



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI HİBRİT VE SERAMİK MATERYALLERİN
ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA
SONRASI BÜKÜLME DİRENÇLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ece BİLDİR ÇAKIN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Semih BERKSUN**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI HİBRİT VE SERAMİK MATERYALLERİN
ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA
SONRASI BÜKÜLME DİRENÇLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ece BİLDİR ÇAKIN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Semih BERKSUN**

**ANKARA
2018**

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi'ne

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Hibrit ve Seramik Materyallerin Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Sonrası Bükülme Dirençlerinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Ece BİLDİR ÇAKIN
Tarih: 03.05.2018
İmza:

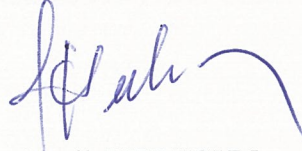
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan “Farklı Hibrit ve Seramik Materyallerin Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Sonrası Bükülme Dirençlerinin Değerlendirilmesi” başlıklı,

Ece BİLDİR ÇAKIN’a ait bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

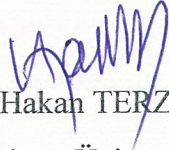
Tez savunma tarihi: 03/05/2018



Prof. Dr. Semih BERKSUN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı



Prof. Dr. Hakan TERZIOĞLU

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi



Prof. Dr. Selim ERKUT

Başkent Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ÖNSÖZ	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER	viii
ÇİZELGELER	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental Seramikler	2
1.1.1 Dental Seramik Sınıflaması	3
1.1.1.1. Cam Matriks Seramikler	4
1.1.1.1.1. Feldspatik Seramikler	5
1.1.1.1.2. Sentetik Seramikler	6
1.1.1.1.2.1. Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	6
1.1.1.1.2.2. Lityumdisilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	7
1.1.1.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityumsilikat İçeren Cam Seramikler	8
1.1.1.1.3. Cam İnfiltre Seramikler	9
1.1.1.2. Polikristalin Seramikler	10
1.1.1.2.1. Alumina	11
1.1.1.2.2. Stabilize Zirkonya	11
1.1.1.2.3. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina İle Güçlendirilmiş Zirkonya	13
1.1.1.3. Resin Matriks Seramikler	14
1.1.1.3.1. Resin Nanoseramikler	14
1.1.1.3.2. Resin Polimer Ağ Yapıdaki Cam Seramikler	16
1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Materyallerin Mekanik Özellikleri	16
1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri	19
1.3.1. Bükülme Direnci	19
1.3.2. Bükülme Direnci Tespiti	20
1.4. Yaşlandırma Teknikleri	21
1.4.1. Çiğneme Simülatörleri	24
2. GEREÇ VE YÖNTEM	26
2.1. Örneklerin Hazırlanması	26
2.2. Örneklerin Başlangıç Bükülme Dirençlerinin Tespiti	31
2.3. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Termomekanik Yaşlandırılması	31
2.4. Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılmış Örneklerin Nihai Bükülme Dirençlerinin Tespit Edilmesi	33
2.5. İstatistiksel Analiz	34
3. BULGULAR	35
3.1. Bükülme Direnci Bulguları	35
3.2. Young Modülü Bulguları	41
3.3. Aşınma Paterni Bulguları	46
4. TARTIŞMA	48
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
ÖZET	75

SUMMARY
KAYNAKLAR
ÖZGEÇMİŞ

76
77
91



ÖNSÖZ

Dental seramikler restoratif diş hekimliği alanında sıklıkla kullanılan ve estetik özellikleri sebebiyle ön plana çıkan materyallerdir. Her geçen gün yenilenen materyal içerikleri ve geliştirilen üretim metodları sonucu, dental seramiklerin de yapısal ve mekanik özellikleri oldukça geliştirilmiştir. Günümüz diş hekimliğinde, CAD/CAM sistemlerin yaygınlaşmasıyla birlikte; ürün çeşitliliği de artmıştır. Artan bu ürün çeşitliliği içerisinde, kimi zaman doğru materyal seçimi hekimler için zor olabilmektedir. Doğru materyal seçimi için; materyallerin yapısal ve mekanik özelliklerinin doğru değerlendirilmesi, ağız içi koşullar altında yüksek sağkalım oranları gösteren materyallerin tercih edilmesi ve doğru endikasyon koyulması büyük önem taşımaktadır. Bu tezde, CAD/CAM sistemlerde kullanılan farklı yapısal özelliklere sahip 3 farklı materyalin çiğneme simülatöründe yaşlandırma sonrası, bükülme dirençleri ve young modülleri değerlendirilmiştir. Yapılan bu in vitro çalışma ile materyallerin klinik davranışlarının ve olası klinik ömürlerinin öngörülmesi amaçlanmıştır.

Ankara Üniversitesi'ndeki eğitim sürecim boyunca ve bu tezin hazırlanması sırasında bana destek veren; sakinliği, yapıcı tavrı ve bilgisiyle bu süreci benim için kolaylaştıran danışman hocam Prof. Dr. Semih BERKSUN başta olmak üzere Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Mesleğine olan tutkusu ve özeniyle bana örnek olan ve desteğini hep hissettiren babam Eşref BİLDİR'e ve her durumda yanımda olduğunu bildiğim, kızları olmaktan gurur duyduğum annem Meral BİLDİR'e,

Beni bugün olduğum kişi haline getiren ve bana emek veren tüm aileme,

Hayat arkadaşım ve meslektaşım olarak tüm güzellikleri ve zorlukları benimle birlikte paylaşacağına inandığım; beni hep destekleyen ve hep yanımda olan eşim Buğra ÇAKIN'a,

Uzmanlık sürecimi benim için daha keyifli kılan, bu süreçte beni yalnız bırakmayan Dr. Dt. Bora AKAT'a, hem odasını hem de neşesini ve bilgisini benimle paylaşan Dr. Dt. Ayben BAYRAK'a, başladığım noktada bitirmeye bir adım daha yaklaştığıma beni inandıran Dr. Dt. Deniz YILMAZ'a, güzel bir gözle baktığımızda her şeyi toparlayıp yola devam edebileceğimizi gösteren Dt. Zekiye ÖZKIRAN'a ve uzmanlık eğitimim boyunca birlikte olmaktan ve çalışmaktan zevk aldığım tüm asistan arkadaşlarıma,

Bu süreçte yanımda oldukları ve hayatımda iz bıraktıkları için çok teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
ADA	: Amerikan Dişhekimleri Birliği
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Enstitüsü)
MPa	: Megapascal
µm	: Mikrometre
°C	: Santigrat derece
mm	: Milimetre
N	: Newton
Hz	: Hertz
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
La₂O₃	: Lantanyum oksit
SiO₂	: Silikon dioksit
CaO	: Kalsiyum oksit
MgAl₂O₄	: Magnezyum alüminat
ZnO	: Çinko oksit
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
Y₂O₃	: İtiryum oksit
Y-TZP	: İtiryum tetragonal zirkonya polikristal
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
mm²	: milimetrekare
sn	: saniye
mm/sn	: milimetre/saniye

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Kullanılan CAD/CAM blokları	27
Şekil 2.2. Örneklerin Mikrocut cihazında kesilmesi	28
Şekil 2.3. Suprinity örneklerin kristalizasyon işlemi	28
Şekil 2.4. IPS e.max Crystall Glaze Liquid ve IPS e.max Crystall Glaze Paste	30
Şekil 2.5. Vita Suprinity Polishing Set Technical	30
Şekil 2.7. Üniversal test cihazı	31
Şekil 2.8. Örneklerle 3 nokta bükülme testi uygulanması	31
Şekil 2.9. Çiğneme simülatörü	32
Şekil 2.10. Çiğneme simülatörüne bağlanmış örnekler	32
Şekil 2.11. Termomekanik yaşlandırma uygulanan örnekler	33
Şekil 2.12. Termomekanik yaşlandırma işlemini tamamlamış örnekler	33
Şekil 2.13. Yaşlandırma işlemi sonrası örneklerde meydana gelen aşınmalar	33
Şekil 3.1. Örnek gruplarının ortalama bükülme direnci değerleri	37
Şekil 3.2. Materyallerin ortalama young modülü değerleri grafiği	43
Şekil 3.3. Lava Ultimate örneklerin yüzeyinde görülen yorulma izleri	47
Şekil 3.4. Vita Suprinity örneklerin yüzeyinde görülen çizilme aşınması izleri	47
Şekil 3.5. IPS e.max CAD yüzeylerinde görülen belirgin çizilme aşınması	47

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1.	Kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmalar	27
Çizelge 2.2.	IPS e.max CAD Kristalizasyon Fırınlama Değerleri	29
Çizelge 2.3.	IPS e.max CAD Glaze İşlemi Fırınlama Değerleri	29
Çizelge 2.4.	Vita Suprinity Kristalizasyon Fırınlama Değerleri	30
Çizelge 2.5.	Çalışmada yer alan gruplar	30
Çizelge 3.1.	Kırılmanın Meydana Geldiği Maksimum Yük Değerleri (Newton)	35
Çizelge 3.2.	Örneklerin maksimum bükülme direnci değerleri (Megapascal)	36
Çizelge 3.3.	Bükülme direnci verileri için tanımlayıcı istatistikler	38
Çizelge 3.4.	Bükülme direnci verilerinin normal dağılıma uygunluğunu gösteren Shapiro-Wilk Testi	38
Çizelge 3.5.	Bağımsız değişkenler için T-Testi istatistiği	39
Çizelge 3.6.	Tek Yönlü varyans analizi sonuçları	39
Çizelge 3.7.	Bükülme direnci için Tukey Post Hoc test değerleri	40
Çizelge 3.8.	Örneklerin Young Modülü değerleri	42
Çizelge 3.9.	Young modülü değerleri tanımlayıcı istatistikleri	42
Çizelge 3.10.	Young modülü değerlerinin normal dağılıma uygunluğunu gösteren Shapiro-wilk testi verileri	43
Çizelge 3.11.	Young modülü değerleri için T-testi istatistiği verileri	44
Çizelge 3.12.	Young modülü değerleri tek yönlü varyans analizi sonuçları	45
Çizelge 3.13.	Young modülü değerleri Post Hoc Tukey testi sonuçları	45

1. GİRİŞ

Yüz yılı aşkın süredir seramikler, estetik diş hekimliğinin temel alanlarından birini oluşturmaktadır. Estetik beklentiler nedeniyle metal destekli restorasyonların yerini hızla tam seramik restorasyonlar almaktadır (Gracis ve ark., 2015). Tam seramik restorasyonlar fiziksel olarak nispeten zayıf olmakla birlikte, tam seramiklerin kırılma dayanıklılığını çözmeye yönelik çalışmalar sürmektedir (Heintze ve Rousson, 2010 ve Kelly, 2008). Bu amaçla kırılma dayanıklılığını arttırmaya yönelik güçlendirilmiş seramik korlar geliştirilmiştir (Tsalouchou ve ark., 2008).

Seramik restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel yöntemler; zaman alıcı, teknik hassasiyet gerektiren ve birçok değişken mevcut olduğu için öngörülemeyen bir teknik olarak tanımlanabilmektedir. Bu açıdan, CAD/CAM sistemleri hem diş hekimleri hem de laboratuvarlar için tercih edilen bir alternatif oluşturmaktadır (Miyazaki ve ark., 2013).

CAD/CAM teknolojisinin klinik kullanıma girmesiyle, hekimler tek seansta tam seramik restorasyonları tasarlayıp, üretip, simante etme imkanı bulmuştur. Bu yöntemle üretilen seramik restorasyonlar, mükemmel bir uyum, dayanıklılık ve uzun ömürlü klinik kullanım göstermektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010).

CAD/CAM sistemler aynı zamanda, In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) gibi yüksek dayanıma sahip seramiklerin üretim süresini %90'a kadar azaltabilmektedir (Liu ve Essig, 2008). Ayrıca, endüstriyel olarak imal edilen bloklar, diğer restoratif seçeneklerle kıyaslandığında; minimal kusurlar içeren çok daha homojen bir yapı göstermektedir (Hickel ve Manhart, 2001 ve Manhart ve ark., 2004). CAD/CAM teknolojisi bu avantajlarının yanı sıra, pratikte geleneksel tekniklerle üretim imkanı bulunmayan polikristalin seramikler (Abduo ve ark., 2010 ve Holand ve ark., 2009) ve hibrit seramikler gibi materyallerin araştırılmasına ve geliştirilmesine aracı olmuştur (Kelly ve Benetti, 2011 ve Liu ve ark., 2012). Bu

materyaller tam seramik kronların ve kısa köprülerin posterior bölge gibi yüksek çığneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda da kullanımına imkan sağlamıştır (Beuer ve ark., 2010; Miyazaki ve ark., 2013 ve Wittneben ve ark., 2009).

1.1. Dental Seramikler

Seramikler, büyük bir kısmı inorganik non-metalik materyallerden oluşan katı bileşikler olarak tanımlanabilmektedir. Isı uygulaması ile kaynaştırılarak, katı bileşenlerin bir araya gelmesiyle kristal yapılar oluşturması sonucunda meydana gelmektedirler (Barsoum, 1997). Seramiklerin özellikleri temel olarak kristal içeriği ve kimyasal bileşimlerle belirlenmektedir. Genel olarak seramikler, sıkışma tipi streslere karşı dirençli, yüksek kimyasal dayanıma sahip ve yüksek sıcaklığa karşı dirençlidirler (Roesler ve ark., 2010). Bu avantajları sebebiyle seramikler, biyomedikal mühendisliği ve biomateriyal bilimi dahil olmak üzere çok çeşitli endüstrilerde kullanılmaktadır (Kamitakahara ve ark., 2008).

Diş hekimliğinde de, seramikler restoratif materyal olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır. İlk tam seramik kron, 1886'da Land tarafından, fazla madde kaybı olan dişe uygulanmıştır (Land, 1903). "Porselen jaket kron" olarak adlandırılan sistem yüksek ısıda erimiş felspatik porselenden üretilmiştir. Bu restorasyonlar doğal estetiği yatsıtmakla birlikte, porselenin düşük dayanıklılığı sebebiyle yüksek başarısızlık oranları göstermiştir (O'Brien, 1989). Daha sonra 1960'ların ortalarında, John McLean l6süt içeren felspatik porselen uygulamasını başlatmıştır. O günden bu güne değin, tam seramik restoratif materyal geliştirme ve üretme çalışmaları devam etmektedir. Günümüz diş hekimliğinde, farklı yapı, kompozisyon, üretim şekli ve özelliklere sahip pek çok tam seramik sistem mevcuttur. Materyallerdeki bu çeşitlilik seramiklerin sınıflandırılmasını gerektirmiştir (Peampring ve Sanohkan, 2014).

1.1.1 Dental Seramik Sınıflaması

Diş hekimliğinde kullanılan seramik sınıflaması iletişim ve eğitim de dahil olmak üzere birçok alanda faydalı olmaktadır. İdeal olarak bir sınıflandırma sistemi; materyalin nerede kullanılacağı (anterior/posterior), hangi tip restorasyonda kullanılacağı (parsiyel veya tam kron, kısa ya da uzun gövde) ve nasıl simante edilmesi gerektiği (adeziv veya geleneksel) gibi konularda klinik açıdan önemli bilgiler vermektedir. Bununla birlikte; klinik endikasyon, içerik, asitlenebilirlik, üretim metodu, fırınlama dereceleri, mikroyapı, translusensi, kırılma dayanımı ve karşıt ark aşındırma miktarı gibi özelliklere odaklanan farklı sınıflandırma sistemleri de mevcuttur (Anusavice ve ark., 2012; Helvey, 2014; Sakaguchi ve Powers, 2012). Ancak bu sınıflamalar belirsiz olma ve yanlış anlaşılma eğilimindedirler. Seramikleri içeriklerine göre sınıflandırmak, hem teknisyenlerin hem de klinisyenlerin seramiğin içeriğini anlayarak ideal sonuca ulaşabilmesini sağlamak açısından mantıklı bir yöntemdir (Giordano ve McLaren, 2010; Martin, 2012; Mc Laren ve Phone, 2009).

Sıkça kullanılan, Kelly ve Benetti tarafından yapılmış sınıflama seramik materyalleri cam içeriklerine göre gruplandırmıştır. Bu sınıflama aşağıda gösterilen şekildedir (Kelly ve Benetti, 2011):

- 1) Ağırlıklı olarak cam içeren
- 2) Partikül dolduruculu camlar
- 3) Cam içermeyen polikristalin seramikler

Ancak Kelly ve Benetti sınıflandırması, seramik teknolojisinde meydana gelen temel gelişmelerden birini: Materyallerin üretim sürecinin, doğal olarak oluşan bileşenlerden (yani felspar), sentetik olarak üretilmiş seramiklere doğru kaymasını dikkate almamaktadır. Ayrıca bu sınıflama, yüksek dolduruculu seramikler olan rezin-matriks materyalleri içermemektedir (Gracis ve ark., 2015).

Bu materyaller, Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından; seramik benzeri özellikler taşımaları ve herhangi bir sınıflandırma sistemine dahil

edilmemeleri nedeniyle “seramik” olarak kodlanmıştır (American Dental Association: CDT, 2015).

Bu sebeplerle birlikte; CAD/CAM sistemlerin ortaya çıkması ve klinik kullanımda yaygınlaşması sonucu; geleneksel seramik sınıflandırmasında da farklılıklar meydana gelmiştir. Piyasaya yeni çıkan materyaller sonucu daha güncel bir sınıflama ihtiyacı doğmuştur. Gracis ve ark. 2015 yılında yayınladıkları makalede; restoratif seramik materyallerin formülasyonlarındaki spesifik özelliklerin varlığına dayalı yeni bir yaklaşım önermektedir. Bu yeni sınıflandırmaya göre; dental seramikler 3 gruba ayrılmaktadır:

- 1) **Cam matriks seramikler:** Metalik olmayan, cam faz içeren, inorganik seramik materyallerdir.
- 2) **Polikristalin seramikler:** Metalik olmayan, cam faz içermeyen, inorganik seramik materyallerdir.
- 3) **Rezin matriks seramikler:** Ağırlıklı olarak, porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi inorganik ısıya dayanıklı komponentler içeren polimer matrikslerdir .

1.1.1.1. Cam Matriks Seramikler

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramikler camlı seramiklerdir. Camlar atomların üç boyutlu ağ yapısı oluşturmasıyla meydana gelmektedirler ve düzenli bir yapıları yoktur. Dental seramiklerdeki camlar feldspar adı verilen bir grup mineralden elde edilmiş ve silika (silisyum oksit) ve alümina (alüminyum oksit) üzerine kurulmuşlardır (Anusavice ve ark., 2012).

1.1.1.1.1. Feldspatik Seramikler

Cam seramikler, doldurucu olarak bir miktar alümina ve seramik kristalleri içeren temelde camsı silikon dioksit matriksten oluşmaktadır. Cam içerikli tam seramiklerin mekanik ve fiziksel özellikleri, kristal içeriğinin boyutlarına ve oranlarına bağlıdır (Giordano ve McLaren, 2010). Temelde camsı faz ve doldurucu olarak %50'den az lōsit kristalleri içeren feldspatik porselen, esas olarak konvansiyonel metod olan toz likit tekniğiyle, porselen jaket kronların üretiminde ve veneer porseleni olarak kullanılmaktadır. Feldspar yapısındaki camlar fırınlama sırasında kristalizasyona (devitrifikasyon) dirençlidirler, uzun fırınlama ısı aralığına sahiptirler ve biyouyumludurlar (O'Brien, 2008).

Makinede işlenebilen feldspatik porselenlerin mekanik özellikleri, konvansiyonel feldspatik porselenler ile kıyaslandığında oldukça geliştirilmiştir. Vitabloks Mark II, Vita Triluxe Bloc, Vitablocks Esthetic Line, Vitadur, Vita VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Germany), CEREC bloks (Sirona, Erlangen, Germany); makinede işlenebilen feldspatik porselen olup, bilgisayar destekli dizayn/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanılarak kron üretimine imkan vermektedir. İnce partikül büyüklüğü, partiküllerin sıkıştırabilirliğini arttırarak; makine ile işlenebilen seramik blokların tipik özelliği olan, kompakt, sağlam neredeyse gözeneksiz (pore-free) bir mikroyapı elde edilmesine imkan vermektedir (Giordano, 2006 ve Giordano ve McLaren, 2010). Mikroyapıdaki geliştirilmiş homojenite, materyalin kırılma dayanıklılığının artmasına da katkı sağlamaktadır. Cilalanmış materyalin dayanıklılığı ortalama 130 MPa civarındadır (Giordano, 2000). Bu gruptaki blokların klinik uygulamaları; tek kronlar, inlay ve onleyler gibi monolitik tam seramik restorasyonları içermektedir (Giordano, 2006).

1.1.1.1.2. Sentetik Seramikler

Silikon dioksit esaslı cam seramiklerin zayıf mekanik özelliklerini geliştirmek adına lōsit ve lityum disilikat kristalleri eklenerek; materyallerin dayanıklılığı arttırılmaya çalışılmıştır (Gracis ve ark., 2015).

1.1.1.1.2.1. Lōsit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu, lōsit adı verilen, potasyum alümina silikat ($\text{SiO}_2.\text{Al}_2\text{O}_3.\text{K}_2\text{O}$) yapıdaki kristalin mineral partikülleridir (Cattell ve ark., 2001). Lōsit ile güçlendirilmiş cam seramikler %50'den daha fazla lōsit kristalleri içeren iki ayrı formda mevcuttur; bunlar preslenebilenler ve makine ile işlenebilen bloklardır. Preslenebilen seramik sistemleri kayıp mum tekniği kullanılarak üretilmektedir (Cattell ve ark., 2001). Preslenebilen seramiklerin mikroyapısı, konvansiyonel fırınlanan porselenler ile kıyaslandığında daha az pörözite göstermektedir (Drummond ve ark., 2000). IPS Empres (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) lōsit esaslı preslenebilen sistemlere örnek bir ticari üründür. Bu sistemin en önemli avantajı, materyalin içinde homojen olarak dağılan lōsit kristallerinin, mikroçatlakların oluşumuna neden olan gerilme stresine karşı koyan bir bariyer oluşturmasıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Isı ve basıncın bir arada kullanılması, seramiğin büzülme miktarının azalmasını ve daha yüksek bir bükülme direncine sahip olmasını sağlamaktadır. Çekirdek seramiğin bükülme direnci yaklaşık 120 MPa iken, boyama ve glazür işlemlerinden sonra 200 MPa'a kadar çıkabilmektedir. Aşınma özellikleri ve aşınmaya direnci, doğal dişe yakındır. Ancak bu sistem tam seramik köprü uygulamaları için yeterli mekanik dirence sahip değildir (Van Noort, 2007).

IPS Empres CAD (Ivoclar vivadent, Liechtenstein), lōsitle güçlendirilmiş cam seramiklerin makine ile işlenebilen bir formudur. Hem IPS Empres Esthetic hem de

IPS Empres CAD, anterior monolitik restorasyonların üretiminde kullanılabilir kadar translüsenstir (Lin ve ark., 2012).

Homojenlik ve ışık dağılım özellikleri sayesinde IPS Empres CAD, dengeli bukalemun efekti sağlamaktadır. Optik özelliklerinin yanı sıra IPS Empres CAD restorasyonları, doğal translüsenzi özelliklere sahip çok estetik ve 160 MPa sağlamlık değeri ile karakterizedir. Laminalar, inleyler, onleyler, anterior ve posterior kronların üretiminde kullanılabilir (Beier ve ark., 2012). Bu materyallerin posterior bölgelerde kron restorasyonlarında kullanıldığında, başarı oranlarının çok yüksek olmadığını gösteren bazı çalışmalar da bulunmaktadır (Guess ve ark., 2011 ve Roggendorf ve ark., 2012).

1.1.1.1.2.2. Lityumdisilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı, hacimce yaklaşık %70 oranında cam matriks içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içermektedir. Bu kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press (Ivoclar vivadent, Liechtenstein) ve IPS e.max CAD (Ivoclar vivadent, Liechtenstein)'in kristalleri aynı kompozisyondadır. Her iki yapı da %70 lityum disilikattan oluşur ancak bu kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklılık göstermektedir. Bu yüzden iki materyalin elastisite modülü, kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri aynı iken; bükülme direnci ve kırılma sertliği IPS e.max Press için bir miktar daha fazladır (Scientific Documentation IPS e.max, 2015).

2005 yılında tanıtılan IPS e.max Press, kayıp mum ve sıcak pres tekniklerinin bir kombinasyonu ile üretilen lityum disilikat cam seramikten oluşmaktadır (Ritter, 2010). IPS e.max Press'in bükülme direnci yaklaşık 400 MPa'dır, bu da yıkıcı parafonksiyonel hareketlerden kaynaklanan streslere direnebilecek tavsiye edilen değerdir (Cattell ve ark., 1997). Dayanıklılığı ve çok yönlülüğü sayesinde; anterior/posterior kronlar, inleyler/onleyler, veneerler, ince veneerler, implant üstü

restorasyonlar ve anterior 3 üyeli köprü (2.premolara kadar) uygulamalarında kullanılabilir (Giordano ve McLaren, 2010 ve Guess ve ark., 2011).

Preslenebilen lityum disilikatların aksine, makine ile işlenebilen IPS e.max CAD gibi lityum disilikat bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine maruz bırakılmaktadır. İlk fırınlama işlemi sonrası, içerik lityum metasilikat kristalleri (%60) ve lityum disilikat kristallerinden (%40) oluşmaktadır. Bu aşamada, bloklar mavi renkte ve bükülme direnci işleme prosedürünü kolaylaştıran 130 ila 150 MPa civarında bulunmaktadır (Guess ve ark., 2011). Lityum disilikatın final kristalizasyonu 850°C'de meydana gelmektedir. Tam kristalize lityum disilikatın bükülme dayanıklılığı ortalama 360 MPa olmakla birlikte yapılan çalışmalarda 417 MPa kadar çıkabildiği gözlenmiştir (Zogheib ve ark., 2011). Bu yüksek dayanıklılık sayesinde posterior monolitik restorasyonlar IPS e.max CAD'tan başarıyla üretilebilmektedir (Guess ve ark., 2010).

