar oluşturulup çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış porselen blokların sisteme ait frezeleme ünitesinde freze edilerek istenilen restorasyonlar üretilir. Oklüzal uyumlama ve cilalama işlemlerinin ardından simantasyon yapılır (Çetindağ ve Meşe 2016).

CAD/CAM sistemini diş hekimliğine ilk defa 1971 yılında Francois Duret tanıtmış (Duret ve Preston 1991) ve 1983 yılında ilk tek üye restorasyonu yapmıştır (Priest 2005). Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1985’de ilk ticari CAD/CAM sistemi olan CEREC’i geliştirmişlerdir (Preston ve Duret 1997).

Dr. Matts Andersson 1984’te, hassas bir şekilde dökümü zor olan titanyum restorasyonların üretimi için Procera sistemini tanıtmıştır. Bu sistem daha sonraları tam

seramik restorasyonların üretimi için de tüm dünyada kullanılmıştır (Miyazaki ve ark. 2009).

Diş hekimliğinde 1985 yılından beri kullanılmakta olan CAD/CAM sistemleri, son 30 yılda teknolojinin ilerlemesiyle geliştirilmeye devam etmektedir. (Karaalioğlu ve Duymuş 2008; Çetindağ ve Meşe 2016).

2.6.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri temel olarak tarama, yazılım ve donanım olmak üzere üç ana bileşenden oluşur.

Tarama: Prepare edilmiş dişlerin, komşu dişlerin, oklüzyondaki dişlerin ve çevre dokuların intraoral ya da ekstraoral olarak taranması ve verilerin toplanmasıdır (Stamouli 2007).

Mekanik tarayıcı: İğne ucu, küre ya da pin aracılığıyla ana model mekanik olarak taranarak 3 boyutlu veri oluşturulmaktadır. Procera (Nobel BioCare, Göteborg, İsveç) mekanik tarayıcıya sahip olan tek sistemdir (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark. 2015).

Optik tarayıcı: ‘Triangulasyon’ prosedürüne dayanarak beyaz ya da renkli ışık veya lazer projeksiyonu ile 3 boyutlu veriler toplanmaktadır. İki şekilde yapılabilir; direkt yöntemde, hastanın ağız içi taranırken, indirekt yöntemde alçı model üzerinden tarama yapılır (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark. 2015).

Yazılım (software): Tarama sonucu elde edilen dijital modeller üzerinde restorasyonların tasarlanabilmesi için kullanılan CAD yazılımlarıdır. Çoğu sistemde dizayn yazılım tarafından otomatik olarak yapılmakla birlikte dizayn üzerinde hekimin değişiklik yapması mümkündür. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemlerine özeldir ve farklı sistemlerle kullanılamamaktadır (Strub ve ark. 2006; Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark. 2015).

Donanım (hardware): Bilgisayar kontrollü şekillendirme aşamasında kullanılan frezeleme ve aşındırma makinelerini ifade etmektedir (Tinschert ve ark. 2004).

CAM sistemleri eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin kombinasyonu şeklinde olabilir (Kalpana ve ark. 2015; Jain ve ark. 2016; Samra ve ark. 2016).

a. Eksiltici yöntem: Prefabrike blokların frezler, elmaslar veya elmas disklerle istenilen formda aşındırılarak restorasyonların üretilmesidir. Frezeleme tipine göre freze üniteleri (CAM), iki sınıfa ayrılabilir. Bu sınıflama malzemenin frezeleme/ince aşındırma ihtiyacına göre kuru ya da ıslak aşındırma yapılmasını içermektedir (Alghazzawi 2016).

- Kuru Frezeleme İşlemi: Milleme cihazının bloğu kuru olarak kazıdığı yöntemdir. Genel olarak düşük-ısı pre-sinterize zirkonya disklerde kullanılır.
- Islak Frezeleme İşlemi: Kazıma sırasında sprey şeklinde sıkılan soğuk sıvı ile blok elmas veya karbid frezin sürtünmesi ile oluşan yüksek ısıdan korunur. Tüm metallerde, yüksek ısı pre-sinterize zirkonya disklerde ve cam seramiklerde bu yöntem önerilir (Beuer ve ark. 2008).

b. İlave edici yöntem (hızlı prototiplendirme): Gelişen teknoloji ile ilave edici yöntemler de üretimde kullanılmaya başlanmıştır (Goswami ve ark. 2014). Bu yöntemde kullanılan seramik veya metal tozları bir küvet içinde bulunur ve restorasyonlar bu tozların sinterlenerek birleştirilmesiyle üretilir. (Samra ve ark. 2016). Stereolithografi (SLA), akrilik restorasyonların; selektif lazer sinterleme (SLS) ise metal ve seramik restorasyonların üretilebildiği ilave edici sistemlerdir (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark. 2015; Jain ve ark. 2016).

c. Kombine yöntem: İlave edici ve eksiltici yöntemlerin birarada kullanıldığı CAM sistemlerine Procera (Nobel Biocare, İsviçre) örnek verilebilir (Abduo ve ark. 2014; Torabi ve ark. 2015).

2.6.2. CAD/CAM İş Modelleri

Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri ofis içi sistemler, dış laboratuvarı sistemleri, bir üretim merkezi ile iş birliği içinde çalışan dış laboratuvarları ve bir ağ veya açık konsept iş modeli olarak sınıflandırılabilir (Strub ve ark. 2006).

Ofis İçi Sistem Modeli

Bu sistemle, tarama, tasarım ve üretim aşamaları bir diş hekimi ofisinde gerçekleştirilebilmektedir. Restorasyon için diş hazırlığını yapan diş hekimi, dijital ölçüyü alıp seçtiği uygun materyalle restorasyonu üretebilir. Aynı seansta restorasyon hastaya teslim edilebilir (Uzun 2008).

Dental Laboratuvar Modeli

Preparasyon sonrası alınan konvansiyonel ölçünün ya da bu ölçüden elde edilen modellerin laboratuvarında tarandığı ve restorasyonun üretildiği sistemdir. CAD/CAM'in tüm aşamaları laboratuvarında tamamlanır (Strub ve ark. 2006).

Dental Laboratuvar- Üretim Merkezi Modeli

Bu modelde, laboratuvarında veri toplama ve tasarım yazılımı bulunmaktadır. Teknisyen, modelleri tarayıp restorasyonları tasarladıktan sonra bitmiş tasarımı bir üretim merkezine göndermektedir. Bu model laboratuvar maliyetini en aza indirmekte ve üretim verimliliğini arttırmaktadır (Strub ve ark. 2006).

Ağ veya Açık Konsept Modeli

Bu modelde birden fazla laboratuvar veya üretim merkezi iş birliği yapmaktadır. Laboratuvarlarda hazırlanan tasarımların verileri standart bir dosya formatıyla CAM ünitelerinin olduğu laboratuvarlara aktarılır (Strub ve ark. 2006).

Genel olarak, herhangi bir CAM sistemi ile sadece belirli malzeme türleri üretilmektedir. Bu ağ modeli ile malzeme tercihleri konusunda daha fazla seçenek sunulmuş olur. Tasarım verileri herhangi bir CAM sistemine aktarılıp, tercih edilen malzeme ile üretim yapılır. Bu sistem sayesinde malzeme ve ücret seçenekleri artar (Strub ve ark. 2006).

2.6.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

Konvansiyonel yöntemlerle kıyaslandıklarında CAD/CAM sistemleri kalite standardizasyonu, hız ve uygulama kolaylığı açılarından pek çok avantaja sahiptir. Ağız içi tarayıcılarla alınan ölçüler, konvansiyonel ölçülere göre hem daha hızlıdır, hem de ölçü materyaline bağlı hatalar elimine edilmiş olur (Davidowitz ve Kotick 2011).

Ofis içi sistemlerde işlemler hasta başında aynı seansta tamamlanabildiği için geçici protez yapımına ve ek seanslara ihtiyaç duyulmaz. Hasta ve hekim açısından zaman kaybı önlenmiş olur. CAD yazılımları sayesinde laboratuvar işlemleri ve çapraz kontaminasyon riski azalır (Karaalioğlu ve Duymuş 2008; Çetindağ ve Meşe 2016). Prefabrike seramik bloklar içsel defektler içermediğinden üretilen restorasyonların kalitesi standarttır (Davidowitz ve Kotick 2011). Hastaya ait veriler ve yapılan tasarım arşivlenebilir ve gerekirse yeniden kullanılabilir (Goswami ve ark. 2014; Baroudi ve Ibraheem 2015).

Bununla birlikte bu sistemlerin bazı dezavantajları da vardır. Ekipman ve yazılım pahalıdır ve hekimin uygulamaya alışması için zaman gerekir. Dijital tarayıcılarla ölçü alınması da konvansiyonel ölçülerde olduğu gibi yumuşak doku yönetimi, retraksiyon, kanama ve nem kontrolü gerektirir (Davidowitz ve Kotick 2011). Derin subgingival bitim sınırlarının ölçüye yeterince aktarılamaması ve bazı bloklarda istenilen estetiğin yakalanamaması da bu sistemin dezavantajları arasında sayılabilir (Karaalioğlu ve Duymuş 2008).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilen üç ayrı restoratif materyalin, iki farklı süre boyunca yaşlandırılması sonrası mekanik ve optik özelliklerindeki değişimleri değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan lityum disilikat (LS_2), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve translusent monolitik zirkonya (TMZ) materyalleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

LS_2 örnekler için; IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) bloklar, ZLS örnekler için Celtra Duo (Dentsply, Hanau-Wolfgang, Almanya) bloklar, TMZ örnekler için Cercon HT (Dentsply, Sirona, ABD) diskler kullanıldı. Her materyalin yüksek translusent (HT), A2 rengi tercih edildi (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Çalışma örneklerinin hazırlandığı materyaller

Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar

	Materyalin Tipi	Kimyasal İçeriği	Üretici Firma	Lot No
IPS emax CAD	Lityum disilikat	%57-80 SiO ₂ , %11-19 Li ₂ O, K ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , Al ₂ O ₃	Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein	Y18855 Y33214 X42738
Celtra Duo	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	%58 SiO ₂ , %18 Li ₂ O, %10 ZrO ₂ , P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃	Dentsply, Hanau-Wolfgang, Germany	16002157 16004027
Cercon HT	Transludent zirkonya	Zirkonyum oksit, %5 yitrium oksit, hafnium oksit < %3, Al ₂ O ₃ , SiO ₂ < %1	Dentsply, Sirona, USA	18033377 18034109

3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışma için gerekli örnek sayısının belirlenmesi amacıyla yapılan güç analizi sonucuna göre, % 95 güven ve % 95,6 test gücü ile grupların her birine en az 8 örnek alınması gerekmektedir. ISO 6872:2015 standartlarına göre biaksiyel bükme dayanımı (BBD) testi için minimum 10, tercihen 30 adet örnek olması gerektiği belirtildiğinden, BBD değerlendirilecek her bir grup için 20 örnek olacak şekilde çalışma modelleri oluşturulmuştur.

Biaksiyel bükme dayanımı değerlendirilecek materyaller için kontrol (n=20), 3 saat yaşlandırma yapılan (n=20) ve 6 saat yaşlandırma yapılan (n=20) olmak üzere üçer adet çalışma grubu oluşturuldu. Üretilen disklerden her bir materyal için 10' ar tanesi optik ölçümler yapılmak üzere kullanılıp, ölçümler sonrası 6 saat yaşlandırılmış gruplara dahil edilerek BBD'ı değerlendirildi.

Her bir materyalin kontrol gruplarına yaşlandırma yapılmadı, 20 örneği 3 saat, 20 örneği ise 6 saat boyunca 134°C, 0,2 MPa basınç altında otoklavda yaşlandırıldı

(Tablo 3.2). BBD için toplamda 3 seramik sisteminde; kontrol, 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma olmak üzere 9 grup test edildi.

Optik değerlendirme için ise 10'ar adet örneğin yaşlandırma öncesi (başlangıç), 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma sonrası spektrofotometrede (CM-26 d, Konica Minolta, Tokyo, Japonya) L^* , a^* , b^* parametreleri ölçüldü, translusensi parametreleri (TP) ve renk değişimleri (ΔE_{00}) hesaplandı. Optik ölçümler bittikten sonra 6 saat yaşlandırılmış olan bu örnekler de kırılarak BBD değerlendirildi. Grup içi ve gruplar arası optik ölçümler ve BBD ölçümleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tablo 3.2 BBD çalışma grupları

	KONTROL	3 SAAT YAŞLANDIRMA	6 SAAT YAŞLANDIRMA
TRANSLUSENT ZİRKONYA	TMZ-K n=20	TMZ-3 n=20	TMZ-6 n=20
ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT	ZLS-K n=20	ZLS-3 n=20	ZLS-6 n=20
LİTYUM DİSİLİKAT	LS ₂ -K n=20	LS ₂ -3 n=20	LS ₂ -6 n=20

3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. Transludent Monolitik Zirkonya Disklerin Hazırlanması

Zirkonya örnekler, 18 mm kalınlığında, 98,5 mm çapında Cercon HT (Dentsply, Sirona, ABD) disklerden üretildi. STL formatında, sinterleme sonrası 1,2 mm kalınlık, 12 mm çap ölçülerinde olacak şekilde hazırlanan dizaynlar Optimal Diş Laboratuvarı

bünyesindeki InLab MC X5 frezeleme ünitesinde (Sirona, Bensheim, Almanya) üretildi (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Transludent zirkonya disklerin üretilmesi

Zirkonya diskler, üretici firma talimatları doğrultusunda sinterleme fırınında (MIHM-VOGT GmbH & Co. KG, Stutensee-Blankenloch, Almanya) sinterize edilerek son boyutlarına ulaştı (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Sinterlemede kullanılan fırın

Örnek boyutları sinterleme sonrasında 12mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında olduğu dijital kumpas (Insize Mini Digital Caliper Series 1111, Çin) ile kontrol edildi (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Transludent zirkonya örneklerin boyutlarının kontrol edilmesi

3.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Disklerin Hazırlanması

ZLS diskler C14 boyutunda Celtra Duo (Dentsply, Hanau-Wolfgang, Germany) bloklardan üretildi. STL formatında öncelikle 12mm çapında silindir şeklinde hazırlanan dizaynlar InLab MC X5 frezeleme ünitesinde üretildi. Daha sonra elde edilen silindirler hassas kesme makinesinde (IsoMet 1000, Buehler, Illinois, ABD) 1,2mm kalınlığında diskler halinde kesildi (Şekil 3-5).



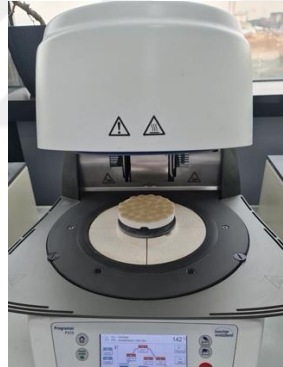
Şekil 3-5: ZLS örneklerin dizayn ve üretim aşamaları

Örnek boyutlarının 12mm çapında ve $1,2\text{mm} \pm 0,2$ kalınlığında olduğu dijital kumpas (Insize Mini Digital Caliper Series 1111, Çin) ile kontrol edildi (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: ZLS disklerin boyutlarının kontrolü

ZLS diskler üretici firma talimatları doğrultusunda fırınladı (Şekil 3-7) (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).



Şekil 3-7: ZLS disklerin fırınlanması

3.2.3. Lityum Disilikat Örneklerin Hazırlanması

Lityum disilikat (LS_2) örnekler IPS emax CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklardan üretildi. STL formatında öncelikle 12mm çapında silindir şeklinde hazırlanan dizaynlar InLab MC X5 frezeleme ünitesinde üretildi (Şekil 3.8). Daha sonra elde edilen silindirler hassas kesme makinesinde (IsoMet 1000, Buehler, Illinois, ABD) 1,2mm kalınlığında diskler halinde kesildi. LS_2 diskler üretici firma

talimatları doğrultusunda Programat P310 fırınında (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalize edildi (Şekil 3-8).



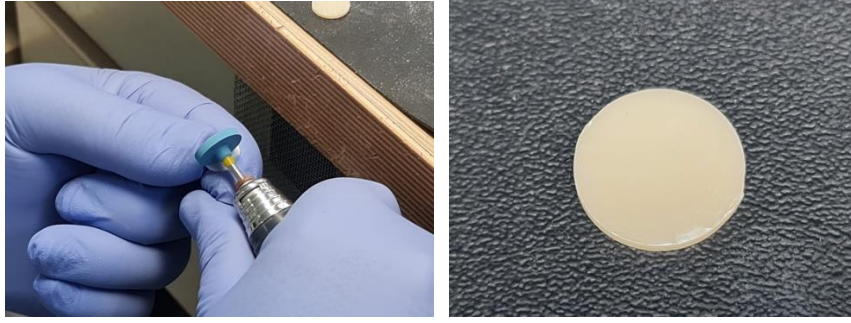
Şekil 3-8: LS₂ disklerin üretim aşamaları

Örnek boyutlarının 12mm çapında ve $1,2\text{mm} \pm 0,2$ kalınlığında olduğu dijital kumpas (Insize Mini Digital Caliper Series 1111, Çin) ile kontrol edildi (Şekil 3-9).

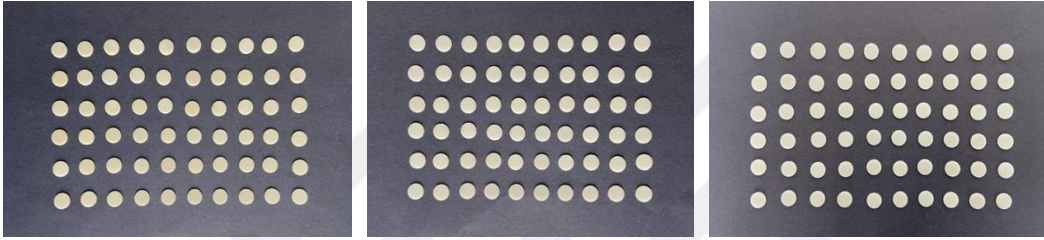


Şekil 3-9: LS₂ disklerin boyutlarının kontrolü

Elde edilen tüm disklerin birer yüzeyi cila lastik setinde yer alan sırasıyla mavi, pembe, gri renkli seramik cila lastikleri (Diapol HP, Eve, Ernst Vetter GmbH, Almanya) ve polisaj pastası (Renfert Polish all in one Diamond Polish, Renfert GMBH, Hilzingen, Almanya) kullanılarak cilalandı (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Örneklerin cilalanma aşaması



Şekil 3-11: Sırasıyla TMZ, ZLS ve LS₂ örnekler

3.3. Örneklerin Yaşlandırılması

Yaşlandırma işlemi uygulanacak örnekler otoklav poşetleriyle ayrılıp işleme tabii tutuldu (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: Örneklerin otoklav poşetinde gruplandırılması

Materyallerin yaşlanmasını simüle eden otoklavda yaşlandırma yönteminde, 134°C, 0,2MPa basınç altında 1 saatlik uygulamanın in vivo 37°C'de 3-4 yıllık yaşlanmaya eşit olduğu bildirilmektedir (ISO 13356:2008). Çalışmamızda yaşlandırma

işlemi otoklavda (Goldberg, Eryiğit Otoklav A.Ş., Türkiye) 134°C, 2 bar basınç altında, her materyalde bir gruba 3 saat, diğer gruba 6 saat olacak şekilde uygulandı (şekil 3-13), böylelikle yaklaşık 10-20 yıllık klinik kullanım simüle edildi.



Şekil 3-13: Yaşlandırma işleminde kullanılan otoklav ve örneklerin otoklava yerleştirilmesi

3.4. Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Optik Ölçümlerin Yapılması

Optik değerlendirme için kullanılacak tüm örnekler numaralandırılıp spektrofotometrik ölçümleri yapılana kadar kuru ve karanlık bir ortamda, oda sıcaklığında saklandı. Yaşlandırma işlemi öncesi, 3 saat yaşlandırma sonrası ve 6 saat yaşlandırma sonrası ölçümler yapıldı.

Örneklerin renk ölçümü Konica Minolta Türkiye İş Teknoloji A.Ş.'de spektrofotometre (CM-26d, Konica Minolta, Tokyo, Japonya) cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 3-14). Ölçümler 10 derecelik gözlemci açısıyla, 360-740 nm dalga boyları arasında, 20 nm aralıklarla, D65 gün ışığı kullanılarak, örneklerin cilalanmış yüzeyleri üzerinde yapıldı. Ölçümler öncesinde spektrofotometre cihazı, üretici firmanın belirttiği aralıklarla kalibre edildi. TP değerlerinin de hesaplanabilmesi için her örneğin hem beyaz ($L=92,98$, $a=-1,42$, $b=4,34$) hem de siyah zemin ($L=26,38$, $a= 0,24$, $b= -0,08$)

üzerinde ölçümleri yapıp CIE Lab sisteminde L^* (parlaklık), a^* (kırmızı-yeşil) ve b^* (sarı-mavi) değerleri elde edildi.



Şekil 3-14: Optik ölçümlerin yapıldığı spektrofotometre

3.4.1. Örneklerin Renk Değişiminin Hesaplanması

Örneklerde meydana gelen renk değişimi (ΔE_{00}) CIEDE 2000 denklemi ile hesaplandı (3-1). Bu çalışmada k_L , k_C ve k_H parametrik değerlerinin '1' olarak alındığı CIEDE (1:1:1) sistemi kullanıldı. Fark edilebilirlik eşik değeri 0,8, kabul edilebilirlik eşik değeri 1,8 olarak belirlendi.

(3-1)

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L'/k_L S_L)^2 + (\Delta C'/k_C S_C)^2 + (\Delta H'/k_H S_H)^2 + R_T (\Delta C'/k_C S_C)(\Delta H'/k_H S_H)]^{1/2}$$

3.4.2. Örneklerin Translusensi Değişiminin Hesaplanması

Translusensi parametreleri siyah ve beyaz zemin üzerinde örneklerden ölçülen L^* , a^* ve b^* değerlerinin renk farkı kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplandı (3-2).

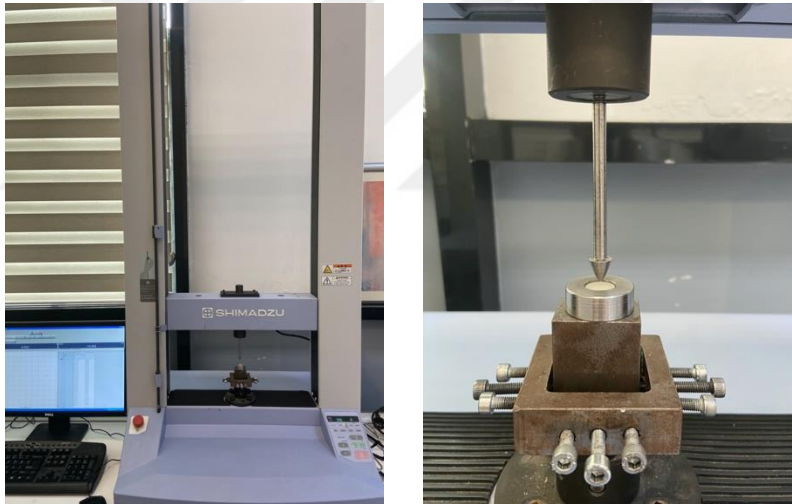
(3-2)

$$TP=[(L_S^* - L_B^*)^2 + (a_S^* - a_B^*)^2 + (b_S^* - b_B^*)^2]^{1/2}$$

S, siyah zemin üzerinde ölçülen renk koordinatlarını; B, beyaz zemin üzerinde ölçülen renk koordinatlarını belirtmektedir. Translusensi parametreleri (TP); 0 (tam opak materyal) ile 100 (tam transparan materyal) arasında değişmektedir.

3.5. Biaksiyel Bükme Dayanımının Ölçülmesi

Yapılan yaşlandırma işleminin materyallerin mekanik dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amacıyla universal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Japonya) ile iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testi uygulandı (Şekil 3-15).



Şekil 3-15: BBD ölçümlerinin yapıldığı universal test cihazı ve kırma düzeneği

Bu test için cihazın üst ve alt bölümlerine ISO 6872 standartlarına göre tasarlanmış parçalar monte edildi. Cihazın alt bölümüne, üzerine örnek disklerin yerleşeceği, 10 mm çapında bir daire etrafına ve birbirlerine merkezden 120° açıyla yerleştirilmiş, 3 adet 3,2± 0,5 mm çapında çelik bilyelerin bulunduğu parça yerleştirildi. Cihazın hareketli üst bölümüne ise uç kısmı 1,4 mm çapında, diskin tam ortasına temas edecek olan baskı ucu monte edildi (Şekil 3-16).

Bu destek bilyeler üzerine tüm örnekler merkezi olarak konumlandırıldı. Üst hareketli parçadaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine 1mm/dk. hızla, örnek kırılincaya kadar kuvvet uygulandı.



