



TÜRKİYE CUMHURİYETİ MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI CAD/CAM MATERYALLERİYLE ÜRETİLEN ANTERİOR
KURONLARIN TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI
KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

MİNE HELVACIOĞLU ÖZKARDEŞ
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI CAD/CAM MATERYALLERİYLE ÜRETİLEN ANTERİOR
KURONLARIN TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI
KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

MİNE HELVACIOĞLU ÖZKARDEŞ
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmemiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

MİNE HELVACIOĞLU ÖZKARDEŞ



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve bana yol gösteren, sabrını, yardımını ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Erkut Kahramanoğlu'na,

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini esirgemeyen, bilgilerini ve klinik tecrübelerini paylaşan dekanımız sayın Prof. Dr. Yasemin Özkan'a,

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum doktora eğitimi süresince değerli bilgilerini paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı değerli hocam Prof. Dr. Şebnem Begüm Türker'e ve eğitim öğretim hayatıma katkıda bulunan Anabilim Dalımızın öğretim üyeleri olan Doç. Dr. Buket Evren Akalın, Doç. Dr. Rıfat Gözneli, Doç. Dr. Umut Aslan'a, Dr. Öğr. Üyesi Ceren Küçük, Dr. Öğr. Üyesi Zeliha Şanivar Abbasgholizadeh ve Dr. Öğr. Üyesi Banu Uysal Özel'e,

Her zaman sıcak davranan, arkadaşça desteğini hep yanımda hissettiğim ve her koşulda sorularımı cevapsız bırakmayan sevgili Arş. Gör. Dr. Şükrü Can Akmansoy'a,

Birlikte çalıştığım sevgili asistan arkadaşlarıma ve fakültemiz idari ve yardımcı personellerine, Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı başta Aşkın Şahin olmak üzere tüm Optimal Diş Protez Laboratuvarları çalışanlarına,

Hayatım boyunca yanımda olup benim bu günlere gelmemde en büyük destekçilerim olan annem Safinaz Helvacıoğlu'na, babam Ali Helvacıoğlu'na ve ağabeyim Kerem Helvacıoğlu'na,

Tez sürecimde anlayışı, sabrı ve fedakârlığıyla yardımlarını esirgemeyen annem Ayfer Özkardeş'e, babam Abdullah Özkardeş'e, kardeşim Nihal Özkardeş'e,

Son olarak da her konuda benden desteğini esirgemeyen, uzmanlık eğitimim süresince sürekli yanımda olan, her zorluğu ve sevinci birlikte yaşadığım eşim Mehmet Alp Özkardeş'e en içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ	i
ŞEKİL LİSTESİ	iii
TABLO LİSTESİ	iv
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Dental Seramikler	5
4.2. Tam Seramik Sistemler ve Sınıflandırılması	5
4.2.1. Cam-matriks seramikler	6
4.2.2. Polikristalin seramikler	7
4.2.3. Rezin-matriks seramikler	7
4.3. Dental Seramiğin Güçlendirilmesi	8
4.3.1. Seramik güçlendirme yöntemleri	9
4.4. Lityum Disilikat Seramikler	10
4.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	11
4.6. Dental Zirkonya	11
4.6.1 Transformasyon doygunluğu (PTT)	12
4.6.2. Düşük ısılarda bozulma (LTD)	13
4.7. Monolitik Zirkonya	13
4.7.1. Monolitik zirkonyanın gelişim süreci	13
4.7.2. Translusent zirkonyanın elde edilme yöntemleri	15
4.8. Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri	16
4.8.1. Dayanıklılık	16
4.8.2. Çiğneme kuvvetleri ve stres	17
4.9. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	19
4.9.1. Hızlandırılmış yaşlandırma	19
4.9.2. Otoklav kullanımı	19
4.9.3. Termal siklus	19
4.9.4. Çiğneme simülatörü	20
5. GEREÇ ve YÖNTEM	21
5.1. Deney Grupları ve Örneklem Büyüklüğünün Saptanması	22

5.2. Örneklerin Hazırlanması.....	22
5.2.1. Dayanakların hazırlanması	22
5.2.2. Kuronların CAD/CAM ile üretimi.....	23
5.2.3. Tam seramik kuronların adeziv simantasyonu	24
5.2.4. Örneklerin akrilik rezin ile polyester kalıplar içerisine gömülmesi	26
5.2.5. Örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırılması	26
5.2.6. Kırılma dayanıklılığının tespiti	27
5.3. İstatistiksel Analiz	27
6. BULGULAR	29
6.1. Grupların Örnek Dağılımı... ..	29
6.2. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanan ve Uygulanmayan Grupların Kırılma Dayanıklılığı Ölçüm Sonuçları	29
6.3. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan Kuronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması	30
6.4. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kuronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması	31
7. TARTIŞMA ve SONUÇ	33
8. KAYNAKLAR.....	42

KISALTMALAR LİSTESİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat
4-MET	: 4-metakriloksietil trimellitat
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Ark	: Arkadaşları
BisGMA	: Bisfenil glisidil dimetakrilat
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim)
CD	: Celtra Duo
CD	: Celtra Duo 1,5 mm
GC	: GC Initial Zr 1,5 mm
GC 1	: GC Initial Zr 1 mm
K₂O	: Potasyum oksit
Li₂SiO₅	: Lityum disilikat
LDS	: Lityum disilikat
IPS	: IPS e.max CAD 1,5 mm
MDP	: 10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat
MDTP	: Metakriloksesil dihidrojen trifosfat
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
MZ	: Monolitik zirkonya
N	: Newton
Na₂O	: Sodyum oksit
OH	: Hidroksil
Ort	: Ortalama
SiO₄	: Silikat
Sn	: Saniye
SPSS	: Sosyal bilimler için istatistik yazılımı
Ss	: Standart sapma
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA.	: Üretan Dimetakrilat
Y₂O₃	: Yitrium oksit

ZrO₂ : Zirkonyum oksit
ZLS : Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
Zr : Zirkonya
µm : Mikronmetre



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Maksiller rezin dişin paralelometre yardımıyla preparasyonu	23
Şekil 2. Silikon indeks yöntemiyle üretilen epoksi rezin dayanaklar	23
Şekil 3. a. Epoksi rezin dayanağın taranması	23
Şekil 3. b. Taranan model	23
Şekil 4. G-CEM ONE self adeziv siman	24
Şekil 5. Lityum disilikat grubu kuronlara hidroflorik asit uygulaması	25
Şekil 6. Epoksi rezin dayanağa asit uygulanması	25
Şekil 7. Parmak basıncı altında ışık uygulaması	25
Şekil 8. Gelen kuvvetlerin 45 ⁰ açılı oluşturması için kurulan düzenek	26
Şekil 9. Otopolimerizan akrilik likide gömülmüş örnek	26
Şekil 10. Dual akslı çiğneme simülatörü	27
Şekil 11. Termal siklus parametreleri	27
Şekil 12. Çiğneme simülatörü parametreleri	27
Şekil 13. Üniversal test makinesi (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya).....	27
Şekil 14. Plastik örtü ile metal uç arasına yerleştirilmiş örnek	27
Şekil 15. Çiğneme simülatörü sonrası örneklerin kırılma dayanıklılığı değişimi ...	30

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve menşeleri	21
Tablo 2. Çalışmada oluşturulan gruplar	21
Tablo 3. Kullanılan blokların içerikleri	22
Tablo 4. Simantasyon öncesinde kuron iç yüzeyine uygulanan işlemler ve süreleri.....	25
Tablo 5. Çalışma örneklerinin genel dağılımı	29
Tablo 6. Örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri (N)	29
Tablo 7. Post-hoc Tukey analizi sonucunda yaşlandırılma uygulanan örneklerin grup içi karşılaştırmaları.....	31



1. ÖZET

Tezin başlığı : Farklı CAD/CAM Materyallerinin Termomekanik Yaşlandırma Sonrası Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı Soyadı : Dt. Mine Helvacıoğlu Özkardeş