1.1.1.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityumsilikat İçeren Cam Seramikler

Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Germany) piyasaya yeni çıkan bir cam seramik materyaldir. Ağırlıkça %10 zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat seramik yapısındadır. Materyalin özel ince tanecikli yapısı, homojen bir yapı sağlayarak materyale mükemmel bir nitelik ve güvenilirlik kazandırmaktadır; ayrıca yüksek yükleme kapasitesi ve uzun dönem dayanıklılık sağlamaktadır. Yüksek translusensi, floresans ve opalesansı sayesinde VITA Suprinity mükemmel estetik özellikler sunmaktadır. Kolay işlenebilme özelliğine sahiptir. Yüksek fırınlanma stabilitesi ön plana çıkan özelliklerindedir. Ayrıca, manuel olarak kolaylıkla işlenebilmekte ve polisajlanabilmektedir. Lityumdisilikat seramikler ile kıyaslandığında, daha gelişmiş bir kenar stabilitesi (0.16 mm kalınlığında marjinal uyum) göstermektedir.

VITA Suprinity, monolitik restorasyonlar için geliştirilmiş olmasının yanı sıra istendiğinde VITA VM11® veneer materyali kullanılarak; renklerle kolaylıkla oynanabilmektedir. VITA Suprinity bükülme dayanıklılığı ortalama 420 MPa olarak

bulunmuştur. Bu bükülme dayanıklılığı değeri diğer cam seramik materyaller ile kıyaslandığında, VITA Suprinity'e implantüstü restorasyonlarda üst yapı materyali olarak kullanılabilme imkanı sağlamaktadır. VITA Suprinity'in aşınma direnci değerlendirildiğinde ortalama 155 µm'lik bir aşınma miktarı saptanmıştır (50 N yükleme kuvveti ile 1.2 x 10⁵ döngü, 1.6 Hz, 600 termal döngü 5-55 °C). Bu değer feldspatik seramikler ile benzer ölçüdedir (VITA Scientific Documentation, 2015).

Densply firması tarafından üretilen Celtra Duo yeni bir grup olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat (ZLS) içerikli yüksek dayanıklılığa sahip cam seramik materyaldir. ZLS'nin kimyasal özelliklerinin bir sonucu olarak mikroyapıya üstün translusensi ve dayanıklılık sağlamaktadır. Tam kristalize Celtra Duo bloklar 420 MPa'lık yüksek intrinsik dayanıklılık göstermektedir. Freze edilmiş restorasyonların bükülme direnci 200 MPa'ın üzerindedir, mekanik parlatma sonrası ise 210 MPa'a ulaşmaktadır. Renklendirme ve glaze işlemi sonrası ise 370 MPa'lık maksimum değere ulaşmaktadır. Tek üye restorasyonlarda, tam seramik kron, inley, onley ve veneerlerde kullanım endikasyonu bulunmaktadır. İki ayrı bükülme direnci değerinde kullanılabilir; 370 MPa ve 210 MPa olmak üzere. Chairside olarak (hasta başında) uygulanıp, polisaj yapılarak bitim imkanı tanımaktadır. Translusensi, fluoresans ve opalesans özellikleri ile mevcut dişlerle bukalemun etkisi yaratmaktadır. Mükemmel uyum ve uzun dönem stabilite göstermektedir. %10 zirkonyum içeriği, neredeyse moleküler düzeyde çözülmüş haldedir. Gelişmiş ZLS mikroyapı, dayanıklılığı artırırken, translusensinin korunmasına izin vermektedir. %10 zirkonya ile güçlendirilmiş cam matris bulutlanma yapmaksızın; yüksek bükülme direnci sağlamaktadır (Densply Celtra Duo Dentist Brochure, 2017).

1.1.1.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler, slip-cast tekniği ile pöröz alt yapıya, camın infiltrasyon edilmesi yöntemiyle, pörözitenin azaltılması ve dayanıklılığının artırılması sonucu elde edilen altyapı materyalleridir. Alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadırlar.

Alümina Cam İnfiltre Seramikler: Ultra ince Al_2O_3 parçacıklarından oluşan; boşlukları özel bir tip cam ile doldurulmuş homojen yapısı sayesinde; gerilme eğilme dayanımı diğer seramik sistemlerine göre oldukça yüksektir (Rosenblum ve Schulman, 1997). In-Ceram Alumina, bu grupta yer alan seramik sistemlere örnek olarak verilebilir. Farklı partikül boyutlarında alümina içeren materyalin bileşiminde, Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve % 0,7 oranında diğer oksitler bulunmaktadır. 500 Mpa'lık kırılma dayanıklılığına sahip materyal; opak yapısı sebebiyle, veneer seramik uygulanmasına ihtiyaç duymaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Alümina Magnezyum Cam İnfiltre Seramikler: $MgAl_2O_4$ oldukça yüksek erime noktası ($2135^\circ C$) ve yüksek dayanıklılığı sebebiyle diş hekimliğinde kullanıma uygundur. In-Ceram Spinell bu grupta diğer öne çıkan ticari ürün olmuştur. In-Ceram Spinell, düşük elektriksel ve ısıl iletkenliğe sahiptir. Bu özelliklere ek olarak; optik özellikleri de ön plana çıkmaktadır. 350 MPa'lık kırılma dayanımı ile birlikte, oldukça iyi translüsensi göstermektedir. Kristalin fazının kırılma indeksi cama yakın değerler gösterdiği için; In-Ceram Alumina'dan iki kat daha translüsenttir (Shenoy ve Shenoy, 2010).

Alümina Zirkonya Cam İnfiltre Seramikler: In-Ceram Alümina'ya kısmen stabilize zirkonyanın eklenmesiyle oluşturulmuştur. En bilinen örneği; In-Ceram Zirkonya'dır. Materyalin bileşiminde, Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve % 0,7 oranında diğer oksitler bulunmaktadır. 700 Mpa'lık kırılma dayanımına sahip olan materyal, düşük translüsensi göstermektedir (Sriamporn ve ark., 2014).

1.1.1.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde camsı yapı bulunmamaktadır. Kristal atomları camsı seramiklerle karşılaştırıldığında, daha düzenli ve yoğun bir yapı göstermektedir. Bu nedenle, polikristalin seramikler camsı seramiklerden daha sert ve

dirençlidirler. Mekanik üstünlüklerine karşın polikristalin seramikler, camı seramiklere göre daha opak yapıdadırlar (Sriamporn ve ark., 2014).

1.1.1.2.1. Alumina

Yüksek oranda (%99,5) Al_2O_3 içeren materyal; ilk olarak Nobel Biocare firması tarafından Procera AllCeram ismiyle piyasaya çıkmıştır. Preslenip, öğütülmüş alüminyum tozunun $1600^\circ C$ 'de sinterlenmesiyle üretilen blok, yaklaşık 600 Mpa'lık kırılma dayanımına sahiptir. Mekanik özellikleri ve dönüşüm sertleşmesi gibi özellikleri geliştirilmiş stabilize zirkonya materyalleri piyasaya çıktığı için; günümüzde yaygın olarak kullanılmamaktadır (Giordano ve McLaren, 2010).

1.1.1.2.2. Stabilize Zirkonya

Zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya) monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere 3 farklı fazda bulunmaktadır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve $1170^\circ C$ ' ye kadar bu fazda stabil kalmaktadır. Bu sıcaklığın üzerine çıktığında, tetragonal faza dönüşmeye başlamaktadır (Liu ve Essig, 2008). Bu faz değişimi zirkonyada %3-5 oranında hacim artışına, internal streslerin ve kırıkların oluşmasına sebep olmaktadır (Manicone ve ark., 2007).

Zirkonyanın istenmeyen faz değişimini engelleyerek oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlamak ve genişmesini önlemek için yapısına %3 mol itriyum oksit (Y_2O_3) eklenmektedir. Bu yapıya itriyum tetragonal zirkonya polikristal (*Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystals*- Y-TZP) veya itriyum ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya adı verilmektedir (Kelly ve Denry, 2008).

Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır. Y-TZP gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya

başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlamakta ve %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlakların ilerlemesini engellemektedir. 'Dönüşüm sertleşmesi' (transformation toughening) adı verilen bu durum Y-TZP' ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Y-TZP tam seramik restorasyonların üretilmesi, yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş Y-TZP blokların CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilmesiyle mümkün olmaktadır. Son yıllarda giderek popülerite kazanan ve birçok üretici tarafından tavsiye edilen yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) Y-TZP bloklar, CAD/CAM sistemleri ile şekillendirildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Her ürünün sinterleme koşulunun farklı olmasına bağlı olarak sinterleme sıcaklığı 1350-1550°C 'ye ulaşmakta, süresi ise 2-5 saat arasında değişmektedir (Kelly ve Denry, 2008).

Zirkonya restorasyonları için yüksek başarı oranları rapor edilmiştir. Örtörp ve arkadaşlarının zirkonya kor üzerine veneerlenmiş porselen restorasyonların kırılma direnci üzerine yapmış olduğu çalışmada, 3 yıllık kullanım sonucu zirkonya korların hiçbirinde kırılma meydana gelmemiştir. Ancak 4 vakada veneerlenmiş porselende chipping (kırılma, atma) görülmüştür (Örtörp ve ark., 2009). Yapılan diğer çalışmalarda da, 2-5 yıllık kullanımda zirkonya tek kronlar %91.7'den %100'e kadar değişen yüksek sağkalım oranları göstermiştir (Bindl ve Mörmann, 2004 ve Bona ve Kelly, 2008). Y-TZP alt yapılı restorasyonlarda en sık görülen komplikasyon veneerlenmiş porselende kırılma olarak rapor edilmiştir (Saito ve ark., 2010).

Yüksek translusens zirkonya veneer seramik uygulamasına gerek duyulmaksızın full-kontur kronların şekillendirilmesinde ve üretiminde kullanılabilir. Bir in vitro çalışma full-kontur zirkonya restorasyonların, veneerlenmiş zirkonya kronlara göre karşıt materyallerde daha az aşınmaya sebep olduğunu göstermiştir (Preis ve ark., 2013).

NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare), Lava/ Lava Plus (3M ESPE), Sirona inCoris TZI, In-Ceram YZ (Vita), Zirkon (DCS), Katana Zirconia ML (Noritake), Cercon HT (Dentsply), Prettau Zirconia (Zirkonzahn), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Zenostar (Wieland), Bruxzir (Glidewell Lab) piyasada bulunan başlıca stabilize zirkonya bloklardır. Ürünlerin geliştirilmesiyle birlikte; translusensi seviyeleri artmış ve full anatomik restorasyonların üretimi için uygun translucent zirkonyum oksit bloklar elde edilmiştir. Böylelikle, dokuz üyeye kadar çıkabilen anatomik boyutlu kronlar ve köprüler üretilebilmektedir. Aynı zamanda restorasyon yapılacak diş ile antagonist arasında sınırlı alan olduğu durumlarda da tercih edilmektedir. Materyal korozyona oldukça dirençlidir ve 1000 MPa'ın üstünde yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptir (Guess ve ark., 2011 ve Swain, 2009).

1.1.1.2.3. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya

Tetragonal fazdaki zirkonyanın genellikle kısmen stabilize olması ve alüminanın ortalama bir dayanıklılık göstermesi sebebiyle; mikro ya da nano düzeyde parçacıkların eklenmesiyle oluşturulan; alümina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya [ATZ]) materyaller geliştirilmiştir (Roualdes ve ark., 2010). Zirkonya ve alümina miktarları firmadan firmaya değişmekle birlikte; ZTA'nın ağırlıkça %50'den fazla alümina, ATZ'nin de ağırlıkça %50'den fazla zirkonya içermesi gerekmektedir (Naglieri ve ark., 2013). Nanozir (Griesheim, Germany), bu grup içinde öne çıkan ticari örneklerdendir.

Bu malzemelerin Y-TZP ile kıyaslandığında üstünlükleri; düşük sıcaklıkta bozulma direnci, yüksek dayanıklılık, kırılma tokluğu “fracture toughness” ve Y-TZP göre iki kat fazla siklik yorulma direncidir “cyclic fatigue strenght” (Takano ve ark., 2012).

1.1.1.3. Rezin Matriks Seramikler

Magne ve ark. yaptıkları çalışmada, makine ile işlenebilen kompozit rezinler gibi yüksek sünebilirliğe (high ductile) sahip materyaller ile kıyaslandığında; tam seramik gibi kırılğan materyallerde, kırıkların çok daha kolay başladığını bulmuşlardır. Millenmiş kronun santral oluğundaki yüksek gerilme tipi streslere kırılğan seramikler karşı koyamamaktadır (Magne ve ark., 2010).

1.1.1.3.1. Rezin Nanoseramikler

Rezin nanoseramik materyal grubundaki ticari örnekler, Lava Ultimate (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) ve GC Cerasmart (GC America, Alsip, IL, USA)'tır.

Lava Ultimate (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) CAD/CAM'in temel özelliği gelişmiş rezin nano seramik teknolojisidir. Materyal in %80'i polimerik bir matriks içine gömülü nano seramik partiküllerden (birbirine bağlı zirkonyum ve silika nano partiküller) oluşmaktadır. Materyal, kompozit gibi kırılğan değildir, yüksek kırılma direncine sahip olup, seramik özellikleri dolayısıyla da mükemmel cilalanabilirlik ve uzun süre kalıcı estetik olanağı sunmaktadır. Bu materyal kolaylıkla hasta başında freze edilip, cilalanabilir ve freze sonrası tekrar fırınlama gerektirmemektedir. Işınla sertleşen kompozitlerle ağız içi uyumlandırma imkanı da tanımaktadır.

Lava Ultimate CAD/CAM 200 MPa'lık yüksek bükülme direnci göstermektedir. Cam gibi kırılğan değildir ve monolitik doğası veneerlerdeki chipping (kırılıp atma) riskini ortadan kaldırmaktadır. Inley, onley, anterior/posterior parsiyel ve tam kronlarda kullanılabilir (3M Dental Products Lava Ultimate, 2016).

Lava Ultimate CAD/CAM'in esneklik gücü IPS Empres CAD ve VITABLOCS Mark II'ye oranla daha yüksektir. Elastisite modülü ise dentine yakın değerler göstermektedir. Düşük elastisite modülü yük altında daha fazla deforme

olmasına neden olmakla birlikte Lava Ultimate cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe edebilmektedir. Yüksek güç ve düşük modülün birleşimi sonucu daha yüksek bir reziliens ortaya çıkmaktadır.

Lava Ultimate'in mine üzerindeki aşındırıcı etkisi ise; IPS Empres CAD ve IPS e.max CAD'e göre belirgin bir şekilde daha azdır (3M Dental Products Lava Ultimate, 2016 ve Lawson ve ark., 2016).

GC Cerasmart (GC America, Alsip, IL, USA), esnek nanoseramik matriks yapısı ile üstün fiziksel özellikler sunmaktadır. Tamamen homojen olan nanoseramik yapı kompozit ve yüksek dayanıklılıktaki seramiğin istenilen özelliklerini bir arada toplamaktadır. İnce ve homojen olarak dağılmış partiküller, materyale uzun süreli parlaklık ve aşınma direnci sağlamaktadır. Doğal opalesans özelliği ile diş yapısıyla uyum göstermektedir. 230 MPa'lık bükülme direnci ile, tam kron, implant destekli kron, inley, onley, laminete ve veneer yapımının yanı sıra minimal invaziv restorasyonlarda da kullanılabilir. Hassas kenar adaptasyonu ve direnci uzun süreli marjinal uyum sağlamaktadır.

Dengeli yüzey sertliği karşı dişin aşınmasını azaltmada etkili olup, restorasyonun cilasının uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır. Kısa freze süresi ile verimli bir süreç sağlayarak, frezlerin servis ömrünü arttırmaktadır. Farklı translusensi seviyesine sahip blok seçenekleri mevcuttur. HT (Yüksek Şeffaflık) bloklar genellikle mine düzeyindeki restorasyonlarda ve inley-onley yapımında kullanılırken, LT (Düşük Şeffaflık) bloklar genellikle hem dentin hem de mine düzeyindeki restorasyonlarda tercih edilip; maskelemede kullanılmaktadır. Restorasyonda ek kişiselleştirme istendiğinde, Optiglaze ile renklendirilebilme imkanı da tanınmaktadır (GC Cerasmart Catolog, 2014).

1.1.1.3.2. Rezin Polimer Ağ Yapıdaki Cam Seramikler

VITA ENAMIC (VITA Zahnfabrik, Germany), seramik ve kompozit materyallerin iyi özelliklerinin kombine edildiği dual ağı yapıya sahip ilk hibrit dental seramiktir. Ağırlıklı olarak seramik yapı içeren ve ağı polimer yapı ile güçlendirilmiş VITA Enamic'te bu iki yapı tamamen iç içe geçmiştir.

Bu dual seramik-polimer yapı sayesinde, kompozit ve seramiğin avantajlarını birleştiren yeni bir ürün ortaya çıkmıştır. Bilimsel materyal testleri, VITA Enamic için daha yüksek kırılma yüklemesi kapasitesi, daha optimal elastisite değerleri ve kırık önleme özelliği bildirmektedir. Bükülme dayanıklılığı 150 MPa civarındadır. VITA Enamic, geleneksel dental seramiklere göre belirgin olarak daha az kırılma göstermektedir ve konvansiyonel (geleneksel) kompozit materyallere göre de aşınmaya çok daha dirençlidir. Doğal diş ve çeneler tarafından uygulanan kesme ve sıkışma tipi kuvvetlere karşı dirençli yapısı, materyale birçok farklı uygulama alanı tanımaktadır.

Enamic CAD/CAM bloklarının kullanımı yalnızca inley, onley, veneer ve anterior/posterior kron uygulamaları ile sınırlı kalmayıp; azaltılmış duvar kalınlığı sebebiyle minimal invaziv veya no-prep veneerlerde ve sınırlı aralığa sahip restorasyonlarda da kullanıma imkan sağlamaktadır. Aynı zamanda VITA Enamic geliştirilmiş kenar stabilitesi ile daha yüksek hassasiyet sağlayarak, geleneksel dental seramiklere göre daha kesin sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. VITA polisaj seti ile materyal kolaylıkla cilalanabilmektedir (VITA Enamic Scientific Documentation, 2016).

1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Materyallerin Mekanik Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, diş sert ve yumuşak dokularıyla biyouyumlu; çiğneme kuvvetlerine dayanıklı, ağız içi kimyasal ve termal etkilere dirençli, estetik beklentileri karşılayacak fiziksel ve mekanik özelliklere sahip

olmalıdır. Kullanılacak materyale ve endikasyona karar verirken; materyallerin mekanik özelliklerini bilmek, doğru tedavinin uygulanabilmesinde ve uzun dönem başarının sağlanmasında büyük önem taşımaktadır (Kümbüloğlu, 2017).

Materyallerin klinik performansını değerlendirebilmek adına yapılan testlerde öne çıkan bazı kavramları bilmek, materyalin klinik kullanımında ortaya çıkabilecek olası sonuçları öngörebilmek adına önemlidir (Wang ve ark., 2003). Bu kavramların başında; dışarıdan uygulanan deforme edici kuvvetler sonucu, nesne içinde bu kuvvetlere karşı direnç olarak oluşan “stres” kavramı gelmektedir. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre; tensile stres (çekme gerilimi), compression stres (sıkışma gerilimi), shear stres (makaslama gerilimi) ve bending stres (eğilme gerilimi) gibi farklı şekillerde meydana gelebilmektedir (O’Brien, 2008).

Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir nesneyi uzatmaya yönelik uygulanan kuvvete karşı oluşan gerilimdir.

Sıkışma Gerilimi (Compression Stress): Bir nesneyi sıkıştırmaya çalışan kuvvette karşı oluşan gerilimdir.

Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Bir nesnenin bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir.

Eğilme Gerilimi (Bending Stress): Bir nesneye üç ayrı bölgeden kuvvet uygulandığında, yapıda meydana gelen sıkışma, uzama ve kayma gerilimleridir (Zeng ve ark., 1998).

Uygulanan gerilime (strese) bağlı olarak nesnede meydana gelen deformasyonu tanımlamak için “strain” (gerinim) terimi kullanılmaktadır. Strain; kuvvet uygulanan nesnede meydana gelen boyut değişikliğinin nesnenin esas boyutuna oranı olarak da yorumlanabilmektedir. Mekanik özellikleri değerlendirme adına pek çok test yöntemi mevcut olmakla birlikte; farklı materyalleri kıyaslamada

en sık kullanılan yöntemlerden biri: materyallerin stres-strain grafiklerinden elde edilen verilerin karşılaştırılmasıdır. Stres-strain (gerilim-gerinim) arasındaki ilişki genel olarak materyalin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Özel test cihazlarıyla, materyale uygulanan kuvvet sonucu kırılma meydana gelene kadar oluşan boyutsal değişim devamlı izlenerek; “Gerilim-Gerinim Grafiği” oluşturulmaktadır (Caputo ve Standlee, 1987 ve Güngör ve ark., 2005).

Bir materyal artan streslere maruz kaldığında, gerilimin gerinime doğrusal olarak orantılı olmadığı bir noktaya ulaşılır. Materyalin deformasyon göstermeden dayanabildiği en yüksek gerilim-gerinim noktası “Oransal Limit” olarak isimlendirilmektedir. Oransal limite ulaşına kadar ki, gerilim-gerinim eğrisinin doğrusal kısmı “Elastisite Modülü’nü” vermektedir (O’Brien, 2008 ve Üstün ve ark., 2017).

Elastisite Modülü (Young Modülü): Stres-Strain (Gerilim-Gerinim) oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir ve materyalin sertliğinin ölçüsüdür. Aynı zamanda, kuvvet altında malzemede meydana gelen elastik şekil değişikliğinin ölçüsüdür. Birim alanda (1 mm^2), malzemenin boyunu bir birim (1 mm) arttırmak için gerekli kuvvet miktarını göstermektedir. Cismin elastisite modülü arttıkça, cismin esnekliği azalmakta ve dayanıklılığı artış göstermektedir (Anusavive, 2003).

Dental materyaller için kırılma dayanıklılığı ve bükülme direnci önemli kavramlar olmakla birlikte; doğal diş yapısının esnekliğini taklit eden elastisite modülü dentine yakın biyomimetik materyallerin klinik kullanımda başarılı sonuçlar verdiğine yönelik çalışmalar hızla artmaktadır. Swain ve ark., 2016’da yaptıkları bir çalışmada, 5 yıllık klinik kullanıma karşılık gelen çiğneme simülatöründe yaşlandırma sonucu Vita Enamic kronlarda hiç başarısızlık gözülmezken; 6 IPS e.max CAD örnekte minör kırıklar meydana gelmiş; 12 Vita Mark II restorasyonda ise başarısızlıkla sonuçlanan belirgin kırıklar gözlenmiştir. Bu sonuçlar elastisite modülü daha düşük olan materyallerin termomekanik döngüsel yükleme koşullarında daha başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir. Benzer şekilde Denry ve Kelly, 2014 ve Kelly ve ark., 2010 yılında yapılan çalışmalara göre de; döngüsel yorulma testinde

500,000 döngü uygulanmış örneklerde Vita Enamic restorasyonlar, lityumdisilikat cam seramikler kadar iyi performans göstermiştir. Düşük elastisite modülü nedeniyle Vita Enamic'in özellikle rijit implant üstü restorasyonlarda endike olduğu belirtilmiştir. (Silva ve ark., 2017)

1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri

Dental materyaller ağız boşluğunda yoğun dinamik yükler altında kalmaktadır, aynı zamanda ağız ortamı materyaller için olumsuz şartlar yaratabilmektedir. Bu amaçla materyallerin farklı özelliklerini klinik kullanıma girmeden önce değerlendirebilmek adına in vitro testler önerilmiştir (Wilson, 1990). Her özelliği değerlendiren kendine özgü bir test dizaynı ve klinik performansın daha iyi değerlendirilip, iyileştirilebilmesi adına önerilmiş birden çok test yöntemi mevcuttur. Seçilen test yöntemi kolay uygulanabilir ve aynı şartlar altında tekrarlanabilir olmalıdır. Bu amaçla standardizasyonu sağlayabilmek için ISO (International Organization for Standardization), dental materyaller için test standartları belirlemiştir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

1.3.1. Bükülme Direnci

Bir yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum stres, dayanıklılık (strength) olarak tanımlanmaktadır. Uygulanan kuvvetin şekline göre baskı, germe veya makaslama dayanıklılığı ortaya çıkabilmektedir. Eğer deney materyaline bir kuvvet uygulandığında, materyalin kesitinin bir kısmında baskı gerilimi, kesitin geri kalan kısmında çekme gerilimi meydana geliyorsa materyal eğilme halindedir. Eğilme halindeki materyalin, merkeze yakın bölgelerinde baskı gerilimleri; uç kısımlarında ise çekme gerilimleri meydana gelmektedir. Materyalde kırılma meydana gelene kadar yükleme yoluyla, materyallerin bükülme dirençleri (flexural strength) saptanmaktadır (O'Brien, 2008). Birçok dental materyal için, bükülme dirençleri ve elastisite özellikleri; çekme ve baskı gerilimlerinden daha fazla önem taşımaktadır. Özellikle kalıcı deformasyona neden olabilecek okluzal streslere maruz kalan materyallerin

yüksek bükülme direncine sahip olması istenmektedir (Wang ve ark., 2003). Bükülme direnci testleri, tekrarlanabilir olmaları ve güvenilir sonuçlar vermeleri sebebiyle; dental materyallerin dayanıklılıklarının incelenmesinde standart bir yöntem olarak uygulanmaktadır (Chung ve ark., 2004 ve Yap ve Teoh, 2003).

1.3.2. Bükülme Direnci Tespiti

Bükülme direnci ölçümünde kiriş şeklinde hazırlanmış olan örneğin her iki ucuda sabitlenmeden yalnızca desteklenerek orta noktadan kuvvet uygulanmaktadır. Bu teste üç nokta bükülme veya esneme testi denmektedir . Bükülme (eğme) testleri; tek eksenli, 2 nokta, üç nokta, dört nokta bükülme ve çift eksenli bükülme testleri gibi farklı yöntemlerle uygulanmakla birlikte; diş hekimliği alanında sıklıkla üç nokta ve dört nokta bükülme testleri tercih edilmektedir (Giordano ve ark., 1995 ve Sakaguchi ve Powers, 2012).