Şekil 3-16: Hazırlanan disklerin üzerine yerleştirildiği düzenek

Örneğin kırıldığı andaki kuvvet, bilgisayarla bağlantılı test cihazı tarafından ‘Newton’ cinsinden kaydedildi. Biaksiyel bükme testi sonuçları, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki denklemle Newton biriminden Megapaskal (MPa) birimine çevrildi (3-3).

(3-3)

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

S: Megapaskal cinsinden merkezdeki en yüksek gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

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

ν : Poisson oranı (Cercon HT için 0.25; Celtra DUO için 0,22; IPS emax CAD için 0,21 değerleri kullanıldı.)

r1: destek toparın üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı (mm)

r2: yüklenen alanın yarıçapı (mm)

r3: örneğin yarıçapı (mm)

d: kırık merkezinde örneğin kalınlığı (mm)

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin analizinde SPSS 27.0 programı (IBM Corporation, New York, ABD) kullanılmıştır. Veriler, ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerler, frekans ve oran değerleri olarak tanımlandı. Verilerin dağılımı Kolmogorov-Smirnov test ile değerlendirildi. Nicel bağımsız verilerin analizinde Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U test, bağımlı nicel verilerin analizinde Friedman test ve Wilcoxon testi kullanıldı. Grup içi ve gruplar arası istatistiksel farklılıklar incelenirken $p < 0,05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi.



4.BULGULAR

Çalışmamızda Cercon HT (TMZ), Celtra Duo (ZLS) ve IPS emax CAD (LS₂) materyallerinden hazırlanmış örneklerle hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra biaksiyel bükme dayanımı, renk ve translusensi parametrelerindeki değişiminin değerleri ölçülüp grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları yapıldı. Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular şöyledir;

4.1. Kontrol Gruplarının ve Yaşlandırılmış Grupların Biaksiyel Bükme Dayanımı (BBD) Ölçüm Sonuçları

Kontrol gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları TMZ için $917,6 \pm 148,8$ MPa, ZLS için $251,9 \pm 30,2$ MPa, LS₂ için $349,7 \pm 48,9$ MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 4.1).

3 saat yaşlandırılmış grupların biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları TMZ için $1011,9 \pm 144,6$ MPa, ZLS için $222,9 \pm 30,4$ MPa, LS₂ için $349,1 \pm 52,7$ MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 4.1).

6 saat yaşlandırılmış grupların biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları TMZ için $1000,7 \pm 81,9$ MPa, ZLS için $230,5 \pm 34,0$ MPa, LS₂ için $353,3 \pm 60,0$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.1).

4.2. Farklı Yaşlandırma Sürelerinin Materyallerin Biaksiyel Bükme Dayanımları (BBD) Üzerinde Etkilerinin Karşılaştırılması

TMZ 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma gruplarında BBD değeri kontrol grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p < 0.05$). 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma grupları arasında TMZ BBD değerleri anlamlı ($p > 0.05$) farklılık göstermemiştir (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

ZLS 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma gruplarında BBD değerleri kontrol grubundan anlamlı ($p < 0.05$) olarak daha düşüktü. 3 saat yaşlandırma ve 6 saat yaşlandırma grupları arasında ZLS BBD değerleri anlamlı ($p > 0.05$) farklılık göstermemiştir (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

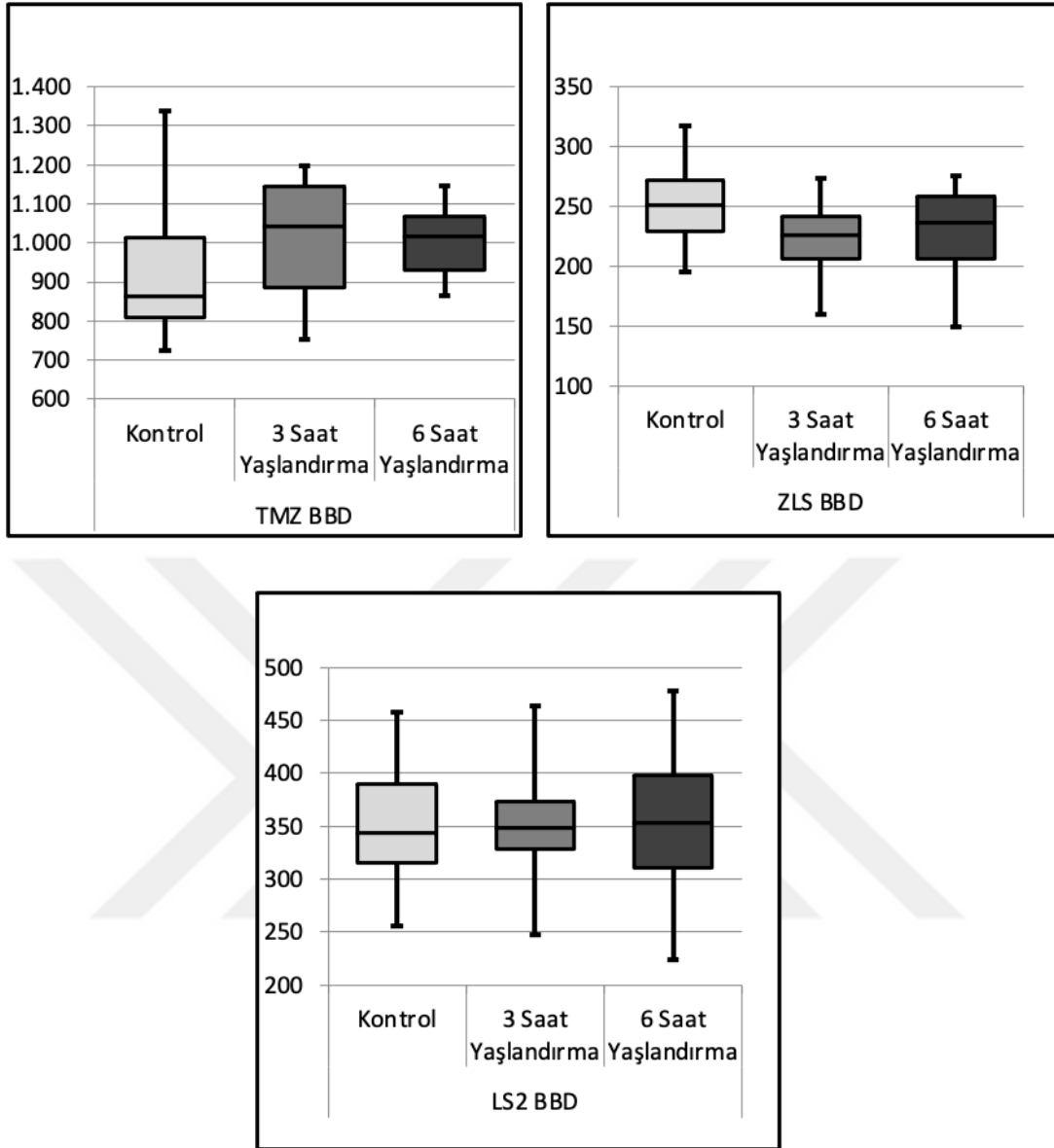
LS₂ BBD değerleri, kontrol grubu, 3 saat yaşlandırma grubu ve 6 saat yaşlandırma grupları arasında anlamlı ($p > 0.05$) farklılık göstermemiştir (Tablo 4.1) (Şekil 4-1).

Tablo 4.1 Materyallerin farklı yaşlandırma sürelerine göre BBD değerlerinin karşılaştırılması

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ BBD	Kontrol	725,8 - 1336,1	863,1	917,6 ± 148,8 ³⁶	0,027 ^k
	3 Saat Yaşlandırma	754,0 - 1197,5	1040,8	1011,9 ± 144,6	
	6 Saat Yaşlandırma	865,4 - 1145,0	1017,5	1000,7 ± 81,9	
ZLS BBD	Kontrol	195,1 - 316,7	250,8	251,9 ± 30,2 ³⁶	0,025 ^k
	3 Saat Yaşlandırma	159,5 - 273,2	225,5	222,9 ± 30,4	
	6 Saat Yaşlandırma	148,8 - 275,7	236,5	230,5 ± 34,0	
LS2 BBD	Kontrol	256,3 - 457,6	344,2	349,7 ± 48,9	0,928 ^k
	3 Saat Yaşlandırma	247,6 - 463,9	348,4	349,1 ± 52,7	
	6 Saat Yaşlandırma	223,8 - 477,2	352,7	353,3 ± 60,0	

^k Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)

³ 3 Saat Yaşlandırma grubu ile fark $p < 0.05$ / ⁶ 6 Saat Yaşlandırma grubu ile fark $p < 0.05$



Şekil 4-1: Materyallerin farklı yaşlandırma sürelerine göre BBD değerlerinin karşılaştırılması

4.3. Yaşlandırma Yapılan ve Yapılmayan Gruplar Arası Biaksiyel Bükme Dayanımlarının (BBD) Karşılaştırılması

Kontrol grupları arasında TMZ biaksiyel bükme dayanımları, ZLS ve LS₂ ölçümlerinden anlamlı olarak daha yüksekti ($p < 0,05$). LS₂ biaksiyel bükme dayanımları ise ZLS biaksiyel bükme dayanımlarından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti (Tablo 4.2) (Şekil 4-2).

3 saat yaşlandırma gruplarında TMZ biaksiyel bükme dayanımı ölçümleri ZLS ve LS₂ biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti. LS₂ bükme dayanımı ölçümleri, ZLS biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti (Tablo 4.2) (Şekil 4-2).

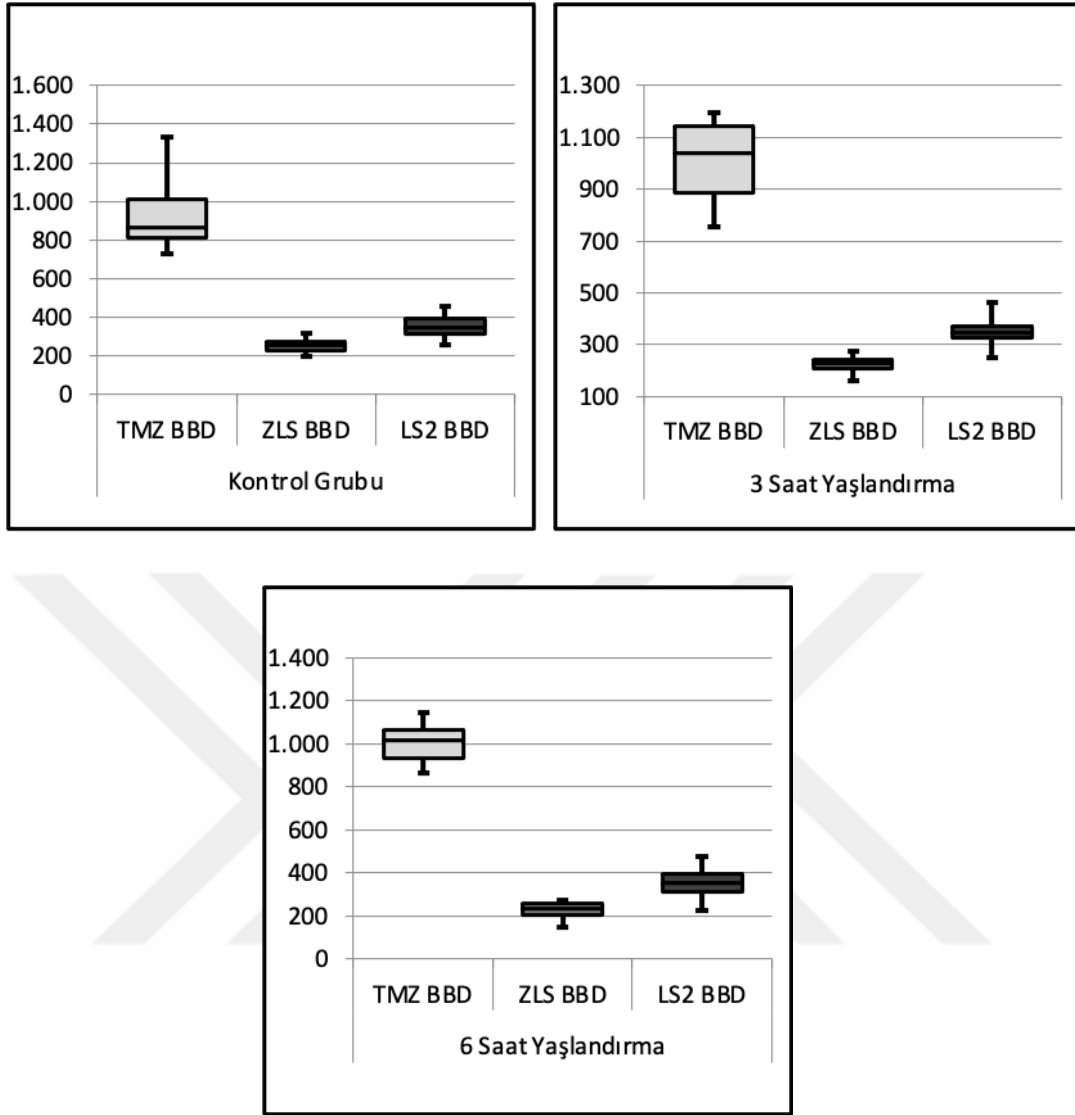
6 saat yaşlandırma gruplarında TMZ biaksiyel bükme dayanımı ölçümleri ZLS ve LS₂ biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti. LS₂ biaksiyel bükme dayanımı ölçümleri, ZLS biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti (Tablo 4.2) (Şekil 4-2).

Tablo 4.2 Farklı yaşlandırma sürelerine göre grupların BBD değerleri karşılaştırılması

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Kontrol	TMZ BBD ¹	725,8 - 1336,1	863,1	917,6 ± 148.8 ²³	0,000 ^F
	ZLS BBD ²	195,1 - 316,7	250,8	251,9 ± 30,2	
	LS2 BBD ³	256,3 - 457,6	344,2	349,7 ± 48.9 ²	
3 Saat Yaşlandırma	TMZ BBD ¹	754,0 - 1197,5	1040,8	1011,9 ± 144.6 ²³	0,000 ^F
	ZLS BBD ²	159,5 - 273,2	225,5	222,9 ± 30,4	
	LS2 BBD ³	247,6 - 463,9	348,4	349,1 ± 52.7 ²	
6 Saat Yaşlandırma	TMZ BBD ¹	865,4 - 1145,0	1017,5	1000,7 ± 81.8 ²³	0,000 ^F
	ZLS BBD ²	148,8 - 275,7	236,5	230,5 ± 34,1	
	LS2 BBD ³	223,8 - 477,2	352,7	353,3 ± 60.1 ²	

^F Friedman (Wilcoxon test)

² ZLS BBD ile fark $p < 0.05$ / ³ LS2 BBD ile fark $p < 0.05$



Şekil 4-2: Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin BBD değerlerinin karşılaştırılması

4.4. Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Grupların L^* , a^* , b^* Değerleri Ölçüm Sonuçları

Yaşlandırma işlemi öncesi grupların başlangıç L^* değeri ortalamaları TMZ için $76,5 \pm 0,4$, ZLS için $73,5 \pm 0,7$, LS_2 için $75,0 \pm 0,4$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.3).

3 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların L^* değeri ortalamaları TMZ için $76,8 \pm 0,2$, ZLS için $73,4 \pm 0,7$, LS_2 için $74,7 \pm 0,5$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.3).

6 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların L^* değeri ortalamaları TMZ için $76,8 \pm 0,3$, ZLS için $73,0 \pm 0,6$, LS_2 için $74,3 \pm 0,9$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların L* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Başlangıç L	TMZ	76,1 - 77,2	76,5	76,5 ± 0,4	0,000 ^K
	ZLS	72,4 - 74,7	73,5	73,5 ± 0,7	
	LS2	74,4 - 75,6	74,9	75,0 ± 0,4	
3.Saat L	TMZ	76,3 - 77,2	76,8	76,8 ± 0,2	0,000 ^K
	ZLS	72,1 - 74,4	73,4	73,4 ± 0,7	
	LS2	73,8 - 75,6	74,6	74,7 ± 0,5	
6.Saat L	TMZ	76,5 - 77,3	76,8	76,8 ± 0,3	0,000 ^K
	ZLS	72,0 - 74,1	73,0	73,0 ± 0,6	
	LS2	73,3 - 76,3	74,2	74,3 ± 0,9	

^K Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)

Yaşlandırma işlemi öncesi grupların başlangıç a* değeri ortalamaları TMZ için 3,0±0,2, ZLS için 1,4±0,3, LS₂ için 0,4±0,1 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.4).

3 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların a* değeri ortalamaları TMZ için 2,9±0,1, ZLS için 1,7±0,2, LS₂ için 0,5±0,2 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.4).

6 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların a* değeri ortalamaları TMZ için 3,0±0,2, ZLS için 1,9±0,1, LS₂ için 0,5±0,1 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.4).

Tablo 4.4 Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların a* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Başlangıç a	TMZ	2,7 - 3,3	2,9	3,0 ± 0,2	0,000 ^K
	ZLS	0,7 - 1,8	1,5	1,4 ± 0,3	
	LS2	0,3 - 0,5	0,4	0,4 ± 0,1	
3.Saat a	TMZ	2,7 - 3,2	2,9	2,9 ± 0,1	0,000 ^K
	ZLS	1,4 - 2,0	1,7	1,7 ± 0,2	
	LS2	0,1 - 0,7	0,5	0,5 ± 0,2	
6.Saat a	TMZ	2,8 - 3,4	2,9	3,0 ± 0,2	0,000 ^K
	ZLS	1,7 - 2,2	1,9	1,9 ± 0,1	
	LS2	0,4 - 0,7	0,5	0,5 ± 0,1	

^K Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)

Yaşlandırma işlemi öncesi grupların başlangıç b* değeri ortalamaları TMZ için 16,4±0,4, ZLS için 15,3±0,6, LS₂ için 13,9±0,2 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.5).

3 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların b* değeri ortalamaları TMZ için 16,0±0,5, ZLS için 15,8±0,3, LS₂ için 14,2±0,3 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.5).

6 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların b^* değeri ortalamaları TMZ için $16,0 \pm 0,3$, ZLS için $15,7 \pm 0,5$, LS₂ için $14,2 \pm 0,3$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.5).

Tablo 4.5 Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların b^* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Başlangıç b	TMZ	15,7 - 17,2	16,4	$16,4 \pm 0,4$	0,000 ^K
	ZLS	14,1 - 16,2	15,3	$15,3 \pm 0,6$	
	LS2	13,4 - 14,1	14,0	$13,9 \pm 0,2$	
3.Saat b	TMZ	15,4 - 17,2	15,9	$16,0 \pm 0,5$	0,000 ^K
	ZLS	15,2 - 16,0	16,0	$15,8 \pm 0,3$	
	LS2	13,5 - 14,5	14,3	$14,2 \pm 0,3$	
6.Saat b	TMZ	15,7 - 16,8	15,9	$16,0 \pm 0,3$	0,000 ^K
	ZLS	15,0 - 16,3	15,7	$15,7 \pm 0,5$	
	LS2	13,8 - 14,6	14,0	$14,2 \pm 0,3$	

^K Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)

4.5. Farklı Yaşlandırma Sürelerinin Materyallerin L^* , a^* , b^* Değerleri Üzerine Etkisi

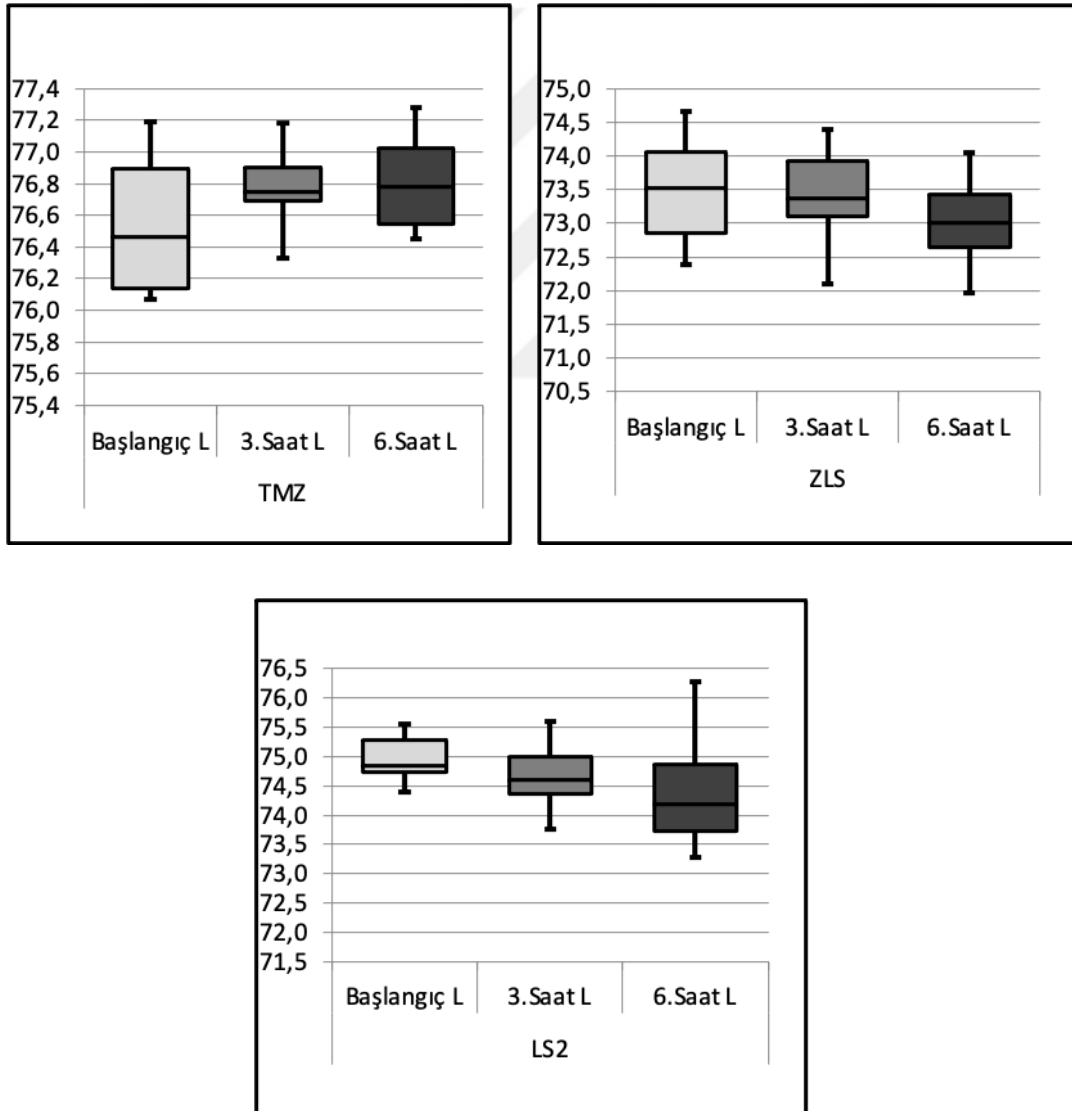
TMZ grubunda başlangıç L^* , 3. saat ve 6. saat yaşlandırma sonu L^* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.6) (Şekil 4-3).

ZLS grubunda başlangıç L^* , 3. saat ve 6. saat yaşlandırma sonu L^* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.6) (Şekil 4-3).

LS₂ grubunda başlangıç L^* , 3. saat ve 6. saat yaşlandırma sonu L^* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.6) (Şekil 4-3).

Tablo 4.6: Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin L* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ	Başlangıç L	76,1 - 77,2	76,5	76,5 ± 0,4	0,452 ^F
	3.Saat L	76,3 - 77,2	76,8	76,8 ± 0,2	
	6.Saat L	76,5 - 77,3	76,8	76,8 ± 0,3	
ZLS	Başlangıç L	72,4 - 74,7	73,5	73,5 ± 0,7	0,273 ^F
	3.Saat L	72,1 - 74,4	73,4	73,4 ± 0,7	
	6.Saat L	72,0 - 74,1	73,0	73,0 ± 0,6	
LS2	Başlangıç L	74,4 - 75,6	74,9	75,0 ± 0,4	0,061 ^F
	3.Saat L	73,8 - 75,6	74,6	74,7 ± 0,5	
	6.Saat L	73,3 - 76,3	74,2	74,3 ± 0,9	

^F Friedman

Şekil 4-3: Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin L* değerleri üzerine etkisi

TMZ grubunda başlangıç a^* , 3.saat ve 6.saat yaşlandırma sonu a^* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.7) (Şekil 4-4).