Danışmanın Adı Soyadı : Doç.,Dr. Erkut Kahramanoğlu

Programın Adı : Protetik,Diş,Tedavisi,AD

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı, çiğneme simülatörü ile termomekanik yaşlandırmanın farklı CAD/CAM materyallerinin kırılma değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve yöntem: Farklı CAD/CAM bloklarından üretilen 96 adet anterior kuron dört gruba ayrıldı: IPS (IPS e.max CAD 1,5 mm), CD (Celtra Duo 1,5 mm), GC (GC Initial UHT 1,5 mm) ve GC 1 (GC Initial UHT 1 mm). Kuronlar, self-adeziv rezin siman (G-Cem ONE) ile epoksi rezin dayanaklara simante edildi. Her gruptan 12 kuron, üniversal test makinesi (Shimadzu AGS-X) kullanılarak kırma testine tabi tutuldu. Kalan 12 adet kuron kırılma testi öncesi 240.000 döngü ile termal siklus içeren çiğneme simülatörü ile yaşlandırılmalarının ardından kırılma testine tabi tutuldu. İstatistiksel analiz SPSS versiyon 2.0 (IBM Company, Chicago, ABD) kullanılarak yapıldı. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA), Tukey post hoc ve Independent sample t testi ile analiz edildi. Veri analizleri $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: En yüksek kırılma dayanımı değeri yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS grubunda görülürken ($2094,3 \pm 399,31$ N), en düşük değer yaşlandırma işlemi uygulanan GC 1 grubunda ($1216,99 \pm 302,96$ N) görülmüştür. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örnekler arasındaki, aynı kalınlıktaki IPS, CD ve GC grupları arasında kırılma dayanımı değerleri bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). GC 1 grubunun kırılma dayanımı ise diğer üç gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler arasında; GC grubunun IPS ve GC 1 grubundan ve CD grubunun GC 1 grubundan anlamlı ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Yaşlandırma işleminin bütün gruplarda kırılma dayanıklılığı değerlerinde bir azalmaya neden olduğu ancak, bu azalmanın sadece IPS grubu için anlamlı olduğu gözlenmiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Çalışmada kullanılan bütün CAD/CAM monolitik kuron restorasyonlarının dayanıklılığının anterior maksiller bölge için fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin çok üzerinde olduğu ve restorasyonların 1 yıla karşılık gelen termomekanik yaşlandırmaya karşı dayanıklı oldukları tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Çiğneme simülatörü, kırılma dayanımı, CAD/CAM

2. SUMMARY

Title of Thesis : Evaluation of Fracture Strength of Different CAD/CAM Materials After Thermomechanical Aging

Student Name, Surname: Dt. Mine Helvacıoğlu Özkardeş

Supervisor Name, Surname : Assoc.Prof. Erkut Kahramanoğlu

Program Name : Department of Prosthodontics

Objective: The aim of this in vitro study is to evaluate the effect of aging with chewing simulator on fracture strength of different CAD/CAM materials.

Material and Method: 96 anterior crowns produced from computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) blocks were divided into four groups: IPS (IPS e.max CAD 1.5 mm), CD (Celtra Duo 1.5 mm), GC (GC Initial UHT). 1.5 mm) and GC 1 (GC Initial UHT 1 mm). The crowns were cemented to epoxy resin dies with self-adhesive resin cement (G-Cem ONE). Twelve crowns from each group were subjected to fracture testing using a universal testing machine (Shimadzu AGS-X). The other 12 crowns from each group were subjected to a chewing simulator with 240,000 cycles of thermal cycling before the fracture test, and then they were tested for their fracture resistance. Statistical analysis was performed using SPSS version 2.0 (IBM Company, Chicago, USA). Data were analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA), Tukey post hoc and Independent sample t test.

Results: The highest fracture strength value was seen in IPS e.max CAD crowns without aging (2094.3 ± 399.31 N), the lowest value was seen in 1 mm thick GC Initial UHT crowns with aging (1216.99 ± 302.96 N). There was no significant difference in terms of mean fracture strength values between the samples without aging and the IPS, CD and GC groups with the same thickness ($p > 0.05$). The fracture strength of the GC 1 group was found to be significantly lower than the other three groups ($p < 0.05$). Among the samples subjected to aging; It was found that the GC group showed significantly higher fracture strength than the IPS and GC 1 groups and the CD group showed significantly higher fracture strength than the GC 1 group ($p < 0.05$). The differences between other groups was not found statistically significant ($p > 0.05$). It was observed that the aging process caused a decrease in the fracture toughness values in all groups, but this amount of decrease was found to be significant only for the IPS group ($p < 0.05$).

Conclusion: It was found that the durability of all CAD/CAM monolithic crown restorations used in this study were sufficient against the physiological chewing forces for the anterior maxillary region.

Key words: CAD/CAM, chewing simulator, fracture strength.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinde estetik, gelişen teknolojinin sunduğu imkanlarla, en doğal görünümü elde etmektir. Estetiğin bu derece önem kazanmasıyla beraber, diş hekimliğinde tam seramiklerin kullanımı, gün geçtikçe daha yaygın hale gelmektedir. Metal alaşımların alerjik ve toksik etkilerine ek olarak, estetik dezavantajları nedeniyle, hekimler ve hastalar farklı arayışlara yönelmiştir. Tam seramikler; üstün estetik özellikleri, biyouyumlulukları, düşük ısı geçirgenlikleri ve renk stabiliteyi ile metal destekli seramiklere iyi bir alternatif olmuştur (Kheradmandan ve ark., 2001). Günümüzde dental seramiklerin geliştirilip güçlendirilmesi amacı ile lityum disilikat ve zirkonya içeren seramik restoratif materyaller popüler hale gelmiştir. Zirkonya esaslı seramikler, diğer altyapı seramik sistemlere kıyasla üstün mekanik özellikleri sayesinde özellikle posterior bölgede 3-4 üyeli sabit protezlerin üretimine olanak sağlayabilmektedir. Lityum disilikat esaslı seramikler ise; zirkonyum esaslı seramikler ile karşılaştırılabilir mekanik özelliklerinin yanında, daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir ve estetikdir (Pieger ve ark., 2014). Seramik materyallerde gözlenen bu gelişmeler ile veneer yapıya olan ihtiyaç ortadan kalkmakta ve daha güvenilir restorasyonların üretebilme imkanı doğmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda en çok rastlanan komplikasyonların veneer porseleninde kırık ve chipping olduğu dikkate alınmış, yaşanan bu başarısızlığı önleyebilmek amacı ile, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi ile monolitik restorasyonların üretimine başlanmıştır. Böylelikle restorasyonların üretime hazır monolitik blok ve diskleri dental markette yerini almıştır (Seydler ve ark., 2015). Bütün bu etkenler göz önünde bulundurulduğunda, tam seramik sistemlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Ancak, seramikler kırılabilir materyallerdir, limitli çekme direncine sahiptirler ve zaman içinde meydana gelen gerilimlere karşı dayanımlarını kaybedebilirler (Yashiari ve ark., 1994). Dolayısıyla, seramik sistemlere olan talep hızla artarken, bu sistemlerin yorulma davranışlarının, özellikle ağız ortamının simüle edilerek gözlemlendiği uzun dönemli çalışmalara olan ilgi de yoğunlaşmıştır. Fakat literatüre baktığımızda tam seramik sistemlerin termomekanik yorulmalarının, klinik ortamın simüle edilmesiyle araştırıldığı in vitro çalışmalar oldukça azdır. Fizyolojik olarak ağız ortamının taklit edilerek termal değişimlerin oluşturulduğu laboratuvar ortamları ile yapılan araştırmaların, klinik şartların en iyi şekilde yansıtıldığı araştırmalar olduğu savunulmuştur (Kayalı ve Kahramanoğlu, 2020).

Çalışmamızın amacı; lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Celtra Duo (Sirona, Dentsply, Almanya) ve yeni nesil translusent zirkonya GC Initial UHT (GC, GC Europe N. V.,

Belçika) materyallerinden üretilen monolitik anterior kuronların çiğneme simülatorü ile termomekanik olarak yaşlandırılmasının, materyallerin kırılma dayanıklılık değerleri üzerine etkilerinin araştırılması ve kullanılan materyallerin kırılma dayanıklarının kendi aralarında karşılaştırılmasıdır.

Hipotezlerimiz; monolitik CAD/CAM materyalleri arasında, termomekanik yaşlandırma öncesi ve sonrasında kırılma dayanım değerlerinde farklılık gözlenmeyeceği, termomekanik yaşlandırma sonrası monolitik kuron restorasyonlarının kırılma dayanımında azalma gözleneceği ve translusent zirkonya materyalinin kalınlığı azaldıkça kırılma dayanımı değerinin düşeceği.



4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramikler

Tam seramikten üretilen restorasyonlar, ilk defa Amerikalı araştırmacı Dr. Charles H. Land tarafından kullanılmıştır (1889). Capon ve Avery de, inley restorasyonların üretiminde kullanmıştır (1890). O senelerde tam seramikler; kırılma, fırınlanma esnasında materyal büzülmesinin kontrol altına alınmakta zorlanması ve marjinal uyumsuzlukları sebebiyle yeterli uygulama alanı bulamamıştır ancak 1940'lı yıllarda seramiğin vakumlanarak fırınlanması ile birlikte seramikte oluşan porözite elimine edilmiş, estetik olarak daha üstün seramik materyaller elde edilmiştir (Jones ve ark., 1985). Porselen, restoratif materyalde istenen estetik özellikleri karşılayabilmiştir ancak baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olmasına rağmen gerilme kuvvetleri karşısında zayıf olduğu görülmüştür. 1962 yılında, Abraham Weinstein tarafından ilk kez metal destekli porselen restorasyon geliştirilmiştir (Roberts ve ark., 2009). Böylelikle düşük dayanıklılığa sahip porselen, metal altyapı ile desteklenmiştir. Ancak metalin gri renk yansımaları ve alerjik reaksiyon problemleri gibi dezavantajları nedeniyle tam porselenlerin güçlendirilerek geliştirilmesi hızlanmıştır. 1965 yılında, McLean ve Hughes seramik cam matriksinin yapısını güçlendirmek amacıyla %40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristali ilavesi yaparak metal altyapı desteğine ihtiyaç duyulmadan tam seramik restorasyonların üretilmesine olanak sağlamıştır (McLean & Hughes, 1965). Daha sonra yapılan çalışmalar ile seramik materyallerin fiziksel özellikleri geliştirilmeye çalışılmış ve 1983'te tanıtılan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile estetik olarak üstün ve dayanıklı restorasyonların üretilmesi kolay hale gelmiştir (Beuer ve ark., 2008).