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklinde hazırlanmış örnek iki silindir üzerine yerleştirilmekte ve orta noktadan yük uygulanarak maksimum bükülme gerilmesi beklenmektedir. Verilerin analizinde kiriş teorisi kullanılmaktadır. Kuvvet arttıkça ve örnek büküldülçe; eğme açısı ve eğilme momenti (kuvvet x mesafe) değerleri kaydedilmektedir. Bu test yönteminde yalnızca bükülme direnci değil, beklenen boyutsal değişim miktarı da elde edilmektedir. Ayrıca elde edilen veriler kullanılarak materyalin elastisite modülü de hesaplanmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Dört nokta bükülme testinde ise, üç nokta bükülme testinden farklı olarak orta kısımda iki ayrı noktadan yük uygulanmaktadır. Böylece örnekte homojen merkezi stres alanı meydana gelmektedir. Dört nokta bükülme testi, üç nokta bükülme testine göre genellikle %30-40 daha düşük sonuçlar vermektedir (Seo ve Roh, 2006).

Bükülme direncinin hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılmaktadır (Eğilmez ve ark., 2018 ve ISO 6872, 2008).

$$\text{Bükülme Direnci} = 3WL / 2bd^2$$

W= Kırılma öncesi maksimum yük (Newton)

L= Destekler arası mesafe (mm)

b= örnek genişliği (mm)

d= örnek kalınlığı (m)

1.4. Yaşlandırma Teknikleri

Oral kavitede dental restorasyonlar nem, asit atakları gibi pH değişiklikleri ve değişken mekanik yükler gibi etkilere sürekli olarak maruz kalmaktadır (Denry ve Holloway, 2010). Özellikle cam seramiklerde yapılarındaki silika içeriği sebebiyle, statik yüklerle maruz kaldıklarında materyalde defekt oluşumu görülmektedir. Bu defektler çatlak oluşumunu tetikleyici işlev göstermektedir. Çatlakların boyutu ve kritik stres derecesi ise materyalin kırılma dayanıklılığını belirlemektedir (Zhang ve ark., 2009).

Klinik açıdan, dental restorasyonlarda meydana gelen mekanik başarısızlıklar sıklıkla, ani aşırı yüklemeler sonucu değil; restorasyonun uzun süre işlev görmesi sonucu meydana gelen yorulma sonucu görülmektedir. Maksiler ve mandibular dişler arasında sürekli temas sonucu meydana gelen hasar; restorasyonun sağkalım olasılığını giderek azaltmakta ve sonuçta restorasyon kullanım ömrünü tamamlamaktadır (Wiskott ve ark., 1995 ve Zhang ve ark., 2010).

Dental materyallerin uzun dönem klinik başarılarının ve yorulma direncinin değerlendirilebilmesi için uzun takip periyodu içeren klinik çalışmalar gerekmektedir. Ancak uzun zaman alması, bir takım etik sorunlar oluşturması, değişkenlerin standardizasyonunun sağlanamaması, yüksek maliyet gibi sorunlar oluşturması nedeniyle; restoratif materyallerin kırılma ve aşınmaya karşı dirençlerinin, mekanik kuvvetler altındaki davranışlarının in vitro testler ile incelenmesi ön plana çıkmıştır (Florian ve ark., 2012).

Bu testler temel olarak, materyalin iç yapısını, materyalin yorulma dayanıklılığını ve farklı materyaller arasındaki farklılıkları belirlemeyi amaçlamaktadır. İn-vitro çalışmalarda ağız ortamı taklit edilerek; klinik koşullar canlandırılmakta ve olası sonuçlar öngörülerek materyallerin uzun dönem sağkalım oranları, endikasyon ve kontraendikasyonları, muhtemel avantaj ve dezavantajları değerlendirilebilmektedir (Bulut ve Atsü, 2016).

Ağız ortamını taklit ederek dental materyalleri yaşlandırmaya yönelik geliştirilmiş pek çok yöntem bulunmaktadır. Genel kabul görmüş bu tekniklerden bazıları aşağıda listelenmiştir.

- 1) **Suda bekletme:** 37°C'deki deiyonize distile suda 7 günden 1 yıla kadar değişen sürelerde örnekleri bekletme tekniğidir (Padipatvuthikul ve ark., 2007).
- 2) **Suda kaynatma:** Deiyonize distile suda 100°C'de örneklerin kaynatılarak yaşlandırılması işlemidir. Uygulama süreleri değişkenlik göstermekle birlikte sıklıkla 24 saatlik kaynatma işlemi kabul görmektedir (Gaillard ve ark., 2008).
- 3) **Asit ve baz uygulamaları:** Oral kavitedeki pH değişikliklerini taklit etme ve hızlı yaşlandırma işlemlerini gerçekleştirebilme amaçlı, distile suya farklı oranlarda sodyum hipoklorit (NaOCl) gibi bazların veya hidroklorik asit (HCl) gibi düşük pH'lı asitlerin ilavesi ile elde edilen solüsyonların örneklerle uygulanması işlemidir. Sıklıkla dentine bağlanma kuvveti üzerine yapılan çalışmalarda tercih edilmektedir (Chaves ve ark., 2016 ve Eğilmez ve ark., 2018).
- 4) **Termal siklus (Isısal döngü ile yaşlandırma):** Örneklerin belirli periyodlarla sıcak ve soğuk su banyolarına maruz bırakılması ile döngüsel ani sıcaklık değişimleri sonucu meydana gelen yaşlandırma işlemidir. Çalışmalarda çeşitli sıcaklık değerleri ve banyo süreleri kullanılmasına karşın, 5°C-55°C standart kabul edilen uygulama dereceleridir (ISO TR 11405 ve Morresi ve ark., 2014).
- 5) **Mekanik okluzal yükleme ile yaşlandırma:** Statik (sabit yükler) veya dinamik (zamana bağlı değişen) kuvvetlerin belirlenen Newton değerlerinde

belli bir frekansla döngüsel olarak uygulanması işlemidir (Borba ve ark., 2013).

- 6) **Ultraviyole ışık ile yaşlandırma (UVA):** ISO 7491 (2000) standartlarına göre; örneklerden belirli bir mesafede (10 cm) konumlanmış UV-B ışığın 37°C’de 120 saat uygulanmasının 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği belirtilmiştir. Diş hekimliğinde sıklıkla, renklenme (ΔE) alışmalarında kullanılmaktadır (Oliveira ve ark., 2015).
- 7) **Hızlandırılmış yapay yaşlandırma “Accelerated Artificial Aging” (AAA):** UVA ile yaşlandırma işleminde kullanılan UV-B ışınlarına ek olarak su kondensasyonuna tabi tutularak; örneklerin hem ultraviyole hem de nem etkisiyle yaşlandırılması işlemidir. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma cihazlarında, 4 saatlik UV-B 313 ışınlarının uygulanmasını takiben; 4 saat su kondensasyonu döngüsüyle devam eden 300 saatlik uygulamanın 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu bildirilmektedir. UV-B 313 ile hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi çoğunlukla, renklenme çalışmalarında kullanılmaktadır. Yapılan alışmalar ultraviyole ışığın amin renklenmesini hızlandırdığını göstermiştir (ISO 7491 (2000) ve Oliveira ve ark., 2015).
- 8) **Otoklav ile yaşlandırma:** 2 bar basınç altında 121°C ve 134°C gibi sıcaklık değerlerinde, basınç ve nem altında otoklavlama işleminin materyallerde yaşlandırma meydana getirdiği gösterilmiştir (Borba ve ark., 2016, Pereira ve ark., 2015 ve Siarampi ve ark., 2014).
- 9) **Döngüsel termomekanik yükleme:** Okluzal mekanik yükleme işlemi ve termal döngü uygulamalarının bir arada kullanılması işlemidir. Her iki tekniğin de materyallerin yaşlandırma işleminde etkili olduğu öne sürülmesine karşın; bu işlemlerin eş zamanlı uygulandığında etkinliğinin arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Farklı Newton değerlerinde mekanik yüklerin belirli bir frekansta uygulanması sırasında, örneklerin bulunduğu haznelere sıcak ve soğuk su uygulanarak eş zamanlı termomekanik yaşlandırma işlemi yapılmaktadır. Bu amaçla geliştirilmiş çiğneme simülatörleri klinik koşulları yansıtmda en etkin in-vitro yöntem olarak kabul edilmektedir (Bulut ve Atsü, 2016, Heintze, 2006 ve Nawafleh ve ark., 2016).

1.4.1. Çiğneme Simülatörleri

Çiğneme simülatörleri, oral kavitede restorasyonların sürekli karşı karşıya kaldığı okluzal mekanik yükleri ve sıcaklık değişimlerini laboratuvar ortamında simüle edebilmek için geliştirilmiş cihazlardır. Cihaz üzerine yerleştirilen ayarlanabilir yükler piston aracılığıyla örneklere sabit yükler uygulanmasına imkan vermektedir. Kullanılan simülatörün modeline göre değişen sayılarda hazneler sayesinde, aynı anda birden fazla örnek üzerinde çalışma yapılabilmektedir. Bazı sistemler tek eksen üzerinde kuvvet uygulayarak dikey yükleme yaparken; “Dual-Axis” olarak adlandırılan gelişmiş sistemler, çift eksenli uygulama ile hem yatay hem dikey kuvvet uygulamaya imkan vererek; lateral hareketlerin de taklit edilebilmesini sağlamaktadır (Kheradmandan ve ark., 2001). Cihazın üzerinde yer alan dijital panel sayesinde, uygulanacak kuvvetin frekansı, dikey ve yatay yönde hareket mesafeleri, hareket hızları ve tur sayıları ayarlanabilmektedir. Bu ayarlamalar ile, araştırmacı darbe hızını (mm/sn) ve darbe miktarını (N) kontrol edebilmekte ve istenilen sayıda (döngü sayısı) uygulama yapabilmektedir. Cihazın yatay ekseninde bulunan raylı sistem sayesinde, dişin uzun aksı boyunca ve kayma hareketleri esnasında, dişe gelen dönüşümlü yüklemeler kontrol edilebilmektedir. Mekanik yüklemelere ek olarak, termal döngü içinde sıcaklık değerleri ve bekleme süreleri ayarlanabilmekte; ayrıca bu sürelerle bağlı olarak mekanik yükleme döngüleri boyunca meydana gelen termal döngü sayıları izlenebilmektedir (Martin ve ark., 2009).

Yapılan çalışmalara göre, 50 N yükleme ile tamamlanan 240.000 mekanik döngünün 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği gösterilmiştir (Samran ve ark., 2013). Genel kanı, yükleme frekansının üst limitinin 2 Hz olduğu yönündedir. 0,6-1,1 saniyede bir döngüye karşılık gelen 1,3 Hz-1,8 Hz arasındaki çiğneme frekansı değerlerinin fizyolojik olduğu kabul edilmektedir (Kohyama ve ark., 2004). Literatürde 1 Hz’den 60 Hz’e kadar değişen farklı frekans uygulamaları mevcut olmasına karşın; fizyolojik sınırlardan daha yüksek frekans uygulamalarının, çalışma süresini kısalttığı; ancak örneklerde ısı artışına sebep olarak klinik koşulları yansıtmayan hatalı sonuçlara sebep olabildiği bildirilmiştir (Martin ve ark., 2009 ve Yu-seok ve ark., 2010).

In-vitro çalışmalarda uygulanan termomekanik yükleme işlemleri, sonuçlarının kliniğe aktarılması açısından büyük önem taşımaktadır. Ancak, kullanılan cihazlar çiğnemeyi taklit eden üç yönlü patern içerse bile; yüklemelerin sadece aksiyal yönde uygulanabilmesine imkan vermektedir. Bu nedenle, test düzeneklerinin klinik durumları taklit etmesine rağmen birebir yansıtmadığı dikkate alınmalıdır (Li ve ark., 2002).

Çiğneme kuvvetlerine devamlı maruz kalması, hem dişlerde hem de restorasyonlarda deformasyonlara neden olmaktadır. Yüklerin şiddetine ve sıklığına bağlı olarak, elastik deformasyon sınırında kalabileceği gibi; materyaller plastik deformasyon da gösterebilmektedir. Dişin ve restorasyonun elastisite modülü ile birlikte uygulanan çiğneme kuvvetinin büyüklüğü deformasyonun tipini belirlemektedir. Dişin morfolojisine bağlı olarak, farklı yönlerden ve farklı büyüklükte gelen çiğneme kuvvetleri; dişin ve restorasyon materyallerinin farklı elastisite modüllerine sahip olması; diş ile restorasyon ara yüzünde açıklıklara, adeziv başarısızlıklara veya değişkenlere bağlı olarak fraktürlere sebep olabilmektedir. Bu açıdan, uygulanan kuvvetler kadar kullanılan restoratif materyallerin mekanik özellikleri de uzun vadede başarılı klinik sonuçlar için önem taşımaktadır.

Bu doğrultuda yapılan çalışmamızda, CAD/CAM sistemlerde kullanılan farklı yapısal özellikteki 3 ayrı bloğun (Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD) başlangıç bükülme direnci değerlerinin tespiti ve bu değerlerin, çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma ile değişiminin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada, yaşlandırma işlemlerinin materyallerin bükülme direncini etkileyip etkilemediği ve olası değişimlerin materyalin elastisite özelliği ile ilişkili olup olmadığı araştırılacaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

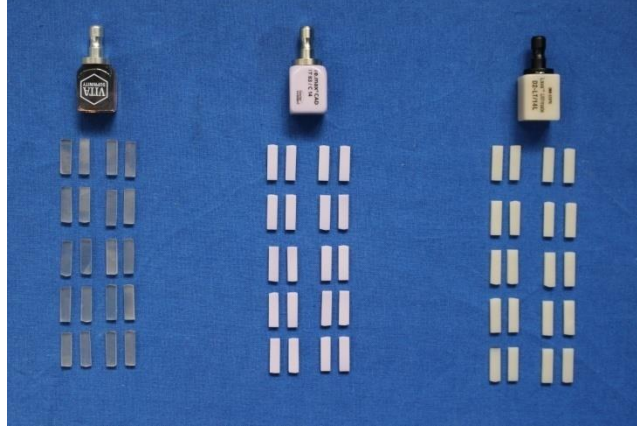
Çalışmamız, CAD/CAM bloklarından oluşan farklı hibrit ve seramik materyallerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası bükülme dirençlerinde meydana gelen değişimin değerlendirilmesi üzerine kurgulanmıştır. Bu doğrultuda yapılmış olan çalışmalar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür. Bu amaçla Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD bloklardan örnekler hazırlanmış; hazırlanan örnekler kontrol ve yaşlandırma grupları şeklinde ikiye ayrılmıştır. Yaşlandırma grubunda yer alan örneklere çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra, üç nokta bükülme testiyle tüm örneklerin bükülme dirençleri tespit edilmiştir.

Çalışma,

- 1) Örneklerin hazırlanması
- 2) Hazırlanan örneklerin başlangıç bükülme dirençlerinin tespiti
- 3) Örneklere çiğneme simülatöründe mekanik ve termal yaşlandırma işlemi uygulanması
- 4) Yaşlandırma işlemi takiben örneklerin nihai bükülme dirençlerinin belirlenmesi
- 5) İstatistiksel analiz ile sonuçların değerlendirilmesi aşamalarını içermektedir.

2.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma üç farklı CAD/CAM materyali üzerinde in vitro olarak yürütülmüştür. Bu amaçla Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD bloklarından, 2x4x14 mm boyutlarında örnekler elde edilmiştir (Şekil 2.1). Kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmalar Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

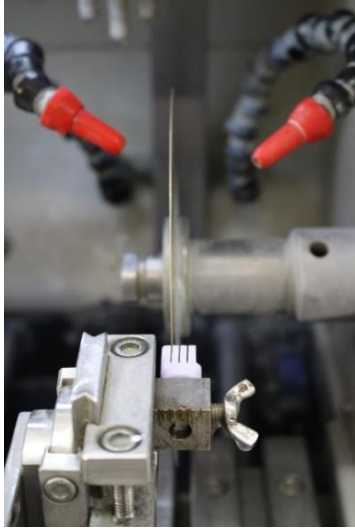


Şekil 2.1. Kullanılan CAD/CAM blokları

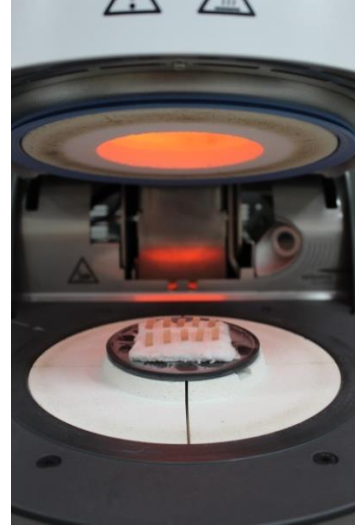
Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmalar

Materyal	Üretici Firma	Kimyasal Kompozisyon
Lava Ultimate	3M ESPE, Seefeld, Germany	Rezin nano seramik
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik

Bloklar Micracut 201 doğrusal hassas kesim cihazı (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak 2 mm ($\pm 0,5$ mm) kalınlığında, 4 mm ($\pm 0,5$ mm) genişliğinde, 14 mm ($\pm 0,5$ mm) uzunluğunda su soğutması altında kesilmiştir (Şekil 2.2). Kesme işlemi tamamlandıktan sonra, örnek kalınlıkları dijital mikrometre (Mahr GmgH, Göttingen, Almanya) ile ölçülmüş ve istenilen ölçülerden kalın örnekler su soğutması altında dakikada 200 devirle dönen zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) sırasıyla 600, 800, 1000 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (English Abrasives, Londra, İngiltere) ile aşındırılarak 2 mm ($\pm 0,1$ mm) kalınlığa, 4 mm ($\pm 0,1$ mm) genişliğe ve 14 mm ($\pm 0,1$ mm) uzunluğa getirilmiştir. 2x4x14 mm boyutlarında toplam 60 örnek elde edilmiştir.



Şekil 2.2. Örneklerin Mikrocut cihazında kesilmesi



Şekil 2.3. Suprinity örneklerin kristalizasyon işlemi

Elde edilen IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklere, üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyon işlemi uygulanmıştır. Lava Ultimate örnekler herhangi bir kristalizasyon işlemi gerektirmediği için; 7000 rpm ile 60 saniye mekanik polisaj yapılarak yüzey bitirme işlemi tamamlanmıştır. Homojen bir yüzey sağlamak amacıyla; mekanik parlatma işlemi, örnek boyutlarına uygun olarak üretilmiş akrilik rezinden bir kalıp üzerinde mikro motor yardımı ile sabit devir ve sürede uygulanmıştır. Mekanik parlatma işlemi örneklerin tek bir yüzeyine uygulanmış ve işlem sonrasında yeniden dijital mikrometre ile ölçümler yapılarak kalınlıklar kontrol edilmiştir.

IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyonu için; Ivoclar Vivadent Programat P510 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını kullanılarak, Vita Fibrous Pad Firing Supports (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yanmaz pamuk üzerinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda Çizelge 2.2'de gösterildiği şekilde kristalizasyon işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra IPS e.max CAD Crystall/Glaze Liquid ve IPS e.max CAD Crystall/Glaze Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak glaze işlemi tamamlanmıştır (Şekil 2.4). Glaze işlemi örneklerin yalnızca bir yüzeyine uygulanmıştır. Glaze işlemi tamamlandıktan sonra, örnek kalınlıkları dijital mikrometre ile ölçülerek kontrol edilmiştir. Glaze parametreleri Çizelge 2.3'te görülmektedir.

Çizelge 2.2. IPS e.max CAD Kristalizasyon Fırınlama Değerleri

Programat Fırın	Hazırlama Isısı B [°C]	Kapatma Zamanı S [min]	Isıtma Oranı t1 [°C/min]	Fırınlama Isısı T1 [°C]	Bekleme Zamanı H1 [min]	Isıtma Oranı t2 [°C/min]	Fırınlama Isısı T2 [°C]
P510	403	06:00	90	830	00:10	30	850

Programat Fırın	Bekleme Zamanı H2 [min]	Vakum 1 [°C]	Vakum 2 [°C]	Uzun süreli soğutma L [°C]	Soğutma Oranı t1 [°C/min]
P510	07:00	550	830	710	0

Çizelge 2.3. IPS e.max CAD Glaze İşlemi Fırınlama Değerleri

Programat Fırın	Hazırlama Isısı B [°C]	Kapatma Zamanı S [min]	Isıtma Oranı t1 [°C/min]	Fırınlama Isısı T1 [°C]	Bekleme Zamanı H1 [min]	Isıtma Oranı t2 [°C/min]
P510	403	06:00	90	830	00:10	30

Programat Fırın	Fırınlama Isısı T2 [°C]	Bekleme Zamanı H2 [min]	Vakum 1 [°C]	Vakum 2 [°C]	Uzun süreli soğutma L [°C]	Soğutma Oranı t1 [°C/min]
P510	850	03:00	550	830	710	0

Suprinity örnekler için, öncelikle Ivoclar Vivadent Programat P510 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını kullanılarak Vita Fibrous Pad Firing Supports (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yanmaz pamuk üzerinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda Çizelge 2.4’de belirtildiği şekilde kristalizasyon işlemi tamamlanmıştır (Şekil 2.3).

Daha sonra örnekler akrilik rezinden üretilen kalıplara yerleştirilerek; 8000 rpm devirde önce 60 saniye pembe lastikle (pre-polishing) sonra 60 saniye gri lastikle (high-gloss polishing) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Vita Suprinity Polishing Set Technical kullanılarak mekanik olarak parlatılmıştır (Şekil 2.5). Mekanik polisaj işlemi örneklerin yalnızca bir yüzüne uygulanmış; polisaj işlemi tamamlandıktan sonra dijital mikrometre ile örnek kalınlıkları kontrol edilmiştir.



Şekil 2.4. IPS e.max Crystall Glaze Liquid ve IPS e.max Crystall Glaze Paste



Şekil 2.5. Vita Suprinity Polishing Set Technical

Çizelge 2.4. Vita Suprinity Kristalizasyon Fırınlama Değerleri

Programat Fırın	Hazırlama Isısı B [°C]	Kapatma Zamanı S [min]	Isıtma Oran t [°C/min]	Fırınlama Isısı T [°C]
P510	400	04:00	55	840

Programat Fırın	Bekleme Zamanı H [min]	Vakum 1 [°C]	Vakum 2 [°C]	Uzun süreli soğutma L [°C]	Soğutma Oranı t1 [°C/min]
P510	08:00	410	839	680	0

Elde edilen 60 adet örnek her materyal grubu için (n=10) olacak şekilde; rastgele örnekler seçilerek, kontrol ve yaşlandırma gruplarına ayrılmıştır. Çalışmada yer alan gruplar Çizelge 2.5'te gösterilmektedir.

Çizelge 2.5. Çalışmada yer alan gruplar

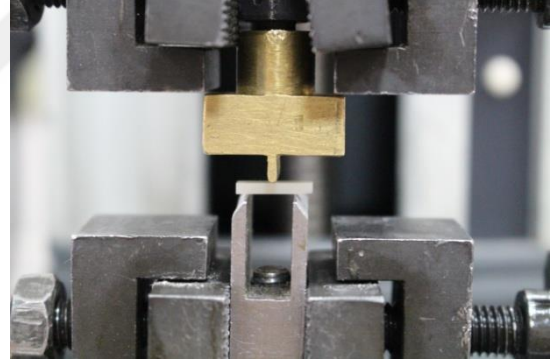
Grup	Materyal		Örnek Sayısı
1	Lava	Kontrol	(n=10)
2	Ultimate	Yaşlandırma	(n=10)
3	Vita	Kontrol	(n=10)
4	Suprinity	Yaşlandırma	(n=10)
5	IPS e.max	Kontrol	(n=10)
6	CAD	Yaşlandırma	(n=10)

2.2. Örneklerin Başlangıç Bükülme Dirençlerinin Tespiti

Örneklerin yüzey bitirme işlemleri tamamlandıktan sonra Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD materyallerinden hazırlanmış her grup için 20 adet örnekten rastgele seçilmiş her grup için 10 örnek; materyallerin başlangıç bükülme dirençlerinin tespiti için kullanılmıştır. Bükülme dirençlerinin tespiti için, 3 nokta bükülme testi, Üniversal test cihazı (Lloyd LRX instruments, Hampshire, İngiltere) ve Nexygen bilgisayar yazılımı kullanılarak uygulanmıştır (Şekil 2.6). 14 mm uzunluğundaki örnekler, birbirine paralel dayanaklar arası 8 mm mesafeye sahip test düzeneğine yerleştirilmiştir (Şekil 2.7). Başlangıç yükleme değeri 1 N olup, yük 1 mm/dk hızla uygulanmıştır ve örneklerde ilk kırılma meydana gelene kadar yüklemeye devam edilmiş ve kırılmanın meydana geldiği maksimum değerler kaydedilmiştir.



Şekil 2.6. Üniversal test cihazı



Şekil 2.7. Örneklerin 3 nokta bükülme testi uygulanması

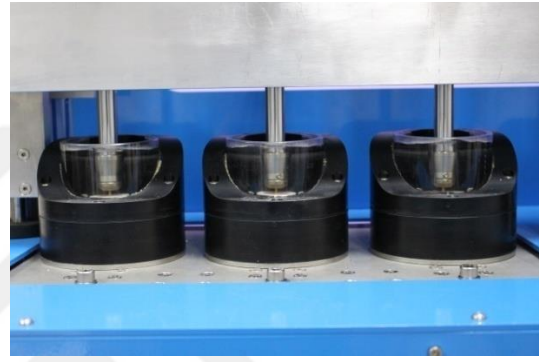
2.3. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Termomekanik Yaşlandırılması

Yüzey bitirme işlemleri tamamlandıktan sonra termomekanik yaşlandırma işlemine tabi tutulacak olan örnekler; çiğneme simülatörüne bağlanabilmesi için, otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent; Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya)

kullanılarak 2,5 cm çapında, 3 cm yükseklikte PVC borulara gömülmüştür. Çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma sonrası, örneklerin nihai bükülme dirençlerinin saptanabilmesi için tekrar 3 nokta bükülme testine tabi tutulacağı için; örneklerin akrilik rezinden kolayca ayrılabilmesi adına örnekler PVC borulara yerleştirilirken teflon band kullanılmıştır. Çiğneme simülatöründe mekanik yüklemeler esnasında akrilik rezinin PVC borudan ayrılmaması için silindirlerin iç yüzeylerine retantif oluklar hazırlanmıştır.