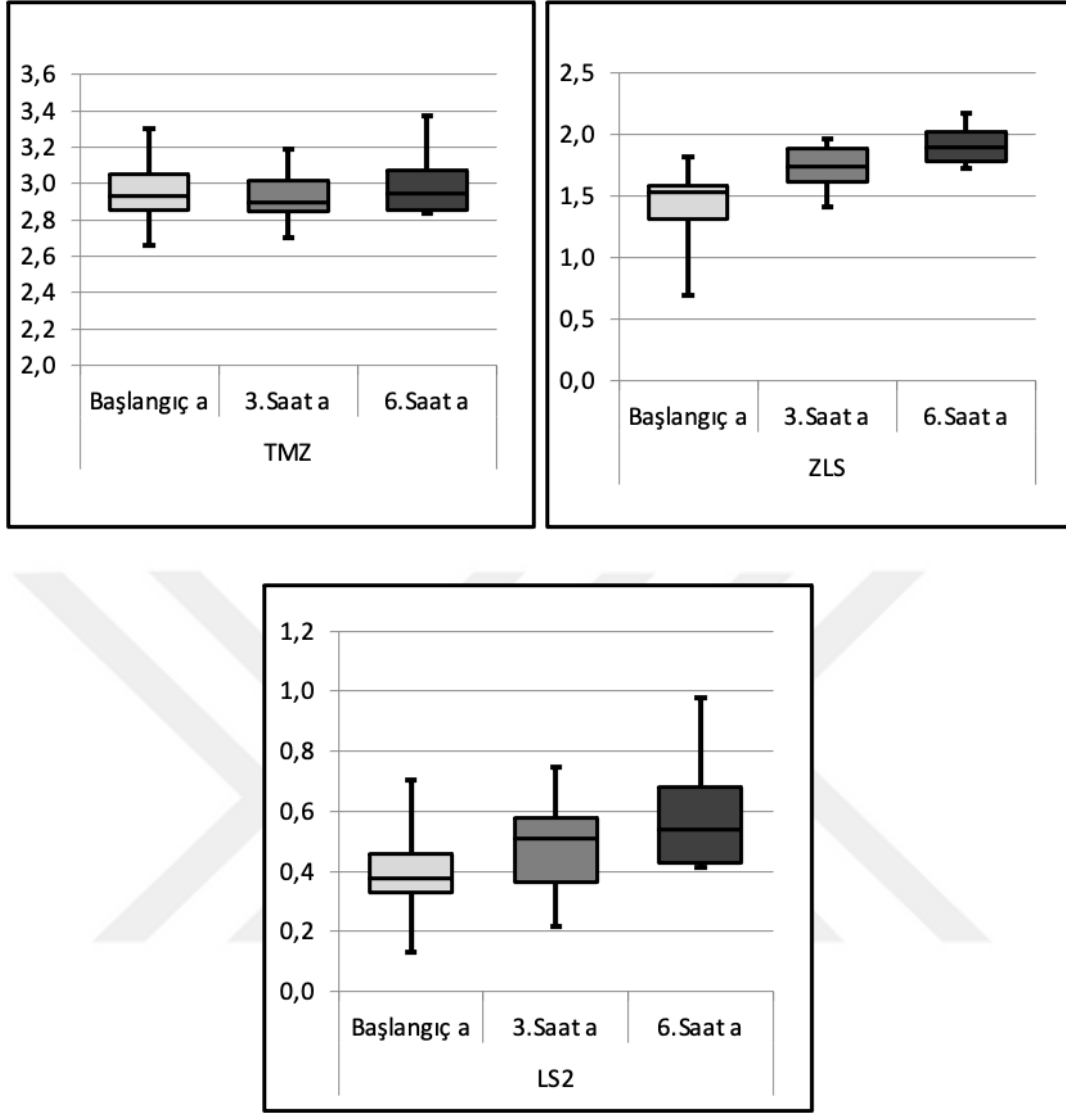
ZLS grubunda 6.saat yaşlandırma sonu a^* değeri, 3.saat yaşlandırma sonu ve başlangıç a^* değerlerinden anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). ZLS grubunda başlangıç a^* ve 3.saat yaşlandırma sonu a^* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.7) (Şekil 4-4).

LS₂ grubunda 6.saat a^* değeri başlangıç a^* değerinden anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). LS₂ 3.saat a^* değeri başlangıç a^* ve 6.saat a^* değerinden anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.7) (Şekil 4-4).

Tablo 4.7 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin a^* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ	Başlangıç a	2,66 - 3,30	2,93	2,96 ± 0,19	0,452 ^F
	3.Saat a	2,70 - 3,19	2,90	2,93 ± 0,14	
	6.Saat a	2,84 - 3,37	2,95	2,99 ± 0,16	
ZLS	Başlangıç a	0,69 - 1,82	1,53	1,42 ± 0,32	0,003 ^F
	3.Saat a	1,41 - 1,96	1,74	1,73 ± 0,17	
	6.Saat a	1,72 - 2,17	1,90	1,91 ± 0,15	
LS2	Başlangıç a	0,30 - 0,53	0,38	0,40 ± 0,08	0,045 ^F
	3.Saat a	0,10 - 0,69	0,51	0,46 ± 0,17	
	6.Saat a	0,39 - 0,71	0,54	0,55 ± 0,13	

^F Friedman / ^w Wilcoxon



Şekil 4-4: Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin a* değerleri üzerine etkisi

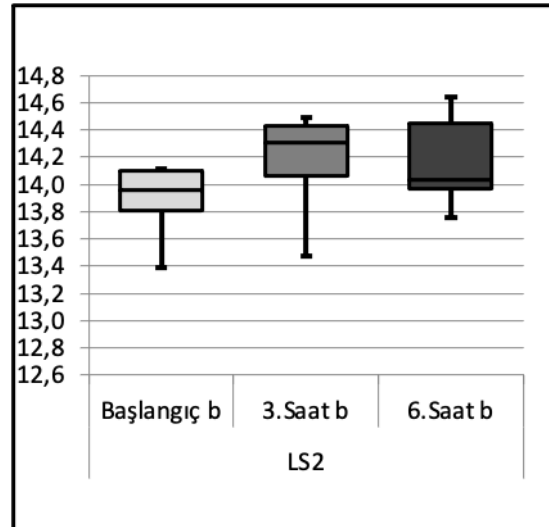
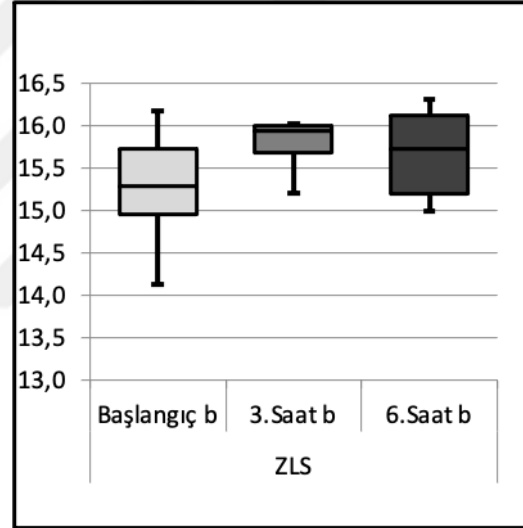
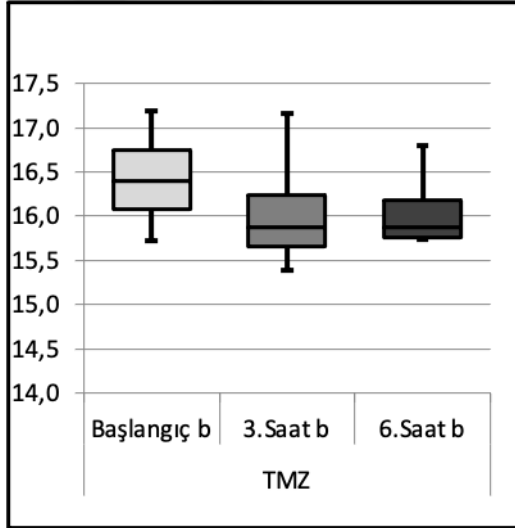
TMZ grubunda başlangıç b*, 3.saat ve 6.saat yaşlandırma sonu b* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.8) (Şekil 4-5).

ZLS grubunda başlangıç b*, 3.saat ve 6.saat yaşlandırma sonu b* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.8) (Şekil 4-5).

LS₂ grubunda başlangıç b*, 3.saat ve 6.saat yaşlandırma sonu b* değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.8) (Şekil 4-5).

Tablo 4.8 Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin b* değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ	Başlangıç b	15,7 - 17,2	16,4	16,4 ± 0,4	0,067 ^F
	3.Saat b	15,4 - 17,2	15,9	16,0 ± 0,5	
	6.Saat b	15,7 - 16,8	15,9	16,0 ± 0,3	
ZLS	Başlangıç b	14,1 - 16,2	15,3	15,3 ± 0,6	0,150 ^F
	3.Saat b	15,2 - 16,0	16,0	15,8 ± 0,3	
	6.Saat b	15,0 - 16,3	15,7	15,7 ± 0,5	
LS2	Başlangıç b	13,4 - 14,1	14,0	13,9 ± 0,2	0,082 ^F
	3.Saat b	13,5 - 14,5	14,3	14,2 ± 0,3	
	6.Saat b	13,8 - 14,6	14,0	14,2 ± 0,3	

^F Friedman

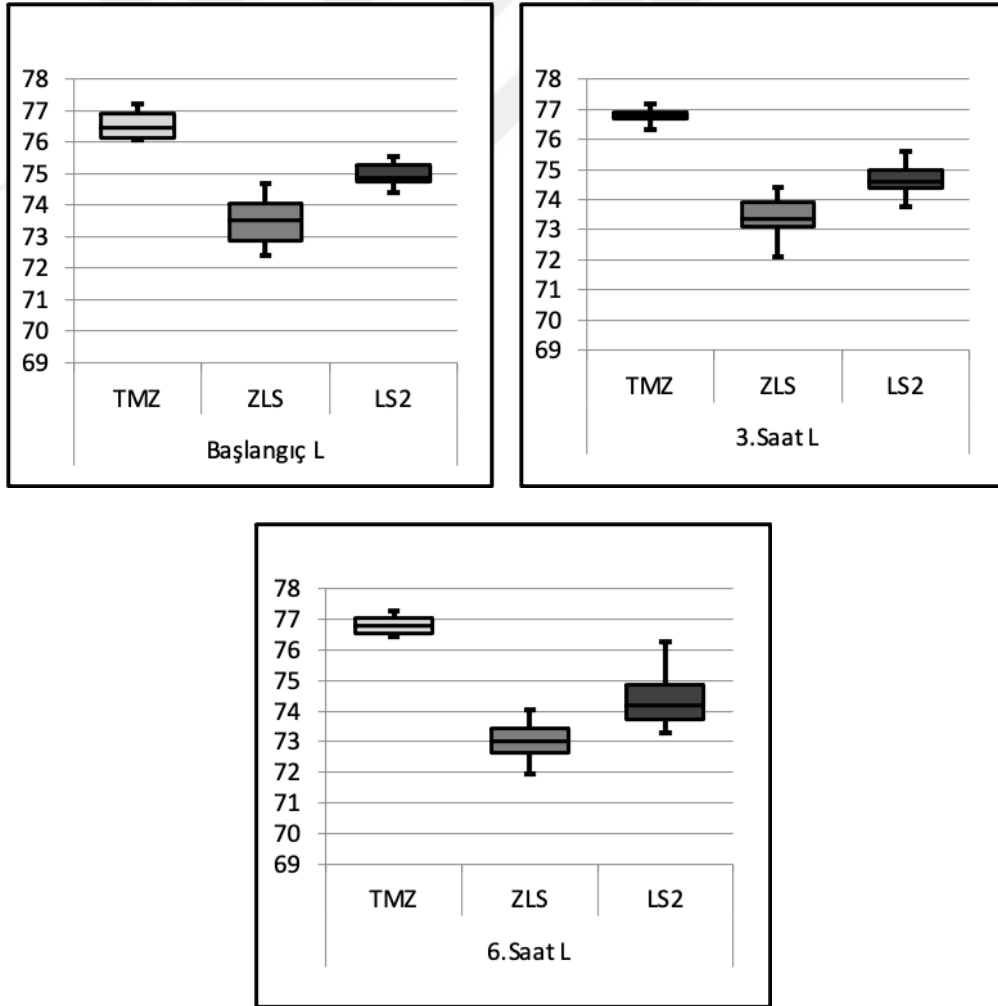
Şekil 4-5: Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin b* değerleri üzerine etkisi

4.6. Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Gruplar Arası L*, a*, b* Değerlerinin Karşılaştırılması

Başlangıç L* değeri, ZLS grubunda TMZ ve LS₂ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). LS₂ grubunda başlangıç L* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.3) (Şekil 4-6).

3.saat L* değeri, ZLS grubunda TMZ ve LS₂ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). LS₂ grubunda 3.saat L* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.3) (Şekil 4-6).

6.saat L* değeri, ZLS grubunda TMZ ve LS₂ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). LS₂ grubunda 6.saat L* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.3) (Şekil 4-6).

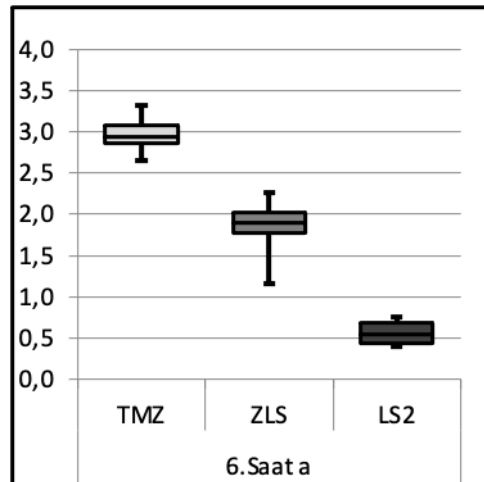
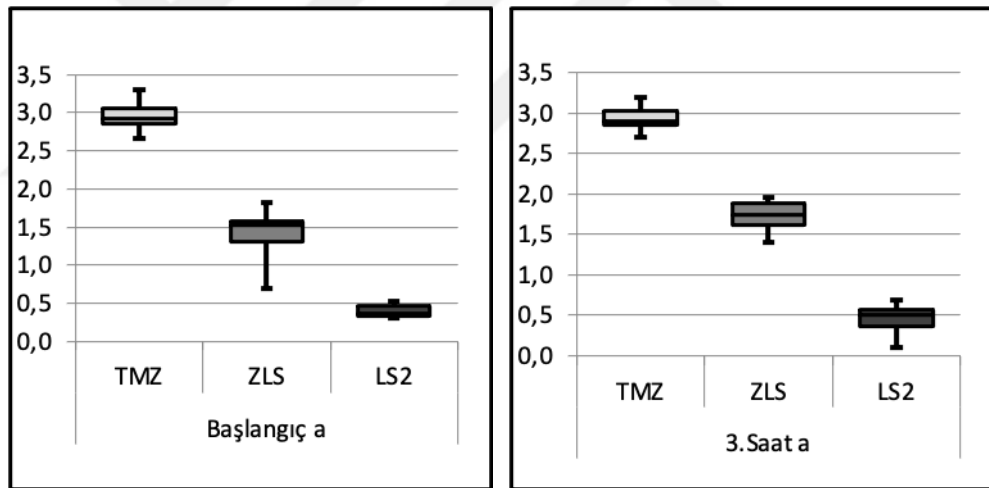


Şekil 4-6: Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin L^* değerlerinin karşılaştırılması

Başlangıç a^* değeri, LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda başlangıç a^* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.4) (Şekil 4-7).

3.saat a değeri, LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.4) (Şekil 4-7).

6.saat a değeri, LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.4) (Şekil 4-7).

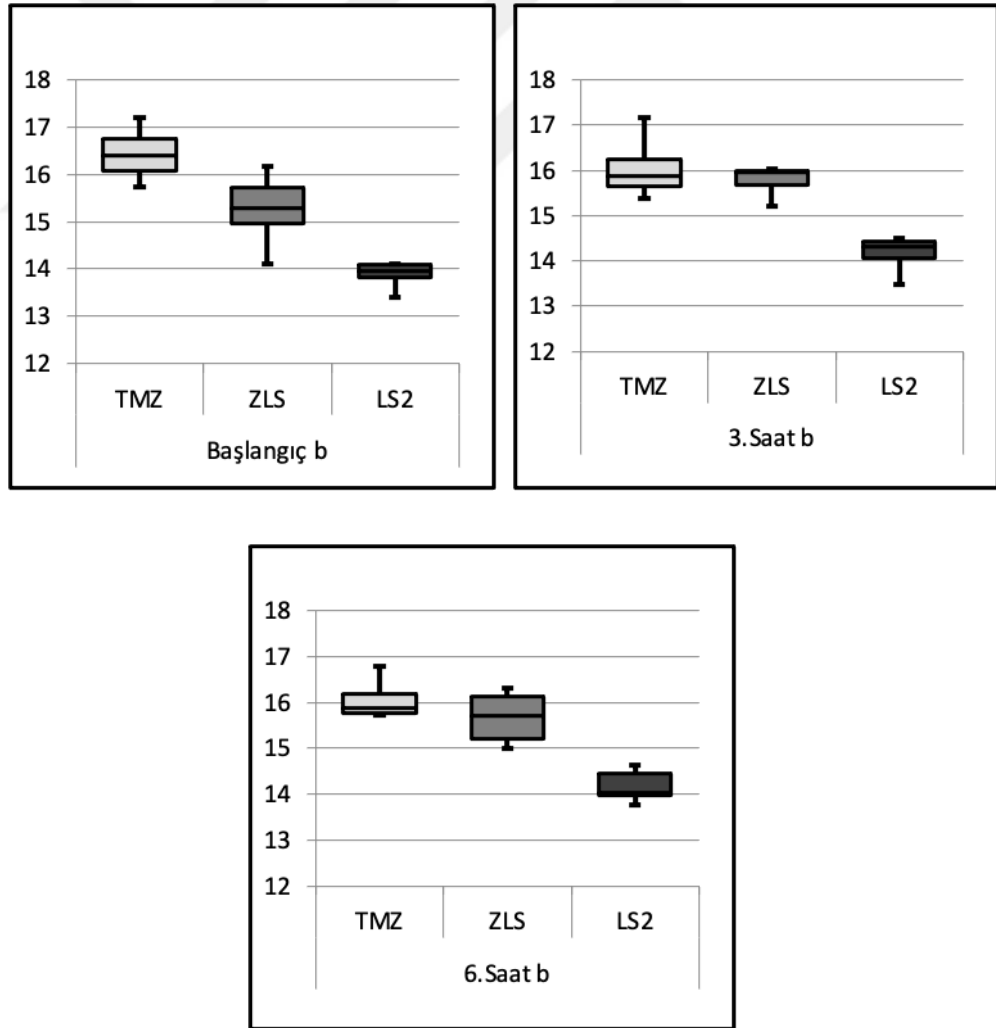


Şekil 4-7: Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin a^* değerlerinin karşılaştırılması

Başlangıç b^* değeri, LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda başlangıç b^* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.5) (Şekil 4-8).

3.saat b^* değeri LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda 3.saat b^* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.5) (Şekil 4-8).

6.saat b^* değeri LS_2 grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$). ZLS grubunda 6.saat b^* değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0,05$) (Tablo 4.5) (Şekil 4-8).



Şekil 4-8: Farklı yaşlandırma sürelerine göre materyallerin b^* değerlerinin karşılaştırılması

4.7. Yaşlandırma Sonrası Materyallerin ΔE_{00} Değerleri

TMZ grubunda başlangıç-3.saat ΔE_{00} değeri $0,51 \pm 0,27$, başlangıç-6.saat ΔE_{00} değeri $0,57 \pm 0,27$, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değeri $0,44 \pm 0,28$ olarak bulunmuştur (Tablo 4.9).

ZLS grubunda başlangıç-3.saat ΔE_{00} değeri $0,95 \pm 0,54$, başlangıç-6.saat ΔE_{00} değeri $0,89 \pm 0,61$, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değeri $0,81 \pm 0,46$ olarak bulunmuştur (Tablo 4.9).

LS₂ grubunda başlangıç-3.saat ΔE_{00} değeri $0,61 \pm 0,31$, başlangıç-6.saat ΔE_{00} değeri $0,68 \pm 0,38$, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değeri $0,83 \pm 0,44$ olarak bulunmuştur (Tablo 4.9).

4.8. Materyallerin Farklı Yaşlandırma Aralıklarındaki ΔE_{00} Değerlerinin Karşılaştırılması

TMZ grubunda başlangıç-3.saat, başlangıç-6.saat, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.9) (Şekil 4-9).

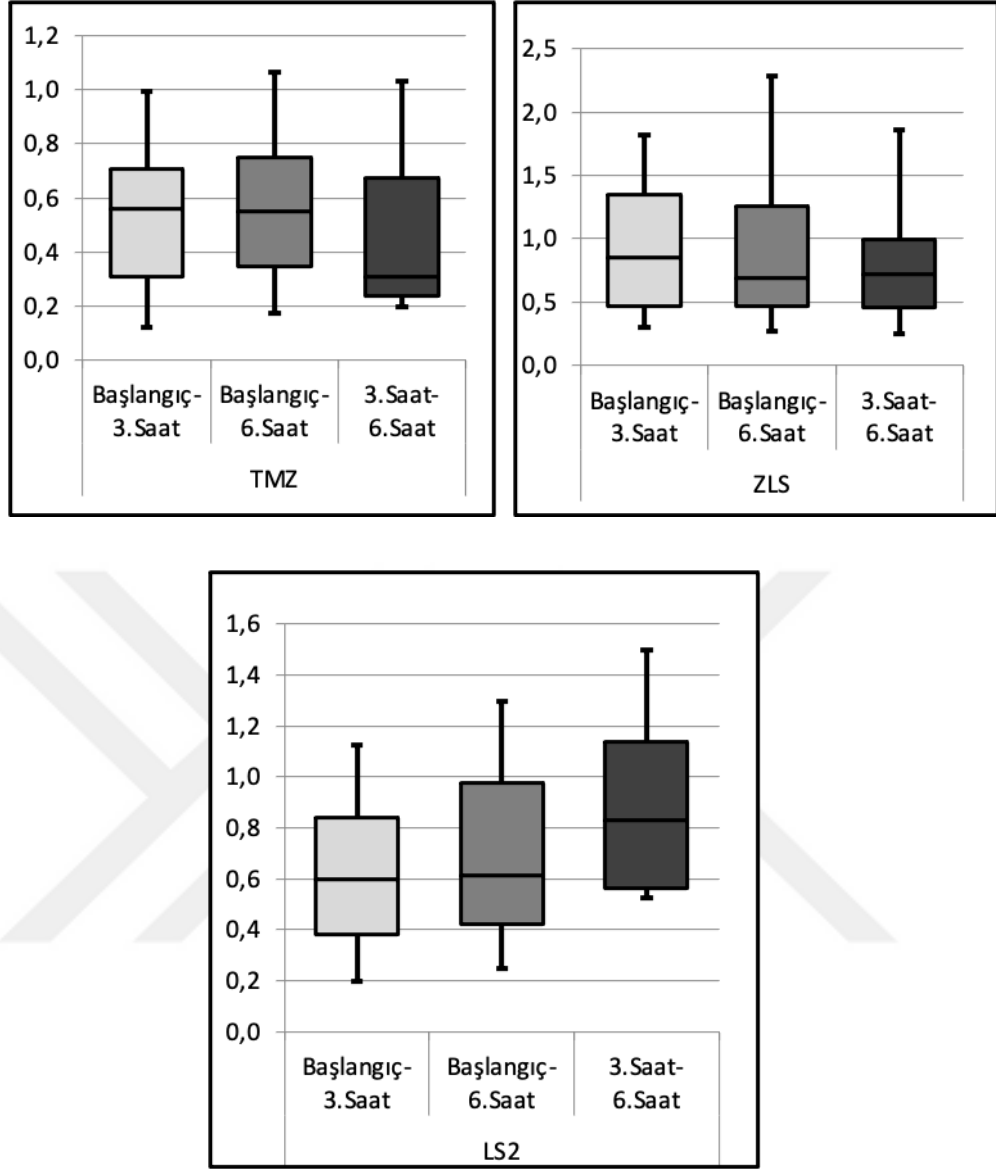
ZLS grubunda başlangıç-3.saat, başlangıç-6.saat, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.9) (Şekil 4-9).

LS₂ grubunda başlangıç-3.saat, başlangıç-6.saat, 3.saat-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.9) (Şekil 4-9).

Tablo 4.9 Materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ	Başlangıç- 3.Saat	0,12 - 0,99	0,56	$0,51 \pm 0,27$	0,741 ^F
	Başlangıç- 6.Saat	0,17 - 1,07	0,55	$0,57 \pm 0,27$	
	3.Saat- 6.Saat	0,20 - 1,03	0,31	$0,44 \pm 0,28$	
ZLS	Başlangıç- 3.Saat	0,30 - 1,82	0,86	$0,95 \pm 0,54$	0,497 ^F
	Başlangıç- 6.Saat	0,27 - 2,29	0,69	$0,89 \pm 0,61$	
	3.Saat- 6.Saat	0,25 - 1,86	0,73	$0,81 \pm 0,46$	
LS2	Başlangıç- 3.Saat	0,11 - 1,15	0,60	$0,61 \pm 0,31$	0,741 ^F
	Başlangıç- 6.Saat	0,21 - 1,51	0,62	$0,68 \pm 0,38$	
	3.Saat- 6.Saat	0,11 - 1,47	0,83	$0,83 \pm 0,44$	

^F Friedman



Şekil 4-9: Materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

4.9. Farklı Yaşlandırma Aralıklarındaki ΔE_{00} Değerlerinin Materyaller Arası Karşılaştırılması

TMZ, ZLS, LS₂ grupları arasında, başlangıç-3.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.10) (Şekil 4-10).