4.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin; içeriklerine, üretim yöntemine, fırınlanma derecelerine, mikroyapılarına, ışık geçirgenliklerine, kırılma dayanıklılıklarına ve aşınma dirençlerine göre değişik şekillerde sınıflandırılmıştır (McLaren ve Cao., 2009; Helvey, 2013; Gracis ve ark., 2015).

Tam seramik sistemleri klasifiye etmek için yapılan en yeni sınıflamalardan biri 2015 yılında, Gracis ve arkadaşlarının yaptığı sınıflamadır. Bu sınıflamaya göre tam seramikler; cam-matriks, polikristalin ve rezin-matriks seramikler olmak üzere 3 ana gruba ayrılmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

4.2.1. Cam-matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Kil/kaolin, kuartz ve doğal feldspardan oluşan geleneksel tip seramiklerdir. Seramiğin kristal fazdaki lösit kristallerini potasyum feldspar oluşturmaktadır. Bu yapı sayesinde restorasyonun dayanıklılığını artırır. Bu seramik, metal altyapı üzerine porselen tabakalama işleminde ve estetik bir materyal olarak diş yüzeyine adeziv bağlantı elde edilerek kullanılmaktadır. (Gracis ve ark., 2015).

Sentetik seramikler

Sentetik seramikler; lösit içerikli seramikler, lityum disilikat ve türevleri veya fluorapatit içerikli seramikler olup, ham materyaller, doğal kaynaklar ve bunların benzerlerine daha az bağlı kalmak amacıyla kullanılan materyallerdir. Sentetik seramikler temel olarak alüminyum oksit (Al_2O_3), sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O), ve silikon dioksit (SiO_2) ihtiva etmektedir ancak, firmalara bağlı olarak değişkenlik gösterebilirler (Gracis ve ark.,2015).

a. Lösit içerikli seramikler

Lösit, camsı yapıya eklenen 10-20 μm boyutunda bir kristal olup, materyalin dayanıklılığını artırır ve çatlak oluşumunu ve çatlağın büyümesini engeller. Ek olarak bu kristaller materyalin bükülme ve kırılma dayanımının artmasını sağlar.

b. Lityum disilikat ve türevleri

Birinci kristal faz olan lityum disilikat, lityum disilikat cam seramiklerde seramik hacminin hemen hemen %70'ini meydana getirir. İğne benzeri lityum disilikat kristalleri (3-6 μm), lityum ortofosfat camsı yapıya (Li_3PO_4) entegre olurlar. Lityum disilikat kristallerinin yüzeyinde, bir önceki kristal yığılma alanlarını işaret eden çoklu boşluklar da (0.1- 0.3 μm) bulunur (Höland ve ark., 2000, Ivoclar Vivadent, 2009). Bu kristaller rastgele bir araya gelip bir ağ oluşturur ve cam seramik materyalin dayanıklılığını arttırmada rol oynarlar (Gracis ve ark., 2015).

c. Fluorapatit içerikli

Cam seramik yapının %55 hacimce oranında florapatit kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) ile güçlendirilmesi sonucu üretilen dökülebilen cam seramiklerdir. Çoğunlukla polikristalin seramiklerin üzerine tabakalama (veneer) seramiği olarak kullanılmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Cam–infiltrasyon seramikler

Slip-casting yöntemi ile üretilen ilk cam-infiltrasyon seramik In-Ceram Alumina'dır. Yüksek miktarda alüminyum oksit (Al_2O_3) ihtiva eden karışım, refraktör day üzerinde 1120⁰ derecede 10 saat boyunca sinterlenir (Xiao-ping ve ark., 2002).

a. Alüminyum (In-Ceram Alumina, Vita, Almanya)

b. Alumina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Almanya)

c. Alumina ve Zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita, Almanya)

4.2.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler, ince grenli bir kristalin yapıdan oluşmaktadırlar. Bu yapı yardımıyla kırılmaya karşı dayanıklılıkları artar ancak limitli translusensi özellik gösterirler. Camsı faz içermedikleri için hidroflorik asitle daha zor asitlenirler. Bu nedenle, daha yüksek sıcaklıktaki asitlerle ya da daha fazla sürede asitlenmelidirler (Gracis ve ark., 2015).

Alumina

Bu materyal, fazla miktarda alüminyum oksit ihtiva eder ve Nobel Biocare tarafından CAD/CAM tekniği ile üretilen seramik restorasyonlarda kor materyali olarak kullanılması gayesiyle piyasaya sunulmuştur. Sertliği 17-20 GPa olmakla birlikte, elastik modülü ($E=300$ GPa) tam seramiklerle karşılaştırıldığında en yüksek değere sahiptir. Sertlik derecesi çok yüksek olan materyalde kırıkların gözlenmesiyle kullanımı zamanla azalmış, bir başka polikristalin seramik olan stabilize zirkonya giderek daha çok tercih edilmiştir (Gracis ve ark., 2015).

Stabilize zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 değişik kristal yapıda bulunabilen bir materyaldir. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170°C 'ye kadar stabil durumdadır. 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal fazdayken, sıcaklık 2370°C 'nin üzerine çıktığında kübik fazda bulunur. Tetragonal fazdan (T) monoklinik faza (M) geçiş sırasında, 'makaslama gerilimi' sebebiyle %4 hacim artışı gözlenir. Bu hacim artışı, çatlakların birbirine yaklaşmasını sağlayarak materyalin kırılma dayanımının yükselmesini sağlar. (Gracis ve ark., 2015).

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

Zirkonya ile güçlendirilmiş alüminada; alümina matriksin içine eklenen zirkonyanın stres indükleyici transformasyon kapasitesinden faydalanılır. Yüksek dayanıklılığı, sertliği ve aşınma direnci sayesinde günümüzde genel olarak biyomedikal implant uygulamalarında kullanılan bir materyaldir. In-Ceram Zirkonya, bir ZTA örneği olup, In Ceram Alümina'ya 1/3 oranında (%12 mol) eklenen seryum ile stabilize edilmiş zirkonya içerir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ise; son zamanlarda oral implantların üretimi için tercih edilmektedir (Silva ve ark., 2011; Uludamar ve ark., 2012).

4.2.3. Rezin-matriks seramikler

Rezin-matriks seramikler, yüksek miktarda seramik partikül içerikli organik matriks ihtiva eden seramiklerdir. Bu gruptaki materyallerin endikasyon sınırları üretici firmalar tarafından oldukça geniş olarak tanımlanmıştır. Geleneksel cam seramikler ile karşılaştırıldıklarında, dentine oldukça yakın elastik modüle sahip olmaları sayesinde, frezeleme işlemini veya gerektiği

zamanlarda kompozit rezin ile tamir işlemini kolaylaştırdığı için bu materyallerin avantajlı olmasını sağlar (Gracis ve ark., 2015).

Rezin nanoseramik

Ağırlıkça %80 nanoseramik partikül içeren rezin matriks yapıdan meydana gelir. Aralıklı 20 nm çapında silika nanopartikülleri, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikülleri ve nanopartiküllere yapışmış zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküller arası boşluğun azalmasını sağlayarak, materyalin daha yüksek miktarda nanoseramik içeriğe ulaşmasını sağlar. Lava Ultimate, 3M ESPE sistemi rezin nanoseramikle bir örnektir (Gracis ve ark., 2015).

Cam seramik içeren rezin ağısı matriksi

İkili ağısı yapısıyla kompozit ve seramik materyallerinin avantajlarını birlikte sağlamak gayesiyle geliştirilen ilk hibrit materyal olup, double network hybrid (DNH) olarak da adlandırılır. Ağırlıkça %86 seramik, %14 polimerden, hacimsel olarak %75 seramik, %25 polimerden oluşur. Dentin benzeri abrazyon, esneme sertliği ve elastik özellikler sergiler. Vickers sertlik derecesi dentin ve mine arasındadır. Seramikle kıyasla karşıt diş yüzeyinde daha az miktarda aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir. Enamic, Vita sistemi bu gruba bir örnektir (Gracis ve ark., 2015).

Zirkonya-silika seramik içeren rezin ağısı matriksi

Seramiğin farklı oranlarıyla beraber zirkonyum silikat, silika tozu, UDMA, TEGDMA pigmentlerinin varyasyonlarıyla birlikte farklı organik matriks yapılar içeren materyallerdir. %85 ultraince, 0.6 µm'lik sferik şekilde zirkonya-silika seramik partiküllerinin bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olduğu kompozit materyaller bu materyale bir örnek olarak verilebilir. Paradigm MZ-100 Blocks, MZ100 Block, 3M ESPE sistemleri bu gruba dahildir (Gracis ve ark., 2015).