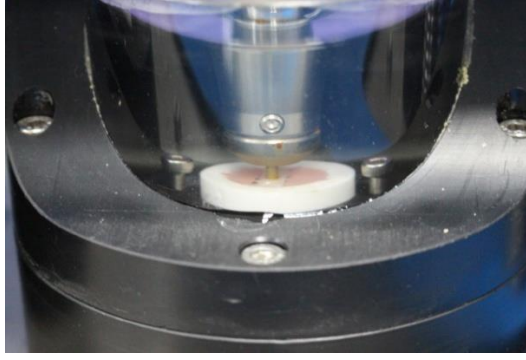


Şekil 2.8. Çiğneme simülatörü

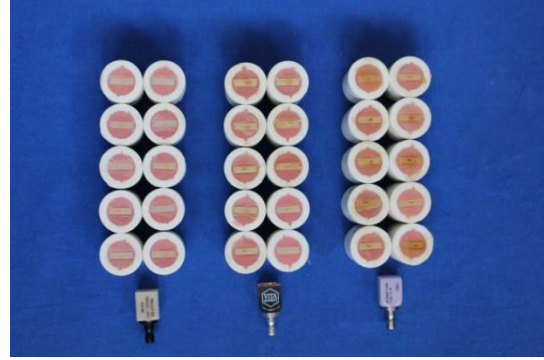


Şekil 2.9. Çiğneme simülatörüne bağlanmış örnekler

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 6 hazneli MOY 101 Çiğneme Simülatörü (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.8). Her seferinde 6 adet örnek haznelere yerleştirilmek suretiyle, örneklere 50 N'luk yük dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 2 mm'lik hareket mesafesinde 25 mm/sn hızla, 1.6 Hz frekans ile mekanik yükleme yapılmıştır. Aşındırıcı uç olarak 1,9 mm çapında paslanmaz çelik uç kullanılmıştır. 2 yıllık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde 480.000 döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı termal döngü uygulanarak toplamda 1350 termal döngü ile termomekanik yükleme tamamlanmıştır (Şekil 2.9 ve Şekil 2.10).

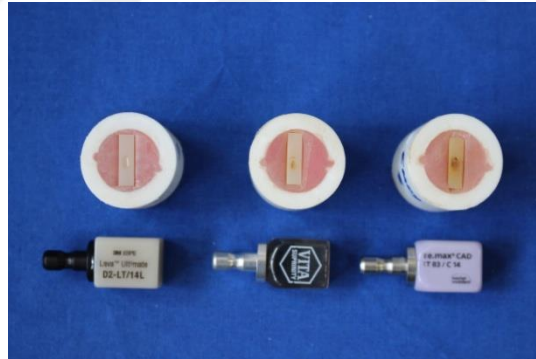


Şekil 2.10. Termomekanik yaşlandırma uygulanan örnekler



Şekil 2.11. Termomekanik yaşlandırma işlemini tamamlamış örnekler

Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'ten oluşan her 3 materyal grubundaki tüm örnekler yüzey aşınması göstermekle birlikte; total kırık göstermeden termomekanik yaşlandırma işlemini başarıyla tamamlamıştır (Şekil 2.11 ve Şekil 2.12). Yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin yüzeyleri, kırma testi öncesi stereo ışık mikroskobu Leica CLS 100x (Leica Microsystems, Heerbrugg, İsviçre) ile incelenmiş, çatlak varlığı açısından kontrol edilmiştir.



Şekil 2.12. Yaşlandırma işlemi sonrası örneklerde meydana gelen aşınmalar

2.4. Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılmış Örneklerin Nihai Bükülme Dirençlerinin Tespit Edilmesi

Başlangıç bükülme dirençleri tespit edilmiş örneklerin mekanik yükleme ve termal döngü uygulaması ile yaşlandırma işleminden nasıl etkilendiğini kıyaslayabilmek adına; çiğneme simülatöründen çıkan örnekler 3 nokta bükülme testine tabi tutulmuş ve nihai bükülme dirençleri tespit edilmiştir. Standardizasyonu

sağlamak adına, test koşulları başlangıç bükülme dirençlerinin tespiti için kullanılan değerler aynen kullanılarak tekrarlanmıştır. Başlangıç yükleme değeri 1 N olup, 1 mm/dk hızla kırılma meydana gelene kadar yükleme yapılarak; maksimum değerler kaydedilmiştir.

2.5. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapılmıştır. 3 nokta bükülme testi ile elde edilmiş, bükülme direnci ve young modülüne ait verilerin normal dağılıma uygunluğu, Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir ($p>0,05$).

Her gruba ait verilerin normal dağılım gösterdiği görülmüş; bu nedenle farklı materyallerin karşılaştırılmasında Varyans Analizi Tekniği olarak “Tek yönlü ANOVA” kullanılmıştır. Tek yönlü ANOVA varyans analizi sonucunda p değeri 0,05’in altında olduğunda anlamlı kabul edilmiştir. $p<0,05$ olduğu durumlarda Post-Hoc test olarak Tukey Testi kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistiklerde, sürekli sayısal değişenler; ortalama, maksimum, minimum değerler ve ortalama standart sapma şeklinde belirtilmiştir. Materyallerin kontrol ve yaşlandırma gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırılmasında ise T-testi kullanılmıştır. Aksi belirtilmedikçe $p<0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD olmak üzere 3 ayrı materyal için kontrol ve yaşlandırma grupları oluşturulmuştur. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda bitirme işlemi uygulanmış kontrol grubu örneklerine, başka herhangi bir işlem uygulanmadan; yaşlandırma grubundaki örneklere ise çiğneme simülöründen çıktıktan sonra; Üniversal test cihazı (Lloyd LRX instruments, Hampshire, İngiltere) ve Nexygen bilgisayar yazılımı kullanılarak 3 nokta bükülme deneyi uygulanmıştır.

3.1. Bükülme Direnci Bulguları

Örneklere kırılma meydana gelene kadar yükleme yapılmış ve maksimum yükleme kuvvetleri Newton cinsinden elde edilmiştir. Örneklere kırılmanın meydana geldiği maksimum yük değerleri Çizelge 3.1’de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Kırılmanın Meydana Geldiği Maksimum Yük Değerleri (Newton)

Örnek Sayısı	Kırılma Öncesi Maksimum Yük (Newton)					
	Lava Ultimate		Vita Suprinity		IPS e.max CAD	
	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma
1	229,7702	205,3833	387,5027	455,5372	564,3543	406,2046
2	204,5334	198,1659	534,4943	505,8200	493,2174	365,3930
3	236,4352	198,0644	395,7172	353,7838	645,7232	380,6857
4	219,7114	163,0673	571,9148	401,2045	491,4348	381,2377
5	204,5112	141,0114	576,5414	303,3421	444,7891	380,4265
6	235,3434	217,8882	576,7624	505,0639	505,9664	450,0444
7	190,2262	220,5937	452,3390	346,9813	456,5174	423,3806
8	217,0817	156,0715	400,0580	413,6149	448,0673	390,7878
9	252,5478	217,1125	544,5353	317,9207	675,3817	538,7355
10	233,7958	174,9675	482,0133	348,8567	563,4438	332,7314

Elde edilen maksimum yük değerleri, bükülme direncinin hesaplanabilmesi için formüle yerleştirilmiştir:

$$\text{Bükülme Direnci} = 3WL / 2bd^2$$

W= Kırılma öncesi maksimum yük (Newton)

L= Destekler arası mesafe (mm)

b= örnek genişliği (mm)

d= örnek kalınlığı (m)

Yapılan çalışmada, örnek boyutları standart olduğu için; tüm değerler hesaplanırken: b=4 (mm), d= 2 (mm) alınmıştır. Deneyde kullanılan düzenekte, iki destek arası mesafe 8 mm'dir. Bu sayede; her bir örnek için bükülme direnci değerleri Megapascal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır. Örneklerin MPa cinsinden maksimum bükülme direnci değerleri Çizelge 3.2.'de görülmektedir.

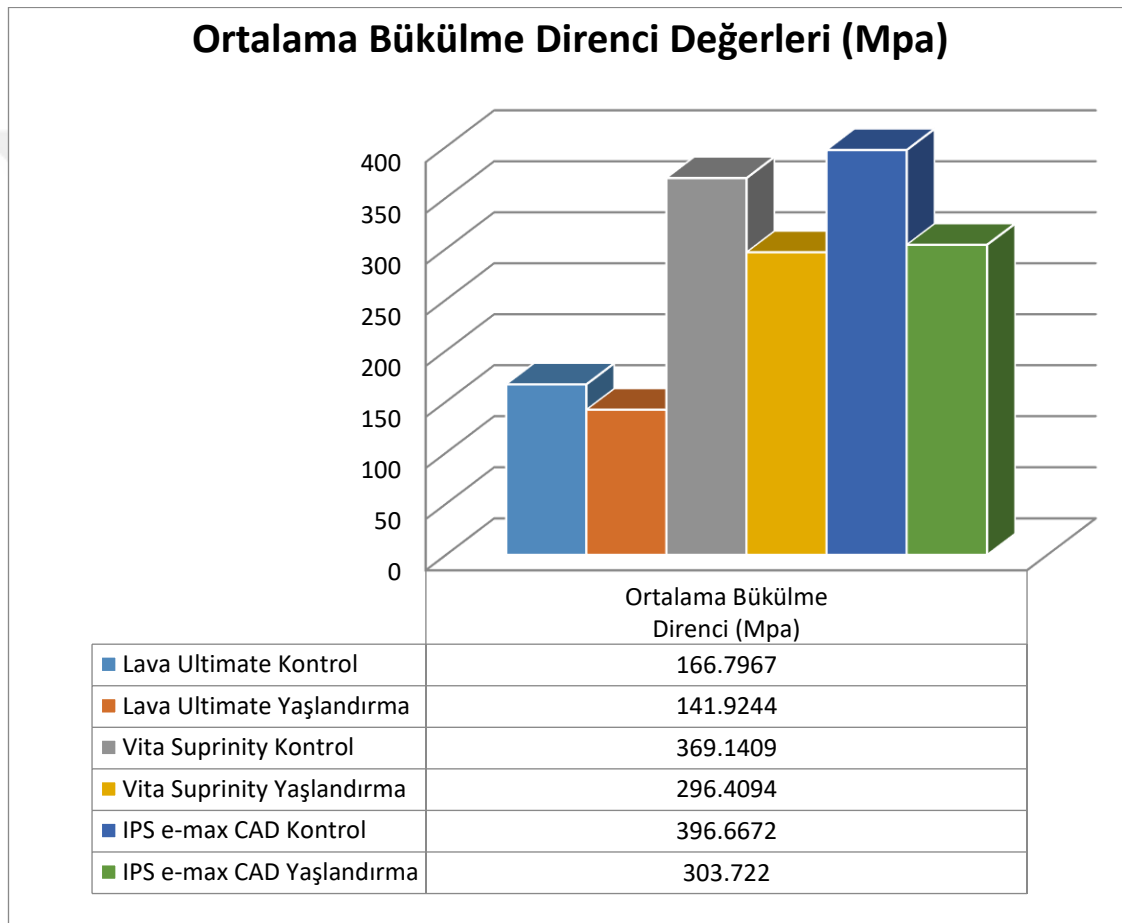
Çizelge 3.2. Örneklerin maksimum bükülme direnci değerleri (Megapascal)

Bükülme Direnci (Megapascal)						
Örnek Sayısı	Lava Ultimate		Vita Suprinity		IPS e.max CAD	
	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma
1	172,3277	154,0375	290,6270	341,6529	423,2657	304,6535
2	153,4000	148,6244	400,8707	379,3650	369,9131	274,0447
3	177,3264	148,5483	296,7879	265,3379	484,2924	285,5143
4	164,7836	122,3005	428,9361	300,9034	368,5761	285,9283
5	153,3834	105,7586	432,4060	227,5066	333,5918	285,3198
6	176,5075	163,4161	432,5718	378,7979	379,4748	337,5333
7	142,6697	165,4452	339,2543	260,2360	342,3881	317,5355
8	162,8113	117,0536	300,0435	310,2112	336,0505	293,0909
9	189,4109	162,8344	408,4015	238,4405	506,5363	404,0516
10	175,3468	131,2256	361,5099	261,6425	422,5829	249,5486

Şekil 3.1'de, Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD olmak üzere 3 ayrı materyalin başlangıç bükülme direnci değerleri (Kontrol grupları) ve çiğneme simülöründe yaşlandırma sonrası bükülme direnci değerleri (Yaşlandırma grupları) 6 alt grup olarak görülmektedir.

Herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmamış Lava Ultimate Kontrol grubunun ortalama bükülme direnci $166,7967 \pm 14,07$ Mpa; çiğneme simülöründe mekanik yükleme ve termal döngü uygulanarak yaşlandırma işlemi uygulanmış Lava Ultimate örneklerin ortalama bükülme direnci $141,9244 \pm 21,38$ Mpa; Vita Suprinity Kontrol grubunun ortalama bükülme direnci $369,1409 \pm 58,95$ Mpa; Vita Suprinity Yaşlandırma grubunun ortalama bükülme direnci $296,4094 \pm 55,30$ Mpa; IPS e.max CAD Kontrol grubunun ortalama bükülme direnci $396,6672 \pm 61,04$ Mpa ve IPS e.max

Yaşlandırma grubunun ortalama bükülme direnci $303,7220 \pm 42,58$ bulunmuştur. En yüksek bükülme direnci değeri, $506,5363$ Mpa ile IPS e.max CAD Kontrol grubunda; en düşük bükülme direnci değeri ise $105,7586$ Mpa ile Lava Ultimate Yaşlandırma grubunda gözlenmiştir. Bununla birlikte ortalama standart sapma miktarları incelendiğinde; en düşük ortalama standart sapma $\pm 14,07$ ile Lava Ultimate Kontrol grubunda; en yüksek ortalama standart sapma ise, $\pm 61,04$ ile IPS e.max Kontrol grubunda görülmüştür.



Şekil 3.1. Örnek gruplarının ortalama bükülme direnci değerleri

Bükülme direnci ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistik değerleri Çizelge 3.3’de verilmiştir. Tüm ortalamalar, maksimum ve minimum değerler bükülme direnci formülü ile hesaplanmış MPa cinsinden verilerdir. Ayrıca yaşlandırma işlemine bağlı olarak meydana gelen bükülme direnci kayıpları yüzde olarak belirtilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrası bükülme direncinde en az düşüş

%14,91'lik oranla Lava Ultimate örneklerde görülürken; %19,70'lik azalma ile onu Vita Suprinity örnekler takip etmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrası, kontrol grubuyla yaşlandırma grubunun bükülme dirençleri arasındaki en büyük farka %23,43'lük azalma ile IPS e.max CAD örneklerde rastlanmıştır.

Çizelge 3.3. Bükülme direnci verileri için tanımlayıcı istatistikler

Materyal		Ortalama	5% Trimmed Mean	Maksimum	Minimum	Ortalamanın Standart Sapması	Bükülme Direnci Azalma Miktarı (%)
Lava Ultimate	Kontrol	166,7967	166,8808	189,4109	142,6697	14,0701	%14,91
	Yaşlandırma	141,9244	142,6269	165,4452	105,7586	21,3800	
Vita Suprinity	Kontrol	369,1409	369,9788	432,5718	290,6270	58,9490	%19,70
	Yaşlandırma	296,4094	295,6287	379,3650	227,5066	55,2950	
IPS e-max CAD	Kontrol	396,6672	394,0675	506,5363	333,5918	61,0356	%23,43
	Yaşlandırma	303,7220	301,1578	404,0516	249,5486	42,5783	

Çizelge 3.4. Bükülme direnci verilerinin normal dağılıma uygunluğunu gösteren Shapiro-Wilk Testi

Materyal			İstatistik	df	p
Lava Ultimate	Bükülme Direnci	Kontrol	0,966	10	0,852
		Yaşlandırma	0,904	10	0,243
Vita Suprinity	Bükülme Direnci	Kontrol	0,857	10	0,071
		Yaşlandırma	0,909	10	0,273
IPS e.max CAD	Bükülme Direnci	Kontrol	0,886	10	0,152
		Yaşlandırma	0,869	10	0,097

Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğinin incelenmesinde Shapiro-Wilk testi kullanılmıştır (Çizelge 3.4). Tüm gruplarda değerlerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır ($p>0,05$). Değerler normal dağılım gösterdiği için materyallerin kontrol ve yaşlandırma gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırılmasında T-testi kullanılmıştır. Bağımsız değişkenler için T-testi istatistiği, serbestlik derecesi ve p değerlerini içeren Çizelge 3.5 aşağıda verilmiştir.

Çizelge 3.5. Bağımsız değişkenler için T-Testi istatistiği

Materyal		t	df	p
Lava Ultimate	Bükülme Direnci	3,073	18	0,007
Vita Suprinity	Bükülme Direnci	2,846	18	0,011
IPS e.max CAD	Bükülme Direnci	3,949	18	0,001

$p < 0,05$ olduğu durumda; fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Tabloda görüldüğü üzere, her 3 materyalde de kontrol ve yaşlandırma gruplarının bükülme direnci ortalamaları arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Kontrol ve yaşlandırma grupları arasında oluşan bu fark, çiğneme simülatöründe uygulanan mekanik ve termal yaşlandırma işlemlerinin, materyallerinin bükülme direnci üzerinde etkili olduğu şeklinde yorumlanabilmektedir.

Çalışmada yer alan materyallerin bükülme direnci ortalamalarının istatistiksel olarak değerlendirilmesinde ise; “One-way ANOVA” Tek Yönlü Varyans Analizi tekniği kullanılmıştır. Varyans analizi sonuçları Çizelge 3.6’da listelenmiştir.

Çizelge 3.6. Tek Yönlü varyans analizi sonuçları

ANOVA							
			Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi (df)	Kareler Ortalaması	F	p
KONTROL	Bükülme Direnci	Gruplar Arası	315137,545	2	157568,773	63,894	0,000
		Grup İçi	66584,672	27	2466,099		
		Toplam	381722,217	29			
YAŞLANDIRMA	Bükülme Direnci	Gruplar Arası	166991,841	2	83495,921	47,017	0,000
		Grup İçi	47947,977	27	1775,851		
		Toplam	214939,819	29			

Yaşlandırma işleminden bağımsız olarak; 3 materyalin (Lava Ultimate, Vita Suprinity, IPS e.max CAD) bükülme direnci değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmuştur.

$F(2,27)= 63,894$, $p<0,05$ değeriyle; 3 Materyalin Kontrol grupları arasında bükülme direnci özelliği açısından anlamlı bir fark görülmüştür. Yaşlandırma grupları arasında ise; $F(2,27)= 47,017$, $p<0,05$ değeriyle materyallerin bükülme direnci değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmuştur.

Materyaller arasında bükülme direnci değerleri açısından anlamlı bir fark olduğu saptandıktan sonra; hangi materyal veya materyaller arasında fark olduğunun belirlenebilmesi için Tukey Post Hoc Testi yapılmıştır. Tukey Post Hoc Test sonuçları Çizelge 3.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.7. Bükülme direnci için Tukey Post Hoc test değerleri

Kontrol		N	Subset for alpha = 0.05	
Materyal			1	2
Tukey HSD ^a	Lava Ultimate	10	166,79673	
	Vita Suprinity	10		369,140870
	IPS e.max CAD	10		396,667163
	Sig.		1,000	0,441
Yaşlandırma		N	Subset for alpha = 0.05	
Materyal			1	2
Tukey HSD ^a	Lava Ultimate	10	141,92442	
	Vita Suprinity	10		296,409390
	IPS e.max CAD	10		303,722045
	Sig.		1,000	0,921

Tukey sonuçlarına göre kontrol gruplarında bükülme direnci ortalamaları arasındaki fark; Lava Ultimate ($x=166,79673$, $SS=14,070097$) ile Vita Suprinity ($x=369,140870$, $SS=58,9490115$) ve IPS e.max CAD ($x=396,667163$, $SS=61,03559$) arasındadır ve bu fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,000$). Vita Suprinity ($x=369,140870$, $SS=58,9490115$) ve IPS e.max CAD ($x=396,667163$, $SS=61,03559$) gruplarının bükülme dirençleri arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,441$).

Tukey sonuçlarına göre yaşlandırma gruplarında bükülme direnci ortalamaları arasındaki fark; Lava Ultimate ($x=141,92442$, $SS=21,37996$) ile Vita Suprinity ($x=296,40939$, $SS=55,2950028$) ve IPS e.max CAD ($x=303,722045$, $SS=42,578313$) arasındadır ve bu fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,000$). Vita Suprinity ($x=296,40939$, $SS=55,2950028$) ve IPS e.max CAD ($x=303,722045$, $SS=42,578313$) yaşlandırma grupları arasında ise bükülme direnci özelliği bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,921$).

Tukey sonuçlarına göre, yaşlandırma işleminden bağımsız olarak Lava Ultimate hem kontrol hem de yaşlandırma örneklerinde; Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'den farklılık göstermiştir. Vita Suprinity ve IPS e.max CAD grupları ise yaşlandırma öncesi ve sonrası aynı özellikleri göstermeye devam etmişlerdir. İstatistiksel açıdan bu iki materyal arasında fark bulunamamıştır (Kontrol grubu için $p=0,441$ ve Yaşlandırma grubu için $p=0,921$).

3.2. Young Modülü Bulguları

3 nokta bükülme testi ile, materyallerin maksimum bükülme direnci değerlerine ek olarak materyallerin kırılmadan önce gösterdiği maksimum uzama miktarının ilk boyutlarına oranı esas alınarak Nexygen bilgisayar yazılımı ile “Young Modülü” değerleri de elde edilmiştir. Örneklerin MPa cinsinden Young Modülü değerleri Çizelge 3.8’de verilmiştir.

Çizelge 3.8. Örneklerin Young Modülü değerleri

Örnek Sayısı	Young Modülü (MPa)					
	Lava Ultimate		Vita Suprinity		IPS e.max CAD	
	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma	Kontrol	Yaşlandırma
1	82,4570	74,4411	128,3056	122,3778	122,3010	133,4469
2	79,2004	76,0867	126,5312	129,2841	121,9624	115,0448
3	88,1980	69,0665	138,1102	128,1229	115,4134	120,4912
4	84,9643	81,4640	118,2407	128,1786	120,8726	129,4898
5	74,1056	70,7770	114,1078	87,3181	116,8179	122,7699
6	82,0234	84,3180	112,8527	116,1330	127,2771	118,5574
7	80,7336	76,0345	133,4665	142,3908	119,4422	107,3499
8	77,9666	79,9782	96,7637	150,0689	114,3706	124,8500
9	86,0548	80,1763	128,5857	85,2516	121,8046	121,1697
10	91,6264	72,5487	125,6561	129,9491	122,3960	132,8340

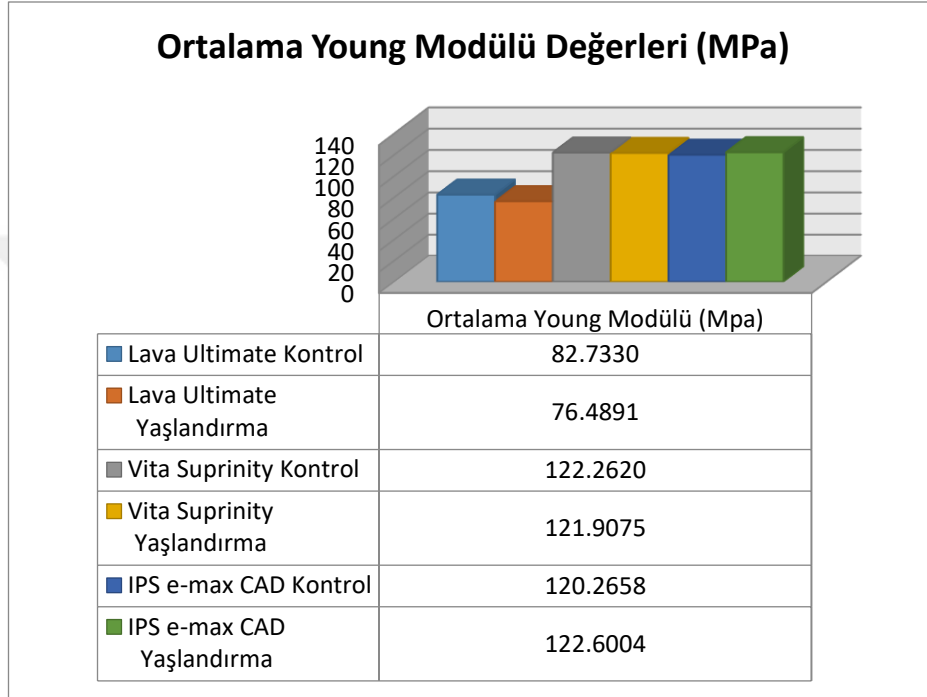
Örneklerin young modülü değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler 6 alt grup şeklinde düzenlenerek Çizelge 3.9’da verilmiştir. Tüm ortalamalar, maksimum ve minimum Young Modülü değerleri 3 nokta bükülme testi sonucu elde edilmiş MPa cinsinden verilerdir.

Çizelge 3.9. Young modülü değerleri tanımlayıcı istatistikleri

Materyal		Ortalama	5% Trimmed Mean	Maksimum	Minimum	Ortalamanın Standart Sapması
Lava Ultimate	Kontrol	82,7330	82,7182	91,6264	74,1056	5,1551
	Yaşlandırma	76,4891	76,4665	84,3180	69,0665	4,9399
Vita Suprinity	Kontrol	122,2620	122,7981	138,1102	96,7637	12,0385
	Yaşlandırma	121,9075	122,3794	150,0689	85,2516	21,0378
IPS e-max CAD	Kontrol	120,2658	120,2038	127,2771	114,3706	3,8632
	Yaşlandırma	122,6004	122,8450	133,4469	107,3499	8,0790

Lava Ultimate Kontrol grubu için ortalama Young modülü değeri $82,7330 \pm 5,16$ MPa iken yaşlandırma sonrası ortalama Young modülü $76,4891 \pm 4,94$ MPa’ya düşmüştür. Vita Suprinity örneklerde Young modülü ortalamaları; Kontrol grubunda $122,2620 \pm 12,04$ MPa, Yaşlandırma grubunda $121,9075 \pm 21,04$ MPa olarak bulunmuştur. IPS e.max CAD örneklerde ise Kontrol grubunda $120,2658 \pm 3,86$ MPa olan Young modülü değeri yaşlandırma sonrası $122,6004 \pm 8,08$ MPa’ya çıkmıştır. En düşük Young Modülü değeri $69,0665$ Mpa ile Lava Ultimate Yaşlandırma grubunda, en yüksek Young Modülü değeri ise $150,0689$ MPa ile Vita Suprinity Yaşlandırma grubunda gözlenmiştir.