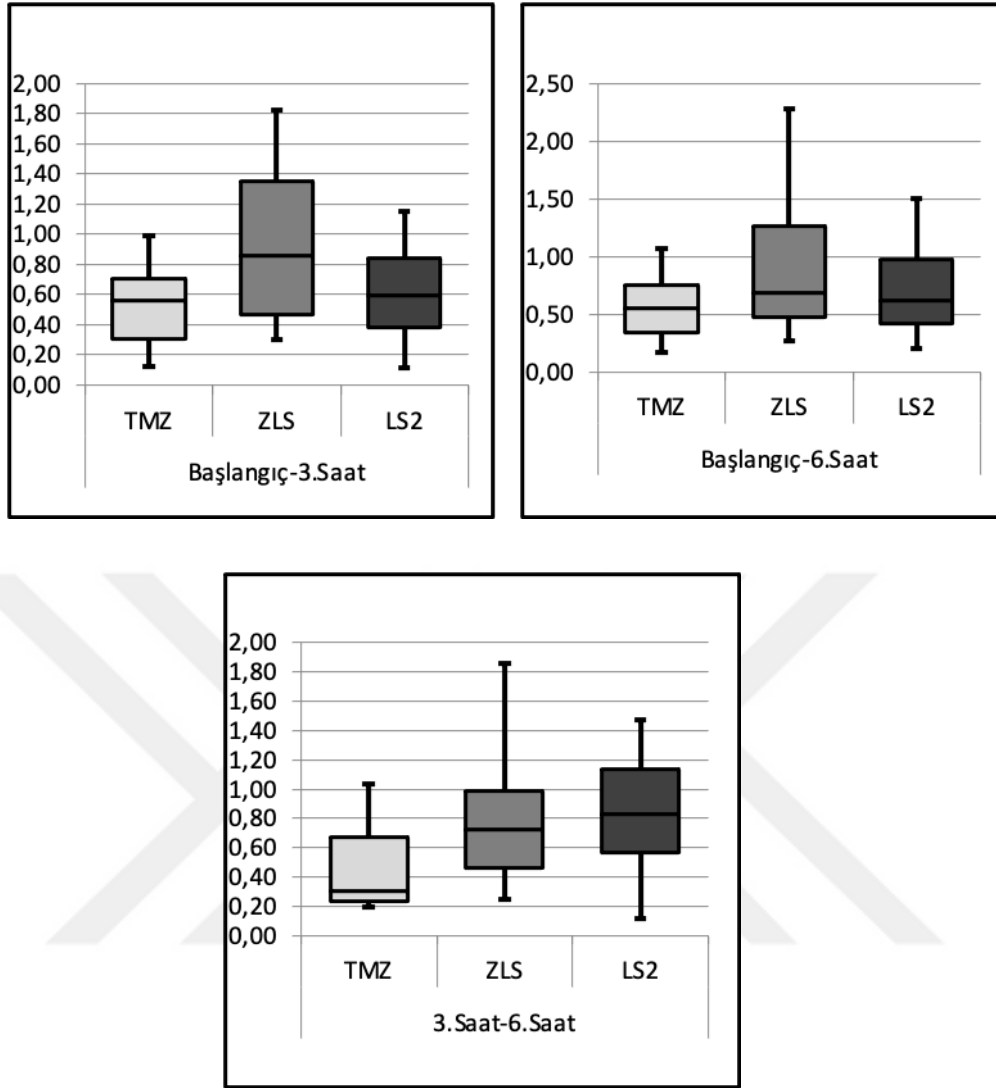
TMZ, ZLS, LS₂ grupları arasında başlangıç-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı ($p>0,05$) farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.10) (Şekil 4-10).

TMZ, ZLS, LS₂ grupları arasında 3.saat-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.10) (Şekil 4-10).

Tablo 4.10 Farklı materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Başlangıç-3.Saat	TMZ	0,12 - 0,99	0,56	0,51 ± 0,27	0,132 ^κ
	ZLS	0,30 - 1,82	0,86	0,95 ± 0,54	
	LS	0,11 - 1,15	0,60	0,61 ± 0,31	
Başlangıç-6.Saat	TMZ	0,17 - 1,07	0,55	0,57 ± 0,27	0,612 ^κ
	ZLS	0,27 - 2,29	0,69	0,89 ± 0,61	
	LS	0,21 - 1,51	0,62	0,68 ± 0,38	
3.Saat-6.Saat	TMZ	0,20 - 1,03	0,31	0,44 ± 0,28	0,065 ^κ
	ZLS	0,25 - 1,86	0,73	0,81 ± 0,46	
	LS	0,11 - 1,47	0,83	0,83 ± 0,44	

^κ Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)



Şekil 4-10: Farklı materyallerin farklı yaşlandırma aralıklarındaki ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

4.10. Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Grupların Translusensi Parametresi (TP) Ölçüm Sonuçları

Yaşlandırma işlemi öncesi grupların başlangıç translusensi parametreleri (TP) ortalamaları TMZ için $7,34 \pm 0,25$, ZLS için $16,05 \pm 0,73$, LS₂ için $16,37 \pm 0,43$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.11).

3 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların TP ortalamaları TMZ için $7,44 \pm 0,19$, ZLS için $15,86 \pm 0,75$, LS₂ için $16,28 \pm 0,50$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.11).

6 saat yaşlandırma işlemi sonrası grupların TP ortalamaları TMZ için $7,31 \pm 0,13$, ZLS için $15,53 \pm 0,69$, LS₂ için $16,28 \pm 0,77$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.11).

Tablo 4.11 Yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların TP değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
Başlangıç TP	TMZ	6,94 - 7,81	7,29	7,34 ± 0,25	0,000 ^K
	ZLS	14,25 - 16,66	16,35	16,05 ± 0,73	
	LS2	15,56 - 17,02	16,37	16,37 ± 0,43	
3.Saat TP	TMZ	7,16 - 7,66	7,46	7,44 ± 0,19	0,000 ^K
	ZLS	14,42 - 17,01	15,84	15,86 ± 0,75	
	LS2	15,19 - 17,00	16,38	16,28 ± 0,50	
6.Saat TP	TMZ	7,17 - 7,53	7,29	7,31 ± 0,13	0,000 ^K
	ZLS	14,63 - 16,61	15,48	15,53 ± 0,69	
	LS2	15,32 - 18,03	16,05	16,28 ± 0,77	

^K Kruskal-wallis (Mann-whitney u test)

4.11. Farklı Yaşlandırma Sürelerinin Materyallerin TP Değerleri Üzerine Etkisi

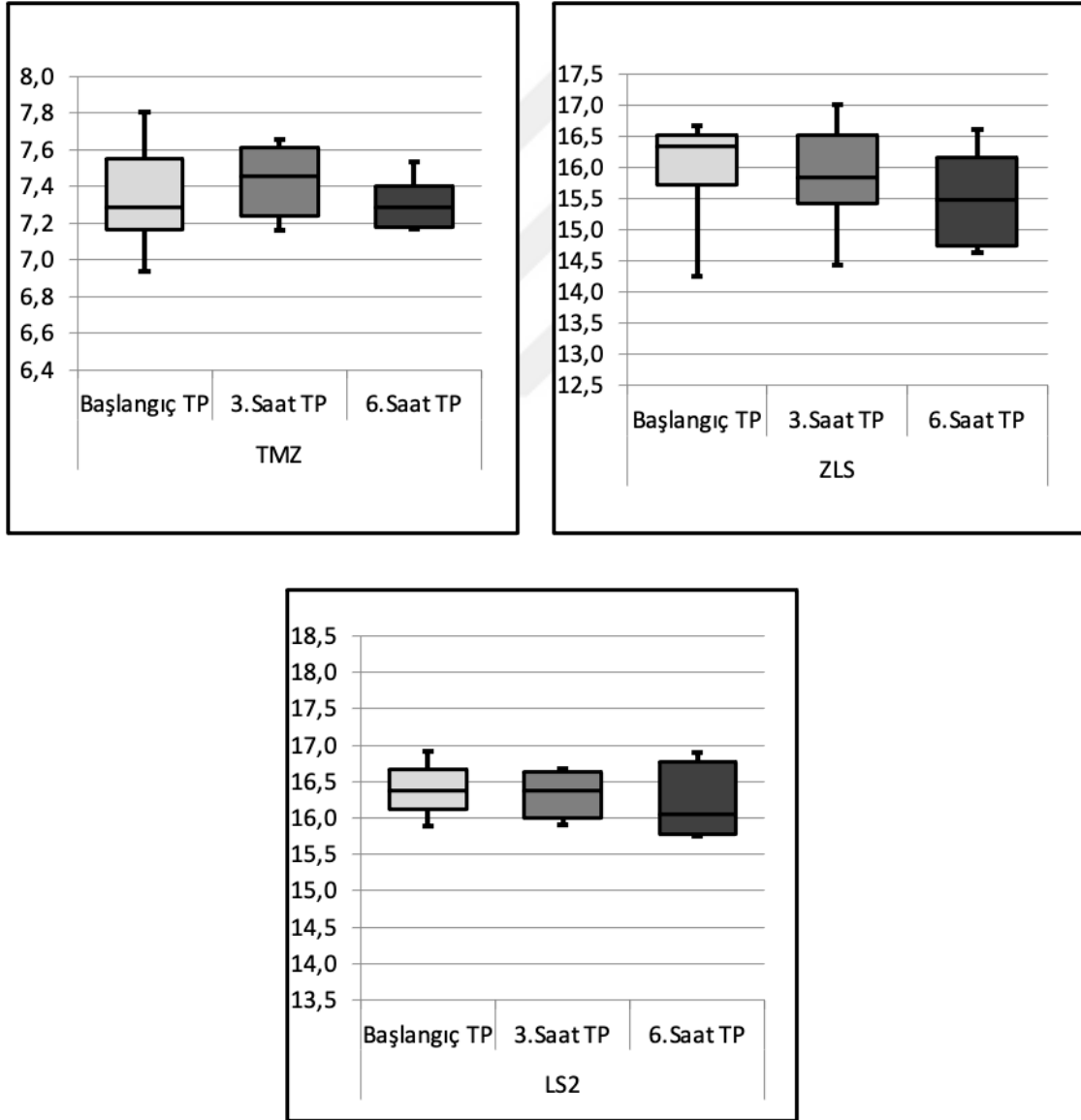
TMZ grubunda başlangıç TP, 3.saat TP, 6.saat TP değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.12) (Şekil 4-11).

ZLS grubunda başlangıç TP, 3.saat TP, 6.saat TP değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.12) (Şekil 4-11).

LS₂ grubunda başlangıç TP, 3.saat TP, 6.saat TP değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.12) (Şekil 4-11).

Tablo 4.12 Farklı yaşlandırma süreleri sonunda materyallerin TP değerleri

		Min-Mak	Medyan	Ort.±ss	p
TMZ	Başlangıç TP	6,9 - 7,8	7,3	7,3 ± 0,3	0,273 ^F
	3.Saat TP	7,2 - 7,7	7,5	7,4 ± 0,2	
	6.Saat TP	7,2 - 7,5	7,3	7,3 ± 0,1	
ZLS	Başlangıç TP	14,3 - 16,7	16,3	16,0 ± 0,7	0,150 ^F
	3.Saat TP	14,4 - 17,0	15,8	15,9 ± 0,8	
	6.Saat TP	14,6 - 16,6	15,5	15,5 ± 0,7	
LS2	Başlangıç TP	15,6 - 17,0	16,4	16,4 ± 0,4	0,301 ^F
	3.Saat TP	15,2 - 17,0	16,4	16,3 ± 0,5	
	6.Saat TP	15,3 - 18,0	16,0	16,3 ± 0,8	

^F Friedman

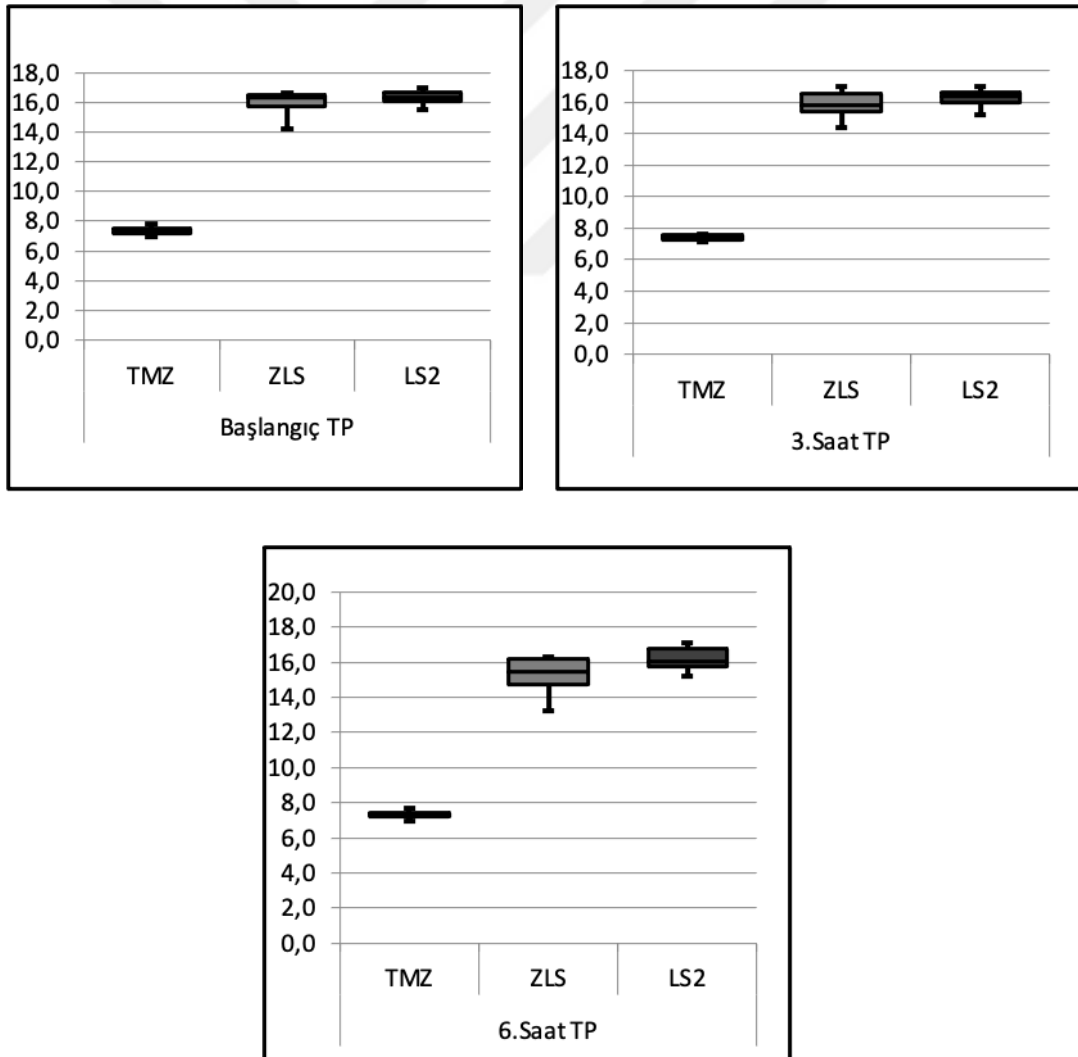
Şekil 4-11: Farklı yaşlandırma sürelerinin materyallerin TP değerlerine etkisi

4.12. Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası TP Değerlerinin Materyaller Arası Karşılaştırılması

Başlangıç TP değeri, LS₂ grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). ZLS grubunda başlangıç TP değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 4.11) (Şekil 4-12).

3.saat TP değeri, LS₂ grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). ZLS grubunda 3.saat TP değeri TMZ grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 4.11) (Şekil 4-12).

6.saat TP değeri, LS₂ grubunda TMZ ve ZLS grubundan anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). ZLS grubunda 6.saat TP değeri TMZ grubundan anlamlı ($p<0,05$) olarak daha yüksekti (Tablo 4.11) (Şekil 4-12).



Şekil 4-12: Yaşlandırma öncesi ve sonrası materyallerin TP değerlerinin karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Metal destekli seramik restorasyonlar diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda altın standart olarak kabul edilmiş ve uzun yıllar boyunca uygulanmıştır (Pjetursson ve ark. 2007; Sailer ve ark. 2007). Ancak bu restorasyonlar, seramiği destekleyen metal alt yapı renginin dişetine yansımaları ve translusensi özelliklerinin yetersiz olmalarından dolayı özellikle ön bölge restorasyonlarında estetik açıdan beklentileri karşılayamamaktadır. Bu nedenle metal desteksiz tam seramik sistemlerin kullanılması gündeme gelmiştir (Drummond ve ark. 2000; Fischer ve ark. 2002). Hastaların estetik beklentilerinin artması ve CAD/CAM teknolojilerinin diş hekimliğinde de kullanılmaya başlamasıyla birlikte biyouyumluluk, estetik ve fonksiyon açısından üstün özelliklere sahip birçok yeni restoratif materyal üretilmiştir.

Özellikle ön bölge dişsizliklerde lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlar optik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir ancak bu restorasyonların en önemli eksikliği kırılma dirençlerinin düşük olmasıdır (Sadowsky 2006). Zirkonya seramikler ise üstün biyolojik ve mekanik özelliklere sahip materyallerden biridir ancak opak görünümü nedeniyle kabul edilebilir bir estetiği sağlayabilmek için feldspatik porselenle veneerlenmeleri gerekir. Bu tabakalı yapı zirkonyanın gücünü seramiğin estetiği ile birleştirir. Zamanla bu tabakalı yapıda görülen porselen chippingleri sorunu, CAD/CAM sistemlerinin de yaygınlaşan kullanımıyla birlikte monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur (Tsalouchou ve ark. 2008; Beuer ve ark. 2012; Ghodsi ve Jafarian 2018).

Monolitik zirkonya restorasyonları, chipping problemini ortadan kaldırır ve daha az diş preperasyonu gerektirir ancak optik özelliklerinin de gelişmiş olması gerekir (Stawarczyk ve ark. 2017a; Stawarczyk ve ark. 2017b). Bu amaçla zirkonyanın zayıf optik özelliklerini gidermek için çeşitli yöntemler kullanılarak translusent monolitik zirkonyalar üretilmiştir. Bu yöntemler arasında en sıklıkla tercih edilen yittria konsantrasyonunun artırılmasıdır. Bu şekilde materyalin kübik faz miktarı ve translusentliği artırılmış olur (Baldissara ve ark. 2010). Ancak translusent zirkonyanın dayanıklılığı tetragonal zirkonyaya kıyasla azalmıştır (Camposilvan ve ark. 2018).

Bir diğerk monolitik CAD/CAM materyali olan zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), lityum silikat kristalleri içeren cam matriksin tetragonal zirkonya doldurucularla güçlendirilmesiyle üretilmiştir ve lityum disilikattan daha yüksek dayanıklılık değerlerine sahip olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Elsaka ve Elnaghy 2016).

Restoratif diş hekimliğinde kullanılacak malzemeler ağız ortamında ısı değişimlerine, çiğneme kuvvetlerine ve neme maruz kalarak yaşlanmaktadırlar bu nedenle bu malzemelerin biyouyumluluğu yanında estetik ve mekanik açıdan stabil olmaları oldukça önemlidir.

Çalışmamızda yaşlandırmanın monolitik CAD/CAM materyallerinden translucent monolitik zirkonya (TMZ), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve lityum disilikat (LS_2) esaslı restoratif materyaller üzerinde, renk değişimi (ΔE), translusensi parametresi (TP) ve biaksiyel bükme dayanımı (BBD) açısından etkilerini değerlendirmeyi amaçladık.

Sıfır hipotezlerimiz yaşlandırmanın TMZ, ZLS ve LS_2 materyallerin biaksiyel bükme dayanımını etkilemeyeceği, translusensi ve renk değişimine sebep olmayacağı yönündedir.

CAD/CAM sistemleri ile kullanılacak seramik materyalleri, lösit, lityum disilikat, zirkonyum oksit (ZrO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve rezin kompozit gibi materyallerin seramik yapıya eklenmesiyle üretilmiş hazır disk ve bloklar halinde piyasada bulunmaktadır (Belli ve ark. 2017; Wendler ve ark. 2017), böylelikle estetik özellikleri yüksek monolitik restorasyonlar CAD/CAM sistemleri ile çok kısa sürede üretilabilmektedir (Guess ve ark. 2011; El-Meliegy ve van Noort 2012a; Denry ve Kelly 2014). Bu çalışmada da kullandığımız restoratif materyallerden hazırlanan diskler klinikle uyumlu olması açısından CAD/CAM sistemleriyle üretilmiştir.

Monolitik restorasyonlarda kullanılan materyalin kalınlığı optik ve mekanik özellikleri etkilemektedir (Chu ve ark. 2010). Kanchanavasita ve arkadaşları materyal kalınlığının translusensi üzerinde önemli etkiye sahip olduğunu, kalınlıktaki azalmayla birlikte translusensinin arttığını bildirmişlerdir (Kanchanavasita ve ark. 2014). Tam seramik restorasyonlar için genellikle 1-1,5mm kalınlığa ihtiyaç duyulmaktadır (Rosenstiel ve ark. 2004). Tip II seramiklerin dayanıklılığının ölçülmesinde ISO 6872:2015 standartlarına göre üç top üzeri piston testi önerilmektedir. Bu test

düzeneğinde, bilgisayar destekli üretimde kullanılan seramik bloklardan üretilen örnek kalınlıklarının $1,2\pm0,2$ mm olması gerektiği belirtilmiştir. (ISO 6872:2015) Çalışmamızda hem klinikte uygulanan kuron kalınlıklarına benzer olması açısından hem de biaksiyel bükme dayanımı testini uygulayacağımız için örnek kalınlıkları 1,2 mm olarak belirlenmiştir.

Kalınlığın yanısıra yüzey bitirme işlemleri de seramiklerin translusensisinde etkilidir (Wang ve ark. 2013b). Monolitik zirkonya restorasyonların son yüzey bitirme işlemlerinin materyalin metastabilitesini, translusensisini ve tribolojik özelliklerini etkileyeceği bildirilmiştir. Bu nedenle üretici firmalar monolitik zirkonya materyali için cila ya da glazür uygulanmasını önermişlerdir (Pekkan ve ark. 2020). Bazı çalışmalar mine karşısında cilalanmış monolitik zirkonyanın, glazürlenmiş restorasyona göre daha az aşındığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre restorasyon yüzeyindeki glazür tabakası zamanla aşınmakta, restorasyon karşıt diş ya da restorasyonla direkt temasa geçmekte ve bunlarda aşınmaya sebep olmaktadır (Janyavula ve ark. 2013; Kontos ve ark. 2013; Stawarczyk ve ark. 2013; Passos ve ark. 2014; Rupawala ve ark. 2017; Zurek ve ark. 2019). Bu nedenle zirkonya restorasyonlar için cilalamanın glazürlemeye göre daha uygun bir yüzey bitirme işlemi olduğu bildirilmiştir (Zucuni ve ark. 2018). Ayrıca literatürde cilalanmış ZLS ve LS₂ restorasyon yüzeylerinin glazürlenmiş olanlara kıyasla aşınma ve plak tutulumu açısından yeterli tribolojik özellik gösterdiğini rapor eden çalışmalar mevcuttur (Lee ve ark. 2014; Dal Piva ve ark. 2018). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız farklı materyaller arasında standardizasyonu sağlamak açısından örneklerimizin birer yüzeyine mekanik cila işlemi uygulanmıştır.

Restoratif materyallerin ağız içi ortamda maruz kaldıkları koşullar karşısında mekanik dayanıklılık ve diğer fiziksel özelliklerini değerlendiren pek çok yaşlandırma metodu vardır. Bu metodlar uzun dönem klinik şartları laboratuvar ortamında kısa süre içerisinde simüle edebilirler (Zanin ve ark. 2008; Tuncdemir ve Aykent 2012; Roselino ve ark. 2013; Acar ve ark. 2016; Kilinc ve Turgut 2018). Bu yöntemler arasında zirkonya için sıklıkla tercih edilen, otoklavda hızlandırılmış yaşlandırmadır, her ne kadar klinik koşulları kesin bir şekilde taklit edemese de tetragonalden monokliniğe faz değişimi ısı ve su varlığında arttığı için yine de bu yöntem bu materyallerin uzun dönem performansını öngörmeye etkin bir metoddur (Chevalier ve ark. 1999; Ban ve ark. 2008;

Lughi ve Sergo 2010; Amaral ve ark. 2013; Nakamura ve ark. 2016). Otoklavda 134°C'de 1 saatlik yaşlandırmanın in vivo 3-4 yıllık kullanıma eşit olduğu bildirilmektedir (Chevalier 2006). Bu nedenle çalışmamızda, yaklaşık olarak 10-20 yıl arası klinik kullanımı yansıtacak şekilde 3 saat ve 6 saatlik iki farklı sürede yaşlandırma uygulanmıştır.