4.3. Dental Seramiğin Güçlendirilmesi

Diş hekimliği seramikleri cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşmaktadır. Porselen materyali kırılma bir yapıya sahiptir ve materyalin baskı dayanıklılığı, çekme ve makaslama dayanıklılığından daha fazladır (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Seramik materyalin kırılma dayanıklılığına genellikle içyapısında bulunan, 1920'da Griffith tarafından tanımlanmış olan, Griffith kusurları olarak adlandırılmış çatlak ve yarıklar sebep olmaktadır (Korkmaz, 2014).

Porselen yapısındaki çatlaklara; kondansasyon, eğilme ve fırınlama sırasında porselenin metale yüksek kontak açısıyla birleşmesi, materyaller arası ısıl genişleme katsayısı farkları, çiğneme ve travma sonucu oluşan çekme kuvvetleri sebep olabilir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005, Gökçe ve Beydemir, 2002). Bu mikroçatlaklar çiğneme kuvvetleri esnasında küçük devamlı streslere

maruz kalırlar ve stres birikimi devam ettikçe çatlaklar gelişerek kritik boyutlara ulaşırlar ve kırılma gerçekleşir (Gökçe ve Beydemir, 2002).

Seramik yapısındaki bu problemler sebebiyle materyalleri güçlendirmeye yönelik metotlar geliştirilmiştir. Metal alt yapıların kullanılması, metal folyolara bağlanma, kristallerin cam faz içerisinde dağılması, iyon değişimi, camların kontrollü olarak kristalizasyonu, yüzey işlemleri ve sertleştirme dönüşümü uygulanabilecek yöntemlerdir.

4.3.1. Seramik güçlendirme yöntemleri

1. Seramiğin metal altyapı ile desteklenmesi: Metal altyapılar; baskı, çekme ve gerilim kuvvetlerine karşı dayanıklılığı arttırmak ve dental seramiği güçlendirmek için kullanılabilirler. Seramik materyali, metal alaşım yüzeyinde bulunan oksit tabakasına bağlanmakta ve dayanıklı bir yapı meydana getirmektedir (Korkmaz, 2014).

2. Seramiğin platin folyo ile desteklenmesi: Folyo ile güçlendirilen restorasyonlar, döküm metal alt yapılı restorasyonlara alternatif olarak kullanılabilir. Bu alt yapı desteği sayesinde iç çatlakların oluşumu minimuma indirilmiştir (Korkmaz, 2014).

3. İyon değişimi: Bu prosedür büyük olan alkali iyonların (dış ortamda bulunan K⁺) daha küçük iyonlarla (porselen yüzeyinde bulunan Na⁺) yer değiştirmesi prensibine dayanır. Bu işlem ergimiş tuz banyosu içerisinde uygulanır. Potasyum iyonları, sodyumdan daha geniş bir yer kaplar ve silikat iyonlarının sıkışmasına sebep olarak kompresyonu gerçekleştirir. Bu sayede seramik materyali kırılmadan önce büyük yükleri kaldırabilmektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005, Atala ve Gül, 2015).

4. Camların kristalizasyonu: Normal şartlar altında, cam belirli bir dereceye kadar ısıtıldığında ve soğutulduğunda kristalizasyon gözlenmez. Ancak bu metotta yumuşama derecesine kadar ısıtıldığında ortama nükleasyonu sağlayacak olan titanyum oksit, çinko oksit, silika veya metal fosfat gibi ajanların ilavesi ile kristalizasyon sağlanabilmektedir (Madhavan ve Anand, 2015). Bu kontrollü kristalizasyon, küçük kristallerin yapı boyunca eşit bir şekilde dağılmasına sebep olur (Korkmaz, 2014). Bu metod, estetik dezavantajları sebebi ile tercih edilmemektedir (Atala ve Gül, 2015).

5. Kristallerin cam faz içinde dissolüsyonu (çekirdek yapıyı güçlendirme): Dayanıklılığı ve elastisitesi yüksek olan seramik kristallerinin camsı faz içerisine dağılması ile cam-kristal birleşimi oluşmaktadır. Sertliği yüksek olan bu yapıda çatlak yayılımı engellenir ve kırılma azaltılır (Korkmaz, 2014). Camsı faz içeren dental seramikler, yapılarında bulunan alumina, lityum disilikat, magnezya alumina, lösit, zirkonya veya spinel gibi kristallerin içeriklerinin artırılması ile güçlendirilebilirler (Atala ve Gül, 2015).

6. Yüzey işlemleri: Yüzey işlemleri glazür uygulaması, polisaj ve basınç altında soğutma işlemlerini içermektedir.

Glazür: Glazür işlemi simantasyon öncesi son yüzey işlemi olarak önerilmektedir. Bu işlem sayesinde restorasyon yüzeyinin düzgün ve parlak olması sağlanırken; yüzeyde oluşabilecek mikroçatlakların ve pörözitelerin boyutları küçültülmektedir (Korkmaz, 2014).

Polisaj: Polisaj işlemi ile seramik yüzeyinin düzgünleştirilmesi sayesinde yüzeyde oluşabilecek gerilim miktarı azaltılmaktadır.

Basınç altında soğutma: Porselen fırınlanması takiben soğuma işleminin basınç altında yapılması sayesinde baskı gerilimleri ve mikroçatlak oluşumları engellenebilmekte ve materyalin eğilme dayanıklılığı artırılmaktadır (Atala ve Gül, 2015).

7. Polikristalin seramiklerin kullanımı ve dönüşüm doygunluğu: Dönüşüm doygunluğu materyalin faz geçişlerine bağlı olarak meydana gelmektedir. Bu methodda seramik materyallerin ısı değişimi önemli bir rol oynamaktadır (Madhavan ve Anand, 2015). Dönüşüm doygunluğu metodunda seramik yapıyı güçlendirmek için en sık kullanılan materyaller lösit ve zirkonyadır. Isı değişimi sırasında cam matriks içerisinde bulunan zirkonya ve ya lösit hacmi artar ve yapı içerisinde baskı stresleri oluşumuna sebep olur. Bu sayede mikroçatlakların oluşumu ve yayılımı önlenmektedir (Atala ve Gül, 2015).

4.4. Lityum Disilikat Seramikler

Cam seramikler, seramiklerin optik ve mekanik özelliklerinin korunabilmesi amacıyla camın temel kristalize yapısının korunması yolu ile üretilmiştir. (Höland ve ark., 2006). Yapıdaki birinci kristal faz olan lityum disilikat seramiğin hacimce yaklaşık olarak %70'ini oluşturur. 3-6 µm boyutundaki iğne benzeri lityum disilikat kristalleri, lityum ortofosfat (Li₃PO₄) camı matrikse entegre olurlar. Kristallerin yüzeyinde, önceki kristal yığılım bölgesini gösteren 0.1-0.3 µm boyutunda çoklu boşluklar da bulunur (Höland ve ark., 2000, IPS e.max® CAD., 2009). Bu kristaller rastgele bir şekilde birleşerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığının artmasını sağlarlar. Lityum disilikat seramik örneği olan IPS e.max Press ve IPS e.max CAD kimyasal içerik açısından birbirleriyle özdeştir. Ancak, lityum disilikat kristallerinin farklı büyüklükte olmasından dolayı, mikroyapıları bir miktar farklılık gösterir. Bu seramiklerin; preslenebilen versiyonu (IPS e.max Press) 7 µm ve daha büyük boyutta kristaller içerirken, CAD versiyonu (IPS e.max CAD) yaklaşık 1.5 µm büyüklüğünde ince grenlere sahip kristaller içerir (Höland ve ark., 2008). CAD versiyonu daha homojen olup, kristaller matriks yapının içerisinde daha yoğun bir şekilde dağılmıştır (IPS e.max® CAD., 2009).

Kristalize edilmiş lityum disilikat CAD blokların frezeleme işlemi zor olduğundan; bir ara materyal formu olan, lityum metasilikat cam seramik geliştirilmiştir (Höland ve ark., 2008, Guess ve ark., 2011). Bu parsiyel kristalizasyon gösteren bloklar mavimsi renktedir. Materyal hacminin yaklaşık %40'ını oluşturan lityum metasilikat; camı faz içerisine gömülmüş, nanokristalin matriks içindeki, 0.2 ile 1 µm arasında değişen büyüklüğe sahip trombosit

şeklindeki kristallerdir (IPS e.max® CAD., 2009) Bu metasilikat stabil faz sayesinde, materyalin daha kısa sürede, rahat ve kolay bir şekilde frezelenir. Çünkü kristalizasyonu tamamlanmış lityum disilikat oldukça serttir ve bu nedenle frezeleme sırasında restorasyon marjinde kırık oluşma riski artar (Guess ve ark., 2011)

Lityum metasilikat blok frezeleme işleminden sonra 850°C'ye kadar ısıtılır ve lityum metasilikat cam seramiğin, lityum disilikat cam seramiğe transformasyonu tamamlanmış olur (Hench ve ark., 2010). Kristalizasyon işleminden sonra restorasyon, 360±60 MPa dayanım ve 2 MPa.m^{1/2} sertlik değerlerine ulaşır, diş rengine dönüşür (Höland ve ark., 2008). Dönüşüm sırasında %0.2-%0.3 oranında bir büzülme gözlenir ancak bu durum zirkonyum oksit sinterizasyonu sırasında meydana gelen %30 oranındaki büzülmeye nazaran göz ardı edilebilecek bir miktardır. Sonuç olarak; bu durum kimyasal, estetik olarak stabil ve yüksek dayanıklı bir materyalin ortaya çıkmasını sağlar (Hench ve ark., 2010).