Bununla birlikte ortalama standart sapma miktarları incelendiğinde; en düşük ortalama standart sapma $\pm 3,86$ ile IPS e.max CAD Kontrol grubunda; en yüksek ortalama standart sapma ise, $\pm 21,04$ ile Vita Suprinity Yaşlandırma grubunda görülmüştür. Şekil 3.2’de, materyallerin kontrol ve yaşlandırma gruplarının MPa cinsinden ortalama Young modülü değerleri görülmektedir.



Şekil 3.2. Materyallerin ortalama young modülü değerleri grafiği

Young modülü verilerin normal dağılım gösterip göstermediğinin incelenmesinde Shapiro-Wilk testi kullanılmıştır (Çizelge 3.10). Tüm gruplarda değerlerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır ($p > 0,05$).

Çizelge 3.10. Young modülü değerlerinin normal dağılıma uygunluğunu gösteren Shapiro-Wilk testi verileri

Materyal		İstatistik	df	p	
Lava Ultimate	Young Modülü	Kontrol	0,995	10	1,000
		Yaşlandırma	0,968	10	0,874
Vita Suprinity	Young Modülü	Kontrol	0,933	10	0,474
		Yaşlandırma	0,877	10	0,122
IPS e.max CAD	Young Modülü	Kontrol	0,938	10	0,530
		Yaşlandırma	0,962	10	0,804

Değerler normal dağılım gösterdiği için materyallerin kontrol ve yaşlandırma gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırılmasında T-testi kullanılmıştır. Bağımsız değişkenler için T-testi istatistiği, serbestlik derecesi ve p değerlerini içeren Çizelge 3.11 aşağıda verilmiştir.

Çizelge 3.11. Young modülü değerleri için T-testi istatistiği verileri

Materyal		t	df	p
Lava Ultimate	Young Modülü	2,765	18	0,013
Vita Suprinity	Young Modülü	0,046	18	0,964
IPS e.max CAD	Young Modülü	-0,824	18	0,421

$p < 0,05$ olduğu durumda; fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Çizelge 3.11’de görüldüğü üzere, yalnızca Lava Ultimate örneklerin kontrol ve yaşlandırma gruplarının Young modülü değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunurken ($p = 0,013$, $p < 0,05$); Vita Suprinity ve IPS e.max CAD örnekleri için Young modülü değerleri yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel açıdan anlamlı bir fark göstermemiştir (Vita Suprinity için $p = 0,964$ ve IPS e.max CAD için $p = 0,421$; $p > 0,05$). Bu durum, çiğneme simülatöründe meydana gelen termomekanik yaşlandırmanın; Lava Ultimate gibi daha elastik materyallerin young modüllerini etkilerken, Vita Suprinity ve IPS e.max gibi daha rijit materyallerin young modüllerini etkilemediği şeklinde yorumlanabilmektedir.

Çalışmada yer alan 3 materyalin young modülü değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılmasında; istatistiksel analiz yöntemi olarak, “One-way ANOVA” Tek Yönlü Varyans Analizi tekniği kullanılmıştır. Varyans analizi sonuçları Çizelge 3.12’de listelenmiştir.

Çizelge 3.12. Young modülü değerleri tek yönlü varyans analizi sonuçları

ANOVA							
KONTROL	Young Modülü		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi (df)	Kareler Ortalaması	F	p
		Gruplar Arası	9917,455	2	4958,727	79,797	0,000
		Grup İçi	1677,824	27	62,142		
		Toplam	11595,279	29			
YAŞLANDIRMA	Young Modülü	Gruplar Arası	13965,195	2	6982,598	39,356	0,000
		Grup İçi	4790,373	27	177,421		
		Toplam	18755,568	29			

Çizelge 3.12’de görüldüğü üzere $F(2,27)=79,797$, $p<0,05$ değeriyle; 3 materyalin Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası Young modülü değerleri incelendiğinde; $F(2,27)=39,356$, $p<0,05$ değeriyle yine materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür. Hem kontrol hem yaşlandırma gruplarında $p<0,05$ olduğu için; farkın hangi materyal veya materyaller arasında bulunduğuunun incelenmesinde Post Hoc Test olarak, Tukey Testi kullanılmıştır.

Çizelge 3.13. Young modülü değerleri Post Hoc Tukey testi sonuçları

Kontrol		N	Subset for alpha = 0.05	
Materyal			1	2
Tukey HSD ^a	Lava Ultimate	10	82,733010	
	Vita Suprinity	10		120,265780
	IPS e.max CAD	10		122,262020
	Sig.		1,000	0,839
Yaşlandırma		N	Subset for alpha = 0.05	
Materyal			1	2
Tukey HSD ^a	Lava Ultimate	10	76,489100	
	Vita Suprinity	10		121,907490
	IPS e.max CAD	10		122,600360
	Sig.		1,000	0,993

Tukey sonuçlarına göre kontrol gruplarında, Young modülü ortalamaları arasındaki fark; Lava Ultimate ($x=82,7330$, $SS=5,1551$) ile Vita Suprinity ($x=122,2620$, $SS=12,0385$) ve IPS e.max CAD ($x=120,2658$, $SS=3,8632$) arasındadır ve bu fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,000$). Vita Suprinity ($x=122,2620$, $SS=12,0385$) ve IPS e.max CAD ($x=120,2658$, $SS=3,8632$) gruplarının Young modülü ortalamaları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,839$).

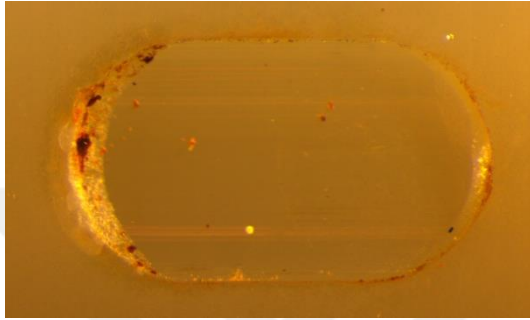
Tukey sonuçlarına göre yaşlandırma grupları arasında Young modülü ortalamaları açısından fark; Lava Ultimate ($x=76,4891$, $SS=4,9399$) ile Vita Suprinity ($x=121,9075$, $SS=21,0378$) ve IPS e.max CAD ($x=122,6004$, $SS=8,0790$) arasındadır ve bu fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,000$). Vita Suprinity ($x=121,9075$, $SS=21,0378$) ve IPS e.max CAD ($x=122,6004$, $SS=8,0790$) yaşlandırma grupları arasında ise Young modülü özelliği bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,993$).

Tukey sonuçlarına göre, yaşlandırma işleminden bağımsız olarak Lava Ultimate hem kontrol hem de yaşlandırma örneklerinde; Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'den farklılık göstermiştir. Vita Suprinity ve IPS e.max CAD grupları ise yaşlandırma öncesi ve sonrası aynı özellikleri göstermeye devam etmişlerdir. İstatistiksel açıdan bu iki materyal arasında Young modülü özelliği açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Kontrol grubu için $p=0,839$ ve Yaşlandırma grubu için $p=0,993$).

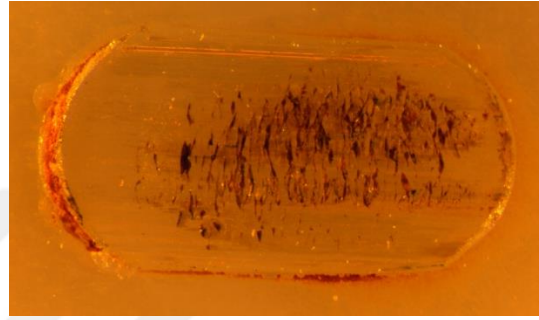
3.3. Aşınma Paterni Bulguları

Örneklerin yaşlandırma işlemleri tamamlandıktan sonra, 3 nokta bükülme testine sokulmadan önce; örnek yüzeyleri stereo ışık mikroskobu Leica CLS 100x (Leica Microsystems, Heerbrugg, İsviçre) ile incelenmiştir. Örnek yüzeylerinde herhangi bir çatlak ve kırılma izine rastlanmamıştır. Ancak örnek yüzeylerinde meydana gelen aşınma izleri yakından incelendiğinde; farklı yapısal özellik gösteren materyallerde farklı aşınma paternleri görülmüştür. Düşük young modülüne sahip

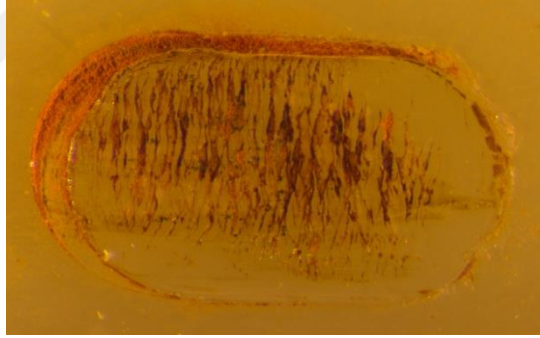
Lava Ultimate örneklerde kuvvetin ilk uygulandığı alanda belirgin bir çentik oluşurken, aşındırıcı ucun kayma hareketi gösterdiği yüzey boyunca belirgin aşınma izlerine rastlanmamış; yorulma izleri gözlenmiştir (Şekil 3.3). Daha yüksek young modülüne sahip, güçlendirilmiş cam seramik yapıdaki IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerde ise belirgin çizikler şeklinde gözlenen aşınmalar meydana gelmiştir (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



Şekil 3.3. Lava Ultimate örneklerin yüzeyinde görülen yorulma izleri



Şekil 3.4. Vita Suprinity örneklerin yüzeyinde görülen çizim aşınması izleri



Şekil 3.5. IPS e.max CAD yüzeylerinde görülen belirgin çizim aşınması

4. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan seramik ve seramik benzeri materyaller, son yıllarda hızlı bir biçimde gelişim göstermektedir. Hastaların artan estetik beklentileri, tam seramik materyallerin üretiminde kullanılan yeni metodlar ve geliştirilmiş kimyasal içerikler; bu gelişimin temelini oluşturmaktadır. Farklı kimyasal içerik ve mekanik özellikler taşıyan materyal çeşitliliği içerisinde, doğru materyal ve doğru endikasyon seçimi hekim açısından zor olmakla birlikte; klinik açıdan uzun dönem başarının sağlanabilmesi adına çok önemli bir parametredir (Gracis ve ark., 2015).

Dental materyallerde meydana gelen gelişimleri takiben, bu materyallerin mekanik özelliklerini ve klinik performanslarını değerlendiren çalışmalar da her geçen gün artmaktadır. Laboratuvar ortamında in vitro testlerden elde edilen bulgular, materyallerin klinik kullanıma girmeden önce değerlendirilebilmesini sağlamaktadır (Kunt ve ark., 2017 ve Sakaguchi ve Powers, 2012). Üretim süreçlerinde ve piyasaya yeni çıkarılan ticari ürünlerde belirli standartların sağlanabilmesi adına; Uluslararası Standartlar Enstitüsü “International Organization for Standardization” (ISO) diş hekimliği alanında kullanılan dental seramiklerin sahip olması gereken özellikleri tanımlamış ve uygulanacak testler için belirli standartlar belirlemiştir (ISO 6872, 2008 ve Sakaguchi ve Powers, 2012).

ISO 6872 standartlarına göre, üç nokta bükülme testi için 14 mm x 4 mm x 1,2 mm boyutlarında örnekler hazırlanarak Universal test cihazında, örneklerde kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanması gerekmektedir. Blackburn ve ark., 2017, Homaei ve ark., 2016, Prochnow ve ark., 2017 ve Vafaei ve ark., 2017 yaptıkları çalışmalarda da ISO 6872 standartlarında belirtilen boyutları esas almışlardır. Öte yandan, Wendler ve ark. yaptıkları çalışmada; 3 nokta bükülme testi için 2 mm x 2,5 mm x 25 mm; Awada ve Nathanson, 4mm x 1 mm x 13,5 mm, Belli ve ark. ise 2 mm x 2 mm x 25 mm örnek boyutlarını kullanmıştır (Awada ve Nathanson, 2015, Belli ve ark., 2014 ve Wendler ve ark., 2017).

ISO standartları esas alınarak; çalışmamızda kullanılacak örnekler, 14 mm x 4 mm boyutlarına sadık kalınarak hazırlanmıştır. Ancak çigneme simülatöründe döngüsel kuvvetlere maruz kalan örneklerin nihai bükülme direnci değerlerinin tespit edilebilmesi için örnek kalınlıkları modifiye edilmiştir. Kırık meydana gelmeden döngü sayısının tamamlanabilmesi için; minimum materyal kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda gerçekleştirilen bükülme testi deneyleri sonucu, materyallerin hem bükülme direnci değerleri hem de young modülü değerleri elde edilmiştir. Benzer şekilde Homaei ve ark.'nın 2016 yılında yaptıkları çalışmada bükülme direnci değerleri ile birlikte materyallerin elastik davranış biçimini tanımlayan young modülü değerleri de incelenmiştir. Homaei ve ark. çalışmalarında, IPS e.max CAD'in bükülme direncini 356,7±59,6 MPa; Lava Ultimate'in bükülme direncini ise 135,8±8,3 MPa olarak tespit etmişlerdir. Young modülü değerleri incelendiğinde ise çalışmamızda elde edilen bulgulara benzer şekilde, Lava Ultimate örnekler istatistiksel açıdan anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir (Homaei ve ark., 2016).

Lawson ve ark.'nın farklı seramik ve seramik benzeri materyallerin bükülme direnci, elastisite modülü, sertlik ve aşınma direnci değerlerini karşılaştırmaya yönelik yapmış olduğu çalışmada; Lava Ultimate için 248.4±24,5 MPa, IPS e.max CAD için 376,9±76,2 MPa ve Celtra Duo için 451,4±58,9 MPa'lık bükülme direnci değerleri elde edilmiştir.

Bu çalışmanın ANOVA analizi sonuçlarına göre; bükülme direnci ($p<0,05$), elastisite modülü ($p<0,01$) ve sertlik ($p<0,01$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Tukey post-hoc test sonuçlarına göre, IPS e.max CAD ve Celtra Duo daha yüksek dayanıklılığa ve sertliğe sahipken; Vita Enamic ve Lava Ultimate daha düşük değerler göstermiştir (Lawson ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) materyali yer almamasına karşın silika içerikli cam matriks içerisinde çözülmüş %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiş materyal içeriği, Vita Suprinity'i yansıtmaktadır. Aynı kimyasal içeriğin farklı ticari örnekleri olarak piyasada bulunan materyaller arasındaki

belirgin tek fark; Vita Suprinity'in kristalizasyon işlemi gerektiren kısmen sinterize formda olmasına karşın; Celtra Duo'nun fırınlama işlemi gerektirmeden mekanik polisajla ağız içinde uygulanabilmesidir (Densply Celtra Duo Dentist Brochure).

Lawson ve ark.'nın yaptıkları çalışmada incelenen Celtra Duo örneklerine de fırınlama işlemi uygulandığı için; Vita Suprinity örnekleri oldukça iyi yansıtmaktadır. Çalışma sonuçları da bizim çalışmamızı destekler nitelikte olup; IPS e.max CAD ve Celtra Duo örnekler hem bükülme direnci hem de elastisite modülü anlamında benzer özellik gösterirken; Lava Ultimate bu materyallerden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir (Lawson ve ark., 2016).

Belli ve ark.'nın 2014 yılında seramik ve rezin kompozit içerikli dental materyaller üzerinde yaptığı çalışmada, Lava Ultimate örneklerin bükülme direnci 123.08 MPa olarak, IPS e.max CAD örneklerin bükülme direnci de 259.53 MPa olarak ölçülmüştür. Saptanan bükülme direnci değerleri, çalışmamızda elde edilen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Bu farklılığın sebebinin, Belli ve ark.'nın yaptığı çalışmada bükülme direnci tespitinde 4 nokta bükülme testi kullanırken (0.75 mm/dk hızla); bizim çalışmamızda 3 nokta bükülme testi (1 mm/dk hızla) uygulanması olduğu düşünülmektedir. Bilindiği üzere, dört nokta bükülme testi, üç nokta bükülme testine göre genellikle %30-40 daha düşük sonuçlar vermektedir (Seo ve Roh, 2006).

Bükülme testi her ne kadar standart bir yöntem olarak benimsenmiş olsa da; klinik şartlar altında mekanik başarısızlıklar, çoğunlukla ani yüklemeler sonucu değil; tekrarlayan okluzal yükler nedeniyle oluşan yorulmadan kaynaklı meydana gelmektedir. Bu açıdan yorma deneyleri klinik şartları yansıtmaya adına büyük önem taşımaktadır (Homaie ve ark., 2016). Restoratif materyallerin uzun dönem klinik ömürlerinin öngörülebilmesi adına, döngüsel olarak uygulanan subkritik yüklemeler, statik yüklemelerden daha anlamlı sonuçlar vermektedir (Egbert ve ark., 2015).

Homaie ve ark.'nın 2016 yılında yaptığı, zirkonya, lityum disilikat ve polimer infiltre cam seramik materyallerden oluşan çalışma sonuçlarına göre, materyallerin yorulma limiti ortalama bükülme direnci değerlerinin %45-55'ine karşılık

gelmektedir. Seramik materyallerin yorulma limitinin, yorulma açısından bir eşik değeri olduğu ve değerin altındaki yüklemelerde herhangi bir başarısızlık meydana gelmediği düşünülmektedir (Heintze ve ark., 2016).

Yorulma testleri, klinik durumu iyi yansıtması nedeniyle, sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmasına rağmen; tam seramik restorasyonlara yorulma testi uygulanmasına ilişkin genel kabul görmüş bir rehber literatürde yer almamaktadır. Test içeriğinde; geniş bir değer aralığına yayılan yükleme kuvvetleri, döngü sayısı, yükleme frekansı, karşıt arktaki materyal seçimi, periodontal ligamentin simüle edilmesi, kuru veya su varlığında yükleme, termal döngü uygulaması, dayanak materyal tercihi, vertikal ve lateral hareket miktarı gibi birçok değişken parametre mevcuttur (Heintze, 2006 ve Nawafleh ve ark., 2016). Buna bağlı olarak da literatürde farklı parametrelerin kullanıldığı çalışmalarla karşılaşılmaktadır.

Yaşlandırma işlemlerinde pek çok farklı yükleme protokolü uygulanmasına karşın; genel kanı uygulanan mekanik streslerin normal çiğneme kuvvetleri aralığında tutulması gerektiği yönündedir. Heintze ve ark. 2011 yılında yaptıkları, çift akslı çiğneme simülatöründe tam seramik restorasyonların kırılma dayanımını incelemeye yönelik çalışmasında; 30-90 Newton'luk yükleme protokolünü uygulamışlardır. Rosentritt ve ark., 2014 yılında yaptıkları çalışmada çiğneme simülatöründe, 50 Newton'luk yük kullanmışlardır. Benzer şekilde, Chitmongkolsuk ve ark., 2002 (49 Newton), Schultheis ve ark., 2013 (49 Newton), Att ve ark., 2009 (50 Newton) ve Schwendicke ve ark., 2015 (50 Newton) yaptıkları çalışmalarda ortalama çiğneme kuvvetleri aralığında kalan yükleme değerlerini tercih etmişlerdir.

Literatürde, 200-1400 N arasında değişen; çiğneme kuvvetlerinin üzerinde yüklerle gerçekleştirilen çalışmalar da bulunmaktadır (Carvalho ve ark., 2014 ve Guess ve ark., 2010). Bu çalışmalar, materyallerin yüksek stres değerlerinde sağkalım oranlarını göstermesine karşın; fizyolojik çiğneme kuvvetlerini yansıtmamaktadır.

Dental materyallerin yorulma direnci ve kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda kullanılan döngü sayılarında da farklılıklar bulunmaktadır. Guess ve ark.,

2010 ve Dhima ve ark., 2014 çalışmalarında olduğu gibi; örnekleri başarısızlık meydana gelene kadar döngüsel yüklemeye maruz bırakan çalışmalar olmakla birlikte; düşük okluzal kuvvetler altında örneklerde başarısızlık oluşumunu beklemek öngörülemeyen çalışma zamanı ve vakit kaybına neden olduğu için sıklıkla tercih edilmemektedir. Bunun yerine klinik kullanımda geçen süreye karşılık gelecek şekilde ayarlanmış belirli sayıda döngü uygulanması kabul görmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık 240.000-250.000 döngü uygulanması bir yıllık klinik kullanıma karşılık gelmektedir. Dinamik yükleme uygulanan ve 1.200.000 döngüyü kırılmadan tamamlayan örneklerin kullanım süreleri ortalama 5 yıllık klinik ömre eş değerdir (Florian ve ark., 2012 ve Heydecke ve ark., 2001). Yapılan çalışmalar incelendiğinde 10.000 döngüden 3.6 milyon döngüye kadar geniş bir aralıkta değişen yükleme şartları mevcuttur. Bu da 0.04 ila 14.4 yıllık klinik kullanıma karşılık gelen yaşlandırma işlemi anlamına gelmektedir (Nawafleh ve ark., 2016).

Pek çok çalışmada kabul edildiği üzere; 1.6 Hz'lik frekans ile 50 N kuvvetin 480.000 döngü boyunca uygulanmasının, 2 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği kabul edilerek çalışmamız kurgulanmıştır (Att ve ark., 2009, Rosentritt ve ark., 2014, Samran ve ark., 2013 ve Schwendicke ve ark., 2015).

Çiğneme simülatörleri, ortalama okluzal kuvvetlerle devamlı yükleme, sıcak soğuk uygulamaları, nemli ortam sağlama gibi özellikleriyle ağız içi şartları yansıtarak in vitro ortamda etkin ve hızlı şekilde klinik kullanım sonrası özelliklerin elde edilmesini sağlamaktadır. Ancak bu in vitro çalışmaların in vivo çalışmalarla ne kadar uyum gösterdiğini ve güvenilirliğini sorgulayan çeşitli çalışmalar da mevcuttur. Pieger ve ark., 2014 yılında yayınladıkları 2 yıllık klinik kullanım sonucu kümülatif sağkalım oranlarını gösterdikleri çalışmada; lityum disilikattan üretilmiş kronlarda 2 yıl sonunda %100 sağkalım oranı rapor etmişlerdir (Pieger ve ark., 2014). Yine lityum disilikat kronların 2 yıllık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde 600.000 döngü ile yüklenerek in vitro olarak yaşlandırıldığı çalışmalarda %100 sağkalım saptanmıştır (Attia ve Kern, 2004 ve Clausen ve ark., 2010). Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma periyodu 5 yıllık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde uzatıldığında ise (1.200.000 döngü), in vitro çalışmalar %100 sağkalım oranı gösterirken (Albrecht ve ark., 2011,

Seydler ve ark., 2014 ve Zhao ve ark., 2014) ; in vivo çalışma sonuçlarına göre 5 yıllık klinik kullanımda lityum disilikat kronların sağkalım oranı %97,8 olarak bulunmuştur (Pieger ve ark., 2014).

Köprü restorasyonları üzerine yapılan çalışmada ise 1.200.000 döngü uygulanmış örneklerde sağkalım oranı %75 bulunurken, 5 yıllık klinik kullanım sonucu lityum disilikattan üretilmiş köprülerin kümülatif sağkalım oranı %78,1 olarak saptanmıştır (Kheradmandan ve ark., 2001 ve Pieger ve ark., 2014). Tek kron restorasyonlarda yapılmış 10 yılı aşan karşılaştırmalı in vivo ve in vitro bir çalışma bulunmamakla birlikte; lityum disilikat köprü restorasyonlarda yapılmış 10 yıllık klinik takibi bulunan çalışmaya göre sağkalım oranı %70,9 verilirken; 3,6 milyon döngü uygulanarak 14.4 yıllık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde yaşlandırma işlemine tabi tutulmuş restorasyonlar için sağkalım oranı %70 olarak saptanmıştır (Pieger ve ark., 2014 ve Rosentritt ve ark., 2008). Bu çalışmalar laboratuvar ortamında çiğneme simülatörü uygulamasının klinik durumu iyi yansıttığını ve in vivo çalışmalar ile in vitro çalışma sonuçlarının uyum içinde olduğunu göstermektedir (Nawafleh ve ark., 2016).

Çiğneme simülatörlerinde kullanılan frekans değerleri incelendiğinde; çalışmalarda pek çok farklı değerle karşılaşılmaktadır. Bununla birlikte genel görüş, kullanılan frekans değerinin fizyolojik çiğneme değerleri arasında olması gerektiği yönündedir. Çiğneme frekansı kişiden kişiye değişmekle birlikte; çoğunlukla 2 Hz'in altında değerler rapor edilmiştir (Woda ve ark., 2006). 0,6-1,1 saniyede bir döngüye karşılık gelen 1,3 Hz-1,8 Hz arasındaki çiğneme frekansı değerlerinin fizyolojik olduğu kabul edilmektedir (Kohyama ve ark., 2004). Nawafleh ve ark.'nın 2016'da yayınladıkları sistematik derlemede incelenen 19 çalışmadan 16'sında döngüsel yükleme frekansı 1-2 Hz aralığında bildirilmiştir. Yalnızca Carvalho ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada 10 Hz'lik oldukça yüksek bir çiğneme frekansı kullanılmıştır. Literatürde 1 Hz'den 60 Hz'e kadar değişen farklı frekans uygulamaları mevcut olmasına karşın; fizyolojik sınırlardan daha yüksek frekans uygulamalarının, çalışma süresini kısalttığı; ancak örneklerde ısı artışına sebep olarak klinik koşulları

yansıtmayan hatalı sonuçlara sebep olabildiği bildirilmiştir (Martin ve ark., 2009 ve Yu-seok ve ark., 2010).

Çalışmamızda da fizyolojik çiğneme frekansı değerleri arasında kalan ve pek çok çalışmada ortalama çiğneme frekansı olarak bildirilen 1,6 Hz kullanılmıştır (Att ve ark., 2009, Rosentritt ve ark., 2014 ve Schwendicke ve ark., 2015).