Restoratif materyallerin yapısal özellikleri mekanik testlerle değerlendirilebilmektedir. Makaslama, basma ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu bükme testleri materyallerin dayanıklılığı ile ilgili güvenilir sonuçlar verir. Yüksek bükme dayanımına sahip materyallerle yapılan restorasyonlar kırılmaya karşı daha dayanıklıdır (Craig 1989; Ban ve Anusavice 1990; Sunnegardh-Gronberg ve ark. 2003). ISO 6872:2015 standardında tek tabakalı dental seramiklerin dayanıklılığını ölçmek için iki eksenli bükme testlerinden üç top üzeri piston testi önerildiği için çalışmamızda bu yöntem uygulanmıştır (ISO 6872:2015).

Mekanik özelliklerin yanı sıra renk ve translusensiyi içeren optik özellikler de monolitik seramik restorasyonların uzun dönem başarısında önemlidir (Jiang ve ark. 2011; Johnston 2014; Stawarczyk 2014). Dental seramiklerin rengi ve translusensisi hidrotermal yaşlandırmadan etkilenir (Sato ve Shimada 1985; Li ve Watanabe 1997; Khan ve ark. 1998; Dikicier ve ark. 2014; Fathy ve ark. 2015; Zhang ve ark. 2015). Renk değişimi CIE renk sistemine göre L^* , a^* , b^* parametrelerindeki değişimle tanımlanmaktadır (CIE Technical Report, 2004). Ghinea ve arkadaşları, CIEDE2000 renk değişim formülünün CIE Lab sistemine göre, algılanabilirlik, kabul edilebilirlik ve ΔE değerlerinin hesaplanmasında, özellikle hafif renk değişimlerinde daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Ghinea ve ark. 2010). Restoratif materyallerde oluşan hafif renk farklılıklarının gözle ayırt edilebilmesi çok zordur. Paul ve arkadaşları, spektrofotometreyle yapılan renk değerlendirmesinin gözle yapılan değerlendirmelerden daha hassas olduğunu belirtmişlerdir (Paul ve ark. 2004). Bu çalışmada da L^* , a^* , b^* değerlerinin ölçümleri spektrofotometreyle yapılmış ve ΔE değerleri CIEDE2000 formülleri kullanılarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızın bulgularını değerlendirmek için yaptığımız literatür taramasında restoratif materyallerin mekanik dayanıklılığının araştırıldığı pek çok çalışmaya rastlanmıştır. Monolitik zirkonya (3Y-TZP), yüksek dayanıklılık değerlerine sahiptir (~1000MPa) ve posterior bölgelerde uzun restorasyonların yapımında kullanılabilir (Piconi ve Maccauro 1999; Denry ve Kelly 2008; Makhija ve ark. 2016) ancak

zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirmek için son yıllarda yittria ilavesiyle üretilen translusent zirkonyaların dayanıklılığı bir miktar azalmıştır (Zhang ve ark. 2016; Camposilvan ve ark. 2018). Translusent zirkonya içindeki kübik form optik özelliklerin iyileşmesini sağlarken mekanik özelliklerin gerilemesinden de sorumludur (Kontonasaki ve ark. 2020). Translusent zirkonyanın mekanik dayanıklılığını değerlendiren pek çok çalışma yapılmıştır.

2016 yılında Stawarczyk ve arkadaşları çalışmalarında yeni nesil monolitik zirkonyaların biaksiyel bükme dayanımının 611-784 MPa arasında olduğunu belirtmişlerdir (Stawarczyk ve ark. 2016).

Almansour ve arkadaşları, yüksek translusent monolitik zirkonyanın biaksiyel bükme dayanımının geleneksel zirkonyadan daha düşük olduğunu ancak klinik uygulama için yeterli olduğunu bildirmişlerdir (Almansour ve Alqahtani 2018).

Camposilvan ve arkadaşları da translusent zirkonyanın geleneksel zirkonyaya göre anlamlı düzeyde daha düşük dayanıklılık gösterdiğini bu nedenle klinik uygulamalarda buna dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (Camposilvan ve ark. 2018).

Nishioka ve arkadaşları farklı restoratif materyallere siklik yükleme yaptıkları çalışmalarında yüksek translusent tetragonal zirkonyanın, feldspatik seramik, polimer infiltre seramik ağ (PICN), LS₂ ve ZLS cam seramikler arasında en yüksek yorulma dayanımını gösterdiğini bildirmişlerdir (Nishioka ve ark. 2018).

Lityum disilikat cam seramiklerle ilgili önceki çalışmalarda ise LS₂'nin biaksiyel bükme dayanımının 266-416 MPa arasında değiştiği bildirilmiştir. IPS e max CAD üreticileri ise materyal biaksiyel bükme dayanımının 360 MPa olduğunu belirtmişlerdir (Ivoclar Vivadent AG. 2020; Sarmiento ve ark. 2011; Kang ve ark. 2013).

Gelişmiş estetik ve mekanik özellikleri biraraya getirmek amacıyla cam matriks içerisine tetragonal zirkonya doldurucuların ilave edilmesiyle üretilen bir diğer CAD/CAM materyali ise zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikattır (ZLS) (Elsaka ve Elnaghy 2016). Son yıllarda yapılan çalışmalar ZLS restorasyonların fizyolojik çiğneme kuvvetlerini aşan biaksiyel bükme dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (Preis ve ark. 2015a; Celtra Duo 2016; Al-Akhali ve ark. 2017; Choi ve ark. 2017; Gomes ve ark. 2017; Zimmermann ve ark. 2017) Bazı çalışmalarda da materyalin LS₂'dan daha yüksek kırılma (Jassim ve Majeed 2018; Hamza ve Sherif 2019) ve bükme dayanımı gösterdiği bildirilmiştir ve bu daha yüksek mekanik performans, ilave edilen zirkonyanın çatlak

durdurma özelliğine bağlanmıştır (Elsaka ve Elnaghy 2016; Schwindling ve ark. 2017; Jassim ve Majeed 2018; Sen ve Us 2018; Hamza ve Sherif 2019).

Bunlara karşılık Kashkari ve arkadaşlarının in vitro çalışmasında en yüksek kırılma dayanımını gösteren zirkonya kuronları LS₂ kuronlar takip etmiş, ZLS kuronlar ise anlamlı derecede düşük mekanik performans göstermiştir (Kashkari ve ark. 2019). Disk şeklinde örneklerin yorgunluk dayanımının biaksiyel bükme testiyle değerlendirildiği bir başka çalışmada ise yüksek translusent tetragonal zirkonya en yüksek değeri göstermiş ve onu sırasıyla azalan şekilde LS₂, ZLS, PICN ve feldspatik seramik takip etmiştir (Nishioka ve ark. 2018).

Bu in vitro çalışmada 3 farklı monolitik seramik materyal Cercon HT (TMZ), Celtra DUO (ZLS) ve IPS e max CAD (LS₂) kullanıldı. Çalışmamızın bulgularını değerlendirdiğimizde kontrol gruplarında biaksiyel bükme dayanımları ortalamaları TMZ grubunda 917,6±148 MPa, ZLS grubunda 251,9±30 MPa, LS₂ grubunda ise 349,7±48 MPa bulunmuştur. Sonuçlarımız literatürdeki benzer çalışmalar ile uyumludur.

Yaşlanmanın zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisi ile ilgili görüşler farklılık göstermektedir. Otoklavda yaşlandırmanın uygulama süresine, zirkonya sistemine, kompozisyonuna, markaya bağlı olarak dayanıklılık üzerinde anlamlı etkisi olmadığını (Alghazzawi ve ark. 2012; Stawarczyk ve ark. 2016; Camposilvan ve ark. 2018) ya da anlamlı azalma ya da artmaya (Alghazzawi ve Janowski 2015; Flinn ve ark. 2017) neden olduğunu bildiren çeşitli çalışmalar mevcuttur.

Klinik kullanım sırasında monolitik zirkonya tükürük ile sürekli kontakt halindedir ve çiğneme kuvvetleri ile kişinin diyetine maruz kalmaktadır. Bu uzun süreli nem ve düşük ısı içeren çevresel şartlar zirkonyanın tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüyle karakterize düşük ısı bozunması (LTD) fenomenine uğramasına neden olmaktadır (Chevalier ve ark. 1999; Chevalier 2006). LTD ilk önce yüzey grenleri arasında oluşmaya başlar. Grenler arasındaki oksijen boşluklarına giren su tetragonal grenlerin monoklinik grenlere dönüşmesine sebep olur. Bu faz değişimi ile grenlerde %3-5 oranında hacim artışı ve dolayısıyla yüzeyde mikro çatlaklar oluşur. Suyun yüzey altına ilerlemesiyle LTD materyal gövdesinde de görülmeye başlanır ve materyalin mekanik dayanıklılığında azalma olur (Kobayashi ve ark. 1981; Pereira ve ark. 2015b;

Pereira ve ark. 2016b; Pereira ve ark. 2016d; Guilardi ve ark. 2017). Zirkonyanın mikro yapısı, rezidüel stresler, kimyasal kompozisyonu ve kübik faz miktarı bu faz dönüşümünün başlamasında etkilidir (Rimondini ve ark. 2002), kübik grenli zirkonyalar daha stabilken tetragonal grenler LTD'ye daha meyillidir (Kobayashi ve ark. 1981; Pereira ve ark. 2015b; Pereira ve ark. 2016b; Pereira ve ark. 2016d; Guilardi ve ark. 2017). LTD'nin zirkonyanın dayanıklılığını düşürdüğünü (Kosmac ve ark. 1999; Zhang ve ark. 2004b; Guazzato ve ark. 2005; Flinn ve ark. 2014) ya da dayanıklılığı üzerinde etkisi olmadığını bildiren pek çok çalışma mevcutken (Cotes ve ark. 2014; Eğilmez ve ark. 2014; Pereira ve ark. 2016b; Pereira ve ark. 2016c; Bartolo ve ark. 2017; Flinn ve ark. 2017), zirkonyanın LTD'ye bağlı mekanik özelliklerindeki iyileşmeyi belirten birçok çalışma da bulunmaktadır (Guazzato ve ark. 2005; Fonseca ve ark. 2013; Song ve ark. 2013; Pereira ve ark. 2015b; Hjerpe ve ark. 2016)

Pittayachawan ve arkadaşları, 8 saat otoklav yaşlandırması yaptıkları çalışmalarında bükme dayanımında azalma gözlememişler bunu da faz dönüşümüne uğramış alanın zirkonyanın derinlerine ulaşmamasına bağlamışlardır. Yirmi dört saatten daha uzun süreli yaşlandırmanın faz dönüşümüne uğramış materyal derinliğinin artmasına ve zirkonya direncinin azalmasına sebep olacağını bildirmişlerdir (Pittayachawan ve ark. 2009).

Agingu ve arkadaşları, çalışmalarında 2 farklı translusent zirkonyadan 2 mm kalınlığında bloklar oluşturmuşlar ve 5, 10 ve 20 saat süreyle otoklavda yaşlandırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda yaşlanma süresinin artmasıyla birlikte monoklinik faz miktarlarında da artış gözlemişlerdir. Ancak biaksiyel bükme dayanımlarında anlamlı bir değişiklik bildirmemişlerdir (Agingu ve ark. 2018).

Kou ve arkadaşları, 2 farklı yüksek translusent zirkonyadan 1,2 mm kalınlığında ürettikleri diskleri 10 saat süreyle yaşlandırmışlar ve bir markada (DD cubeX²) biaksiyel bükme dayanımında anlamlı azalma gözlerlerken, diğerinde (Prettau Anterior) anlamlı sayılmayacak bir artış olduğunu bildirmişlerdir (Kou ve ark. 2019).

Camposilvan ve arkadaşları, konvansiyonel zirkonya (Aadva ST) ve 3 farklı translusent zirkonyadan (Aadva EI, Aadva NT, Katana UTML) hazırladıkları 1,5 mm kalınlığındaki diskleri 2, 6, 18, 54 saat yaşlandırmışlardır. Tetragonal-monoklinik faz değişimini sadece Aadva ST ve Aadva EI gruplarında gözledikleri için kırma testini sadece bu gruplara uygulamışlar ve 18 saat yaşlandırma sonucunda Aadva ST grubunda biaksiyel dayanıklılık değerlerinde anlamlı değişim gözlenmezken, Aadva EI grubunda

ise istatistiksel olarak anlamlı olmasa da hafif bir artış olduğunu bildirmişlerdir (Camposilvan ve ark. 2018).

Flinn ve arkadaşları, 5, 50, 100, 150 ve 200 saatlik sürelerde yaşlandırma yaptıkları 4 farklı translusent monolitik zirkonyanın ikisinde, yaşlandırma sonrası bükme dayanımlarında anlamlı azalma gözlerlerken ikisinde ise azalma gözlememişler ve bu durumu farklı markaların kompozisyonlarının farklılığına bağlamışlardır (Flinn ve ark. 2017).

Bu çalışmaların sonuçlarından farklı olarak çalışmamızda monolitik translusent zirkonya örneklerin biaksiyel bükme dayanımlarında anlamlı artış gözlemlendi. Bu farklılık bu çalışmalarda uygulanan yaşlandırma sürelerinin bizimkilerden çok daha uzun olmasına bağlı olabilir ancak uzun süreli otoklav yaşlandırması (genellikle 10 saati aşan) bükme dayanımında anlamlı farklılıklar oluşturmaya rağmen restorasyonların klinik ömründen daha uzun bir süreyi temsil etmektedir.

Yaşlanmanın zirkonyanın mekanik özelliklerini azalttığını bildiren çalışmaların yanında, LTD' ye bağlı olarak mekanik özelliklerinde iyileşme olduğu birçok çalışmada belirtilmiştir (Guazzato ve ark. 2005; Fonseca ve ark. 2013; Song ve ark. 2013; Pereira ve ark. 2015b; Hjerpe ve ark. 2016). Bu artış dönüşüm tokluğu mekanizmasıyla açıklanmaktadır. Tetragonalden monokliniğe faz dönüşümünün sebep olduğu hacim artışı yüzeysel defektlerin etrafında kompresif streslerin oluşmasına ve sonuç olarak çatlak ilerlemesinin yavaşlamasına neden olmaktadır (Garvie ve Nicholson 1972; Amaral ve ark. 2013; Pereira ve ark. 2015b)

Mota ve arkadaşları, çalışmalarında 24 saat yaşlandıkları zirkonya örneklerinin biaksiyel bükme dayanımlarında anlamlı artış gözlemişlerdir (Mota ve ark. 2017).

Pereira ve arkadaşları, çalışmalarında 2. nesil yüksek translusent ve 3. nesil ultratranslusent zirkonya seramiklerden hazırladıkları 1,2 mm kalınlığında diskleri 20 saat yaşlandırmışlardır. Yaşlandırma ultratranslusent zirkonyaların dayanıklılığını etkilemezken, yüksek translusent zirkonyaların dayanıklılığında anlamlı artışa neden olmuştur. 3. nesil zirkonyaların kübik faz içeriklerinden dolayı faz değişimine uğramadığını 2. nesil zirkonyaların ise faz değişimine daha meyilli olduğunu bildirmişlerdir (Pereira ve ark. 2018).

Moqbel ve arkadaşları, translusent monolitik zirkonyalardan hazırladıkları 1,2 mm kalınlığında diskleri 20 saat otoklavda yaşlandırmışlar ve 3 top üzeri piston testiyle

biaksiyel bükme dayanımlarını ölçmüşlerdir. Kırma testi sonucunda yaşlandırma gruplarında dayanımın arttığını bildirmişler ve bunu faz değişim oranlarından bağımsız, dönüşüm tokluğu mekanizmasına bağlamışlardır (Moqbel ve ark. 2019).

LTD, buhar veya suyun varlığında zirkonya kristallerinin faz değişimini tetikleyen otoklav uygulamalarıyla simüle edilebilir (Ban ve ark. 2008; Borchers ve ark. 2010). Birçok çalışmada zirkonyanın otoklavda yaşlandırılmasının zirkonya seramiklerin dayanıklılığı üzerinde olumlu ya da olumsuz etkilerinin olabileceği ancak gerçek etki mekanizmasının kesin olmadığı bildirilmektedir (Kosmac ve ark. 1999; Kim ve ark. 2009; Cattani-Lorente ve ark. 2011). Başlangıçta yaşlanma stimulusunun dönüşüm tokluğu mekanizmasını tetiklediği ve faz dönüşümünün mekanik özelliklerde iyileşmeye neden olduğu (Garvie ve Nicholson 1972; Hannink ve ark. 2000; Amaral ve ark. 2013; Pereira ve ark. 2015a) ancak yaşlanma daha ilerlediğinde mekanik özelliklerde bozulma gözlemlendiği bildirilmiştir (Kobayashi ve ark. 1981; Cattani-Lorente ve ark. 2011; Flinn ve ark. 2012).

CAD/CAM sistemleriyle üretilen restorasyonların her ne kadar iç ve dış uyumu oldukça iyi olsa da yine de karşıt dişlerle okluzal uyumlama yapılabilmesi için aşındırma ve cilalama işlemlerinin yapılması gerekebilir. Bu işlemlerin oluşturduğu mekanik streslerin sonrasında da faz dönüşümü gerçekleştiği bildirilmektedir (Preis ve ark. 2015b; Pereira ve ark. 2016a). Bu faz dönüşümüyle birlikte gerçekleşen %3-5'lik hacim artışının oluşturduğu kompresif stresler çatlak ilerlemesini durdurur ve zirkonyanın kırılma dayanımını artırır (Guazzato ve ark. 2004; Flury ve ark. 2011).

Çalışmamızda da 3 ve 6 saat süreyle yaşlandırma yaptığımız monolitik translusent zirkonya örneklerin biaksiyel bükme dayanımlarında anlamlı artış gözlemlendi. Bu sonuç sinterleme sonrası yüzeyin cilalanması nedeniyle oluşan dönüşüm tokluğuna ve uyguladığımız yaşlandırma sürelerinin kısa olması nedeniyle düşük ısı bozunmasının materyalin derinlerine ilerlememiş olmasına bağlı olabilir.

Literatürde ZLS'nin otoklavda yaşlandırma sonrası biaksiyel bükme dayanımını değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın bulguları benzer hidrotermal yöntemlerle yaşlandırma yapılmış çalışmalarla karşılaştırıldı.

Bizim çalışmamıza benzer olabilecek çalışmalardan Maltzahn ve arkadaşları, termal döngüyle yaşlandırdıkları ZLS okluzal veneerlerin mekanik stabilitesinin yaşlanmayla etkilenmediğini bildirirken, Diniz ve arkadaşları, epoksi rezin diskler üzerine adeziv simantasyonla simante ettikleri ZLS diskleri termal döngüyle

yaşlandırmışlar ve yorgunluk dayanımında azalma gözlemişlerdir (Maltzahn ve ark. 2018; Diniz ve ark. 2020). Al-Akhali ve arkadaşları ise termomekanik yaşlandırmanın ZLS ve LS₂ ile ürettikleri okluzal veneerlerin bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı olmasa da azalttığını bildirmişlerdir (Al-Akhali ve ark. 2019).

Sieper ve arkadaşları, LS₂, ZLS ve polimer infiltre seramik ağ (PICN) bloklardan hazırladıkları kuronların kırılma dayanıklılıklarını termal döngü ve çığneme simülatörü ile yükleme sonrasında değerlendirmişlerdir. Tüm materyaller arasında LS₂ en yüksek kırılma dayanımına sahip çıkmıştır ve onu ZLS takip etmiştir (Sieper ve ark. 2017).

Kim ve arkadaşları, ürettikleri LS₂ ve ZLS barları yaklaşık 5 yıllık klinik kullanıma eşit olacak şekilde termomekanik olarak yaşlandırmışlardır. Yaşlandırma sonucu, LS₂ barların bükme dayanımlarının yaşlandırma öncesi ve sonrasında ZLS barlardan yüksek olduğunu ancak bu farkın anlamlı olmadığını bulmuşlardır (Kim ve ark. 2021).

Schwindling ve arkadaşları, ZLS, LS₂ ve feldspatik seramikten oluşturdukları kesici kuronları 10 yıllık kullanımı geçecek şekilde termal döngü ve çığneme simülatörüyle yaşlandırmışlar, yaşlandırma sonrası en yüksek kırılma dayanımını ZLS kuronlarda gözlemişlerdir. LS₂ ve feldspatik kuronların kırılma dayanımını ise anlamlı derecede düşük bulmuşlardır (Schwindling ve ark. 2017).

Yaptığımız çalışmada 3 saatlik ve 6 saatlik yaşlandırma sonuçlarına göre LS₂ örneklerin biaksiyel bükme dayanımında anlamlı bir değişim gözlenmezken ZLS örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olmuştur.

Çalışmamızın sonuçlarının bazı çalışmaların sonuçlarıyla farklılık göstermesinin nedeni diğer çalışmalarda hazırlanan örneklerin okluzal veneer, kuron ya da bar şeklinde olması, disklerin bizim çalışmamızdan farklı kalınlıklarda olması ve uygulanan yaşlandırma yöntemlerinin ve sürelerinin farklı olması olabilir.

Çalışmamızda hızlandırılmış yapay yaşlandırma yaptığımız seramik disklerin biaksiyel bükme dayanımı ölçümleri sonucunda elde ettiğimiz değerlere göre yaşlanmanın monolitik CAD/CAM seramik materyallerinin bükme dayanımını etkilemeyeceği yönündeki sıfır hipotezimiz LS₂ seramikler için kabul edilirken, TMZ ve ZLS seramikler için reddedilmiştir.

Diş hekimliğinde tedavinin başarısı ve hasta memnuniyetinin sağlanmasında optik özellikler önemli rol oynamaktadır (Porojan ve ark. 2020). Renk ve translusensi seramik bir restorasyonun estetik sonuçlarını etkileyeceğinden restorasyonun fonksiyonel ömrü boyunca translusensi ve rengin stabilitesi önemlidir (Wang ve ark. 2013a). Zaman içerisinde renkte meydana gelen değişimler restorasyonun kalitesini düşürür ve ömrünü kısaltır (de Oliveira ve ark. 2014).

Dental materyallerin termal yaşlanması doğal ve önlenemez bir fenomendir. Kullandığımız her dental materyal yaşlanacak ve klinik performansı etkilenecektir (Porojan ve ark. 2020). Monolitik restorasyonlar veneerlenmedikleri için oral çevreye uzun süre maruz kaldıklarında estetik özellikleri olumsuz olarak etkilenebilir (Volpato ve ark. 2016).

Materyallerin renk değişimini değerlendirmek için çalışmalarda çeşitli hızlandırılmış yaşlandırma metodları kullanılmaktadır. Bu metodlarla materyal ultraviyole ışığa, neme, ısıya maruz bırakılarak klinik koşullar taklit edilmeye çalışılır. Bu çalışmada, yaklaşık olarak 10-20 yıl arası klinik kullanımı yansıtacak şekilde 3 saat ve 6 saatlik iki farklı sürede otoklavda yaşlandırma uygulanmıştır.

Çalışmamızın amaçlarından bir diğeri de otoklavda yaşlandırmanın monolitik seramik materyallerin translusensisi ve rengi üzerinde etkisi olup olmadığını değerlendirmektir. Bu amaçla çalışmamızda monolitik materyaller otoklavda yaşlandırıldıktan sonra renk değişimi (ΔE) ve translusensi parametresi (TP) spektrofotometreyle CIE L * a * b * renk skalasına göre hesaplanmıştır.

Renk algısı, radyant enerji uyarılarına verilen psikolojik ve fizyolojik cevapların bütünüdür. Rengin karşılaştırılması ve doğru bir şekilde tarif edilebilmesi zordur (Hugo ve ark. 2005). Bu nedenle rengi ölçen araçlar ve bu ölçümlerin nicel olarak ifade edilmesini sağlayan CIE Lab sistemi geliştirilmiştir. Yakın zamanda cihazlarla ölçülen ve görsel olarak yapılan renk değerlendirmeleri arasındaki doğruluğu arttırmak için yeni bir renk farkı formülü (CIEDE2000) önerilmiştir (CIE Technical Report 2004). Renk farklılığı hesaplamasında kullanılan bu son formülün; minimal renk farklılıklarının saptanmasında, daha hassas sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Luo ve ark. 2001; Cui ve ark. 2002). Çalışmamızda da daha güncel olan ve dental seramiklerdeki hafif renk farklılıklarını daha iyi hesaplayabilen CIEDE2000 formülü kullanılmıştır.