4.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Lityum disilikat ve türevlerinin bir diğer üyesi zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir (Gracis ve ark., 2015). Cam seramik yapıya ağırlıkça %10 oranında zirkonya ilavesi sonucu zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler elde edilmiştir. Bu seramik materyalin en önemli özelliği partiküllerinin ince (0,5-0,7 µm) ve homojen yapıda olmasından dolayı mekanik direncinin oldukça yüksek olmasıdır. Bununla beraber içerdiği camsı yapı sayesinde üstün estetik özelliklere sahiptir. Ek olarak, içeriğindeki cam partikülü oranının zirkonyaya göre daha fazla olması sayesinde, asitlenmeye ve adeziv sistemlerle simantasyona olanak sağlarlar. Bu şekilde, polikristalin seramiklerde gözlemlenen bağlanma probleminin tersine etkili adeziv bir bağlantı sağlanmış olur (Traini ve ark., 2016). ZLS bloklar; inley, onley, parsiyel ve tam kuronlar ve implant dayanak materyalleri olarak kullanılabilirler. Suprinity, Vita ve Celtra Duo, Dentsply bu grup seramiklere örnektir (Gracis ve ark., 2015). Celtra Duo blokların tam ve presinterize formları mevcuttur ve tam sinterize blokların teorik olarak herhangi bir sinterizasyon aşamasına ihtiyacı yoktur. Fakat, ilave ısıtma işlemleri gerektiğinde (ör, renklendirme ve glazür işlemleri) bükülme dayanımı %76 oranında artmaktadır. Tüm bu aşamaların ardından materyalin bükülme dayanımı 370 MPa olarak kaydedilmiştir (Celtra® Duo., 2021).

4.6. Dental Zirkonya

Zirkonya, günümüzde CAD-CAM teknolojisinin ilerlemesiyle, tam seramik kuron ve köprülerin üretiminde alternatif bir alt yapı materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Konstantinidis ve ark., 2015).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), küçük çaplı taneciklerden ($<0,5-0,6 \mu m$) meydana gelen bir materyaldir ve monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal faza sahiptir. Monoklinik faz $1170 \text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabil haldedir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşmektedir. Tetragonal faz $2370 \text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabil haldedir ve bu sıcaklığın üzerindeki değerlerde kübik faza dönüşmektedir. Materyal ergime noktası olan $2680 \text{ }^\circ C$ 'ye kadar ise kübik fazdadır (Flinn ve ark., 2014). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunur. Fırınlama işleminin ardından soğuma esnasında tetragonal→monoklinik faz dönüşümü meydana gelir. Bu esnada %3-5 oranında bir hacim artışı olur. Her ne kadar faz dönüşümü neticesinde meydana gelen kompresif stresler ile materyalin dayanıklılığı artsa da, tetragonal→monoklinik faz transformasyonu kontrol altına alınmalıdır, aksi halde aşırı hacim artışı kırık oluşumuna sebep olabilir (Flinn ve ark., 2012). Bu sebeple zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır. Öte yandan tetragonal tanecikler sadece yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için yttrium, kalsiyum, alüminyum, magnezyum veya seryum gibi metal oksitlerin ilavesi gerekmektedir. Yttrium oksit, saf haldeki zirkonyanın oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabil olmasını sağlar ve parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyayı meydana getirir (Zhang, 2014). Zirkonya yüksek biyouyumluluğa sahip bir materyaldir. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda, zirkonyanın herhangi bir lokal veya sistemik yan etkisi olduğu bildirilmemiştir. Materyalin termal iletkenliği az olduğundan pulpada meydana gelebilecek irritasyonları azaltacağı belirtilmiştir. Dental restorasyonlarda, özellikle nikel ve paladyum gibi metal alaşımlara karşı gelişen hipersensitivite reaksiyonları görülebilir ancak metal alaşımları içermeyen tam seramikler bu sorunu ortadan kaldırmaktadır (Raigrodski ve Chiche, 2001).

4.6.1. Transformasyon doygunluğu (PTT)

Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize zirkonya 'metastable' özelliğe sahiptir. Bir diğer ifadeyle, tetragonal (T) fazdan monoklinik (M) faza geçişi sağlayabilecek enerji mevcut olup; aşındırma, kumlama ve ısıl yaşlandırma gibi yüksek lokalize stresler altında monoklinik (M) faza dönüşüm gerçekleşebilir (Curtis ve ark., 2006; Lughi ve Sergio, 2010). Bu dönüşüm %3-4'lük bir lokal hacim artışıyla sonuçlanır. Kristaller etkin bir şekilde büyür ve bu hacim artışıyla çatlakların çevresinde kompresif stresler oluşur ve bu sayede mikro çatlakların daha fazla ilerlemesi engellenmiş olur. Tetragonal (T) fazdan monoklinik (M) faza olan bu dönüşümün adı 'transformasyon doygunluğudur (phase transformation toughening, PTT) (Silva ve ark., 2010). Öte yandan, yapılan bazı çalışmalarda transformasyon doygunluğu mekanizmasının mikro çatlakların oluşumunu ve ilerlemesini engellemediği, yalnızca mikro çatlakların yayılımını daha zor hale getirdiği belirtilmiştir (Raigrodski, 2004). Transformasyon

doğunluğu materyalin yapısındaki bir çatlak varlığında gelen kuvvetlere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlanmıştır (Lughi ve Sergo, 2010).

İn-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci değeri ortalama 900- 1200 MPa, kırılma dayanıklılık değeri ise 9-10 MPa/m olarak kaydedilmiştir. Kırılma dayanıklılığı ve yüksek direnç benzeri mekanik özellikleri, faz transformasyonuna bağlıdır.

4.6.2. Düşük ısılarda bozulma (LTD)

Düşük ısılarda bozulma fenomeni, düşük sıcaklıklarda (150-400°C) özellikle su varlığında zirkonyanın yapısındaki kristallerin spontan bir şekilde tetragonal fazdan daha zayıf özellik gösteren monoklinik faza dönüşmesi sonucu fiziksel özelliklerinin zayıflamasına neden olan bir durumdur. Tetragonal→monoklinik faz dönüşümü ‘transformasyon doğunluğu’ mekanizmasına neden olmasının yanı sıra faz bütünlüğünü tehlikeye sokup materyalin ‘düşük ısılarda bozulma fenomenine’ (low temperature degradation) yatkınlığını da arttırmaktadır. Sonuç olarak, Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atması ve mikro çatlak oluşumu ile erken dönem başarısızlıklarına sebep olabilmektedir (Silva ve ark., 2010).

4.7. Monolitik Zirkonya

Zirkonya çok sayıda avantajı sebebi ile diş hekimliğinde uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadır (Vagkopoulou ve ark., 2009). Metal alt yapılı seramik restorasyonlara nazaran daha estetik özelliklere sahip olmalarına rağmen polikristalin mikroyapısı sebebiyle sahip olduğu opak beyaz renk arzu edilen doğal estetik görünümü olumsuz yönde etkilemektedir (Denry ve Kelly, 2008). Bu sebeple zirkonya, kor materyali olarak kullanılmakta ve üzerine porselenle tabakalama işlemi yapılmaktadır. Bu şekilde üretilen restorasyonlarda ise en büyük sorun veneer porselende oluşan adeziv veya koheziv kırılmalarıdır (Bömicke ve ark., 2017). Bu durum tabakalama prosesi gerekmeden üretilen restorasyonların arayışını getirmiştir. Zirkonyum oksit içeren materyallerin ve CAD/CAM sistemlerin gelişmesiyle birlikte anatomik konturlu, altyapısız monolitik zirkonya restorasyonların üretilmesi mümkün hale gelmiştir (Zhang ve ark., 2013; Park ve ark., 2014).