Uygulanan kuvvet miktarı, döngü sayısı ve frekansa ek olarak; vertikal ve lateral hareket miktarları ve hareket hızları da çift akslı çiğneme simülatörlerinde ayarlanabilen ve uygulanan kuvvetin etkisini etkileyen parametrelerdir. Yapılan çalışmalara göre, özellikle nemli ortamda; restorasyonda strese bağlı meydana gelen genleşmelerde, lateral hareketlerin ayrıştırıcı etkisi olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle tam seramik restorasyonların klinik ömrünü inceleyen çalışmalarda, laboratuvar ortamında lateral hareketlerinde dahil edildiği simülatörlerin kullanımı önerilmiştir (Kim ve ark., 2007). Diğer taraftan 1 mm lateral hareket uygulanan örnekler ile lateral hareket uygulanmamış örnekler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını gösteren çalışmalarda mevcuttur. Rosentritt'e göre aşınma direncini inceleyen çalışmalar için lateral hareketin taklit edilmesi bir gereklilik iken; yorulma direncini test eden çalışmalar için aynı durum geçerli değildir (Rosentritt ve ark., 2006). Literatürde farklı lateral (0-2 mm) ve vertikal (2-6 mm) hareket miktarlarına rastlanmaktadır (Nawafleh ve ark., 2016).

Çalışmamızda vertikal (dikey) eksen hareket mesafesi 3 mm, lateral (yatay) hareket mesafesi 2 mm olarak ayarlanmıştır. Çiğneme frekans değeri 1,6 Hz olacak şekilde; dikey eksen hareket hızı 30 mm/sn, lateral hareket hızı ise 25 mm/sn olarak girilmiştir.

Yapılan çalışmalar mekanik yüklemelere ek olarak; termal döngü uygulamanın yaşlandırma etkinliğini arttırdığını göstermiştir. Çiğneme simülatörlerinin temel avantajlarından biri de eş zamanlı olarak hem mekanik hem de termal uygulama yaparak termomekanik yaşlandırma sağlamasıdır (Bulut ve Atsü, 2016 ve Heintze, 2006).

Oral kavitedeki ortamı taklit edebilmek adına ıslanma yorgunluğu (wet fatigue) ve termal döngü uygulaması gereklidir. Suyun, seramik materyalleri kimyasal olarak zayıflattığı zaten kabul görmüş bir etkidir (Borges ve ark., 2009 ve Rekow ve Thompson, 2007). Oral kavitenin normal ısısı 35°C ile 37 °C arasında olmakla birlikte; sıcak ve soğuk gıdaların tüketilmesi sonucu, ağız ısısı çok değişkenlik göstermektedir (Palmer ve ark., 1992). Bu sıcaklık değişimleri restoratif materyallerde genleşmelerin ve büzülmelerin meydana gelmesine sebep olarak; mekanik streslere, çatlak oluşumuna veya çatlak ilerlemesine neden olmaktadır (Gale ve Darvell, 1999 ve Çelik Köycü ve İmirzalıoğlu, 2015). Özellikle rezin içeren restoratif materyaller, rezin makriksin ve doldurucu partiküllerin termal genleşmeden etkilenmesi sebebiyle; termal etkilerle daha fazla yorulma göstermektedir (Ankyu ve ark., 2016 ve Morresi ve ark., 2015).

Araştırmacılar ağız içi şartların doğru yansıtılabilmesi için sıvı maruziyeti ve termal döngü uygulamasının gerekliliği konusunda hemfikir olmalarına karşın; maksimum ve minimum dereceler, termal döngü frekansı, sıcak ve soğuk su banyolarının her birinin uygulama süresi konusunda ortak bir sonuca varamamıştır.

4°C-58°C (Attia ve Kern, 2004) ve 6,5°C-60°C (Seydler ve ark., 2014) gibi farklı sıcak ve soğuk su derecelerini termal döngü uygulaması için kullanan çalışmalar bulunmasına karşın; International Organization for Standardization (ISO) tarafından, dental materyallerde termal döngü uygulamaları için 5°C-55°C banyo sıcaklıkları standart prosedür olarak belirlenmiştir (ISO/TS 11405:2015).

Albrecht ve ark., 2011, Chitmongkolsuk ve ark., 2002, Heintze ve ark., 2011, Mitsias ve ark., 2014, Schultheis ve ark., 2013 ve Zhao ve ark., 2014 yaptıkları çalışmalarda termal döngü için soğuk su banyosu olarak 5°C'yi, sıcak su banyosu için ise 55°C'yi sıcaklık değerleri olarak kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da, çalışmalarda sıklıkla kullanılan ve ISO tarafından da önerilen sıcaklık değerleri olan 5°C-55°C tercih edilmiştir.

5°C-55°C'de 10.000 termal döngünün, ağız içi restorasyonların gün içinde yaklaşık 20 kez sıcaklık değişikliklerine maruz kaldığı düşünüldüğünde, bir yıllık klinik kullanıma karşılık gelen etki gösterdiği bildirilmiştir (Morresi ve ark., 2014).

Su banyolarının her birinin uygulama süreleri konusunda da tercih edilen farklı süreler bulunmasına karşın (Zhao ve ark., 2014 yılında yaptıkları çalışmada 30 saniyelik banyo süreleri kullanırken; Seydler ve ark., 2014 çalışmalarında 45 saniyelik döngü sürelerini uygulamışlardır); literatürde bulunan çalışmaların çoğunda bizim çalışmamızda uygulanan şekilde 60 saniyelik banyo süreleri tercih edilmiştir (Attia ve Kern, 2004, Chitmongkolsuk ve ark., 2002, Clausen ve ark., 2010, Kheradmandan ve ark., 2001, Mitsias ve ark., 2014 ve Schultheis ve ark., 2013).

Çalışmalarda uygulanan termal döngü sayıları da farklılık göstermesine rağmen; termal döngü sayısı uygulanan mekanik testin uzunluğu (uygulanan mekanik döngü sayısı) ile doğrudan bağlantılıdır; ek olarak termal döngü içinde her bir banyonun uygulama süreleri ve ara verme sürelerinden de etkilenmektedir. Bu durum literatürde geçen farklı termal döngü sayılarını açıklamaktadır (Nawafleh ve ark., 2016).

Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda 480.000 mekanik yüklemeye ek olarak 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyoları ile; eş zamanlı 1350 termal döngü uygulanarak termomekanik yaşlandırma işlemi tamamlanmıştır.

Çalışmamızda, Albrecht ve ark., 2011, Altamimi ve ark., 2014, Borges ve ark., 2009, Dhima ve ark., 2014, Heintze ve ark., 2011 ve Johansson ve ark., 2014 çalışmalarında olduğu gibi paslanmaz çelik aşındırıcı uç kullanılmıştır.

Yapılan yaşlandırma işlemi sonucu tüm gruplarda, materyal tipinden bağımsız olarak bükülme direnci değerlerinde düşüş gözlenmiştir.

Eğilmez ve ark.'nın 2018 yılında, hibrit materyallerin farklı yaşlandırma yöntemleri sonucu bükülme dirençlerinde ve Weibull modüllerinde meydana gelen değişikliklerin değerlendirildiği çalışmada; örneklere suda bekletme, suda kaynatma, asit uygulaması, otoklavda yaşlandırma, termal döngü ve döngüsel mekanik yükleme gibi farklı yaşlandırma yöntemleri uygulanmıştır. GC Cerasmart (GC Dental Products Europe, Belgium) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) örneklerde döngüsel mekanik yükleme (100 N, 50,000 siklus) ve asit uygulama (Hidroklorik asit pH:1,2, 24 saat) ile yaşlandırma işlemleri sonucu bükülme direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark meydana gelmemiştir. Buna karşın suda bekletme, suda kaynatma, otoklavlama ve termal döngü ile yaşlandırma işlemleri sonrası materyallerin bükülme dirençlerinde azalma tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; bu yöntemlerin yaşlandırma işlemleri açısından etkin birer teknik olduğu ortaya koyulurken; uygulanan mekanik döngü sayısının literatürde genel kabul gören sayıların çok altında kaldığı bu sebeple de yeterli etki gösterememiş olabileceği belirtilmiştir (Eğilmez ve ark., 2018).

Nano seramik içerikli rezin kompozit Lava Ultimate, polimer infiltre cam seramik Vita Enamic ve lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD'in bükülme direnci ve dinamik yükleme ile yaşlandırma sonrası kırılma dayanıklılıklarının incelendiği çalışmada; IPS e.max CAD örnekler, diğer materyallere kıyasla, daha yüksek başlangıç bükülme direnci göstermiştir ($p<0,001$) (Vafae ve ark., 2017).

3 ayrı restoratif materyalden üretilen kronlara, 2 Hz frekans, 1,5 mm lateral kayma ve 100 N'luk yükle gerçekleştirilen 250.000 mekanik döngüyle dinamik yükleme uygulanmıştır. Dinamik yükleme boyunca, restorasyonların hiçbirinde kırılma meydana gelmemiştir. Yalnızca Vita Enamic örneklerde kırık meydana gelmeksizin, belirgin yüzey aşınmaları oluşmuştur. Dinamik yorulma direnci test sonuçlarına göre; hem Lava Ultimate hem de Vita Enamic, IPS e.max CAD'e benzer yorulma direnci göstermiştir. 100 N ile 250.000 döngü ile gerçekleşen dinamik yükleme sonucunda materyallerin sağkalım oranı %100'dür (Vafae ve ark., 2017).

Güngör ve Nemli'nin 2017 yılında yaptıkları çalışmada da; tüm Lava Ultimate (rezin nanoseramik), GC Cerasmart, zirkonya kor üzerine CAD-on tekniği ile veneerlenmiş lityum disilikat kronlar 1.200.000 siklusu başarıyla tamamlamıştır. Vita Enamic (polimer infiltre cam seramik) kronların ise tamamında termomekanik yaşlandırma işlemi sırasında katastrofik kırıklar meydana gelmiştir. Yaşlandırma işlemini katastrofik kırık göstermeden tamamlamış örnekler kırma testi uygulandığında en yüksek kırılma dayanımını monolitik zirkonya (Incoris TZI, 3377,5 N) kronlar; onları takiben de monolitik lityum disilikat (IPS e.max CAD, 2639,9 N) kronlar göstermiştir (Güngör ve Nemli, 2017). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde; tüm örnek grupları 480.000 döngülük termomekanik işlemini başarıyla tamamlamış ve en yüksek bükülme direnci değerlerini IPS e.max CAD örnekler göstermiştir.

Doğan ve ark.'nın implant üstü CAD/CAM monolitik restorasyonların yorulma direnci üzerine yaptıkları çalışmada; IPS e.max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II'den oluşturulan restorasyonlar çiğneme simülatöründe 5 yıllık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde termomekanik yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. Başlangıç kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde; lityum disilikat kronlar istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir ($p < 0,05$). Yorulma direncini gösteren Fmax değerleri incelendiğinde ise; IPS e.max CAD kronlar yine en yüksek değeri göstermekle birlikte, IPS e.max CAD restorasyonları, Lava Ultimate kronlar takip etmiştir. Ayrıca Fmax değerlerinin ilişkisi incelendiğinde, IPS e.max CAD ile Lava Ultimate örnekler arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmazken ($p > 0,05$); iki materyalde Vita Mark II örneklerden belirgin derecede daha iyi yorulma direnci göstermiştir ($p < 0,05$). Başlangıç kırılma dayanımı değerleri ile maksimum yükleme değerleri arasında korelasyon bulunamamıştır. Bu durumda, yorulma direncinin, kırılma dayanımı ile paralel özellik göstermediğini ortaya koymaktadır.

Lava Ultimate materyali başlangıç kırılma dayanımı ölçümlerinde daha kolay çatlak oluşumu göstermekle birlikte, 2490 N'a ulaşan yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Lava Ultimate polimer içerikli mikroyapısı sebebiyle, yüksek rezilyans ve şok absorpsiyon özelliği göstermekte, böylece çatlak oluşumlarına rağmen

kırılganlık göstermediği için; yüksek kırılma dayanımı (fracture resistance) ortaya koymaktadır (Doğan ve ark., 2015).

Lava Ultimate ve IPS e.max CAD'in farklı bükülme direnci değerlerine rağmen, benzer yorulma direnci değerleri göstermesi, bükülme direnci/elastisite modülü oranıyla açıklanmıştır. Materyaller, mikroyapıları ve farklı elastisite modülleri sebebiyle, yorulma yükleri altında çatlak oluşumuna farklı tepkiler göstermektedir. Düşük sertlik değerleri sebebiyle, hibrit materyallerin okluzal bölgelerinde daha az stres birikimi görülmektedir (He ve Swain, 2011). Ayrıca, seramik kısımda yüzey hasarları meydana gelse bile, hibrit seramikler içeriklerindeki polimer seramik arayüzü sayesinde hasar tolerans özelliği göstermektedir (Coldea ve ark., 2013a). Bu sebeple, Lava Ultimate, çatlak oluşumuna karşı düşük direnç göstermekle birlikte; kırık oluşumuna karşı yüksek direnç göstermiştir.

Duan ve Griggs'in yaptıkları çalışmada; 100 N'luk vertikal kuvvet uygulandığında restorasyonlarda meydana gelen streslerin değerlendirildiği sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarına göre; rezin kompozit içerikli Lava Ultimate restorasyonlar, lityum disilikat cam seramik yapıdaki IPS e.max CAD restorasyonlardan daha düşük okluzal stres değerleri göstermiştir. 600 N'luk yükleme yapıldığı durumda ise, Lava Ultimate restorasyonlarda stres yalnızca okluzal bölgede görülürken; IPS e.max CAD restorasyonlarda hem okluzal yüzeyde hem de simantasyon alanında yüksek stres oluşumları saptanmıştır. Farklı kuvvet ve uygulama açılarının uygulandığı çalışmada, tüm yükleme koşullarında Lava Ultimate örnekler IPS e.max CAD örneklerden daha düşük stres değerleri göstermiştir. Bu durum Lava Ultimate'in düşük elastisite modülü ve düşük sertlik göstermesiyle açıklanmıştır. Araştırmacılara göre Lava Ultimate'in daha düşük stres göstermesi temelde iki mekanizmayla gerçekleşmektedir: 1) Resin kompozit içerikli materyaller dentin yapısına ve simanlara daha yakın sertlik değerleri göstermektedir. Bu da, materyaller arasında oluşan stres konsantrasyonunu azaltmaktadır. 2) Polimer matriks içerikli kompozit yapı sayesinde yükler kron yüzeyinde geniş bir alana yayılmaktadır (Duan ve Griggs, 2015).

Öte yandan, süreklilik göstermeyen cam faz içeren ve cam seramik materyallere göre daha düşük elastisite modülü gösteren rezin kompozit materyallerin; ince duvarlı restorasyonlarda kullanıldıklarında düşük elastisite modüllerine bağlı olarak daha fazla stres artışı ve debonding gösterdiğini savunan çalışmalarda bulunmaktadır (Dejak ve ark., 2012). Seramik ve altın alaşımlar gibi daha sert materyaller ince duvarlı restorasyonlarda kullanıldıklarında; rezin kompozit materyallere göre, diş dokusunu hasardan daha iyi koruyabilmektedir. Düşük sertlik gösteren rezin kompozit materyallerin, cam seramiklerle kıyaslandığında benzer ısırma kuvvetleri altında stres seviyelerinde artışa ve buna bağlı olarak uzun dönem klinik performansta düşüşe sebep olabildiğini savunan çalışmalar da mevcuttur (Dejak ve ark., 2012 ve Duan ve Griggs, 2015).

Shembish ve ark. tarafından 2016 yılında rezin kompozit (Lava Ultimate) ve lōsit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD) kronlar üzerinde yapılan üç aşamalı stres (düşük, orta, agresif) uygulaması ile yorma deneyi sonuçlarına göre; Lava Ultimate restorasyonlar daha yüksek yorulma direnci göstermiştir. 650 N üzerindeki yüklerde cam seramik restorasyonlarda katastrofik kırıkla sonuçlanan hasarlar meydana gelirken; Lava Ultimate örnekler maksimum değer olan 1700 N'luk kuvvetler altında katastrofik kırık göstermeden, minör okluzal hasarlarla testi tamamlamıştır. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda Lava Ultimate'in yüksek yorulma direnci materyalin şu özellikleri ile ilişkili bulunmuştur: 1) Yüksek doldurucu hibrit yapı, oldukça küçük nanopartiküller (4-20 nm) ve nanopartikül kümeleri (0,6-10 µm) içermektedir (Beun ve ark., 2007). 2) Dentine daha yakın elastisite modülü sebebiyle, simantasyon yüzeyinde bükülmeye bağlı radyal çatlakların oluşabilmesi için çok yüksek kuvvetler gerekmektedir (Shembish ve ark., 2016).

Doldurucu içeriğindeki ve matriks-doldurucu kimyasal bağlantısındaki farklılıklar; materyaller arasındaki farklı mekanik özellikleri ve buna bağlı olarak mekanik ve kimyasal etkiler altında bozunmaya karşı direnç farklılıklarını açıklamaktadır (Manhart ve ark., 2000).

Belli ve ark.'nın 2014 yılında seramik ve rezin kompozit içerikli dental materyaller üzerinde yaptığı çalışmada, çigneme simülatöründe yaşlandırma işlemine tabi tutulan materyallerin bükülme dirençlerinde ve Weibull modülü değerlerinde meydana gelen değişimler incelenmiştir. Lava Ultimate örneklerin 123.08 MPa olarak belirlenen başlangıç bükülme dirençleri yaşlandırma sonrası 63.66 MPa'a düşmüştür. IPS e.max CAD örneklerin 259.53 MPa'lık başlangıç bükülme dirençleri ise yaşlandırma sonucu 120.87 MPa'a düşmüştür. Bulgularda başlangıç ve nihai değerler arasındaki fark MPa cinsinden sayısal olarak verilmekle birlikte bükülme direncinde meydana gelen değişim yüzde olarak da belirtilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre, Lava Ultimate örneklerin 10.000 döngü sonucu bükülme direnci kaybı %48.2 iken; IPS e.max CAD örneklerde %53.4'lük bir direnç kaybı saptanmıştır (Belli ve ark., 2014). IPS e.max CAD materyalinde yüzde olarak daha fazla kayıp olduğunu gösteren bu bulgular, çalışmamızda elde edilen sonuçları desteklemekle birlikte; başlangıç ve nihai bükülme direnci değerleri ve yüzdeler, çalışmamız sonucu ortaya çıkan verilerden oldukça farklıdır. Bu farklılığın sebebinin, Belli ve ark.'nın yaptığı çalışmada başlangıç ve nihai bükülme direncinin tespitinde 4 nokta bükülme testini kullanırken (0.75 mm/dk hızla); bizim çalışmamızda 3 nokta bükülme testi uygulanması (1 mm/dk hızla) olduğu düşünülmektedir.

Ayrıca çalışmamızda tüm materyallere, 1.6 Hz frekans ile 480.000 döngü boyunca sabit 50 Newton'luk yük uygulanmıştır. Belli ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise, 0.5 Hz frekansla ile 10.000 döngülik yaşlandırma sürecinde "merdiven tekniği" kullanılarak her materyal kendi başlangıç bükülme direncinin %50'sine karşılık gelen subkritik değere kadar yüklenmiştir. İki çalışma birbirini destekler nitelikte olmakla beraber; bulgular arasındaki farklılıkların, materyal metod ve kullanılan test yöntemleri arasındaki farklılıklardan kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Belli ve ark. göre, bükülme direncinde meydana gelen kayıplar temel olarak materyalin kimyasal içeriği ve mikroyapısı ile ilişkili bulunmuştur. Tüm cam içerikli seramiklerin ortak özelliği olan stres korozyonu kırılma direncinin ve klinik kullanım ömrünün azalmasına sebep olan baskın mekanizma olarak görülmüştür.

Çalışmada IPS e.max CAD'in yanı sıra IPS e.max Press materyaline de yer verilmiştir. Ancak şaşırtıcı şekilde IPS e.max Press en düşük bükülme direnci kaybını (%29.6) gösteren örnek grubu olmuştur. IPS e.max Press ve e.max CAD arasındaki farklılık ise, e.max CAD'in daha fazla cam faz içermesi, kristal fazın azaltılmış olması ve e.max CAD'in daha küçük boyutlardaki kristal içeriği ile açıklanmaktadır (IPS e.max Press %30 cam faz, 3-6 µm lityum disilikat kristalleri; IPS e.max CAD %60 cam faz ve 0.2-2 µm lityum disilikat kristalleri içermektedir) (Belli ve ark., 2014).

Belli ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada, IPS e.max CAD ve IPS e.max Press cam faz içeriği ve partikül boyutu açısından karşılaştırılırken; benzer şekilde Silva ve ark. , 2017 yılındaki çalışmalarında bu kıyaslamaya piyasaya yeni çıkan ürünler olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalleri de dahil etmişlerdir. Vita Suprinity %56-64 cam faz içerirken; materyalin kristalizasyon süreci sonunda, IPS e.max CAD'den 6 kat daha küçük olan 0.5-1 µm boyutlarında lityum silikat partikülleri oluşmaktadır (Belli ve ark., 2017 ve Silva ve ark., 2017).

Vita Suprinity içinde bulunan zirkonya partikülleri kristal büyümesini engelleyerek; nükleasyon sonucunda daha küçük ve daha ince kristal faz oluşumu sağlamaktadır (Apel ve ark., 2007). Küçük kristaller içeren mikroyapı Vita Suprinity'e lityum disilikat seramiklerde gözlenenlere benzer mekanik özellikler sağlamaktadır (Wendler ve ark., 2017). Bu veriler, çalışmamızda Vita Suprinity'in IPS e.max CAD ile benzer bükülme direnci ve young modülü değerleri göstermesini açıklamaktadır. Yaşlandırma süreci sonunda; IPS e.max CAD'de Vita Suprinity'e göre daha fazla bükülme direnci kaybı meydana gelmesinin; IPS e.max CAD'in daha fazla cam faz içermesi ve daha büyük partikül boyutu göstermesiyle ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Esnek materyallerin tipik bir özelliği olan yorulma çizgisi, seramik gibi kırılgan materyallerde kırık yüzeyinde gözlenmemektedir. Geçmişte seramik materyallerin yorulmaya bağlı kırılma göstermeyeceği düşünülmekteydi. Bu düşüncenin temel sebebi de, yorgunluğun plastik deformasyona bağlı oluştuğunun ve herhangi bir plastik deformasyon bulgusu göstermeyen seramikler gibi kırılgan

materyallerin yorulma göstermeyeceğinin kabul görmüş olmasıydı (Ritchie ve ark., 2000).

Günümüzde, seramik materyallerde meydana gelen yorulmanın, plastik deformasyona bağlı olarak değil; materyal sertliğinde meydana gelen bozulma sonucu oluştuğu bulunmuştur (Watchman ve ark., 2009). Buna karşın yeni geliştirilen, mikroyapılarında esneyebilen elementler eklenmiş dental materyallerin, belirli bir düzeyde plastik özellik gösterdiği görülmüştür (Coldea ve ark., 2015).

Esnek materyallerden farklı olarak, seramik gibi kırılğan materyallerde çatlaklar kendiliğinden başlamamaktadır. Tipik olarak, daha önce var olan bir defektten başlayarak; materyalin tolere edebileceği seviyeden daha fazla yüklendiği gerilim varlığında, lokalize stres odakları oluşmaktadır (Ritchie ve ark., 2000 ve Vult Von Steyern ve ark., 2006).

Çalışmamızda elde edilen bulgularda da, yaşlandırma sonucu Lava Ultimate örneklerin young modüllerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark meydana gelirken; IPS e.max CAD ve Vita Suprinity birbirine benzer ve daha rijit bir yapı göstermiştir. Yaşlandırma sonucu bükülme dirençlerinde meydana gelen düşüşün materyaller arasında farklılık göstermesinin; young modülü değerlerinde görülen bu farklılıklardan kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Eğilmez ve ark.'nın 2018 yılında, hibrit materyallerin farklı yaşlandırma yöntemleri sonucu bükülme dirençlerinde ve Weibull modüllerinde meydana gelen değişiklikleri değerlendirdiği çalışmasında; en yüksek bükülme direnci GC Cerasmart'ta (%71 silika ve baryum nanopartikül içeren kompozit rezin) saptanmıştır. Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerin bükülme dirençleri arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Materyallerin zaman içerisindeki başarısızlık oranlarını ortaya koyan Weibull dağılımları incelendiğinde ise; GC Cerasmart'ın en yüksek bükülme direncini göstermesine karşın; Weibull modülünün Lava Ultimate ve Vita Enamic'ten düşük olduğu görülmüştür.

Weibull modülü (m), mikroyapıda gelişebilecek kusurlar ve mikroçatlaklar sonucunda materyalin direncinde meydana gelen azalmanın dağılımını tanımlamak için kullanılmaktadır (Pittayachawan ve ark., 2007). Weibull modülünün değeri düştükçe, materyalin güvenilebilirlik miktarı da azalmaktadır. Başka bir açıdan, yüksek yapısal güvenilirliğe sahip ve az miktarda yapısal kusur içeren materyaller daha yüksek Weibull modülleri göstermektedir (Eğilmez ve ark., 2014 ve Pittayachawan ve ark., 2007).

Yapılan in-vitro çalışmalara göre, kontrol grubu ile kıyaslandığında yaşlandırma işlemleri sonucu materyallerin nihai bükülme direnci değerlerinde azalma görülmesine karşın; polimer içerikli hibrit materyallerin (Lava Ultimate) Weibull modülü değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark meydana gelmemiştir. Bu durum araştırmacılar tarafından, materyalin yapısal homojenitesini yaşlandırma işlemlerine rağmen koruduğu şeklinde yorumlanmıştır. Başka bir deyişle, yapılan yaşlandırma işlemleri bükülme direncinde belli bir miktar azalma meydana getirmesine karşın; materyalin yapısal güvenilirliği üzerine olumsuz bir etki göstermemiştir (Eğilmez ve ark., 2018).

Homaei ve ark.'nın 2016 yılında yaptıkları çalışmada, polimer infiltre cam seramiğin bükülme direnci, cam seramik materyaller ile kıyaslandığında daha düşük değerler göstermekle birlikte; materyallerin zaman içerisindeki sağkalım oranlarını gösteren Weibull modülü, diğer materyallere kıyasla oldukça yüksek çıkmıştır. Hibrit materyallerin mikroyapısındaki polimer varlığı, materyale esneklik ve buna bağlı olarak da çatlak yayılımına karşı direnç kazandırmaktadır (Leung ve ark., 2015). Polimer içerik, hibrit materyalleri beklenmedik kırılmalara karşı korumaktadır. Bu özelliğin, bükülme direncinde azalmayla birlikte Weibull modülünde artışa sebep olduğu düşünülmektedir (Homaei ve ark., 2016).