CIE tarafından renkteki değişim delta E (ΔE) olarak ifade edilir ve L^* , a^* , b^* koordinatları kullanılarak hesaplanır. L^* ; objenin parlaklığını, a^* ; kırmızı-yeşil, b^* , mavi-sarı koordinatlarını belirtir (Alghazzawi 2017). Bu koordinatlar kullanılarak ΔE formülüyle iki örnek arasındaki renk farkının büyüklüğü hesaplanır, klinik olarak algılanabilirlikleri ve kabul edilebilirlikleri tanımlanır. Algılanabilirlik; diş ve komşu restorasyon arasında renk farkının tespit edilmesini, kabul edilebilirlik ise bir restorasyon için kabul edilebilecek renk farkını ifade etmektedir (Perez ve ark. 2011; ISO/TR 28642:2011). Yapılan pek çok çalışmanın sonucunda çok çeşitli algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri bulunmuştur (Ghinea ve ark. 2010; Perez ve ark. 2011; Paravina ve ark. 2015). Paravina ve arkadaşları, yaptıkları çalışmaların sonucunda algılanabilirlik eşik değerini $\Delta E_{00}=0,8$, kabul edilebilirlik eşik değerini ise $\Delta E_{00}=1,8$ olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada da daha güncel olan Paravina ve arkadaşlarının bildirdiği eşik değerler esas alınmıştır (Paravina ve ark. 2015) ve CIE tarafından önerilen (CIE Technical Report 2004) $K_L=1$, $K_C=1$ ve $K_H=1$ parametrik faktörleri kullanılmıştır.

Estetik restorasyonların uzun süreli klinik başarısı için renk stabil olmalıdır ancak dental seramiklerin renk ve translusensisi hidrotermal yaşlanmadan etkilenmektedir (Sato ve Shimada 1985; Li ve Watanabe 1997; Khan ve ark. 1998; Dikicier ve ark. 2014; Fathy ve ark. 2015; Zhang ve ark. 2015). Volpato ve arkadaşları çalışmalarında 1, 2 ve 4 saat otoklavda yaşlandırdıkları zirkonya disklerin ΔE_{00} değerlerinde uzayan süreyle birlikte hafif bir artış olduğunu ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Dört saatlik yaşlandırma sonunda L^* değerlerinde anlamlı değişim gözlememişlerdir (Volpato ve ark. 2016).

Kim ve Kim, çalışmalarında translusent monolitik zirkonya ve lityum disilikat örnekleri 1, 3, 5 ve 10 saat otoklavda yaşlandırmışlar ve ΔE_{00} renk farkı ile TP değişimlerini değerlendirmişlerdir. Yaşlandırılmış TMZ örneklerin L^* değerlerinde başlangıca göre anlamlı derecede artış gözlerlerken, yaşlandırılmış LS_2 örneklerde anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. a^* ve b^* değerlerinde TMZ için anlamlı artış olurken, LS_2 için (10 saat sonunda a^* değeri hariç) anlamlı artış gözlememişlerdir. TMZ grupları için başlangıca göre ΔE_{00} değerleri kabul edilebilirlik eşik değerlerinin üzerinde, LS_2 için ise ΔE_{00} değerleri algılanabilirlik eşik değerinin altında bulunmuştur. Çalışmalarının sonuçlarına göre hidrotermal yaşlandırmanın translusent monolitik

zirkonyanın optik özelliklerini anlamlı derecede etkilediğini bildirmişlerdir (Kim ve Kim 2019).

Alghazzawi, 7 farklı translusent zirkonya ve LS₂ ile hazırladıkları örnekleri 20, 40, 60, 80, 100 saat süreyle otoklavda yaşlandırmıştır. Tüm materyallerde artan yaşlandırma süresiyle birlikte renk değişiminde de artış olduğunu gözlemiştir. Artan yaşlandırma süreleriyle birlikte materyaller daha koyu (L^* değerinde azalma), daha kırmızımsı (a^* +), daha sarımsı (b^* +) hal almışlardır. Araştırmacı bu sonucun materyallerin renklendirilmesi için katılan metal oksitlerin yıkımına bağlı olabileceğini, zirkonya seramiklerin yaşlandırılmasının yüzey pürüzlülüğünü ve pigment yıkımını arttırarak restorasyonların estetik sonuçlarını etkileyebileceğini bildirmiştir (Alghazzawi 2017).

Rafael ve arkadaşları, kısmi stabilize zirkonyayla hazırladıkları diskleri A2 ve floresans renklerle boyayıp, 1 ve 5 saatlik sürelerde otoklavda yaşlandırmışlardır. Yaşlandırmanın tüm gruplarda parlaklık, doygunluk ve ton değerlerinde anlamlı değişimlere neden olduğunu bildirmişlerdir (Rafael ve ark. 2018).

Zhang ve arkadaşları, yaptıkları metaanaliz çalışmasında genel olarak yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış zirkonya örneklerin L^* ve b^* değerlerinde anlamlı bir değişim olmadığını ancak a^* değerlerindeki değişimin anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Otoklavla yaşlandırma yapılmış çalışmaları değerlendirdiklerinde yaşlandırma süresinin translusensi ve renk değişiminde etkili olduğunu gözlemişlerdir. Yirmi saatten daha kısa süreli yaşlandırmalarda TP, L^* ve b^* değerlerinde anlamlı değişiklik olmadığını, 20 saatten uzun süreli yaşlandırmalarda ise bu değerlerde anlamlı değişiklikler olduğunu gözlemişlerdir. a^* değerlerinin ise süreden bağımsız olarak yaşlandırılmış örneklerde yaşlandırılmamışlara göre anlamlı olarak yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir (Zhang ve ark. 2021). Yaşlandırma süresinin 20 saati geçmediği durumlarda translusent monolitik zirkonyalarda renk değişimi olmazken, 20 saatten uzun süreli yaşlandırmalarda renk değişimi klinik olarak kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası a^* değerlerindeki anlamlı artışın materyalin daha kırmızımsı bir hal almasına neden olduğunu belirtmişlerdir (Zhang ve ark. 2021).

Subaşı ve arkadaşları çalışmalarında monolitik zirkonya, LS₂ ve ZLS seramik örneklerin (0,5-0,7-1 mm) hidrotermal yaşlandırma (kahve ile 5000 termal döngü) işlemi sonrasında renk değişimini incelemişlerdir. Materyal tipi ve kalınlığının renk değişimini anlamlı olarak etkilediğini bildirmişlerdir. Monolitik zirkonya

seramiklerdeki renk değişikliklerinin algılanabilir değerlerde olduğu ancak bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. 0,5 mm kalınlığındaki ZLS grubunda ise renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde olduğunu bildirmişlerdir (Subaşı ve ark. 2018).

Farklı çalışmalardaki örnek kalınlıklarının, renklerinin, uygulanan yaşlandırma protokollerinin, materyal kompozisyonlarının, fırınlama ve sinterleme koşullarının, renk ölçüm cihazlarının ve kabul edilen eşik değerlerinin çeşitliliği nedeniyle çalışmamızda elde ettiğimiz L^* , a^* , b^* değerlerinin literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılması oldukça zordur.

Çalışmamızda TMZ, ZLS ve LS₂ örneklerin 3 saat ve 6 saatlik yaşlandırma işlemi sonunda L^* , a^* , b^* değerleri yaşlandırmadan etkilenmiştir. Genel olarak TMZ örnekler daha açık, daha kırmızımsı ve daha mavimsi hal alırken, ZLS ve LS₂ örnekler daha koyu, daha kırmızımsı ve daha sarımsı hal almışlardır.

TMZ grubu için L^* değerleri artma gösterirken (açılma), ZLS ve LS₂ gruplarında L^* değerlerinde hafif bir azalma (koyulaşma) olmuştur. TMZ gruplarında b^* değerlerinde azalma (mavi yönde değişim) olurken, ZLS ve LS₂ gruplarında b^* değerlerinde artma (sarı yönde değişim) gözlenmiştir. Ancak bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ZLS ve LS₂ gruplarının a^* değerlerinde yaşlanma süresiyle birlikte artan a^* değerleri (kırmızı yönde değişim) gözlenmiştir. Bu artış 6 saatlik yaşlanma sonucunda başlangıç a^* değerlerine göre anlamlı derecede farklı bulunmuştur. TMZ gruplarının a^* değerlerinde ise anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler sonucunda 3 farklı materyalin de renk değişikliğine uğradığı gözlenmiştir. Tüm gruplarda oluşan renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir sınırdan olmasına rağmen ($\Delta E_{00} < 1,8$), ZLS örneklerin başlangıç-3. saat ve başlangıç-6. saat arası ΔE_{00} değerleri algılanabilirlik eşiğ değerinin üzerinde çıkmıştır ($\Delta E_{00} > 0,8$). ZLS örneklerin renk farkının diğer gruplardan fazla olması, a değerlerinde yaşlandırma süresinin uzamasıyla birlikte gözlenen artışın fazla olmasına bağlı olabilir.

Çalışmamızdaki gruplar arasında renk değişimi miktarı açısından bir karşılaştırma yapılmak istenirse TMZ, ZLS, LS₂ grupları arasında, başlangıç-3.saat, başlangıç-6.saat ve 3.saat-6.saat ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Gönüldaş ve arkadaşları, termal şartların dental seramiklerin renklendirme pigmentlerinin yıkımına dolayısıyla renkte instabiliteye neden olabileceğini bildirmiş olsa da renkteki değişimin kesin sebebi henüz netleşmemiştir (Gonuldas ve ark. 2014). Ayrıca bu pigmentlerin yıkımı, parlaklık ve sarı-mavi koordinatlar ile ilişkili olduğu gösterilmiş olan translusensi parametresini de etkileyebilir (Gasparik ve ark. 2015).

Doğal görünümlü bir restorasyonun üretilmesi sadece renk uyumuna (parlaklık, ton, doygunluk) değil, aynı zamanda emilen, iletilen ve yansıyan ışık miktarı olarak tanımlanan translusensinin uyumuna da bağlıdır (Denry ve Kelly 2008; Al-Amleh ve ark. 2010). Translusensi bir cismin ışığı iletebilme becerisidir (Brodbelt ve ark. 1981).

Zirkonyanın yoğun kristal yapısı ve camsı matriksinin olmaması translusensisinin diğer seramiklerden düşük olmasına neden olur. Yapısal karakteristiği, kimyasal kompozisyonu, katkı maddeleri, sinterleme koşulları ve yoğunluğu translusensiyi etkiler (Guazzato ve ark. 2004; Kohorst ve ark. 2012; Miyazaki ve ark. 2013; Zhang 2014; McLaren ve ark. 2017). Yittria içeriğinin artması, daha büyük ve izotropik olan ve diğer kristalografik fazlar gibi çift kırılma göstermeyen kübik faz miktarının artmasına sebep olur (Denry ve Kelly 2008; Al-Amleh ve ark. 2010). Yüksek translusent materyallerde kübik faz miktarının çok olması hidrotermal stabilitenin daha fazla olmasını sağlayarak da translusensiye olumlu katkı sağlar (Ghodsi ve Jafarian 2018). Ancak kübik zirkonya stresle indüklenip faz dönüşümüne uğramasa da (Zhang ve ark. 2016), 2. ve 3. nesil zirkonya içeriğinde hala tetragonal faz bulunmaktadır ve bu kristaller nemli ortamda ısı değişikliklerine maruz kaldıklarında tetragonalden monoklinik kristallere dönüşürler (Cattani-Lorente ve ark. 2011; Fathy ve ark. 2015; Inokoshi ve ark. 2015; Lucas ve ark. 2015; Pereira ve ark. 2016b).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramikler zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek için üretilmiştir, ağırlıkça %10 zirkonya içerir (Elsaka ve Elnaghy 2016). Zirkonya partikülleri, kristalizasyonu etkileyerek kristal büyümesini engellerler (Rinke ve ark. 2016; Traini ve ark. 2016; Belli ve ark. 2017; Silva ve ark. 2017). ZLS materyal yüzeyi ve LS₂ materyal yüzeyi SEM’de incelendiğinde ZLS yüzeyinin yaklaşık 0,5 µm büyüklüğünde homojen, ince, çubuk şekilli kristaller içerdiği gözlenmiştir. LS₂ materyal yüzeyi ise yaklaşık 1,5 µm büyüklükte iğne şekilli kristaller içermektedir (de Carvalho Ramos ve ark. 2016; Belli ve ark. 2017). Lityum silikat cam matriks içerisindeki daha küçük boyuttaki silika

kristallerinin daha yüksek cam içeriğiyle geleneksel LS₂' dan daha iyi translusensiye sahip olduğu bildirilmektedir (Awad ve ark. 2015).

LS₂ cam seramikler, camsı faz içerisinde yer alan çıta benzeri lityum disilikat kristallerinden (%60-70) oluşur. Bu kristaller camsı faz (SiO₂) içerisinde yer alan lityum metasilikatın (Li₂SiO₃) ısı etkisiyle lityum disilikata (Li₂Si₂O₅) dönüşmesiyle oluşur. Platelet şekilli kristallerin boyutları küçülür (Kang ve ark. 2013; Ritzberger ve ark. 2016; Silva ve ark. 2017; Wendler ve ark. 2017). Yüksek kristal içeriği, iki faz arasında farklı kırılma indeksi olduğu durumlarda yüksek opasiteye sebep olur. Ancak LS₂ seramiklerin yüksek translusensisi kristal fazın ve camsı fazın kırılma indekslerinin uyumlu olmasına bağlanmaktadır (Paravina ve Powers 2004; Kim ve ark. 2007; Hallmann ve ark. 2016).

Translusensi parametresi (TP), bir materyalin siyah zemin ve beyaz zemin üzerindeki renk farkı olarak hesaplanır (Johnston ve ark. 1995).

Nassary Zadeh ve arkadaşları, 1mm kalınlığındaki 6 farklı renklendirilmemiş kübik zirkonya materyalini ve LS₂ örneklerin (A2) translusensilerini UV spektrofotometreyle ölçmüşler, LS₂ örneklerin zirkonya örneklerden daha yüksek translusensiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (Nassary Zadeh ve ark. 2018). Harada ve arkadaşları da çalışmalarının sonucunda LS₂ seramiklerin zirkonya seramiklerden daha yüksek translusensiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (Harada ve ark. 2016)

Şen ve Us, 1,2 mm kalınlığında hazırladıkları rezin nanoseramik, feldspatik seramik, ZLS ve LS₂ örneklerin translusensi parametrelerini spektrofotometreyle ölçmüşler ve ZLS örneklerin diğer tüm materyallerden daha yüksek translusensiye sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Materyallerin optik ve mekanik özelliklerinin kimyasal kompozisyon ve yapısal farklılıklardan etkilendiğini belirtmişlerdir (Sen ve Us 2018).

Çalışmamızın bulgularını değerlendirdiğimizde başlangıç TP ortalamaları TMZ grubunda 7,3±0,3, ZLS grubunda 16,0±0,7, LS₂ grubunda ise 16,4±0,4 bulunmuştur. Literatürden farklı olarak LS₂ başlangıç TP değerleri ZLS başlangıç TP değerlerinden anlamlı olarak fazla çıkmıştır.

Monolitik restorasyonlar oral çevreyle direkt olarak ilişkide olduklarından yaşlanmaya daha meyillidirler (Lughi ve Sergo 2010). Materyallerin optik özellikleri kristal yapılarından etkilendiğinden yaşlanma restorasyonların translusensisini etkileyebilir (Della Bona ve ark. 2014; Fathy ve ark. 2015; Sulaiman ve ark. 2015). LS₂, florapatit ve lōsit esaslı tam seramik sistemlerin yaşlanmayla birlikte daha

opaklaştıklarını (Lee ve ark. 2004; Bagis ve Turgut 2013), zirkonya seramiklerin de renk ve translusensilerinin yaşlanmayla etkilendiğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Fathy ve ark. 2015; Putra ve ark. 2017).

Yaşlanma sonucu zirkonya translusensisindeki değişim tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü ile gerçekleşebilir. Yaşlanmaya bağlı monoklinik faz miktarındaki artış mikroçatlakların oluşumuna neden olur ve yüzey porozitesini ve pürüzlülüğünü, ışık saçılması ve yansımalarını artırır (Fathy ve ark. 2015; Inokoshi ve ark. 2015; Lucas ve ark. 2015). Tetragonal ve monoklinik fazların bir arada olması gelen ışığın kırılma indeksi farkının artmasına, böylelikle translusensinin azalmasına neden olur (Heffernan ve ark. 2002; McLaren ve Terry 2002; Zhang 2014). Yaşlanma süresinin artması ile monoklinik faz miktarı, dolayısıyla da opasite artar (Hernandez ve ark. 1991; Lughi ve Sergo 2010).

Literatürde yaşlanmanın monolitik restoratif materyallerin translusensisi üzerindeki etkisini araştıran çalışmaların çok çeşitli sonuçları vardır.

Kim ve Kim, 1,5 mm kalınlığında hazırladıkları translusent zirkonya ve LS₂ örnekleri 1, 3, 5 ve 10 saat otoklavda yaşlandırmışlar, zirkonya örneklerde (10 saat grubu dışında) ve LS₂ örneklerde yaşlanmanın sonucu olarak TP değerlerinde anlamlı artış gözlediklerini bildirmişlerdir (Kim ve Kim 2019).

Choi ve ark., konvansiyonel ve translusent monolitik zirkonya örnekleri 5 ve 10 saat otoklavda yaşlandırdıktan sonra translusensilerini değerlendirmişlerdir. Yaşlanmanın konvansiyonel zirkonya TP değerlerinde artışa, translusent zirkonya TP değerlerinde ise azalmaya neden olduğunu rapor etmişlerdir (Choi ve ark. 2020).

Fathy ve arkadaşları, monolitik translusent zirkonya ve geleneksel zirkonyayla hazırladıkları 1mm kalınlığındaki örnekleri otoklavda 15 saat yaşlandırmışlar ve TP değerlerinde anlamlı azalma gözlemişlerdir. TP değerlerindeki bu düşüşün yaşlanma nedeniyle monoklinik faz miktarındaki artışa bağlı olabileceğini bildirmişlerdir (Fathy ve ark. 2015).

Alghazzawi, farklı zirkonya materyalleri ve LS₂ kullandığı çalışmasında örnekleri otoklavda 20, 40, 60, 80 ve 100 saat yaşlandırmıştır. Yaşlandırma sonrası hem zirkonya hem de LS₂ örneklerin TP değerlerinde azalma olduğunu ancak LS₂ örneklerin yine de zirkonya örneklere göre daha yüksek TP değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir (Alghazzawi 2017).

Volpato ve arkadaşları, 4 saat otoklavda yaşlandırdıkları zirkonya örneklerin TP değerlerinde değişim gözlememişlerdir (Volpato ve ark. 2019). Ahmed ve arkadaşları, 1 ve 3 saat otoklavda yaşlandırdıkları ultratransludent zirkonya örneklerin TP değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemediklerini bildirmişlerdir (Ahmed ve ark. 2020).

Walczak ve arkadaşları, 0,5 mm kalınlığında hazırladıkları 4 farklı zirkonya materyalinden diskleri otoklavda 5 saat süreyle yaşlandırdıkları çalışmalarında, spektrofotometreyle yaptıkları ölçümler sonucunda TP değerlerinde azalma olduğunu ancak bu azalmanın gözle farkedilemeyecek derecede minimal olduğunu bildirmişlerdir (Walczak ve ark. 2019).

Putra ve arkadaşları ile Alghazzawi'nin çok çeşitli zirkonya türlerini değerlendirdikleri çalışmalarına göre transludent zirkonyaların TP değişim miktarı, uzun yaşlandırma sürelerinde bile konvansiyonel zirkonyalara göre daha az olmaktadır (Alghazzawi 2017; Putra ve ark. 2017; Papageorgiou-Kyranas ve ark. 2020).

Zhang ve arkadaşlarının metaanaliz çalışmalarının bulgularına göre otoklavda yaşlandırma, zirkonya seramiklerin renk ve translusensisinde değişiklik yapmaktadır. Yaşlandırma süresinin 20 saate eşit ve altında olduğu durumlarda yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış zirkonya seramiklerin TP değerleri arasında anlamlı değişiklik görülmemiştir, ancak sürenin 20 saati geçtiği durumlarda TP değerlerinde anlamlı değişiklik olmaktadır (Zhang ve ark. 2021).

Çalışmamızda da bu literatür bulgularıyla uyumlu olacak şekilde 3 saat ve 6 saatlik yaşlandırma, TMZ örneklerin translusensilerinde azalmaya neden olmuştur ancak bu değişiklik istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Yaptığımız literatür araştırması sonucunda ZLS' nin otoklavda yaşlandırıldığı bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda elde ettiğimiz verileri benzer termal yaşlandırma metodları uygulanmış çalışmalarla karşılaştırdık.

Alp ve arkadaşları, ZLS ve LS₂ örnekleri 1,5 mm kalınlığında hazırlayıp kahve ile 5000 termal sıklüse (yaklaşık 6 ay) tabii tutmuşlardır. LS₂'in termal sıklüs öncesi ve sonrasında ZLS' den daha transludent olduğunu ve termal sıklüsün her iki materyalin translusensisini azalttığını bildirmişlerdir (Alp ve ark. 2018).

Porojan ve arkadaşları, yüksek ve orta transludentlikte ZLS ve LS₂ örneklerle 10000 termal sıklüs (yaklaşık 1 yıl) uygulamışlardır. TP açısından, LS₂ örneklerin ZLS örneklerine göre daha transludent olduğunu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı

olmadığını belirtmişlerdir. Termal siklisle yapılan yaşlandırmanın tüm örneklerde TP’de anlamlı azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir (Porojan ve ark. 2020).

Klinik kullanım sırasında cam seramik materyallerde bir çözünme gerçekleşir. Kristal komponentler içeren cam seramik materyaller için kristal ve cam fazların çözünme hızları arasında fark vardır. LS_2 içeren cam seramikler için lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristal fazı cam matriksten daha yavaş çözünür bu da pürüzlü bir yüzeyin oluşmasına sebep olur (Karpukhina ve ark. 2014; Swain 2014; Vichi ve ark. 2014; Kilinc ve Turgut 2018). ZLS seramikler için ise bu çözünme farkı, ZLS kristalleri LS_2 kristallerinden 4-8 kat daha küçük olduğundan yüzeyde nano-pürüzlülüğe sebep olur (Riquieri ve ark. 2018). Silika esaslı cam seramiklerin suyla çözünmesini ve zirkonya seramiklerin destabilizasyonunu indükleyen faktörler düşük ısı bozunmasına dahildir (Swain 2014; Vichi ve ark. 2014; Kilinc ve Turgut 2018). Bazı araştırmacılar poroziteyi seramiklerin translusensisini etkileyen ana faktörlerden biri olarak görürler (Tong ve ark. 2016). Zirkonya seramiklerin faz değişim bölgelerinde de kristallerin hacminin değişmesiyle birlikte yüzey pürüzlülüğü oluşup translusensiyi etkileyebilir (Lughi ve Sergo 2010; Fathy ve ark. 2015).

Yaptığımız çalışmada ise bu çalışmalardan farklı olarak 3 saat ve 6 saatlik yaşlandırmanın ZLS ve LS_2 örneklerin TP değerlerinde hafif bir azalmaya neden olduğu, ancak bu değişimin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucunu elde ettik. Bulgularımızın literatürden farklı olmasının nedeni uygulanan termal yaşlandırma metodlarının farklı olması olabilir.

Yüzey tekstürü de dental restorasyonların optik özelliklerini değiştirebilir (Wang ve ark. 2011; Kim ve ark. 2016). Düz yüzeyler gelen ışığı düzgün bir şekilde yansıtırken pürüzlü yüzeyler ışığı dağıtır (Obregon ve ark. 1981). Kurt ve Bal, zirkonya ve LS_2 örnekleri SEM analizi ile inceledikleri çalışmalarında farklı yüzey işlemlerinin farklı yüzey topografilerine neden olduğunu, glazür uygulanmış LS_2 örneklerin daha düzgün bir yüzey gösterdiğini, cilalanan örneklerde ise derin yarıklar ve çiziklerin gözlendiğini bildirmişlerdir. Ancak UV yaşlandırması yaptıkları çalışmalarında, yaşlanmayla birlikte TP değerlerinde düşüş olmasına rağmen bu düşüş ve farklı yüzey işlemlerinin TP üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Kurt ve Bal 2019).