4.7.1. Monolitik Zirkonyanın Gelişim Süreci

Monolitik zirkonya restorasyonlar ile doğal dişlere yakın ışık geçirgenliği ve renk derinliği sağlanabilmektedir. Zirkonyanın optik özellikleri; yapısındaki stabilize edici oksit miktarı, sinterleme sıcaklığı, renklendirme tekniği, faz değişimi, materyalin kalınlığı ve porözite varlığı gibi etkenlere bağlı olarak değişim gösterebilmektedir (Mahmood ve ark., 2016). Toz işleme tekniklerinde yaşanan gelişmeler ve farklı sinterizasyon teknikleri ile daha homojen ve küçük yapıda materyallerin üretimi gerçekleştirilmiştir (Krell ve ark., 2009). Tek bir materyalden üretilen monolitik zirkonyanın klinik kullanım sahası zaman geçtikçe genişlemektedir. Monolitik zirkonyalar yüksek translüsensi özellikleri ve gözeneksiz yapıları ile oldukça doğal

bir görünüme sahiptirler ve gülme hattında yer alan dişler için estetik bir kaygı olmaksızın rahatlıkla tercih edilebilirler (Vagkopoulou ve ark., 2009, Bömicke ve ark., 2017). Y-TZP içerisindeki gözenekli yapı, ışığı önemli miktarda dağıtır ve optik özelliklerin bozulmasına yol açabilir. Bu nedenle yüksek sıcaklıklarda sinterlense bile, gözenekli yapısından dolayı opaktır (Zhang ve ark., 2012). Materyale ilave edilen katkı maddelerinin türü ve miktarına bağlı olarak zirkonyanın ışık geçirgenliği etkilenmektedir (Hallmann ve ark., 2012). Yttrium ile stabilize edilmiş monolitik zirkonyalar 3Y-TZP yapısında bulunurken, yakın zamanda üretilen ve anterior bölgedeki restorasyonlar için önerilen yeni nesil translusent zirkonyalar 4Y-TZP ve/veya 5Y-TZP yapısındadır (Tabatabaian, 2019). Yapıdaki bu farklılık monolitik zirkonyaların optik özelliklerinin gelişmesini sağlamış; fakat yapının dayanıklılığını azaltmıştır. Translusent olarak da isimlendirilen bu blokların yapısındaki atomlar, herhangi bir organik bağlayıcı olmaksızın birbirinin içine geçmektedir. Ayrıca, içeriğinde bulunan alumina miktarının da azaltılması (<%0.1) materyalin ışık geçirgenliğini artırarak estetik özelliklerini iyileştirmiştir (Camposilvan ve ark., 2018).

Monolitik zirkonyanın gelişim süreci incelendiğinde translusensi özelliklerine göre üç başlık altında incelenebilirler (Stawarczyk ve ark.,2017).

Birinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP):

Geleneksel zirkonya seramiklerdir. Işık geçirgenliği oldukça düşüktür ve sıklıkla alt yapı materyali olarak kullanılırlar.

İkinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP):

2012-2013 senelerinde tanıtılmıştır. Alüminyum oksitin (Al_2O_3) partikül sayısı ve büyüklüğü azaltılmış sonuç olarak daha translusent bir yapıya ulaşılmıştır. Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonya seramiklerin optik özelliklerinin yanı sıra mekanik özelliklerinin de iyileştiği ve hidrotermal yaşlandırma prosesine karşı daha dayanıklı bir hal aldığı bildirilmiştir.

Üçüncü jenerasyon zirkonya seramikler (5Y-TZP):

Diğer zirkonya seramiklerden farklı olarak tetragonal faz ile beraber %53 oranında kübik faz da barındıran tam stabilize formdadır. Yttriyum içeriği % 5 mol'ün üzerindedir. Bu şekilde ışık geçirgenliği arttırılmış bir zirkonyanın elde edilmesi amaçlanmıştır. Fakat bu nesil zirkonya seramikler diğerlerine göre daha düşük mekanik özellikler sergilemektedir.

Monolitik zirkonyanın; üstün mekanik özellikleri, basit klinik uygulama, kabul edilebilir estetik sağlanması, veneerlemeye ihtiyaç duyulmaması sayesinde diş hekimliğinde kullanımı giderek artmıştır.Fakat, monolitik zirkonyanın optik özelliğindeki eksiklikler hala geliştirilmeye ve tartışılmaya açıktır (Sulaiman ve ark., 2015).

4.7.2. Transludent Zirkonya ve Elde Edilme Yöntemleri

Zirkonyanın opak görünümünün dental zirkonyanın tipik gren boyutu (yaklaşık 0.4 μm ve ışığın dalga boyunun (yaklaşık 0.1-0.7 μm) interaksyonuyla oluştuğu refraktiv indeksin uyumsuzluğu düşünülmektedir. Ayrıca zirkonyanın monolitik, tetragonal ve kübik fazları da farklı refraktiv indekslere sahiptir (McLaren ve ark., 1995; Heffernan ve ark., 2002). Bu faktörler ışığın materyalden doğruca geçmek yerine saçılmasına yol açarak opak görünüm oluşmasından sorumludur. Zirkonyanın opak görünümüne yol açan optik sorunlarını gidermek amacıyla, kristallerin boyutunun değiştirilerek kristalin ve matriks fazlarının refraktiv indekslerinin birbirine yakınlaştırılması amaçlanmıştır (Sulaiman ve ark., 2015).

Zirkonyayı daha transludent hale getirmek için kullanılan ilk yöntem gren boyutunun artırılması olmuştur. Zirkonyanın gren boyutunun artırılması sonucunda kontrast oranının da arttığı gösterilmiştir (Illie ve Stawarczyk, 2014; Stawarczyk ve ark., 2013). Diffüz transmisyon mekanizmasına göre bu şekilde grenlerin sınırları daha az ışıkla karşılaşacak bunun sonucu olarak daha az saçılma gözlenecektir (Apetz ve van Bruggen, 2003). Ancak, yapıdaki bu dramatik değişim, seramiğin dayanıklılığını azaltmaktadır. Ayrıca, gren boyutunun 1 μm 'den fazla olduğu durumlarda tetragonal fazdan monolitik faza doğru gerçekleşen spontan faz transformasyonun (düşük ısı bozunması) meydana geldiği gözlenmiştir (Bravo ve ark., 2002). Zirkonyanın daha transludent olması için geliştirilen ikinci yaklaşım gren boyutunun azaltılması olmuş, bu yöntemin daha etkili olduğu görülmüştür (Zhang ve ark., 2015, Xiong ve ark., 2014). Yapılan çalışmaya göre; 1.3 mm kalınlığında ve 82 nm gren boyutunda dental feldspatik porselene benzer translusensi gözlenmiştir. 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklarda ise gren boyutunun 80 nm veya daha az olduğu durumlarda daha transludent bir materyal elde edileceği öne sürülmüştür (Zhang, 2014).

Gren boyutunu hem arttırmak hem de azaltmak zirkonya materyalinin dayanıklılığını etkilemektedir. 0,9 μm 'den 1,4 μm 'ye kadar olan gren boyutu, kırılma dayanıklılığını doğrusal olarak 650 MPa'dan 1000 MPa'ya arttıracaktır. 1.4 μm 'lik kritik gren boyutundan sonra, kırılma dayanıklılığı, 1.8 μm 'lik bir ortalama tane boyutu için 750 MPa'ya düşecektir (Anusavice ve Phillips, 2013).

Üçüncü yöntem yitriyum katkı maddesini arttırarak zirkonyanın kübik faz oranını yükseltmek olmuştur. Tipik 3Y-TZP 5.18 wt% yitriyum (%3 mol yitriyum) içerir ve % 90 oranında tetragonal fazda bulunur. Yitriyum içeriği arttıkça kübik faz ve translusensi artar (Zhang ve Lawn, 2018). Tetragonal fazın azalması ve kübik kristallerin artmasıyla, LTD etkisi azalabilir. Bununla birlikte, transformasyon doyunluğu kapsamındaki azalma nedeniyle, bükülme direnci ve kırılma dayanımının, parsiyel stabilize tetragonal zirkonyanın yarısı ila üçte ikisi kadar azaldığı bildirilmiştir. Genel bir teorik yaklaşımda, % 8 mol yitriyum içeriği, kübik faz

zirkyonyumunun tam stabilizasyonu ile sonuçlanacaktır ve % 4-5 mol yitriyum içeriği (4Y-PSZ, 5Y-PSZ), % 50 kübik fazlı kısmen stabilize kübik faz zirkyonya ile sonuçlanacaktır (Zhang, 2014). Zirkyonanın translusensini arttırmak için kullanılan dördüncü yöntem ise materyale ilave edilen diğer maddelerin miktarını azaltarak saflığını arttırmaktır. Alumina gibi sinterleme katkı maddeleri Y-TZP'nin saydamlığını azaltmaktadır. Alumina, sinterleme sırasında green stage zirkyonanın por formasyonunu azaltmak için kullanılır. Ayrıca tetragonal fazın stabilizasyonuna katkıda bulunur (Zhang ve ark., 2012). Translusensiyi geliştirmek için kullanılan başka bir başarılı yöntemse lantan oksit içeriğini % 0.2 mole çıkartmak olmuştur (Zhang ve ark., 2016).

Sinterleme sıcaklığının artırılması da translusensinin artırılıp diş rengindeki restorasyonun geliştirilmesi için önerilmiştir. Bazı üreticiler, translusensiyi iyileştirmek için final sinterleme sıcaklığını artırmıştır ancak, zirkyonyumun bükülme direnci ve stabilitesi 1550⁰C nin üzerindeki sıcaklıklarda düşecektir. Bu durumda sinterleme sıcaklığının optimize edilmesi önem taşımaktadır (Zhang, 2014).