Aboushelib ve Elsafi'nin 2016 yılında yaptıkları çalışmada, tüm materyaller başlangıç kırılma dayanımı değerinin %63'üne karşılık gelen subkritik değerlerde yüklenmiştir. Yaşlandırma işlemini başarıyla tamamlayan örnekler nihai kırılma dayanımı miktarının tespiti için kırma deneyine sokulmuştur. Yaşlandırma sonrası

kırılma dayanımında meydana gelen azalma miktarları incelendiğinde; %34,03'lük değerle en fazla düşüş zirkonyada (IPS ZirCAD) meydana gelmiştir. Daha sonra sırasıyla IPS Empress (%32,26) ve IPS e.max CAD (%27,14) güçlendirilmiş cam seramik materyaller, zirkonyayı takip etmiştir. Termomekanik yaşlandırma işleminden dayanıklılık kaybı bakımından en az etkilenen materyaller, Lava Ultimate (%15,99) ve Vita Enamic (%15,75) yani rezin infiltre cam seramik materyaller olmuştur (Aboushelib ve Elsafi, 2016). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, en fazla bükülme direnci kaybı %23,43 oranla IPS e.max CAD örneklerde gözlenirken; %19,70'lik düşüş oranı ile Vita Suprinity örnekler IPS e.max CAD örnekleri takip etmiştir. Başlangıçta düşük bükülme direnci göstermesine karşın, yaşlandırma işleminden en az etkilenen grup ise %14,91'lik düşüş ile Lava Ultimate örnekler olmuştur.

Başarısızlık oranının gelişimini gösteren, Weibull sağkalım istatistiği incelendiğinde ise; Zirkonya, IPS Empress ve IPS e.max CAD'in başarısızlık oranları zamanla ivme gösterirken; Lava Ultimate ve Vita Enamic'in başarısızlık oranları zaman içerisinde azalmıştır. Ortalama başarısızlık zamanları gruplar arasında farklılık gösterirken; en uzun ortalama ömür süresi zirkonyada saptanmış; beklenen en kısa ortalama ömrü ise Vita Enamic göstermiştir (Aboushelib ve Elsafi, 2016).

Rezin infiltre cam seramikler, kompozitler ile seramikler arasında mekanik özellikler göstermektedir. Kırılma dayanıklılığı olarak 150-200 MPa'lık ortalama bir mekanik özellik göstermelerine karşın; yorulma sonrası yalnızca %15'lik düşüş göstererek; dinamik yorulma testlerinden en az etkilenen materyal rezin infiltre cam seramikler olmuştur. Bu durum kırılma cam seramiklere kıyasla; polimer matriksin hasar toleransı özelliği göstermesi ile açıklanmaktadır (Belli ve ark., 2014 ve Carvalho ve ark., 2014). Bu sonuçları destekler nitelikte Coldea ve ark.'nın 2013b yılında yaptıkları mikro çentik testi (microindentation) araştırmalarına göre; çatlak ilerlemesine karşı en iyi toleransı rezin infiltre cam seramikler göstermiştir.

Chen ve ark., El-Damanhoury ve ark. ve Ilgenstein ve ark. da, benzer şekilde; rezin kompozit içerikli materyallerin dinamik yükleme koşulları altında seramik materyallere benzer veya daha yüksek başarı oranları gösterdiklerini ortaya koyan

çalışmalar yapmıştır. Bu çalışmalardan elde edilen bulgular, bizim çalışmamızda rezin kompozit içerikli Lava Ultimate örneklerde; yaşlandırma sonrası daha az bükülme direnci kaybı meydana gelmesini açıklamaktadır (Chen ve ark., 2014, El-Damanhoury ve ark., 2014 ve Ilgenstein ve ark., 2015).

Paul de Kok ve ark.'nın 10 farklı seramik ve kompozit rezin materyal üzerinde yaptıkları üç nokta bükülme deneyi sonuçları ve başarısızlık meydana gelene kadar yükleme protokolünü içeren çalışmalarında; materyallerin bükülme direnci (MPa), maksimum yükleme değerleri (N), sıkışma dayanıklılıkları (MPa) ve elastisite modülleri (GPa) kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, en yüksek bükülme direncini 1235 MPa'lık değerle monolitik zirkonya restorasyon (Lava Plus) onu takiben de 301 MPa ile lityum disilikat kronlar (IPS e.max CAD) göstermiştir. Lava Ultimate (198 MPa), Vita Enamic (131 MPa) gibi rezin kompozit içerikli materyallerin bükülme dirençleri ise, seramiklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. En düşük bükülme direnci değerini ise 79 MPa ile bis-akrilik kompozit rezin içerikli Protemp 4 (3M ESPE) göstermiştir.

Bükülme direnci değerleri kıyaslandığında, IPS e.max CAD (301 MPa), Protemp 4'ün (79 MPa) üç katından fazla bükülme direnci değerine sahip olmasına karşın, kırılma meydana gelene kadar gerçekleştirilen maksimum yükleme kuvvetleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır (kırılma yüklemesi değerleri için Protemp 4:2386 N ve IPS e.max CAD:2788 N, $p>0,05$).

Rezin kompozit içerikli materyalin yüksek kırılma direnci göstermesi; düşük elastisite modülü sayesinde, daha fazla elastik deformasyon gösterebilme yeteneğine sahip olması ve böylece daha başarılı şok absorpsiyonu göstermesiyle açıklanmıştır. Bu etkiyi, 1,7 GPa'lık elastisite modülüyle çalışmada yer alan en esnek materyal olan Protemp 4 kadar yüksek derecede göstermemekle birlikte; Lava Ultimate, Telio CAD, Vita Enamic gibi rezin kompozit içerikli diğer materyallerde; seramiklerle kıyaslandığında daha düşük elastisite modülü ve yüksek enerji absorpsiyonu göstermişlerdir (Paul de Kok ve ark., 2015).

Magne ark.'nın 2013 yılında yaptıkları çalışma sonuçları da, Paul de Kok ve ark.'larını destekler nitelikte sonuçlar vermiştir. Magne ve ark.'na göre de, rezin kompozit içerikli materyaller, doğal dişe yakın elastisite gösterdikleri için, daha iyi stres dağılımı sağlayarak; okluzal kuvvetleri daha iyi absorbe edebilmektedir (Magne ve ark., 2013).

Başarılı şok absorpsiyon özelliklerine karşın rezin kompozit içerikli materyallerin mekanik özellikleri seramikler ile kıyaslandığında bazı dezavantajlar içermektedir (Santing ve ark., 2015). Bunların başında, düşük aşınma direnci ve su emme özellikleri gelmektedir. Oral kavitedeki koşullar göz önünde bulundurulduğunda, materyalin su emmesi mekanik özelliklerini oldukça olumsuz etkilemektedir (Martin ve ark., 2003).

Lava Ultimate gibi rezin kompozit içerikli materyaller, mekanik yükler altında daha iyi yorulma direnci göstermekle birlikte; termal döngü işlemleri esnasında meydana gelen sıcaklık değişimleri ile, polimer fazda arka arkaya meydana gelen genişleme ve büzülme sonucu seramik materyallere göre daha fazla yorgunluk göstermektedir.

Polimer içerik su absorpsiyonunu arttırmakta, artan su emilimi sonucu da materyallerin mekanik özelliklerinde düşüş meydana gelmektedir. Bu durumun rezin kompozit içerikli materyallerin seramiklere göre daha fazla dayanıklılık kaybı göstermesine sebep olan mekanizmalardan biri olduğu da düşünülmektedir (Blackburn ve ark., 2017).

Blackburn ve ark. tarafından yapılan çalışma sonuçlarına göre; Lava Ultimate, Vita Enamic ve Paradigm MZ100'den oluşan rezin kompozit materyallerin bükülme dirençlerinde termal döngü sonrası (kontrol, 5.000 termal döngü, 10.000 termal döngü) düşüş meydana gelirken; seramik içerikli Vita Mark II restorasyonların bükülme dirençlerinde herhangi bir azalma görülmemiştir (Blackburn ve ark., 2017).

Bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda; nanohibrit materyaller mekanik özellikleri sayesinde, yüksek stres alan posterior bölgelerde de endikasyon bulabilmektedir. Polimer içerikli rezin kompozit materyallerin elastisite ve yorulma direnci özellikleri dikkate alındığında; brüksizm hastaları gibi yüksek kas ve çiğneme aktivitesi bulunan hastalarda CAD/CAM rezin kompozitler inlay, onlay ve kron restorasyonları için iyi bir restoratif alternatif oluşturmaktadır (Vafae ve ark., 2017). Lava Ultimate, brüksizm hastaları gibi yüksek parafonksiyonel okluzal çiğneme kuvvetlerine sahip bireylerde restoratif materyal olarak kullanıma uygun olmasına karşın; vertikal boyutun yükseltilmesi gereken vakalarda diş aşınmalarına bağlı madde kayıpları olduğu için minimal invaziv bir diş preparasyonu yapılması oldukça güçleşmektedir. Onlay, inley gibi parsiyel restorasyonlarda çok başarılı sonuçlar vermekle birlikte debonding problemlerinden dolayı Lava Ultimate 3M ESPE tarafından tam kron endikasyonundan çıkartılmıştır (Lava Ultimate Restorative Instructions, 3M ESPE, 2015 ve Chirumamilla ve ark., 2016). Lava Ultimate elastik yapısı ve mikroyapısı gereği, baskı ve bükülme hasarlarına karşı dayanıklı olmasına karşın debonding sorunlarının önüne geçebilmek için, simantasyon işlemlerine dikkat edilmelidir (Shembish ve ark., 2016).

Ayrıca, CAD/CAM rezin kompozit materyallerin mekanik özelliklerinin, zirkonya ve lityum disilikat cam seramiklerin altında kaldığı (Coldea ve ark., 2013b ve Egilmez ve ark., 2014); bu nedenle de ISO 6872:2008 standartları değerlendirildiğinde, CAD/CAM kompozitlerin endikasyonlarının kronlarla sınırlı tutulması ve köprü restorasyonlarında kullanılmaması gerektiği unutulmamalıdır (Lauvahutanon ve ark., 2014).

Materyallerin bükülme direnci özelliklerinin yanı sıra; Lawson ve ark., çiğneme simülöründe 20 N yük, 1 Hz frekans, 2 mm lateral kayma ile 400.000 döngülük aşınma direnci testi sonucu, aşınma paternlerini incelemiştir.

Lava Ultimate örneklerde oluşan aşınma izleri incelendiğinde; karşıt dişin örnek yüzeyi ile temas ettiği alanda belirgin bir girinti görülmekte ve aşınma izi boyunca oluşmuş çatlaklar izlenmektedir. Aşınma izleri daha yakından incelendiğinde ise,

çatlakların, materyale kuvvet uygulanarak yüzey boyunca çekilmeye başladığı alanlardan kaynaklandığı görülmektedir.

Cam seramik materyallerin aşınma izleri incelendiğinde ise farklı bir aşınma paterni görülmektedir. Bu materyallerde aşınma izi boyunca devam eden sürekli düzgün çizikler mevcuttur.

Aşınma izleri değerlendirildiğinde düşük elastisite modülüne sahip: %80 nano dolduruculu rezin kompozit Lava Ultimate, %71 nano dolduruculu kompozit Cerasmart (GC America, Alsip, IL, USA) gibi materyaller çigneme simülatöründe mekanik yükleme sonucu yorgunluk belirtileri gösterirken; lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve %10 zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity, Celtra Duo) cam seramik gibi yüksek elastisite modülüne sahip materyaller çizinme aşınması göstermektedir (Lawson ve ark., 2016).

Lawson ve Burgess'in, ışıkla sertleşen kompozit materyaller üzerine yaptıkları benzer bir çalışmada; kompozitlerin doldurucu içeriği oranının belli bir eşiğin üzerine çıktığında, aşınma paterninin yorgunluk izlerinden uzaklaşıp; hacimsel aşınmada artış ile ilişkilendirilen abraziv aşınmaya (çizinme aşınması) döndüğü gösterilmiştir (Lawson ve Burgess, 2015).

Duarte ve ark.'nın 2014 yılında yüzey pürüzlülüğü üzerine yaptığı çalışmaya göre; başlangıçta hem Lava Ultimate hem de Vita Enamic polisajlanmış polimer ilaveli seramik materyaller, glazelenmiş lityum disilikat seramik ile benzer yüzey özellikleri göstermiştir. Ancak başlangıç yüzey özelliklerine ek olarak yaşlandırma işlemi sonucu meydana gelen yüzey pürüzlülüğü dikkate alındığında; en yüksek yüzey pürüzlülüğü IPS e.max CAD'de (%256) meydana gelmiştir. IPS e.max CAD'i, %226 yüzey pürüzlülüğü artışıyla Vita Enamic izlemiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü ise; yalnızca %50 artış ile Lava Ultimate'da meydana gelmiştir (Duarte ve ark., 2014).

Çalışmamızda da, örnekler çiğneme simülatöründe yaşlandırıldıktan sonra; aşınmanın meydana geldiği yüzeyler stereomikroskop ile incelendiğinde; benzer aşınma paternleri görülmüştür.

Üretilen tüm dental biomateryallerin temel amacı, mine dentin kompleksinin mekanik ve biyolojik özelliklerini aslına en uygun şekilde yansıtmaktır. Ancak diş dokularının gelişmiş yapısının karmaşıklığı göz önüne alındığında; bu durumun kolay bir iş olmadığı görülmektedir. Dental seramikler, doğal minenin fiziksel özelliklerine daha yakın davranış gösterirken; kompozit rezin materyaller dentinin karakteristiğini daha iyi yansıtmaktadır. Seramik ve kompozit materyallerin özelliklerini birleştiren bir biomateryal üretimi ideal çözüm olarak görülmesine karşın; ideal biomateryalin üretim sürecinde birçok zorlukla karşılaşmaktadır (Park ve ark., 2008).

Seramik materyaller çoğunlukla bükülme dirençlerine göre değerlendirilmektedir. Ancak dental materyalleri bu şekilde değerlendirilmenin uygun olup olmadığı veya bu durumun klinik açıdan yanlış sonuçlara yol açıp açmayacağı sorgulanmaktadır. ISO standartlarına göre materyallerin bükülme dirençleri, kırılma meydana gelene kadar yapılan tek bir yüklemeyi esas alan 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleriyle belirlenmektedir. Öte yandan, dental seramikler klinik şartlarda tek seferlik yüklemeler yerine devam eden milyonlarca yüke maruz kalmaktadır. Bu klinik koşullar göz önünde bulundurulduğunda, materyallerin yük taşıma kapasiteleri yarı yarıya azalmaktadır. Örneğin, bükülme testlerine göre yaklaşık 100 MPa bükülme direncine sahip felspatik seramikler, gerçekte devamlı yüklemeler altında 50 MPa'lık kritik yük taşıma kapasitesi göstermektedir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015).

Bu açıdan düşünüldüğünde, bükülme direnci değerlerinin materyallerin mekanik özelliklerinin ve güvenli kullanım alanlarının belirlenmesinde tek parametre olarak kabul edilmesinin doğru bir yaklaşım olup olmadığı ve diş hekimlerinin materyal seçimini nasıl yapmaları gerektiği soruları akla gelmektedir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015).

Bu yaklaşımla birlikte, doğal diş yapısı incelendiğinde nispeten düşük bükülme direnci değerleri karşımıza çıkmaktadır: Mine yaklaşık 60-85 MPa'lık bükülme direncine sahipken, dentin ise yaklaşık 100 MPa'lık bükülme direnci göstermektedir. Biomimetik yaklaşımla birlikte, Prof. Arnetzl gibi araştırmacıların bakış açısı bir araya getirildiğinde, dental materyallerin seçiminde tek kriter bükülme direnci olmaktan çıkmakta, Weibull modülü, young modülü ve kritik stres yoğunluğu faktörü (KIC) gibi özellikler materyallerin dayanıklılığını ve güvenilirliğini ortaya koyma konusunda ön plana çıkmaktadır.

Diş ve periodontal dokulardan oluşan biyolojik sistem, yüksek bükülme direnci kriterine uymamakla birlikte, Sharpey lifleri ve düşük elastisite modülüne sahip materyaller (mine ve dentin) sayesinde reziliens özellik göstermektedir. Bu açıdan bakıldığında, 210 GPa'lık elastisite modülü gösteren zirkonya gibi rijit materyaller, ideal materyal seçimi gibi gözükmemektedir.

Bu noktada; sertlik, bükülme direnci, Weibull modülü, kırılma tokluğu, elastisite modülü ve reziliens gibi farklı parametrelerin olumlu ve olumsuz yanlarını değerlendirmek gerekmektedir.

Klinik deneyimler, dental restorasyonlarda aşırı yüklemelerden kaçınmak için düşük elastisite modülüne sahip materyallerin kullanımının daha uygun olduğunu göstermektedir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015 ve Magne ve ark., 2011). Bu bağlamda, yeni geliştirilen hibrit materyaller yüksek bir potansiyel taşımaktadır.

150 MPa ila 210 MPa arasında değişen bükülme direncine sahip hibrit seramikler, diğer materyaller ile karşılaştırıldığında daha düşük bükülme direnci değerleri göstermekle birlikte; doğal dentine benzer şekilde 13 ila 30 GPa arasında değişen elastisite modülleri, dayanıklılığa katkı sağlamaktadır. Bu durumda, hibrit materyallerin monolitik tek diş restorasyonlarda kullanıldığında; diğer materyallerin neredeyse iki katına çıkan Weibull modülleri ile son derece yüksek direnç göstermesiyle sonuçlanmaktadır. Dolayısıyla, doğal dişin yapısını ve özelliklerini taklit eden bir materyal grubu oluşturmaktadır. Aynı zamanda, dentine benzer

elastisite modülleri sayesinde; bruksizm gibi fonksiyonel açıdan komplike durumlarda; hibrit materyaller kullanışlı bir alternatif oluşturmaktadır.

Fizyolojik yapıyı yansıtan bu materyallerden üretilen restorasyonlar, stomatognatik sistemin doğal davranışını etkilemediği ve rahatsızlık yaratmadığı için; çiğneme sistemine daha iyi uyum sağlamaktadır. Materyallerin özellikleri değerlendirildiğinde ve alışık olduğumuz temel yargılar yeniden gözden geçirildiğinde; hastalara tamamen yeni bir tedavi standardı sunulabilmekte ve hastaların doğal dişlerinde alışık oldukları çiğneme hissi yeniden kazandırılabilir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015).



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmamızda Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'in içinde bulunduğu 3 farklı hibrit ve seramik materyalin çığneme simülöründe yaşlandırma sonrası bükülme dirençleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Materyallerin başlangıç bükülme direnci değerleri incelendiğinde; 397 N ile en yüksek değeri IPS e.max CAD örnekler göstermiştir. IPS e.max CAD örnekler ile Vita Suprinity örneklerin (369 N) bükülme direnci değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Lava Ultimate örnekler (167 N) ise diğer iki materyale kıyasla daha düşük bükülme direnci değerleri göstermiştir ($p<0,05$). Benzer şekilde, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity benzer young modülü değerleri gösterirken; Lava Ultimate örnekler daha düşük young modülü değerleri göstermiştir.
2. 50 N, 1.6 Hz ile gerçekleştirilen 480.000 döngülük mekanik yükleme ve eş zamanlı gerçekleşen 5°C-55°C'lik 1350 termal döngü sonucu; tüm materyallerin bükülme dirençlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir düşüş meydana gelmiştir ($p<0,05$). Bu durum, termomekanik yaşlandırmanın tüm materyal gruplarında etkili olduğu şeklinde yorumlanmıştır.
3. Yaşlandırma sonucu, sadece Lava Ultimate örneklerin young modülü değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir düşüş gözlenirken ($p<0,05$); IPS e.max CAD örneklerin young modülü değerlerinde artış meydana gelmiştir. Ancak bu artış istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Genel kanının aksine, yaşlandırma işlemlerinin materyalin yalnızca bükülme direncini değil; aynı zamanda materyalin elastisite özelliğini de etkilediği görülmüştür.
4. Yaşlandırma sonucu meydana gelen bükülme direnci kaybı incelendiğinde; en fazla düşüş %23,43 ile IPS e.max CAD'te görülmüştür. IPS e.max CAD'i,

%19,70'lik oranla zirkonya ilaveli lityum silikat yapıdaki Vita Suprinity örnekler takip etmiştir. En az bükülme direnci kaybı ise; %14,91 ile rezin kompozit yapıdaki Lava Ultimate örneklerde saptanmıştır.

5. Güçlendirilmiş cam seramik yapıdaki materyallerin başlangıç bükülme direnci değerleri, hibrit materyallerden oldukça yüksek olmakla birlikte; ağız ortamını taklit eden termomekanik yüklemelerde, seramik materyallerde daha fazla yorulma ve dayanıklılık kaybı gözlenmiştir. Hibrit materyallerin dinamik yorulma testlerinde daha iyi performans göstermesi; düşük elastisite modülüne (young modülü) ve polimer içeriğin yapıya sağladığı şok absorpsiyon özelliğine bağlanmıştır.
6. Doğal diş dokusuna daha yakın mekanik özellikler gösteren hibrit materyallerin, elastisite özellikleri ve yüksek yorulma direnci göstermesi sebebiyle; yüksek okluzal kuvvetlerin görüldüğü posterior bölgelerde de restoratif materyal olarak tercih edilebileceği düşünülmektedir. Ancak materyallerin düşük bükülme dirençleri dikkate alındığında, klinik kullanımda endikasyonların minimal invaziv restorasyonlar ve tek kronlarla sınırlı kalması gerektiği unutulmamalıdır.
7. Hibrit materyallerin mekanik özelliklerinin ve uzun dönem sağkalım oranlarının daha doğru değerlendirilebilmesi için; daha ileri in-vitro çalışmalara ve uzun dönem takipli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

ÖZET

Farklı Hibrit ve Seramik Materyallerin Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Sonrası Bükülme Dirençlerinin Değerlendirilmesi

CAD/CAM teknolojisinin klinik kullanıma girmesiyle, hekimler tek seansta tam seramik restorasyonları tasarlayıp, üretip, simante etme imkanı bulmuştur. Bu avantajlarının yanı sıra, pratikte geleneksel tekniklerle üretim imkanı bulunmayan polikristalin seramikler ve hibrit seramikler gibi materyallerin araştırılmasına ve geliştirilmesine de aracı olmuştur. Dental materyallerin uzun dönem klinik başarılarının değerlendirilebilmesi için uzun takip periyodu içeren klinik çalışmalar gerekmektedir. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması, bir takım etik sorunlar oluşturması, değişkenlerin standardizasyonunun sağlanamaması ve yüksek maliyet gibi sorunlar oluşturması nedeniyle; restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde in vitro testler ön plana çıkmıştır.

Çalışmamızda, 3 farklı yapısal özelliğe sahip CAD/CAM materyalinin (Lava Ultimate, Vita Suprinity, IPS e.max CAD) çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma sonucu, bükülme dirençlerinde ve young modülü değerlerinde meydana gelen değişimin incelenmesi amaçlanmıştır.

Kontrol grubundaki örnekler başlangıç bükülme direncinin tespiti için kullanılırken; yaşlandırma grubundaki örnekler çiğneme simülatöründe; 50 N kuvvet, 1,6 Hz ile 480.000 mekanik döngü ve 5°C-55°C'lik 1350 termal döngü uygulanmıştır. Tüm örnekler 3 nokta bükülme testine sokularak başlangıç ve nihai bükülme dirençleri ve young modülleri tespit edilmiştir.

Araştırmadan elde edilen sonuçlara göre; tüm materyal gruplarında termomekanik yaşlandırma işlemi bükülme dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede azalmaya sebep olmuştur. Yaşlandırma sonucu en fazla bükülme direnci kaybı, %23,43 ile IPS e.max CAD örneklerde görülürken, en az direnç kaybı %14,91 ile Lava Ultimate örneklerde meydana gelmiştir. Yaşlandırma sonucu, sadece Lava Ultimate örneklerin young modülü değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir düşüş gözlenirken; IPS e.max CAD örneklerin young modülü değerlerinde artış görülmüştür. Başlangıçta en yüksek bükülme direnci değerlerini IPS e.max CAD örnekler göstermekle birlikte, ağız ortamını taklit eden termomekanik yüklemeler sonucu; güçlendirilmiş cam seramik materyaller daha fazla yorulma ve direnç kaybı göstermiştir.

Hibrit materyallerin dinamik yorulma testlerinde daha iyi performans göstermesinin, düşük young modülü ve polimer içeriğin yapıya sağladığı şok absorpsiyon özelliği ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: bükülme direnci, çiğneme simülatörü, 3 nokta bükülme testi, termomekanik yaşlandırma, direnç kaybı

SUMMARY

Evaluation of Flexural Strength of Different Hybrid and Ceramic Materials After Aging in Chewing Simulator

With the introduction of CAD/CAM technology, clinicians have been able to design, produce and deliver full ceramic restorations in a single appointment. In addition to these advantages, it has also been instrumental in the research and development of materials such as polycrystalline ceramics and hybrid ceramics, which could not have been practically produced by conventional techniques. Clinical studies involving a long follow-up period are needed to evaluate the long-term clinical success of dental materials. Since clinical studies taking a long time, creating some ethical problems, ensuring standardization of variables and being costly, in vitro tests have been performed in the evaluation of the mechanical properties of restorative materials.

In our study, it was aimed to investigate the change in flexural strength and Young's modulus values of 3 CAD/CAM materials (Lava Ultimate, Vita Suprinity, IPS e.max CAD) with different structural characteristics, after thermomechanical aging in the chewing simulator.

The specimens in the control group are used to determine the initial flexural strength. Mechanical loading was performed with 50 N force and frequency of 1.6 Hz for 480,000 cycles. Simultaneously, 1350 thermal cycles at 5°C-55°C was applied. 3 point bending test was performed to all specimens to determined initial and residual flexural strength and Young's modulus.

According to the results obtained from this research, thermomechanical aging caused a statistically significant reduction in flexural strength in all groups. The highest flexural strength loss was observed in IPS e.max CAD specimens with 23.43% while minimum strength degradation percent (14.91%) was seen at Lava Ultimate specimens. As a result of aging, statistically significant decrease in Young's modulus values were observed only at Lava Ultimate specimens while IPS e.max CAD specimens exhibited increase in Young's modulus values. However, the IPS e.max CAD specimens showed the highest flexural strength values at the beginning, during the thermomechanical aging procedure that mimics the mouth environment, reinforced glass ceramic materials showed more fatigue and flexural strength loss.