Akar ve arkadaşları, Kim ve arkadaşları, Sulaiman ve arkadaşları çalışmalarında cilalanmış ve cilalanmamış zirkonya seramiklerin translusensilerinde fark olmadığını bildirmişlerdir (Akar ve ark. 2014; Sulaiman ve ark. 2015; Kim ve ark. 2016). Pereira

ve arkadaşları ise daha pürüzsüz bir yüzeyin suyla etkileşecek alanları azaltacağını ve hidrotermal yaşlanmaya daha az uğrayacağını belirtmektedirler (Pereira ve ark. 2015a). Bununla birlikte bazı çalışmalar orta düzeyde yüzey aşındırmasının ve yüzey işlemleri uygulanırken oluşturulan baskı kuvvetlerinin zirkonyanın hidrotermal bozunmaya karşı direncini arttırabileceğini bildirmişlerdir (Zhang ve ark. 2014; Inokoshi ve ark. 2015; Cattani-Lorente ve ark. 2016). Bazı çalışmalarda ise zirkonya restorasyonların yüzeyindeki glazür tabakasının zamanla aşınacağını ve restorasyonun karşıt diş veya restorasyonla temasa geçeceğini bu nedenle materyalin stabilitesi açısından yüzey durumunun önemli olduğunu rapor etmişlerdir (Janyavula ve ark. 2013; Kontos ve ark. 2013; Stawarczyk ve ark. 2013; Passos ve ark. 2014; Rupawala ve ark. 2017; Zurek ve ark. 2019).

Bizim çalışmamızda da TMZ, ZLS ve LS₂ örnekler mekanik cila işlemi uygulandı ve 3 saat ve 6 saat yaşlandırma sonucunda translusenside anlamlı bir değişim olmadığı, oluşan renk farkının ise klinik olarak kabul edilebilir düzeyde kaldığı tespit edildi. Bu sonuca dayanarak zirkonya ve cam seramik materyallerin yüzey bitirme işlemi olarak mekanik olarak cilalanarak kullanılmasının materyalleri optik ve mekanik açıdan hidrotermal yaşlanmanın olumsuz etkilerinden korunmasında etkili olduğu sonucuna varabiliriz.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre yaşlandırmanın zirkonya ve cam seramik materyallerin rengi ve translusensisi üzerinde etkisi yoktur şeklindeki sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

Bu çalışmada limitasyonlar dahilinde otoklavda yaşlandırmanın monolitik restoratif materyallerin optik ve mekanik özelliklerine etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda tüm TMZ örnekler LS₂ örneklerden daha fazla biaksiyel bükme dayanımı göstermiştir ancak LS₂ örneklerin dentin benzeri bir substrata bağlandığında ultratransludent zirkonyaya benzer dayanıklılık göstereceğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Yan ve ark. 2018). Bu çalışmanın limitasyonlarından biri örneklerimizin simante edilmemiş olmasıdır.

Ağız içindeki restoratif materyaller ısı ve nem yanında mekanik kuvvetlere de maruz kalmaktadırlar bu nedenle çalışmamızda hidrotermal yaşlandırmanın yanında mekanik yaşlandırmanın yapılmış olması da bir diğer limitasyondur. Bunun yanında restorasyonların renk stabilitesini etkileyen çay, kahve gibi renklendirici ajanların ve

ağız içi ortamı taklit edecek tükürük faktörünün çalışmaya dahil edilmemiş olması da çalışmamızın limitasyonlarından biridir.

Örneklerin kuron şeklinde değil de disk şeklinde hazırlanması kuron restorasyonlarındaki kurvatürlü yüzeylerin optik etkisini tam olarak yansıtamayacağından çalışmamızın diğer limitasyonlarından biridir.

Literatürde TMZ, ZLS ve LS₂ monolitik CAD/CAM materyallerinin otoklavda yaşlandırılarak optik ve mekanik açıdan birlikte değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu 3 materyalin otoklavda yaşlandırma sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılarak değerlendirdiğimiz çalışmamızın bulgularını literatürle birebir olarak karşılaştıramadık. Ancak çalışmamız özgündür ve bu konuda yapılacak gelecek çalışmalara faydalı olacağı kanısındayız.

Yapmış olduğumuz bu in vitro tez çalışmasından elde ettiğimiz bulgular ışığında, Cercon HT, Celtra Duo ve IPS emax CAD monolitik seramik materyalleri, yaklaşık 15 yıllık klinik kullanım süresince mekanik ve optik açıdan yeterli bulunmuştur. Ancak çalışmamızın sonuçlarının desteklenmesi için daha ileri klinik çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde elde ettiğimiz sonuçlar şöyledir;

1) Çalışmada kullanılan materyallerin kontrol grupları arasında TMZ biaksiyel bükme dayanımları, ZLS ve LS₂ bükme dayanımlarından anlamlı olarak daha yüksektir ($p < 0,05$). LS₂ biaksiyel bükme dayanımları ise ZLS biaksiyel bükme dayanımlarından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksektir.

2) Tüm yaşlandırılmış gruplar arasında TMZ biaksiyel bükme dayanımı ölçümleri ZLS ve LS₂ biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksektir. LS₂ bükme dayanımı ölçümleri ise ZLS biaksiyel bükme dayanımı ölçümlerinden anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksektir.

3) Yaşlandırma işlemi TMZ'nin biaksiyel bükme dayanımını arttırırken, ZLS'nin bükme dayanımını azaltmıştır ($p < 0,05$). LS₂ materyalinin bükme dayanımı yaşlandırma işleminden anlamlı olarak etkilenmemiştir ($p > 0,05$).

4) Yaşlandırma işlemi sonunda TMZ'nin L* değeri + yönde, ZLS ve LS₂'nin L* değerleri - yönde, a* değerleri tüm materyaller için + yönde değişim gösterirken b* değerleri TMZ için - yönde, ZLS ve LS₂ için + yönde değişim göstermiştir.

5) Yaşlandırılmış TMZ örnekler daha açık, daha kırmızımsı ve daha mavimsi; ZLS örnekler ve LS₂ örnekler ise daha koyu, daha kırmızımsı ve daha sarımsı bir hal almışlardır.

6) Çalışmada kullanılan tüm materyaller yaşlanma sonucu renk değişimine uğramışlardır ancak bu değişim kabul edilebilir sınırlardadır. Sadece ZLS' nin ΔE_{00} değeri algılanabilirlik eşiğinin üzerinde çıkmıştır.

7) Yaşlandırılmış TMZ, ZLS ve LS₂ örnekler arasında renk değişim miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

8) Yaşlandırma öncesi kullandığımız materyaller arasında translusensisi en yüksek olan LS₂'dir. Bunu ZLS ve daha sonrasında TMZ takip etmektedir. Gruplar arası translusensi farkı istatistiksel olarak anlamlıdır.

9) Yaşlandırma sonrası LS₂ grubunda TP değeri TMZ ve ZLS grubundan, ZLS grubu TP değeri ise TMZ grubundan anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksekti.

10) Çalışmada kullanılan tüm materyallerin translusensisinde azalma olmuştur ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir.

KAYNAKLAR

Abduo, J., Lyons, K., Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, **2014**, 783948.

Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S.H., Chandrasekaran, I., Johnston, W.M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **115(1)**, 71-5.

Agingu, C., Jiang, N., Cheng, H., Yu, H. (2018). Effect of different coloring procedures on the aging behavior of dental monolithic zirconia. *Journal of Spectroscopy*, Article ID 2137091.

Ahmed, D.M.A., Mandour, M.H. ve El-Sharkawy, Z.R. (2020). Optical properties and flexural strength of artificially aged tetragonal/cubic ultra-translucent zirconia. *Al-Azhar Dental Journal for Girls*, **7(1)**, 135-42.

Akar, G.C., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşçıoğlu, G., Özcan, M. (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112(2)**, 314-21.

Akesson, J., Sundh, A. ve Sjögren, G. (2009). Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *Journal of Oral Rehabilitation*, **36**, 516-23.

Al-Akhali, M., Chaar, M.S., Elsayed, A., Samran, A., Kern, M. (2017). Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **74**, 245-50.

Al-Akhali, M., Kern, M., Elsayed, A., Samran, A., Chaar, M. (2019). Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **121**.

Al-Amleh, B., Lyons, K. ve Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, **37**, 641-52.

Albakry, M., Guazzato, M. ve Swain, M.V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 374-80.

Alghazzawi, T.F., Lemons, J., Liu, P.R., Essig, M.E., Bartolucci, A.A., Janowski, G.M. (2012). Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **21(5)**, 363-9.

Alghazzawi, T.F. ve Janowski, G.M. (2015). Correlation of flexural strength of coupons versus strength of crowns fabricated with different zirconia materials with and without aging. *The Journal of the American Dental Association*, **146(12)**, 904-12.

Alghazzawi T. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, **60(2)**, 72-84.

Alghazzawi, T.F. (2017). The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of Prosthodontic Research*, **61(3)**, 305-14.

Almansour, H.M. ve Alqahtani, F. (2018). The effect of in vitro aging and fatigue on the flexural strength of monolithic high-translucency zirconia restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **19(7)**, 867-73.

Alp, G., Subasi, M.G., Johnston, W.M., Yilmaz, B. (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **120(2)**, 263-8.

Amaral, M., Valandro, L.F., Bottino, M.A., 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**, 1387-92.

André, M., Kou, W., Sjögren, G., Sundh, A. (2016). Effects of pretreatments and hydrothermal aging on biaxial flexural strength of lithium disilicate and Mg-PSZ ceramics. *Journal of Dentistry*, **55**, 25-32.

Anselmi-Tamburini, U., Woolman, J.N., Munir, Z.A. (2007). Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*, **17**, 3267-73.

Anusavice, K.J., Shen, C. ve Pawls, H.R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. (12th ed.). St. Louis: Saunders.

Apel, E., Hoen, C., Rheinberger, V., Höland, W. (2007). Influence of ZrO₂ on the crystallization and properties of lithium disilicate glass ceramics derived from a multi component system. *Journal of the European Ceramic Society*, **27**, 1571-7.

Att, W., Kurun, S., Gerds, T., Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, **33**, 380-6.

Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **113**(6), 534-40.

Bacchi, A., Boccardi, S., Alessandretti, R., Pereira, G.K.R. (2019). Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *Journal of Prosthodontic Research*, **63**(3), 321-6.

Bagis, B. ve Turgut, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry*, **41**(3), e24–e30.

Bal, B.S., Garino, J., Ries, M., Rahaman, M.N. (2007). A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. *Hip International*, **17**(1), 21-30.

Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L., Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **104**, 6-12.

Ban, S. ve Anusavice, K.J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, **69**(12), 1791–9.

Ban, S., Sato, H., Suehiro, Y., Nakanishi, H., 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*, **87**, 492-8.

Baroudi, K. ve 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.

Bartolo, D., Cassar, G., Al-Haj Husain, N., Özcan, M., Camilleri, J. (2017). Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **117**(4), 545–51.

Bayındır, F. ve Wee, A.G. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **30**(3), 40-6.

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

Bergamo, E.T.P., Silva, W.J., Cesar, P.F., Cury, A.D.B. (2016). Fracture load and phase transformation of monolithic zirconia crowns submitted to different aging protocols. *Operative Dentistry*, **41**, 118-30.

Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, **204**, 505-11.

Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.F., Edelhoff, D., Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, **28**, 449-56.

Bindl, A., Lüthy, H. ve Mörmann, W.H. (2006). Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *Journal of Oral Rehabilitation*, **33**, 520-8.

Borchers, L., Stiesch, M., Bach, F.W., Buhl, J.C., Hübsch, C., Kellner, T. ve ark. (2010). Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*, **6(12)**, 4547-52.

Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle G. (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of Dentistry*, **22(2)**, 97-102.

Brewer, J.D., Wee, A. ve Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, **48(2)**, 341-58.

Brodbelt, R.H.W., O'brien, W.J., Fan, P.L., Frazer-Dib, J.G., Yu, R. (1981). Translucency of human dental enamel. *Journal of Dental Research*, **60(10)**, 1749-53.

Bultan, Ö., Öngül, D. ve Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **44(2)**, 197-204.

Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. ve ark. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, **34(6)**, 879–90.

de Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., de La Paz, I. S., Machado, J. P. B., Bottino, M. A., Cesar, P. F. ve ark. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*, **32(7)**, 870-8.

Cattani-Lorente, M., Scherrer, S.S., Ammann, P., Jobin, M., Wiskott, H.A. (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia*, **7(2)**, 858-65.

Cattani-Lorente, M., Durual, S., Amez-Droz, M., Wiskott, H.W., Scherrer, S.S. (2016). Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: a comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dental Materials*, **32**, 394-402.

Cattell, M.J., Clarke, R.L. ve Lynch, E. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part II. *Journal of Dentistry*, **25**, 409-14.

Celtra Duo. The new DNA of high-strength glass ceramics. Dentsply, 2013.

Celtra® Duo. Zirconia-Reinforced Lithium Silicate (ZLS) Block. Technical Monograph. Dentsply Sirona Inc., DeguDent GmbH, Hanau, Wolfgang, Germany(2016)(Accessed 20 February 2021)
<https://assets.dentsplysirona.com/dentsply/microsites/celtra/celtraduo-tech-monograph.pdf>

Cercon Factfile.

https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/CAD_CAM_materials/Materials/Zirconia/BRO_Cercon_xt_FactFile_EN_2017_07.pdf

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

Chen, Y.W., Moussi, J., Drury, J.L., Wataha, J.C. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review Medical Devices*, **13(10)**, 945-63.

Chevalier, J., Cales, B. ve Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, **82(8)**, 2150-4.

Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial? (2006). *Biomaterials*, **27**, 535-43.

Chevalier, J. ve Gremillard, L. (2008). Zirconia ceramics. Bioceramics and their clinical applications. *INSA Lyon*, 243-65.

Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A.V., Clarke, D.R. (2009). The tetragonal - monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends . *Journal of the American Ceramic Society*, **92**, 1901-20.

Choi, S., Yoon, H.I. ve Park, E.J. (2017). Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **9(6)**, 423-31.

Choi, Y.S., Khang K.H. ve Att, W. (2020). Effect of aging process on some properties of conventional and multilayered translucent zirconia for monolithic restorations. *Ceramics International*, **46**, 1854-68.

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

Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. ve Paravina R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, **38(2)**, 2-16.

CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) Technical Report: Colorimetry. (2004). Vienna, Austria: CIE Central Bureau; CIE Pub No. 15.3.

Cotes, C., Arata, A., Melo, R.M., Bottino, M.A., Machado, J.P., Souza, R.O. (2014). Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO₂-based dental ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, **30(12)**, 396–404.

Craig, R.G. (1989). *Restorative Dental Materials* (8th ed.). Mosby, St Louis: Mosby.

Cui, G, Luo, M, Rigg, B, Roesler, G, Witt, K. (2002). Uniform colour spaces based on the DIN99 colour-difference formula. *Color Research & Application*, **27**, 282-90.

Çetindağ Tokgöz, M. ve Meşe, A. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **26(3)**, 524-33.

Dal Piva, A.D.O., Contreras, L.P.C., Ribeiro, F.C., Anami, L.C., Camargo, S.E. A., Jorge, A.O.C., Bottino, M.A. (2018). Monolithic ceramics: effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *Operative Dentistry*, **43(3)**, 315-25.

Davidowitz, G. ve Kotick, P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, **55**, 559-70.

Della Bona, A., Nogueira, A.D. ve Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, **42(9)**, 1202-9.

Deniz, D., Aktas, G., Guncu, M., Canay, S. (2019). CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Dental Journal*, **15**, 224-30.

Denry, I. ve Holloway, J.A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, **3**, 351-68.

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

Denry, I. ve Kelly, J.R. (2014). Emerging ceramic based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, **93**, 1235-42.

Deville, S., Chevalier, J., Fantozzi, G., Torrecillas, R., Bartolomé, J.F., Moya, J.S. (2004). Atomic force microscopy study of the surface degradation mechanisms of zirconia based ceramics. *Ceramic Engineering and Science Proceedings*, **25**, 289-94.

Deville, S., Chevalier, J., Dauvergne, C., Fantozzi, G., Bartolomé, J. F., Moya, J. S. ve ark. (2005). Microstructural investigation of the aging behavior of (3Y-TZP)–Al₂O₃ composites. *Journal of the American Ceramic Society*, **88(5)**, 1273-80.

Dikicier, S., Ayyildiz, S., Ozen, J., Sipahi, C. (2014). Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, **72(8)**, 623-9.

Diniz, V., Prado, P., Rodrigues, J., Monteiro, J., Zucuni, C., Valandro, L., Melo, R. (2020). Ceramic firing protocols and thermocycling: Its effects on the load-bearing

capacity under fatigue of a bonded zirconia lithium silicate glass-ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **110**, 103963.

Drummond, J.L., King, T.J., Bapna, M.S., Koperski, R.D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, **16(3)**, 226-33.

Duret, F. ve Preston, J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, **1(2)**, 150-4.

Duymuş, Y.Z. ve Özdoğan, A. (2018). Dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan bükülme dayanımı testleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **28(4)**, 625-8.

Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **37**, 78-87.

El- Meliegy, E. ve van Noort, R. (2012a) Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications içinde *History, Market and Classification of Bioceramics, Part I Introduction to Medical Ceramics*. New York: Springer; 3-14.

El- Meliegy, E. ve van Noort, R. (2012b). Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications içinde *Formulation of Medical Glasses. Part II Manufacturing Medical Glasses*. New York: Springer; 57-78.

Elsaka, S.E. ve Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, **32**, 908-14.

Fathy, S.M., El-Fallal, A.A., El-Negoly, S.A., El Bedawy, A.B. (2015). Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, **1(2-4)**, 86-92.

Feller, R.L. (1995). *Accelerated Aging: Photochemical And Thermal Aspects*. USA: Getty Publications.

Ferrari, M., Vichi, A. ve Zarone, F. (2015). Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dental Materials*, **31**, 63–76.

Fischer, H., Rentzsch, W. ve Marx, R. (2002). R-curve behavior of dental ceramic materials. *Journal of Dental Research*, **81(8)**, 547-551.

Fischer, K., Bühler-Zemp, P. ve Völkel, T. (2005). *Scientific Documentation IPS e-max CAD*. Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent. p:1-30.

Fisher, J. (1999). *Esthetics And Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art*. Berlin: Quintessence Publishing Co.

Flinn, B.D., de Groot, D.A., Mancl, L.A., Raigrodski, A.J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **108(4)**, 223-30.

Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Mancl, L.A., Toivola, R., Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **117(2)**, 303- 9.

Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Singh, A., Mancl, L.A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112(6)**, 1377-84.

Flury, S., Peutzfeldt, A., ve Lussi, A. (2011). The effect of polymerization procedure on Vickers hardness of dual-curing resin cements. *American Journal of Dentistry*, **24(4)**, 226-32.

Fonseca, R.G., de Oliveira Abi-Rached, F., Reis, J.M.D.S.N., Rambaldi, E., Baldissara, P. (2013). Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **110(6)**, 510-4.

Frankenberger, R., Pashley ,D.H., Reich ,S.M., Lohbauer, U., Petschelt, A. ve Tay, F.R. (2005). Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, **26(14)**, 2043-52.

Frankenberger, R. ve 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.

Garvie, R.C., Hannink, R.H.J., Pascoe, R.T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, **258**, 703-4.

Garvie, R.C. ve Nicholson, P.S. (1972). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, **55(6)**, 303-5.

Gasparik, C., Burde, A.V., Grecu, A.G., Chiorean, I., Dudea, D., Badea, M.E. (2015). The influence of color parameters on the translucency of a ceramic material. *Optoelectronics and Advanced Materials-Rapid Communications*, **9**, 241-4.

Ghinea, R., Perez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A., Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, **38**, 57-64.

Ghodsi, S. ve Jafarian, Z. (2018). A review on translucent zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **26(2)**, 62-74.

Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of American Dental Association*, **137 (9)**, 14-21.

Giordano, R. ve McLaren, E.A. (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31**, 682-684, 686, 688.

Gomes, R.S., Souza, C.M.C.D., Bergamo, E.T.P., Bordin, D., Del Bel Cury, A.A. (2017). Misfit and fracture load of implant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of Applied Oral Science*, **25**, 282-289.

Gomez-Polo C., Gomez-Polo M., de Parga J. A.M.V. ve Celemin-Vinuela A. (2015). 3D Master toothguide according to L*,C* and h* coordinates. *Color Research and Application*, **40(5)**, 518-524.

Gomez-Polo, C., Muñoz, M.P., Luengo, M.C.L., Vicente, P., Galindo, P. ve Casado, A.M.M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **115(1)**, 65-70.

Gonuldas, F., Yilmaz, K., Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **6(4)**, 309-316.

Goswami, R., Arora, G. ve Priya, A. (2014). CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *Journal of British Biomedical Bulletin*, **4**, 591-7.

Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R.F.A., Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, **28**, 227-35.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, **20(5)**, 449-56.

Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, **15(4)**, 339-46.

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

Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., Silva, N.R. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, **55**, 333-52.

Guess, P.C., Zhang, Y. ve Thompson, V. (2009). Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *European Journal of Esthetic Dentistry*, **4(3)**, 262-76.

Guiliardi L.F., Pereira G.K.R., Gundel A., Rippe M.P., Valandro L.F. (2017). Surface micromorphology, phase transformation and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of the Biomedical Materials*, **65**, 849-56.

Haff A., Löf H., Gunne J., Sjögren, G. (2015). A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study. *Dental Materials*, **31**, 162-70.

Hallmann, L., Ulmer, P., Lehmann, F., Wille, S., Polonskyi, O., Johannes, M. ve ark. (2016). Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental Materials*, **32(5)**, 631-9.

Hamza, T.A. ve Sherif, R.M. (2019). Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *Journal of Prosthodontics*, **28**, 259-64.

Hannink, R.H., Kelly, P.M. ve Muddle, B.C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, **83(3)**, 461-87.

Harada, K., Raigdoski, A.J., Chung, K.H., Flinn B.D., Dogan, S., Mancl, L.A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **116**, 257-63.

Hasegawa, A., Ikeda, I. ve Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83**, 418-23.

Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88 (1)**, 4-9.

Helmer, J.D. ve Driskell, T.D. (1969). Research on bioceramics. Symp on. Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina (USA): Clemson University.

Helvey, G.A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **35**, 38-43.

Hench, L.L., Day, D.E., Holand, W., Rheinberger, V.M. (2010). Glass and Medicine. *International Journal of Applied Glass Science*, **1**, 104-17.

Hernandez, M.T., Jurado, J.R., Duran, P., Fierro, J.L. (1991). Subeutectoid Degradation of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal and Ceria-Doped Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, **74(6)**, 1254-8.

Heymann, H.O., Swift, Jr, E.J., Ritter, A.V., Bayne, S.C., Boushell, L.W., Crawford, J.J. ve ark. (2012). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (6th ed.). ABD: Mosby, Elsevier Inc.

Hisbergues, M., Vendeville, S. ve Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **88 (B)**, 519-29.

Hjerppe, J., Närhi, T.O., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2016). Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **116(4)**, 577-83.

Höland, W., Apel, E. ve vant't Hoen, C. (2006). Studies of crystal phase formations in high strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, **352**, 4041- 50.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., 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*, **53(4)**, 297-303.

Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review Medical Devices*, **5**, 729-45.

Hugo, B., Witzel, T. ve Klaiber, B. (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical Oral Investigations*, **9**, 244-50.

Ilie, N. ve Stawarczyk, B. (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **113**, 114-21.

Inokoshi, M., Vanmeensel, K., Zhang, F., de Munck, J., Eliades, G., Minakuchi, S. ve ark. (2015). Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*, **31**, 182-94.

International Organization for Standardization. ISO 6872:2015, Dental ceramic. Geneva: ISO; 2015.

International Organization for Standardization. ISO 13356:2008. Implants for surgery – Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP).

International Organization for Standardization. ISO/TR 28642:2011. *Dentistry: Guidance on Colour Measurement*. International Organization for Standardization.

IPS e.max Scientific Documentation. Ivoclar Vivadent, 2009.

Ivoclar Vivadent AG. (2020). The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein.

Jain, R., Takkar, R., Jain, G.C., Takkar, R.K., Deora, N. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **2(2)**, 33-6.

Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., Burgess, J.O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **109(1)**, 22-9.

Jassim, Z.M. ve Majeed, M.A. (2018). Comparative evaluation of the fracture strength of monolithic crowns fabricated from different all-ceramic CAD/CAM materials (an in vitro study). *Biomedical and Pharmacology Journal*, **11(3)**, 1689-97.

Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, **22(11)**, 2429-35.

Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., Von Steyern, P.V. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide- stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, **72(2)**, 145-53.

Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, **37(1)**, 2-6.

Johnston, W.M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **26(4)**, 217-23.

Johnston, W.M., Ma, T. ve Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, **8(1)**, 79-86.

Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **32(1)**, 3-12.

Kahramanoğlu, E. ve Özkan, Y. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, **16(4)**, 339-47.

Kalpana, D., Harish, G., Mahesh, P.C., Swati, S., Madhuri, V., Brunda, K. (2015). CAD/CAM in dentistry- A review. *International Journal of Research in Dentistry*, **5(2)**, 14-21.

Kanchanasita, W., Triwatana, P., Suputtamongkol, K., Thanapitak, A., Chatchaiganan, M. (2014). Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, **23(6)**, 456-61.