Farklı yapım yöntemleriyle farklı tipte translusent zirkyonya sistemlerinin sınıflandırılması henüz yapılmamış olup bu alanda kesin ve ayrıntılı bir sınıflandırma yapılması gerekliliği mevcuttur.

Bu grup seramiklere örnek olarak, GC Initial UHT, Katana UTML ve ST, Zpex Smile, LAVA Plus, Metoxit AG, Bruxzir Anterior, Pretteau Anterior, Xenostar verilebilir (Ghodsi ve Zafarian, 2018). GC Initial zirkyonya içeriğindeki %5,5 mol (9 wt) yitriyum oksit ile kübik ve tetragonal fazları bir arada bulundurmakta ve 600 Mpa bükülme dayanımı göstermektedir. Materyalin anterior ve posterior bölgede kullanımı uygun olup; veneer, inley/onlay, kuron ve molarlar dahil 3 ye köprü üretimine olanak vermektedir (Carabba ve ark., 2017).

4.8. Dental Seramiklerin Mekanik zellikleri

Geliştirilmiş optik özellikleri ve uzun dönemdeki başarılı sonuçları ile tanıtılan CAD/CAM tam seramik materyaller, estetik bölgede kullanılmak üzere alternatif tedavi seçenekleri arasına girmiştir. Yeni seramik çeşitlerinde; dayanıklılık, ağız ortamında uzun dönem performans, birtakım biyolojik ve fiziksel özellikler gibi bazı şartlar aranmaktadır. Buna istinaden, tam seramik materyallerin kırılma direnci, optik özellikleri, periodontal ve pulpal dokulara olan etkleri ve marjinal uyumları araştırılmalıdır (Kayalı ve Kahramanoğlu, 2020).

4.8.1. Dayanıklılık

Seramikler oldukça kırılımandır, çekme kuvvetleri karşısında dirençleri düşüktür ve zaman içinde meydana gelen streslere karşı gösterdikleri dayanıklılıklarını kaybedebilirler. Bir materyalin dayanımı, materyal kırılmadan önce dayanabileceği kritik veya maksimum stres miktarı olarak tanımlanabilir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Restorasyonların klinik ortamdaki

performansını ve sağ kalım yüzdesini belirleyen en önemli mekanik özelliklerden biri, materyalin dayanıklılığıdır (Rekow ve Thompson, 2007). Seramiğin kırılma davranış göstermesi içeriğindeki mikroyapısal cam matriks ve kristal doldurucular sebebiyledir. Bu kırılma özelliği genellikle; boşluklar, yüzey defektleri veya diğer kusurlar ile bir araya gelince, dental seramiklerin dayanımını önemli miktarda düşürebilir. (O'Brien, 2008). Yüksek estetik ve dayanıklılık özellikleriyle piyasaya sunulan yeni nesil CAD/CAM materyallere artan ilgiyle birlikte özellikle ağız ortamının simüle edilerek yapıldığı, materyallerin kırılmaya karşı gösterdiği dirençlerin incelendiği çalışmalara ihtiyaç artmış ve birçok araştırmanın ilgi odağı haline gelmiştir. Anatomik olarak üretilmiş kuronların kırılma testlerinde uygulanan tek yönlü yük; test edilen seramik materyallerinin dayanıklılıkları açısından ayırıcı bulunmak, dayanıklılık değerleri klinik olarak kanıtlanmış dental materyallerle karşılaştırmak ve başarısızlık ihtimalini tahmin etmek için yararlıdır (Kayalı ve Kahramanoğlu, 2020).

4.8.2. Çiğneme kuvvetleri ve stres

Çiğneme kuvvetleri ve okluzyon dental restorasyonlar üzerinde belirgin bir etkiye sahiptir (Parker, 1993). Çiğneme kuvvetlerinin dinamik doğası sebebiyle, çiğneme esnasında bu değerlerin ölçülebilmesi oldukça güçtür. Ağız içindeki çiğneme kuvvetlerinin tespit edilebilmesi için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Çiğneme kuvvetlerinin, kişiden kişiye ve bir bölgeden diğerine farklılık gösterdiği gibi yaşa ve cinsiyete göre de farklılıklar gösterebildiği görülmüştür. Genel olarak çiğneme kuvveti, erkeklerde kadınlardan daha fazlayken genç erişkinlerde de çocuklardan daha fazladır. Büyük ağız bölgesi için çiğneme kuvveti, ortalama 400 ile 890 N değerleri arasında iken bu değer küçük ağız bölgesi için 222 ile 445 N değerleri arasındadır. Kanin dişler için 133-334 N değerlerinde iken kesici bölgesinde ise 89 ile 111 N arasında çiğneme kuvveti değerleri gözlenmiştir (Anusavice ve ark., 2013). Cam ve seramik gibi kırılma özelliğine sahip materyaller, üretimleri sırasında meydana gelen kusurlar barındırmaktadır ve bu kusurlar çatlak gelişiminde çekirdek vazifesi görmektedir. Çatlakların boyutu ve uygulanan stresin miktarına bağlı olarak materyalin kırılma dayanıklılık değeri belirlenirken, kırılma kuvvetini aşan stresler sonucunda katstrofik başarısızlık oluştuğu için daha az miktardaki kuvvetler ile çatlakların korunabildiği görülmüştür (Baran ve ark., 2001). Materyaller belli bir süre boyunca strese maruz kaldığı zaman, yorulma olarak adlandırılan fiziksel bir durum oluşmaktadır. Yorulma, tekrar eden bir yük varlığında ilerleyen bir kırık olarak tanımlanır (Sakaguchi & Powers, 2012) ve yapıdaki çatlakların çoğalmasını, nükleasyonunu ve birleşmesini içerir (Baran ve ark., 2001). Yorulma, çevresel etkenlerden etkilenir ve verimsizlik, aşınma ya da kırılma olarak ortaya çıkar (Baran ve ark., 2001). Nemli ortam varlığında çiğneme siklusu süresince tekrarlayan bir kuvvet altında, seramik yapıda önceden mevcut olan çatlaklar kademeli şekilde zamanla büyür ve seramik restorasyonlarda

yorulmaya neden olurlar (Lawn ve ark., 2001). Stres oluşumu; statik, dinamik ya da döngüsel olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde meydana gelen stress ya da strain değerine bağlıdır. Silika içerikli cam materyaller de statik bir yorulmaya maruz kalmakta ve daha stabil çatlaklar meydana gelebilmektedir. Döngüsel yorulmanın etkileri ise kristalin yapıda olan seramiklerde görülmektedir ki materyal her ne kadar plastisite özelliği göstermese de, döngüsel stres uygulaması esnasındaki başarısızlık süreçleri, benzer stres değerlerinde statik yorulmaya kıyasla daha kısa olmaktadır (Baran ve ark., 2001).

Örnek olarak; seramik ortodontik braketlerin içlerinden geçen aktive edilmiş teller statik yorulmaya sebep olurken, periyodik kuvvete maruz kalan bir büyük azı dişe ait seramik kuron, dinamik yorulmaya sebep olabilmektedir. Dolayısıyla, restoratif materyaller statik ya da dinamik olarak yorulma başarısızlığı gösterebilirler. Bu durum yüklemenin veya artık stresin doğasına bağlı olarak değişecektir. Ancak her iki senaryoda da, başarısızlık, katastrofik kırılmanın oluşumuna dek devam eden bir çatlak olarak başlamaktadır (Anusavice ve ark., 2013).

Yorulma dayanıklılığı, dental materyallerin uzun dönem başarısı bakımından oldukça önemlidir. Bilhassa çiğneme kuvvetlerine maruz kalan restorasyonların, yorulmaya ait özellikleri bilinmelidir. Tam protezler, hareketli bölümlü protezlerin kroşeleri, implantlar, kuron ve köprüler tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Bununla beraber, materyalin bulunduğu ortam da yorulma özelliklerinin tespitinde fazlasıyla önemlidir. Nem, sulu ortam, pH değişimleri ve biyolojik maddeler yorulma özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle restoratif materyaller, bu şartların oluşturulduğu ortamlarda in vitro olarak test edilirse, yorulmaya dair datalar daha anlamlı olacaktır (Sakaguchi & Powers, 2012). Yeni çıkan dental materyallerin yorulma sonrası dayanıklılıklarının tespiti, bu materyallerin uzun dönemdeki klinik başarıları açısından oldukça önemlidir. Bu sebeple araştırmalar materyallerin dayanıklılık özelliklerini belirlemek adına laboratuvar şartlarında yapılan yorulma testlerine odaklanmıştır. Fonksiyon esnasında, monolitik ve çift katmanlı seramik restorasyonlarda gözlenen chipping ve kütleli kırılma benzeri başarısızlık tiplerini (Bindl ve Mormann, 2004) belirleyip materyallerin güçlendirilmesine yönelik verilerin sağlanması hedeflenmiştir (Baran ve ark., 2001). Metal altyapılı seramiklerden tam seramiklere geçiş süresinde farklı içeriklere sahip tam seramik restorasyonların, uzun dönem başarıları açısından yorulmaya karşı kırılma dayanıklılıkları test edilmiştir. Bu amaçla, ağız ortamının en iyi şekilde yansıtıldığı ortamların kullanılmasına özen gösterilmiştir. Ağız ortamını laboratuvar ortamında benzer şekilde yansıtılabilmek amacıyla dual akslı çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir (Kheradmandan ve ark., 2001; Seydler ve ark., 2014; Sieper ve ark., 2017; Güngör & Nemli, 2017). Uygulanan

çeşitli test parametreleri; geniş aralığa sahip yükleme kuvvetlerini, yükleme frekansını, periyot sayısını, antagonist materyali, dayanak materyalini, ıslak/kuru yorgunluğu, periodontal ligament taklidini, termal siklusu ve vertikal ve lateral hareketleri içermektedir (DeLong, 2006).