The performance of hybrid materials in dynamic fatigue tests is thought to be related to the shock absorption characteristics provided by the low Young's modulus and polymer content.

Keywords: flexural strength, chewing simulator, 3-point bending, thermomechanical aging, strength degradation

KAYNAKLAR

- ABDUO J, LYONS K, SWAIN M (2010). Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, **37**: 866–876.
- ABOUSHLIB MN, ELSAFI MH (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*, **32**(4): 529-534.
- ALBRECHT T, KIRSTEN A, KAPPERT HF, FISCHER H (2011). Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent mater*, **27**(3): 298-303.
- ALTAMIMI AM, TRIPODAKIS APD, ELIADES G, HIRAYAMA H (2014). Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent*, **9**(1): 98-110.
- American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. Erişim Adresi: [<http://www.ada.org/en/publications/cdt>]. Erişim tarihi: 17/03/2015.
- ANKYU S, NAKAMURA K, HARADA A, HONG G, KANNO T, NIWANO Y, ÖRTENGREN U, EGUSA H (2016). Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *Eur J Oral Sci*, **124**(4): 387-395.
- ANUSAVICE KJ (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd., 655-719.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR (2012). Phillips' Science of Dental Materials. 12th Ed. St. Louis: Saunders.
- APEL E, VAN'T 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. *J Eur Ceram Soc*, **27**(2): 1571-1577.
- ARNETZL G, ARNETZL GV (2015). Hybrid materials offer new perspectives Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *Int J Comput Dent*, **18**(2): 177-186.
- ATT W, KOMINE F, GERDS T, STRUB JR (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, **101**: 239-247.
- ATTIA A, KERN M (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **92**: 551-556.
- AWADA A, NATHANSON D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, **114**(4): 587-593.
- BARSOUM W (1997). Fundamentals of ceramics. New York: McGraw Hill; Chapter:3.

- BEIER US, KAPFERER I, BURTSCHER D, GIESINGER JM, DUMFAHRT H (2012). Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont*, **25**: 395-402.
- BELLI R, GEINZER E, MUSCHWECK A, PETSCHOLT A, LOHBAUER U (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*, **30(4)**: 424-432.
- BELLI R, WENDLER M, DE LIGNY D, CICONI MR, PETSCHOLT A, PETERLİK H, LOHBAUER U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*, **33(1)**: 84-98.
- BEUER F, STIMMELMAYR M, GERNET W, EDELHOFF D, GUH JF, NAUMANN M (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int*, **41**: 631-637.
- BEUN S, GLORIEUX T, DEVAUX J, VREVEN J, LELOUP G (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater*, **23**: 51-59.
- BINDL A, MORMANN WH (2004). Survival rate of monoceramic and ceramic-core CAD/CAM generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*, **112**: 197-204.
- BLACKBURN C, RASK H, AWADA A (2017). Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.08.016
- BONA AD, KELLY JR (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, **139**: 8-13.
- BORBA M, CESAR PF, GRIGGS JA, DELLA BONA A (2013). Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater*, **29(8)**: 913-918.
- BORBA M, DE ARAÚJO MD, FUKUSHIMA KA, YOSHIMURA HN, GRIGGS JA, DELLA BONA A, CESAR PF (2016). Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dent Mater*, **32(12)**: 1536-1542.
- BORGES GA, CALDAS D, TASKONAK B, YAN J, SOBRINHO LC, DE OLIVEIRA WJ (2009). Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont*, **18(8)**: 649-655.
- BULUT AC, ATSÜ SS (2016). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çığneme simülatörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **26(1)**: 180-186.
- CAPUTO AA, STANDLEE JP (1987). *Biomechanics In Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing (IL).
- CARVALHO AO, BRUZI G, GIANNINI M, MAGNE P (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*, **111(4)**: 310-317.

- CATTELL MJ, CLARKE RL, LYNCH JR (1997). The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics – Part I. *J Dent*, **25**: 399-407.
- CATTELL MJ, CHADWICK TC, KNOWLES JC, CLARKE RL, LYNCH E (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, **17**: 21-33.
- CHAVES LV, CHAVES VS, FELIX MD, BORGES BC, COSTA GF, GERALDELI S (2016). Efficacy of accelerated aging methods to degrade the adhesive interface of dentin cavities bonded with etch-and rinse adhesive systems. *J Adhes Sci Technol*, **30(19)**: 2100–2108.
- CHEN C, TRINDADE FZ, DE JAGER N, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, **30**: 954-962.
- CHIRUMAMILLA G, GOLDSTEIN CE, LAWSON NC (2016). A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *J Esthet Restor Dent*, **28(4)**: 231-237.
- CHITMONGKOLSUK S, HEYDECKE G, STAPPERT C, STRUB JR (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **10(1)**: 15-22.
- CHUNG SM, YAP AUJ, CHANDRA SP, LIM CT (2004). Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **71(2)**: 278-283.
- CLAUSEN JO, ABOU TARA M, KERN M (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*, **26**: 533-538.
- COLDEA A, SWAIN MV, THIEL N (2013a). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, **29**: 419-426.
- COLDEA A, SWAIN MV, THIEL N (2013b). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, **26**: 34–42.
- COLDEA A, FISCHER J, SWAIN MV, THIEL N (2015). Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater*, **31**: 684–694.
- ÇELİK KÖYCÜ B, İMİRZALIOĞLU P (2015). Heat transfer and thermal stress analysis of a mandibular molar tooth restored by different indirect restorations using a three-dimensional finite element method. *J Prosthodont*, **26**: 460–473.
- DEJAK B, MLOTKOWSKI A, LANGOT C (2012). Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*, **28**: 433–441.

- DENRY I, HOLLOWAY J (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, **3**: 351-368.
- DENRY I, KELLY JR (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, **93(12)**: 1235-1242.
- Dentsply Celtra Duo Dentist Brochure, 2017. Erişim adresi: https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/en_US/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/BRO_Celtra_Duo_USA_EN_2017_08.pdf
- DHIMA M, CARR AB, SALINAS TJ, LOHSE C, BERGLUND L, NAN KA (2014). Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. *J Prosthodont*, **23(5)**: 353-357.
- DOGAN DO, GORLER O, MUTAF B, OZCAN M, EYUBOGLU GB, ULGEY M (2015). Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic cad/cam materials cemented on titanium abutments: an in vitro study. *J Prosthodont*, **26**: 309–314.
- DRUMMOND JL, KING TJ, BAPNA MS, KOPERSKI RD (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater*, **16**: 226-233.
- DUAN Y, GRIGGS JA (2015). Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *J Dent*, **43(6)**: 742-749.
- DUARTE JRS, SARTORI N, CASCIONE D, PHARK JH (2014). Biomaterials update: ceramic-reinforced polymers: overview of CAD/CAM hybrid restorative materials. *Quintessence Dent Technol*, **37**: 32–48.
- EGBERT JS, JOHNSON AC, TANTBIROJN D, VERSLUIS A (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci. Int*, **12**: 53–58.
- EGILMEZ F, ERGUN G, CEKIC NAGAS I, VALLITTU PK, LASSILA LV (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater*, **37**: 78-87.
- EGILMEZ F, ERGUN G, CEKIC NAGAS I, VALLITTU PK, LASSILA LV (2018). Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res*, **62(1)**: 65-74.
- EL-DAMANHOURY H, HAJ-ALI R, PLATT J (2014). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*, **40(2)**: 201-210.
- FERRARIO VF, SFORZA C, SERRAO G, DELLAVIA C, TARTAGLIA GM (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*, **31(1)**: 18-22.
- FLORIAN B, MICHAEL S, JAN FG, DANIEL E, MICHAEL N (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, **28**: 449-456.

- GAILLARD Y, JIMÉNEZ-PIQUÉ E, SOLDERA F, MÜCKLICH F, ANGLADA M (2008). Quantification of hydrothermal degradation in zirconia by nanoindentation. *Acta Mater*, **56**: 4206-4216.
- GALE MS, DARVELL BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, **27(2)**: 89-99.
- GC Cerasmart Catalog, 2014. Erişim adresi: http://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf
- GIORDANO RA (2000). A comparison of all-ceramic restorative systems, Part 2. *Gen Dent*, **48**: 38-40.
- GIORDANO RA (2006). Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *J Am Dent Assoc*, **137**: 14-21.
- GIORDANO RA, PELLETIER L, CAMPBELL S, POBER R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, **73(5)**: 411-418.
- GIORDANO R, MCLAREN EA (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, **31**: 682-688.
- GRACIS S, THOMPSON VP, FERENCZ JL, SILVA NR, BONFANTE EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, **28**: 227-235.
- GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, **23**: 434-442.
- GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NR (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, **55**: 333-352.
- GÜNGÖR MA, DÜNDAR M, ARTUNÇ C (2005). Dişhekimliğinde gerilme analizi yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **26**: 107-116.
- GÜNGÖR MB, NEMLİ SK (2017). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet Dent*, **119(3)**: 473-480.
- HE LH, SWAIN M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*, **27**: 527-534.
- HEINTZE SD (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, **22(8)**: 712-734.

- HEINTZE SD, CAVALLERI A, ZELLWEGER G, BÜCHLER A, ZAPPINI G (2008). Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*, **24(10)**: 1352-1361.
- HEINTZE SD, ROUSSON V (2010). Fracture rates of ips empress all-ceramic crowns systematic review. *Int J Prosthodont*, **23**: 129-133.
- HEINTZE SD, ALBRECHT T, CAVALLERI A, STEINER M (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*, **27(2)**: 10-19.
- HEINTZE SD, MONREAL D, ROUSSON V (2016). Fatigue resistance of denture teeth. *J Mech Behav Biomed Mater*, **53**: 373–383.
- HELVEY GA (2014). Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, **35**: 38–43.
- HEYDECKE G, ZHANG F, RAZOOG ME (2001). In-vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, **85**: 551-557.
- HICKEL R, MANART J (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, **3**: 45-64.
- HOLAND W, SCHWEIGER M, RHEINBERGER VM, KAPPERT H (2009). Bioceramics and their applications for dental restoration. *Adv Appl Ceram*, **108**: 373-380.
- HOMAEI E, FARHANGDOOST K, TSOI JKH, MATINLINNA JP, POW EHN (2016). Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, **59**: 304-313.
- ILGENSTEIN I, ZITZMANN NU, BÜHLER J, WEGEHAUPT FJ, ATTIN T, WEIGER R, KRATSL G (2015). Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig*, **19(5)**: 1021-1028.
- International Organization for Standardization (1994). Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. ISO/TR 11405 Dental Materials, 1–14.
- International Organization for Standardization (2000). Determination of Colour Stability. ISO 7491:2000 Dental Materials.
- International Organization for Standardization (2008). Technical report ISO 6872 Dental Ceramic, Switzerland.
- International Organization for Standardization (2015). Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. ISO/TR 11405.
- IPS e.max CAD. Ivoclar Vivadent AG, Scientific Documentation, 2011. Erişim adresi: <https://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/9793/IPS%2Be-max%2BCAD+%&cd=1&hl=tr&ct=clnk&gl=tr>

- JOHANSSON C, KMET G, RIVERA J, LARSSON C, VULT VON STEYERN P (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*, **72(2)**: 145-153.
- KAMITAKAHARA M, OHTSUKI C, MIYAZAKI T (2008). Review paper: behavior of ceramic biomaterials derived from tricalcium phosphate in physiological condition. *J Biomater Appl*, **23**: 197-212.
- KELLY JR (2008). Dental ceramics: What is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc*, **139**: 4-7.
- KELLY JR, DENRY I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*, **24**: 289-298.
- KELLY JR, RUNGRUANGANUNT P, HUNTER B, VAILATI F (2010). Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **104(4)**: 228-238.
- KELLY JR, BENETTI P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, **56(1)**: 84-96.
- KHERADMANDAN S, KOUTAYAS SO, BERNHARD M, STRUB JR (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, **28(4)**: 361-369.
- KIM JW, KIM JH, THOMPSON VP, ZHANG Y (2007). Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res*, **86(11)**: 1046-1050.
- KOHYAMA K, HATAKEYAMA E, SASAKI T, DAN H, AZUMA T, KARITA K (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*, **49**: 805-816.
- KUNT GE, ÇETİNER RB (2017). Mekanik testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **3(3)**: 210-215.
- KÜMBÜLOĞLU Ö (2017). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **3(3)**: 196-202.
- LAND CH (1903). Porcelain dental art. *Dent Cosmo*, **65**: 615-620.
- LAUVAHUTANON S, TAKAHASHI H, SHIOZAWA M, IWASAKI N, ASAKAWA Y, OKI M, ARKSORNNUKIT M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, **33(5)**: 705-710.
- Lava Ultimate Restorative Instructions, 3M ESPE, 2015. Erişim adresi: <http://multimedia.3m.com/mws/media/7473920/lava-ultimate-restorative-instructions-for-use-english.pdf>

- LAWSON NC, BURGESS JO (2015). Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **103**: 424-429.
- LAWSON NC, BANSAL R, BURGESS JO (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*, **32(11)**: 275-283.
- LEUNG BTW, TSOI JKH, MATINLINNA JP, POW EHN (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent*, **114**: 440-446.
- LIN WS, ERCOLI C, FENG C, MORTON D (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*, **21**: 353-362.
- LI H, BURROW MF, TYAS MJ (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, **18(2)**: 111-119.
- LIU D, MATINLINNA JP, POW EHN (2012). Insights into porcelain zirconia bonding. *J Adhes Sci Technol*, **26**: 1249-1265.
- LIU PR, ESSIG ME (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, **29**: 482-488.
- MAGNE P, SCHLICHTING LH, MAIA HP, BARATIERI LN (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*, **104**: 149-157.
- MAGNE P, ODERICH E, BOFF LL, CARDOSO AC, BELSER UC (2011). Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res*, **22(11)**: 1275-1281.
- MAGNE P, SILVA M, ODERICH E, BOFF LL, ENCISO R (2013). Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implan Res*, **24**: 143-148.
- MANHART J, KUNZELMANN KH, CHEN HY, HICKEL R (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* **53**: 353-361.
- MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, **29**: 481-508.
- MANICONE PF, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*, **35**: 819-826.
- MARTIN MP (2012). Material and clinical considerations for full coverage indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, **33**: 2-5.
- MARTIN N, JEDYNAKIEWICZ NM, FISHER AC (2003). Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater*, **19**: 77-86.

- MARTIN S, MILTIADIS EM, KLAUS L, MATTHIAS K (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, **25**: 494-499.
- MCLAREN EA, PHONE TC (2009). Ceramics in dentistry—Part I: Classes of materials. *Inside Dent*, **5**: 94-103.
- MITSIAS M, KOUTAYAS SO, WOLFART S, KERN M (2014). Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, **25(6)**: 675-682.
- MIYAZAKI T, NAKAMURA T, MATSUMURA H, BAN S, KOBAYASHI T (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, **57**: 236-261.
- MORRESI AL, D'AMARIO M, CAPOGRECO M, GATTO R, MARZO G, D'ARCANGELO C, MONACO A (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, **29**: 295-308.
- MORRESI AL, D'AMARIO M, MONACO A, RENGO C, GRASSI FR, CAPOGRECO M (2015). Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites. *J Oral Sci*, **57**: 137-143.
- NAGLIERI V, PALMERO P, MONTANARO L, CHEVALIER J (2013). Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. *Materials*, **6**: 2090-2102.
- NAWAFLEH N, HATAMLEH M, ELSHIYAB S, MACK F (2016). Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: A systematic review. *J Prosthodont*, **25(2)**: 116-126.
- O'BRIEN WJ (1989). *Dental Materials: Properties and Selection*. 3rd Ed. CHICAGO, Quintessence, 408.
- O'BRIEN WJ (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4th Ed. CHICAGO, Quintessence Pub Co Inc.
- OLIVEIRA DCRS, AYRES APA, ROCHA MG, GIANNINI M, PUPPIN RONTANI RM, FERRACANE JL, SINHORETÌ MAC (2015). Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE2000 color-difference formulas. *J Esthet Restor Dent*, **27(5)**: 322-330.
- ORTORP A, KIHLM, CARLSSON GE (2009). A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent*, **37**: 731-736.
- PADIPATVUTHIKUL P, MAIR LH (2007). Bonding of composite to water aged composite with surface treatments. *Dent Mater*, **23**: 519-525.
- PALMER DS, BARCO MT, BILLY EJ (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, **67(3)**: 325-327.

- PARK S, QUINN JB, ROMBERG E, AROLA D (2008). On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater*, **24(11)**: 1477–1485.
- PAUL DE KOK DDS, KLEVERLAAN CJ, DE JAGER N, KUIJS R, FEILZER AJ (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, **114(1)**: 59-66.
- PEAMPRING C, SANOHKAN S (2014). All-ceramic systems in esthetic dentistry: A review. *M Dent J*, **34**: 82-92.
- PEREIRA GKR, AMARAL M, CESAR PF, BOTTINO MC, KLEVERLAAN CJ, VALANDRO LF (2015). Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater*, **45**: 183-192.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**:1-25.
- PIEGER S, SALMAN A, BIDRA AS (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **112**: 22-30.
- PITTAYACHAWAN P, MCDONALD A, PETRIE A, KNOWLES JC (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, **23**: 1018–1029.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2006). Craig’s Restorative Dental Materials. *St Louis: C.V. Mosby Co.*
- PREIS V, WEISER F, HANDEL G, ROSENTRITT M (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*, **44**: 393-405.
- PROCHNOW C, VENTURINI AB, GRASEL R, BOTTINO MC, VALANDRO LF (2017). Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **105(4)**: 885-891.
- REKOW D, THOMPSON VP (2007). Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*, **18**: 47-56.
- RITTER RG (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, **22**: 332-341.
- RITCHIE RO, GILBERT CJ, MCNANEY JM (2000). Mechanics and mechanisms of fatigue damage and crack growth in advanced materials. *Int J Solids Struct*, **37**: 311–329.
- ROESLER J, HARDERS H, BAEKER M (2010). Mechanical Behaviour of Engineering Materials: Metals, Ceramics, Polymers, and Composites. New York: Springer.

- ROGGENDORF MJ, KUNZI B, EBERT J, ROGGENDORF HC, REICH SM (2012). Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig*, **5**: 1413-1424.
- ROSENBLUM MA, SCHULMAN A (1997). A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, **128**: 297-307.
- ROSENTRITT M, BEHR M, GEBHARD R, HANDEL G (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*, **22(2)**: 176-182.
- ROSENTRITT M, SIAVIKIS G, BEHR M, KOLBECK C, HANDEL G (2008). Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*, **36(12)**: 1048-1053.
- ROSENTRITT M, HAGEMANN A, HAHNEL S, BEHR M, PREIS V (2014). In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent*, **42**: 1019-1026.
- ROUALDES O, DUCLOS ME, GUTKNECHT D, FRAPPART L, CHEVALIER J, HARTMANN DJ (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **31**: 2043-2054.
- SAITO A, KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, **104**: 247-257.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM (2012). Craig's Restorative Dental Materials. 13th Ed. St. Louis: Mosby, Chapter 5: 83-107.
- SAMRAN A, EL BAHRA S, KERN M (2013). The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dent Mater*, **29**: 1280-1286.
- SANTING HJ, KLEVERLAAN CJ, WERNER A, FEILZER AJ, RAGHOEBAR GM, MEIJER HJ (2015). Occlusal wear of provisional implant-supported restorations. *Clin Implant Dent Relat Res*, **17**: 179-185.
- SCHULTHEIS S, STRUB JR, GERDS TA, GUESS PC (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*, **17(5)**: 1407-1413.
- SCHWENDICKE F, KERN M, DÖRFER C, KLEEMANN-LÜPKES J, PARIS S, BLUNCK U (2015). Influence of using different bonding systems and composites on the margin integrity and the mechanical properties of selectively excavated teeth in vitro. *J Dent*, **43**: 327-334.

Scientific Documentation IPS e.max (2015). Erişim adresi:
[<http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/ful-seramikler/ips-emax-sistem>]

- SEO DG, ROH BD (2006). The comparison of relative reliability on biaxial and three point flexural strength testing methods of light curing composite resin. *Restor Dent Endod*, **31(1)**: 58-65.
- SEYDLER B, RUES S, MÜLLER D, SCHMITTER M (2014). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig*, **18(4)**: 1165-1171.
- SHEMBISH FA, TONG H, KAIZER M, JANAL MN, THOMPSON VP, OPDAM NJ, ZHANG Y (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*, **32(4)**: 499-509.
- SHENOY A, SHENOY N (2010). Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, **13(4)**: 195-203.
- SILVA LHD, MIRANDA RBDP, FAVERO SS, LOHBAUER U, CESAR PF (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*, **31**: 133-146.
- SIARAMPI E, KONTONASAKI E, ANDRIKOPOULOS KS, KANTIRANIS N, VOYIATZIS GA, ZORBA T, PARASKEVOPOULOS KM, KOIDIS P (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all ceramic restorations. *Dent Mater*, **30**: 306-316.
- SRIAMPORN T, THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, **33**:79–85.
- SWAIN M (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*, **5**: 1668-1677.
- SWAIN MV, COLDEA A, BILKHAIR A, GUESS PC (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*, **32(1)**: 34-42.
- TAKANO T, TASAKA A, YOSHINARI M, SAKURAI K (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res*, **91(8)**: 800-804.
- TSALOUCYOU E, CATTELL MJ, KNOWLES JC (2008). Fatigue and fracture properties yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, **24**: 308–318.
- ÜSTÜN Ö, ÖZARSLAN MM, BÜYÜKKAPLAN UŞ (2017). Restoratif materyallerin direncini ölçen mekanik testler ve klinik etkileri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **3(3)**: 224-228.
- VAFAEE F, FIROOZ F, HEIDARI B, FOTOVAT F, ALLAHBAKHSI H (2017). A comparative study of flexural strength and fatigue resistance of 2 nanoceramic composite resin cad/cam blocks (lava ultimate and vita enamic) and a lithium disilicate glass ceramic (ips e.max cad). *Biomed Pharm J*, **10(1)**: 51-58.

- VAN NOORT R (2007). Introduction to Dental Materials. *Mosby*. Edinburg, London, New York.
- VITA Enamic Scientific Documentation, 2016. Erişim adresi: <http://www.ios3d.com/downloads/restorative-materials/vita-enamic-fastdesign-guide.pdf>
- VULT VON STEYERN P, EBBESSON S, HOLMGREN J, HAAG P, NILNER K (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*, **33**: 682–689.
- WANG L, D'ALPINO PHP, LOPES LG, PEREIRA JC (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, **11(3)**: 162-167.
- WATCHMAN JB, CANNON WR, MATTHEWSON MJ (2009). In: Mechanical Properties of Ceramics 2nd Ed. John Wiley and Sons, USA.
- WENDLER M, BELLER R, PETSCHERT A, MEVEC D, HARRER W, LUBE T, DANZER R, LOHBAUER U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dent Mater*, **33(1)**: 99-109.
- WILSON NH (1990). The evaluation of materials: relationships between laboratory investigations and clinical studies. *Oper Dent*, **15(4)**: 149.
- WISKOTT HWA, NICHOLLS JI, BELSER UC (1995): Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*, **8**: 105-116.
- WITTNEBEN JG, WRIGHT RF, WEBER HP, GALLUCCI GO (2009). A systematic review of the clinical performance of CAD/ CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*, **22**: 466–71.
- WODA A, MISHELLANY A, PEYRON MA (2006). The regulation of masticatory function and food bolus formation. *J Oral Rehabil*, **33**: 840-849.
- YAP AUJ, TEOH SH (2003). Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil*, **30(2)**: 171-177.
- YU-SEOK J, JAE-WHANG L, YEON-JO C, JİN-SOO A, SANG-WAN S, JUNG-BO H (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, **2**: 111-115.
- ZENG K, ODÉN A, ROWCLIFFE D (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*, **11(2)**: 183-189.
- ZHANG Y, KIM JW, BHOWMICK S, THOMPSON VP, REKOW ED (2009). Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **88(2)**: 402-411.

ZHANG L, WANG Z, CHEN J, ZHOU W, ZHANG S (2010). Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech*, **43(12)**: 2321-2326.

ZHAO K, WEI YR, PAN Y, ZHANG XP, SWAIN MV, GUESS PC (2014). Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater*, **30(2)**: 164-171.

ZOGHEIB LV, BONA AD, KIMPARA ET, MCCABE JF (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*, **22**: 45-50.

3M Dental Products Lava Ultimate, 2016. Erişim adresi: http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf



ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Ece
Soyadı : BİLDİR ÇAKIN
Doğum Yeri ve Tarihi : Antalya 19.01.1991
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Evli
İletişim Adresi : Barbaros Mah. Büklüm Sok. 99/4 Çankaya/ANKARA
Tel : +905336145188
Elektronik Posta : bileces@hotmail.com

II- Eğitimi

2014-2018 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/Uzmanlık Programı
2009-2014 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2005-2009 Özel Antalya Fen Lisesi
1997-2005 Antalya Koleji İlköğretim Okulu

III- Ünvanları

2014 Diş Hekimi

IV- Bilimsel İlgi Alanları

Seminerler

1. Monolitik Restorasyonlar ve Klinik Uygulamaları (2016). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

Poster ve sözlü sunumlar

1. Şule Nur MACİT, Ece **BİLDİR**, Ümran YILMAZ (2017). Cement Retained Implant Prostheses With Custom And Standard Abutments; A Case Report. 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, Belgrad.
2. Ece **BİLDİR**, Zekiye Begüm ÖZKIRAN, Gizem KILIÇ (2016). Zirconia Based Ceramic Restoration On Posterior Region: A Case Report. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, Antalya

V- Diğer Bilgiler

Eğitim Programları

1. International Dental Student Externship Program (2013). University of Pacific Arthur A. Dugoni School of Dentistry, San Francisco, USA.

Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2017, Belgrad.
2. İmplant Dişhekimliğinde Paradigma Değişimi: Yumuşak Doku Kavramının Önemi, 2017, Ankara.
3. Gülsa 3. İnovasyon Günleri, 2017, Ankara.
4. Training & Practice T.A.G Dental Implants System, 2017, Tel Aviv.
5. Oral Reconstruction Foundation 2017 Global Symposium, 2017, Miami, USA.
6. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2016, Antalya.
7. ITI Türkiye & Azerbaycan Section, 2015, Antalya.
8. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi, 2015, Antalya
9. Master of Prosthodontics: Tüm sistemlerde abutment seçimi, 2015, Ankara.
10. 19. Uluslararası Türk Dişhekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 2012, Ankara.