Kandi, S.G. ve Tehran, M.A. (2010). Investigating the effect of texture on the performance of color difference formulae. *Color Research and Application*, **35(2)**, 94-100.

Kang, S.H., Chang, J. ve 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)**, 134-40.

Karaalioglu, O.F. ve Duymuş Yeşil, Z. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **18(1)**, 25-32.

Karakoca, S. ve Yılmaz, 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*, **91(2)**, 930-7.

Karpukhina, N., Hill, R.G. ve Law, R.V. (2014). Crystallisation in oxide glasses—a tutorial review. *Chemical Society Reviews*, **43(7)**, 2174-86.

Kashkari, A., Yilmaz, B., Brantley, W.A., Schricker, S.R., Johnston, W.M. (2019). Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **31(4)**, 346-52.

Kelly, J.R. (1997). Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*, **27**, 443-68.

Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, **48(2)**, 513-30.

Kelly, J.R. ve Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, **24(3)**, 289-98.

Keyf F., Uzun G. ve Altunsoy S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-8.

Khan, M.S., Islam, M.S. ve Bates, D. (1998). Cation doping and oxygen diffusion in zirconia: a combined atomistic simulation and molecular dynamics study. *Journal of Materials Chemistry*, 8(10), 2299-2307.

Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M., Moles, D.R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675-80.

Kilinc, H. ve Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107-13.

Kim, S., Choi, Y., Kang, K., Att, W. (2021). Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, in press, corrected proof.

Kim, H.T., Han, J.S., Yang, J.H., Lee, J.B., 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), 113-7.

Kim, H.K. ve Kim, S.H. (2019). Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 676-82.

Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Ha, S.R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773-9.

Kim, J., Paravina, R. ve Chen, J.W. (2007). In vivo evaluation of color of primary teeth. *Pediatric Dentistry*, 29(5), 383-6.

Klimke, J., Trunec, M. ve Krell, A. (2011). Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850-8.

Kobayashi, K., Kuwajima, H. ve Masaki, T. (1981). Phase change and mechanical properties of $\text{ZrO}_2\text{Y}_2\text{O}_3$ solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics*, **3-4**, 489-93.

Kohorst, P., Borchers, L., Stempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F.W. ve ark. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*, **8(3)**, 1213-20.

Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., Rigos, A.E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *The Japanese Dental Science Review*, **56(1)**, 1–23.

Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E., Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, **71(3-4)**, 482-7.

Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, **15(6)**, 426-33.

Kou, W., Garbrielsson, K., Borhani, A., Carlborg, M., Thorén, M.M. (2019) The effects of artificial aging on high translucent zirconia. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, **6(1)**, 54-60.

Kruger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., Höland, W. (2013). Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO_2 -bearing lithium disilicate glasses for dental application. *International Journal of Applied Glass Science*, **4(1)**, 9-19.

Kuehni, R.G. (2002). The early development of Munsell System. *Color Research and Application*, **27(1)**, 20-27.

Kurt, M., Bal, B.T. ve Bal, C. (2016). Güncel renk ölçüm yöntemleri: sistematik derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, **22(2)**, 130-46.

Kurt, M. ve Bal, B.T. (2019). Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **121(4)**, 712.e1-712.e8.

Kwon, S.J., Lawson, N.C., McLaren, E.E., Nejat, A.H., Burgess, J.O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **120**, 132-7.

Lameira, D.P., Buarque e Silva, W.A., Andrade e Silva, F., De Souza, G.M. (2015). Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Research International*, **2015**:418641.

Lan, T.H., Liu, P.H., Chou, M.M., Lee, H.E. (2016). Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **115(1)**, 76–83.

Lange, F.F. (1982). Transformation toughening: Part 3, Experimental observations in the $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ system. *Journal of Materials Science*, **17**, 240-6.

Lange, F.F., Dunlpo, G.L. ve Davis, B.I. (1986). Degradation during ageing of transformation toughened $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ materials at 250 C. *Journal of American Ceramic Society*, **69**, 237-40.

Lee, J.K. ve Kim, H. (1994). Surface crack initiation in 2Y-TZP ceramics by low temperature aging. *Ceramics International*, **20**, 413-8.

Lee, W.F., Feng, S.W., Lu, Y.J., Wu, H.J., Peng, P.W. (2016). Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **116(2)**, 264-8.

Lee, S.H. ve Lee, Y.K. (2008). Effect of thermocycling on optical parameters of resin composites by the brand and shade. *American Journal of Dentistry*, **21(6)**, 361-7.

Lee, S.H., Lee, Y.K. ve Lim, B.S. (2004). Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, **15**, 1221-6.

Lee, A., Swain, M., He, L., Lyons, K. (2014). Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold . *Journal of Prosthetic Dentistry*, **112**, 1399-1405.

Li, J.F. ve Watanabe, R. (1997). Influence of a small amount of Al_2O_3 addition on the transformation of Y_2O_3 -partially stabilized ZrO_2 during annealing. *Journal of Materials Science*, **32(5)**, 1149-53.

Lien, W., Roberts, H.W, Platt, J.A., Vandewalle, K.S., Hill, T.J., Chu, T.G. (2015). Microstructural evaluation and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dental Materials*, **31**, 928-40.

Lucas, T.J., Lawson, N.C., Janowski, G.M., 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)**, 1487-92.

Lughi, V. ve Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, **26**, 807-820.

Luo, M.R., Cui, G. ve Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE 2000. *Color Research and Application*, **26(5)**, 340-50.

Makhija, S.K., Lawson, N.C., Gilbert, G.H., Litaker, M.S., McClelland, J.A., Louis, D.R. ve ark. (2016). Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *Journal of Dentistry*, **55**, 40-7.

Maltzahn, N., Meniawy, O., Breitenbuecher, N., Kohorst, P., Stiesch, M., Eisenburger, M. (2018). Fracture strength of ceramic posterior occlusal veneers for functional rehabilitation of an abrasive dentition. *The International Journal of Prosthodontics*, **31**, 451-2.

Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., ve Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, **35(11)**, 819–26.

Martin, M.P. (2012). Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **33**, 2-5.

McLaren, E.A., Lawson, N., Choi, J., Kang, J., Trujillo, C. (2017). New high-translucent cubic-phase-containing zirconia: Clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compendium*, **38(6)**, e13-e16.

McLaren, E.A. ve Phong, T.C. (2009). Ceramics in dentistry- Part I: Classes of materials. *Inside Dentistry*, **5**, 94-103.

McLaren, E.A. ve Terry, D.A. (2002). CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **23(7)**, 637-41.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., 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.

Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, **57(4)**, 236-61.

Monmaturapoj, N., Lawita, P. ve Thepsuwan, W. (2013). Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3$ system for dental applications. *Advances in Materials Science and Engineering*, **2013**, Article ID: 763838.

Moqbel, N.M., Al-Akhali, M., Wille, S., Kern, M. (2019). Influence of aging on biaxial flexural strength and hardness of translucent 3Y-TZP. *Materials*, **13(1)**, 27.

Morrell, R., McCormick, N.J., Bevan, J., Lodeiro, M., Margetson, J. (1999). Biaxial disc flexure-modulus and strength testing, *British Ceramic Transactions*, **98(5)**, 234 - 40.

Mota, Y.A., Cotes, C., Carvalho, R.F., Machado, J.P.B., Leite, F.P.P., Souza, R.O.A. ve ark. (2017). Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of Biomedical Material Research Part B*, **105B**, 1972-7.

Nakamura K., Harada A., Inagaki R., Kanno T., Niwano Y., Milleding P. ve ark. (2015a). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, **73(8)**, 602–8.

Nakamura, K., Harada, A., Kanno, T., Inagaki, R., Niwano, Y., Milleding, P., Örtengren, U. (2015b). The influence of low temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **47**, 49-56.

Nakamura, K., Harada, A., Ono, M., Shibasaki, H., Kanno, T., Niwano, Y. ve ark. (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**, 301-11.

Nassary Zadeh, P., Lümke, N., Sener, B., Eichberger, M., Stawarczyk, B. (2018). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **120(6)**, 948–54.

Nishioka, G., Prochnow, C., Firmino, A., Amaral, M., Bottino, M.A., Valandro, L.F. (2018). Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Brazilian Oral Research*, **32**, e53.

Obregon, A., Goodkind, R.J. ve Schwabacher, W.B. (1981). Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **46(3)**, 330-40.

O'Brien, W.J. (Ed). (2008). *Dental Materials and Their Selection*. (4th ed.) Chicago: Quintessence.

Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(6)**, 642- 8.

de Oliveira, D.C., Ayres, A.P., Rocha, M.G., Giannini, M., Puppin Rontani, R.M., Ferracane, J.L. ve ark. (2015). Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE 2000 color-difference formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **27(5)**, 322-30.

de Oliveira, A.L.B.M., Botta, A.C., Campos, J.Á.D.B., Garcia, P.P.N.S. (2014). Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microscopy and Microanalysis*, **20(4)**, 1234-9.

Ozer, F., Mante, F.K., Chiche, G., Saleh, N., Takeichi, T, Blatz, M.B. (2014). A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to metal crowns in private practice. *Quintessence International*, **45**, 31-8.

Papageorgiou-Kyrana, K., Fasoula, M. ve Kontonasaki, E. (2020). Translucency of monolithic zirconia after hydrothermal aging: A review of in vitro studies. *Journal of*

Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists, **29(6)**, 489–500.

Papanagiotou, H.P., Morgano, S.M., Giordano, R.A., 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96(3)**, 154-64.

Paravina, R.D., Ghinea, R., Herrera, L.J., Bona, A.D., Igiel, C., Linninger, M. ve ark. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **27**, S1-S9.

Paravina R.D., Ontiveros J.C. ve Powers J.M. (2002). Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **14(3)**, 158-166.

Paravina, R.D. ve Powers, J.M. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (Vol. 1). St. Louis: Elsevier Mosby.

Passos, S.P., Torrealba, Y., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C., Nychka, J. A. (2014). In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*, **23(8)**, 593-601.

Paul, S.J., Peter, A., Rodoni, L., Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, **24(3)**, 222-31.

Pecho, O.E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Perez, M.M., Della Bona, A. (2016a). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE 2000 color difference formulas. *Dental Materials*, **32(1)**, 82-92.

Pecho, O.E., Perez, M.M., Ghinea, R., Della Bona, A. (2016b). Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dental Materials*, **32(11)**, 1362-73.

Pekkan, G., Özcan, M. ve Subaşı, M.G. (2020). Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Odontology* **108**, 526–31.

Per, M. (2012). Renk teorilerine tarihsel bir bakış. *Yedi: Sanat, Tasarım ve Bilim Dergisi*, **8**, 17-26.

Pereira, G.K.R., Amaral, M., Cesar, P.F., Bottino, M.C., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F. (2015a). Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **45**, 183-92.

Pereira, G.K.R., Fraga, S., Montagner, A.F., Soares, F.Z.M., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F. (2016a). The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **63**, 417-42.

Pereira, G.K., Guilardi, L.F., Dapieve, K.S., Kleverlaan, C.J., Rippe, M.P., 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.

Pereira, G.K.R., Muller, C., Wandscher, V.F., Rippe, M.P., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F. (2016b). 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.

Pereira, G.K.R., Silvestri, T., Amaral, M., Rippe, M.P., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F. (2016c). Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **61**, 45-54.

Pereira, G.K.D.R., Silvestri, T., Camargo, R., Rippe, M.P., Amaral, M., Kleverlaan, C.J. ve ark. (2016d). Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Materials Science and Engineering: C*, **63**, 70-77.

Pereira, G.K.R., Venturini, A.B., Silvestri, T., Dapieve, K.S., Montagner, A.F., Soares, F.Z.M. ve ark. (2015b). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **55**, 151-63.

Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L.J., Ionescu, A.M., Pomares, H., Pulgar, R. ve ark. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, **39(3)**, e37–e44.

Perez, M.M., Saleh, A., Yebra, A., Pulgar, R. (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE 2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal*, **26(1)**, 21-8.

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

Pieger, S., Salman, A. ve Bidra, A.S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **112**, 22-30.

Pittayachawan, P. (2008). Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics. *Eastman Dental Institute Division of Biomaterials and Tissue Engineering University College, London*, 59-67.

Pittayachawan, P., Mcdonald, A., Young A., Knowles, J. (2009). Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, **88**, 366-77.

Pjetursson, B.E., Sailer, I., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, **18(3)**, 73-85.

Pop-ciutrla, I.S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cimpean, S.I., Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **28**, 46-55.

Porojan, L., Vasiliu, R.D., Bîrdeanu, M.I., Porojan, S.D. (2020). Surface characterization and optical properties of reinforced dental glass-ceramics related to artificial aging. *Molecules (Basel, Switzerland)*, **25(15)**, 3407.

Pozzi, A., Tallarico, M. ve Barlattani, A. (2015). Monolithic lithium disilicate full- contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *Journal of Oral Implantology*, **41**, 450-8.

Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt, M. (2015a). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, **31(11)**, 1363-9.

Preis, V., Grumser, K., Schneider-Feyrer, S., Behr, M., Rosentritt, M. (2015b). The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, **28(2)**, 149-51.

Preston, J.D. ve Duret, F. (1997). CAD/CAM in dentistry. *Oral Health*, **87(3)**, 17-20, 23-24, 26-27.

Priest, G. (2005). Virtual- designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **63(9)**, 22-32.

Putra, A., Chung, K.H., Flinn, B.D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K. ve ark. (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **118(3)**, 422–9.

Rafael, C.F., Cesar, P.F., Fredel, M., de Souza Magini, R., Liebermann, A., Volpato, C.A.M. (2018). Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **120(2)**, 276-81.

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)**, 557–62.

Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K., Chung, K.H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **107**, 170-7.

Ramos, G.F., Monteiro, E.B., Bottino, M.A., Zhang, Y., Marques de Melo, R. (2015). Failure probability of three designs of zirconia crowns. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **35(6)**, 843–9.

Raptis, N.V., Michalakis, K.X. ve Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **26**, 31-41.

Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torriceni, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **17**(6).

Rinke, S., Pabel, A. K., Rödiger, M., Ziebolz, D. (2016). Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Reports In Dentistry*, **2016**, 1354186.

Riquieri, H., Monteiro, J.B., Viegas, D.C., Campos, T.M.B., de Melo, R.M., Saavedra, G.D.S.F.A. (2018). Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, **34**(10), 1483-91.

Ritzberger, C., Schweiger, M. ve Höland, W. (2016). Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*, **432**, 137-42.

Rondoni, D. (2016). Zirconia: some practical aspects from the technologist's point of view. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, **11**, 270-4.

Roselino, L.D.M.R., Cruvinel, D.R., Chinelatti, M.A., Pires-de, F.D.C.P. (2013). Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. *Journal of Dentistry*, **41**, e54-e61.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2004). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th ed). St. Louis: Mosby.

Rupawala, A., Musani, S.I., Madanshetty, P., Dugal, R., Shah, U.D., Sheth, E.J. (2017). A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, **17**(1), 8.

Ryan, E.A., Tam, L.E. ve McComb, D. (2010). Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *Journal of the Canadian Dental Association*, **76**, a84.

Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **96**, 433-42.

Sailer, I., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, **3**, 86-96.

Sakaguchi, R.L. ve Powers, J.M. (Editors). (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. (13th ed.). Philadelphia: Mosby.

Samra, A., Morais, E., Mazur, R., Vieira, S., Rached, R. (2016). CAD/CAM in dentistry – a critical review. *Revista Odonto Ciência*, **31**, 140-4.

Sarmiento, H.R., Campos, F. ve Souza, R.A. (2011). Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. *Minerva Stomatologica*, **60**, 311-9.

Sato, T., ve Shimada, M. (1985). Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *Journal of Materials Science*, **20(11)**, 3988-92.

Schwindling, F.S., Rues, S. ve Schmitter, M. (2017). Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, **61(3)**, 344-9.

Seal, A., Dalui, A.K., Banerjee, M., Mukhopadhyay, A, Phani, K.. (2001). Mechanical properties of very thin cover slip glass disk. *Bulletin of Materials Science*, **24**, 151-5.

Sen, N. ve Us, Y.O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **119(4)**, 593-599.

Shahmiri, R., Standard, O.C., Hart, J.N., Sorrell, C.C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **119(1)**, 36–46.

Sharma, G., Wu, W. ve Dalal, E.N. (2005). The CIEDE 2000 color difference formula: implementaion notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research and Application*, **30(1)**, 21-30.

Shenoy, A. ve Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, **13**, 195-203.

Sieper, K., Wille, S. ve Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *The Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*, **74**, 342-8.

Silva, L.H.D., Lima, E.D., Miranda, R.B.D.P., Favero, S.S., Lohbauer, U., Cesar, P.F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, **31**, 58.

Silva, N., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P.G., Guess, P.C., Zembic, A., Kohal, R.J. (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, **3**, 863-96.

Song, J.Y., Park, S.W., Lee, K., Yun, K.D., Lim, H. P. (2013). Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **110(4)**, 274-80.

Sorrentino, R., Navarra, C. O., Di Lenarda, R., Breschi, L., Zarone, F., Cadenaro, M. ve ark. (2019). Effects of finish line design and fatigue cyclic loading on phase transformation of zirconia dental ceramics: A qualitative micro-raman spectroscopic analysis. *Materials (Basel, Switzerland)*, **12(6)**, 863.

Sorrentino, R., Triulzio, C., Tricarico, M.G., Bonadeo, G., Gherlone, E.F., Ferrari, M. (2016). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **61**, 328–33.

Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, **33**, 79-85.

Stamouli, V. (2007). Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, **65(1)**, 14-21.

Stappert, C.F.J., Att, W., Gerds, T., Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations: an in-vitro investigation. *Journal of the American Dental Association*, **137**, 514-22.

Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F., Keul, C. (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal*, **33(5)**, 591-8.

Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., Wimmer, T. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **59**, 128-38.

Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., Lümke, N. (2017a). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, **48(5)**, 369-380.

Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., Lümke, N. (2017b). Material science update: Three generations of zirconia-from veneered to monolithic : Part II. *Quintessence International*, **48**, 441-50.

Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottman, A., Roos, M., Hämmerle, C.H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, **71(1)**, 102-12.

Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, **137(9)**, 1289-96.

Subaşı, M.G., Alp, G., Johnston, W.M., Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, **71**, 38–42.

Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Ritter, A.V., Vallittu, P.K., Närhi, T.O. ve ark. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, **31(10)**, 1180-7.

Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior Biomedical Materials*, **35**, 93–101.

Sundh, A. ve Sjögren, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, **22**, 778-84.

Sundh, A. ve Sjögren, G. (2008). A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental Materials*, **24**, 611-7.

Sunnegårdh-Grönberg, K., Peutzfeldt, A. ve van Dijken, J. W. (2003). Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontologica Scandinavica*, **61(2)**, 87–92.

Swain, M.V. (2014). Impact of oral fluids on dental ceramics: What is the clinical relevance?. *Dental Materials*, **30(1)**, 33-42.

Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, **7(1)**, 25-45.

Tong, H., Tanaka, C.B., Kaizer, M.R., 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 Pt B)**, 1077–85.

Torabi, K., Vojdani, M., Giti, R., Taghva, M., Pardis, S. (2015). The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **7(3)**, 233–9.

Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti G., Trisi P. ve ark. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, **35(5)**, 748-55.

Trakyalı, G. (2013). Diş rengi belirlemede kullanılan yöntemler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **34(1)**, 1-10.

Tsalouchou, E., Cattell, M.J., Knowles, J.C., Pittayachawan, P., McDonald, A. (2008). Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dental materials:official publication of the Academy of Dental Materials*, **24(3)**, 308–18.

Tuncdemir, A.R. ve Aykent, F. (2012). Effects of fibers on the color change and stability of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials Journal*, **31(5)**, 872-8.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **5**, 65-75.

Turp, V., Sen, D., Tuncelli, B., Goller, G., Özcan, M. (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian Dental Journal*, **58**, 183-191.

Ulusoy, M. ve Toksavul, S. (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **13**, 29-36.

Uzun G. (2008). An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology& Biotechnological Equipment*, **22(1)**, 530–5.

Vagkopoulou T., Koutayas S.O., Koidis P, Strub J.R. (2009). Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, **4**, 130-51.

Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **26(4)**, 224-31.

Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and "augmented translucency" zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, **28(1)**, S32–S39.

VITA Suprinity, Technical and Scientific Documentation, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany, 2014.

Volpato, C.A.M., Carvalho, Ó.S.N., da Cunha Pereira, M.R., da Silva, F.S.C.P. (2019). Evaluation of the color and translucency of glass-infiltrated zirconia based on the concept of functionally graded materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **121(3)**, 547-e1.

Volpato, C.Â.M., Cesar, P.F. ve Bottino, M.A. (2016). Influence of accelerated aging on the color stability of dental zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **28(5)**, 304-12.

Walczak, K., Meißner, H., Range, U., Sakkas, A., Boening, K., Wieckiewicz, M., Konstantinidis, I. (2019). Translucency of zirconia ceramics before and after artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, **(28)**, e319-e324.

Wang, F., Takahashi, H. ve Iwasaki, N. (2013a). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **110(1)**, 14-20.

Wang, H., Xiong, F., ve Zhenhua, L. (2011). Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **105(4)**, 242-248.

Wang, S.F., Zhang, J., Luo, D.W., Gu, F., Tang, D.Y., Dong, Z.L., ve ark. (2013b). Transparent ceramics: Processing, materials and applications. *Progress in Solid State Chemistry*, **41(1-2)**, 20-54.

Wee A.G. (2006). Description of color science, color replication process, and esthetics. İçinde. Rosenstiel S.F, Land M.F., Fujimato J., eds. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th ed.) St. Louis: Mosby; p. 709-739.

Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T. ve ark. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, **33(1)**, 99-109.

Willard, A. ve Gabriel Chu, T.M. (2018). The science and application of IPS e.max dental ceramic . *The Kaohsiung Journal of Medical Science*, **34**, 238-42.

Yamashita, I., Kudo, M. ve Tsukuma, K. (2012). Development of highly transparent zirconia ceramics. *Tosoh Research and Technology Review*, **56**, 11-16.

Yan, J., Kaizer, M.R. ve Zhang, Y. (2018). Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **88**, 170-5.

Yilmaz, H., Nemli, S.K., Aydin, C., Bal, B.T., Tıraş, T. (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, **27(8)**, 786–95.

Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K., Somiya, S. (1987). Role of water on the degradation process of Y-TZP. *Journal of Materials Science Letters*, **6**, 465-7.

Zanin, F.R., da Fonseca Roberti Garcia, L., Casemiro, L.A., de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, F. (2008). Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **16(1)**, 10.

Zarone, F., Di Mauro, M.I., Ausiello, P., Ruggiero, G., Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, **19**, 134.

Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F.G., Leone, R., Sorrentino, R. (2016). ‘Digitally oriented materials’: focus on lithium disilicate ceramics. *International Journal of Dentistry*, **1**, 1-10.

Zarone, F., Russo, S. ve Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, **27**, 83-96.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, **30**, 1195-1203.

Zhang, C., Agingu, C., Tsoi J.K.H., Yu, H. (2021). Effects of aging on the color and translucency of monolithic translucent Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis of *in vitro* studies. *BioMed Research International*, **2021**

Zhang, Y., Griggs, J.A. ve Benham, A.W. (2004a). Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 128-35.

Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek ve ark. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, **32**, 327-37.

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

Zhang, Y., Lawn, B.R., Rekow, E.D., Thompson, V.P. (2004b). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, **71(2)**, 381-6.

Zhang, Y., Lee, J.J., Srikanth, R., Lawn, B.R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, **29(12)**, 1201-8.

Zhang, F., Vanmeensel, K., Batuk, M., Hadermann, J., Inokoshi, M., Van Meerbeek, B. ve ark. (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*, **16**, 215-22.

Zhang, F., Vanmeensel, K., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Van Meerbeek, B. ve ark. (2014). 3Y-TZP ceramics with improved hydrothermal degradation resistance and fracture toughness. *Journal of the European Ceramic Society*, **34(10)**, 2453-63.

Zimmermann, M., Egli, G., Zaruba, M., Mehl, A. (2017). Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dental Materials Journal*, 2016-296.

Zucuni, C.P., Guilardi, L.F., Rippe, M.P., Pereira, G.K.R., Valandro, L.F. (2018). Polishing of ground Y-TZP ceramic is mandatory for improving the mechanical behavior. *Brazilian Dental Journal*, **29**, 483-91.

Zurek, A.D., Alfaro, M.F., Wee, A.G., Yuan, J.C.C., Barao, V.A., Mathew, M.T., Sukotjo, C. (2019). Wear characteristics and volume loss of CAD/CAM ceramic materials. *Journal of Prosthodontics*, **28(2)**, e510-e518.

HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

YENİ GELİŞTİRİLEN MONOLİTİK CAD/CAM MATERYALLERİNİN YAŞLANDIRMA SONRASI OPTİK VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 20	% 18	% 4	% 7
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 7
2	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
3	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
4	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
5	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
7	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
8	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	% 1