4.9. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Restoratif materyallerde üretim esnasında veya hasta ağızına uygulandıktan sonra karşılaştıkları kuvvet, stres, sıcaklık ve pH değişimi benzeri etkenler sonrasında yorulma adı verilen bir durum oluşur. Yorulma fiziksel bir durum olup; materyalde kırılma, moleküler seviyede değişiklik ve aşınma gibi sonuçlarla ortaya çıkar. Araştırmacılar in-vitro şartlarda çiğneme simülatörü, termal siklus, kimyasal ajan ve otoklav kullanımı gibi yaşlandırma işlemleri ile dental materyallerin iç yapılarındaki ya da aralarındaki farklılıkların tespitini yapabilmekte ve yorulmaya karşı gösterdikleri direnci değerlendirebilmektedirler (Bulut, 2016).

4.9.1. Hızlandırılmış yaşlandırma

Hızlandırılmış yaşlandırma; materyallere nem, sıcaklık, ışık ve/veya kuvvet uygulanarak, kapalı ortamda ya da dışarıda, renk ve dayanıklılıklarının belirlenmesi için kullanılan bir test yöntemidir. Dental materyaller ağız ortamında farklı sıcaklıklara maruz kaldıkları zaman, fiziksel ve mekanik özellikleri önemli miktarda değişir. Bu uygulamada örnekler, uzun dönem sıcaklık, ultraviyole ışık ve nemli ortam değişimine maruz kalır ve bu şekilde ortam koşulları taklit edilmiş olur. Hızlandırılmış yaşlandırma, seramiklerin optik özelliklerini de önemli miktarda etkiler. 300 saatlik yaşlandırma işleminin ağız ortamında 1 seneye karşılık geldiği belirtilmiştir (Alghazzawi, 2017).

4.9.2. Otoklav kullanımı

Otoklavda yaşlandırma metodunda, cam petri kaplarına yerleştirilen örnekler otoklava konulduktan sonra 200 kPa'lık bir basınç altında ve 134⁰C'de farklı zamanlarda tutularak in-vivo yaşlanma işlemi simüle edilmektedir. 1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134⁰C; 0.2 MPa) uygulamasının ortalama 2 yıla, 5 saatlik uygulamanın 10 ila 20 yıla karşılık geldiği; 1 yıllık yaşlanma için ise 30 dakikalık bir uygulamanın yeterli olduğu bildirilmiştir (De Souza ve ark., 2017).

4.9.3. Termal siklus

Termal siklus ağız içinde meydana gelen sıcaklık değişimlerini in vitro koşullarda gerçekleştirebilmek amacıyla sıklıkla kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir. Materyalin belirli döngülerle sıcaklığı ISO standartlarına uygun olarak belirlenmiş (5-55⁰C) olan su banyolarına sırayla daldırılarak istenilen sürelerde bekletilmesi yolu ile çalışmaktadır. 10000 siklusun yaklaşık 1 yıllık in-vivo fonksiyonu simüle ettiği belirtilmiştir (Bulut & Atsü, 2016; Gale & Darvell, 1999). In vitro çalışmalarda uygulanması ağız şartlarını simüle etmek adına uygun bir

yöntemdir. Fakat metodun uygulama prosedürü için bir standart oluşturulmamıştır. Suda bekleme süresi, duraklama süresi ve termal siklus sayısı oldukça değişkenlik göstermektedir. İdeal olarak termal siklus mekanik yükleme ile simultane bir şekilde uygulanmaktadır. Bu sebeple termal siklus miktarı mekanik testin uzunluğuna ve termal siklus ünitesi üzerinde belirlenmiş bekleme-duraklama zamanına bağlı olarak değişir (Gale & Darvell, 1999).

Çalışmamızda kullanacağımız çiğneme simülatöründe termal siklus mekanik yüklemeyle birlikte uygulanacaktır.

4.9.4. Çiğneme Simülatörü

Restoratif materyaller ağız ortamında; nem, pH değişimi ve periyodik yükleme gibi çok sayıda etkene maruz kalırlar. Bu nedenle materyallerin karakteristik özelliklerini tayin etmek için uzun dönem in vivo araştırmalar gereklidir ancak maliyet ve değişkenlerin standardizasyonundaki zorluklar sebebiyle ağız ortamını simüle eden in vitro testler önem kazanmıştır. Restorasyonların başarısızlıkları, periyodik diş temasına bağlı olarak uzun süreli yorgunluk sonucu oluşmaktadır. Çiğneme simülatörleri, yükleme frekansı, yükleme kuvveti, devir sayısı, ıslak/kuru ortam, termal siklus, antagonist materyal, lateral ve vertikal hareketler gibi ağız ortamını optimal olarak temsil edebilecek çok sayıda değişkeni içerir (Bulut & Atsü, 2016; Kayalı ve Kahramanoğlu, 2020; Şenol ve ark., 2021).

Dual akslı çiğneme simülatörleri hem dikey hem de yatay yönde kuvvet uygulayabilmeleri ve termal siklusa sahip olmaları sayesinde in vitro çalışmalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Çalışma prensibi, plastik tutucunun içerisine yerleştirilen örneklerin bilgisayar kontrolü altında, araştırmacı tarafından belirlenen ölçüde yatay ve dikey hareketlerle, farklı materyal ve çaplarda hazırlanan antagonist uçlarla döngüsel şekilde temas etmesidir (Wassel ve ark., 1994; Steiner ve ark., 2009). Literatürde çiğneme simülatöründe yaklaşık 240.000-250.000 adet döngünün bir yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği bildirilmiştir. (Bulut & Atsü, 2016).

Çalışmamızda, üst 1. santral dişe uygulanan 3 farklı materyalden oluşan tam seramik kuronların yorulmaya bağlı kırılma dayanıklılıklarının incelenmesi amaçlanmıştır.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Tez çalışmamız Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

5.1. Deney Grupları ve Örneklem Büyüklüğünün Saptanması

Çalışmamızda deney uygulanacak grupların hazırlanmasında lityum disilikat seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Celtra Duo (Sirona, Dentsply, Almanya) ve yeni nesil translusent zirkonya GC Initial UHT (GC, GC Europe N. V.,Belçika) CAD/CAM blokları kullanılmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve menşeleri

CAD/CAM BLOK	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Celtra Duo	Sirona, Dentsply, Almanya
GC Initial UHT	GC, GC Europe N. V.,Belçika

İstatistiksel olarak $\alpha = 0,01$, $\beta = 0,20$ ($1-\beta = 0,80$) olarak alındığında her bir gruba 12'şer örnek alınmasına karar verilmiştir ve araştırmanın gücü $P = 0,80266$ olarak bulunmuştur. Örneklem büyüklüğü saptama işlemi PASS (NCSS, Kaysville, UT) kullanılarak yapılmıştır.

IPS e.max CAD, Celtra Duo ve GC Initial UHT CAD/CAM bloklarından toplam 96 adet üst santral keser kuron restore edilmiştir. Her bir bloğa ait restore edilen kuronlardan kontrol grubu olan 12 tanesine hiçbir işlem yapılmadan, diğer 12 tanesine ise çiğneme simülatörü uygulanarak kırılma testine tabi tutulmuştur (Tablo 2).

Tablo 2. Çalışmada oluşturulan gruplar

Uygulanan İşlem	1. IPS(n)	2. CD (n)	3. GC(n)	4. GC 1 (n)	Toplam örnek sayısı (N)
Kontrol	12	12	12	12	48
Çiğneme simülatörü	12	12	12	12	48
Toplam örnek sayısı(N)	24	24	24	24	96

Çalışmada kullanılan blokların içerikleri Tablo 3'te belirtilmiştir.

Tablo 3. Kullanılan blokların içerikleri

IPS	CD	GC	GC 1
SiO ₂ % 57-80	SiO ₂ % 56-64	ZrO ₂ % 90 Y ₂ O ₃	ZrO ₂ % 90 Y ₂ O ₃
Li ₂ O % 11-19		% 9 (wt)	% 9 (wt)
ZrO ₂ % 0,8	Li ₂ O % 15-21	Al ₂ O ₃ eser	Al ₂ O ₃ eser
	ZrO ₂ % 10	miktarda ve diğerleri	miktarda ve diğerleri
	ve diğerleri		

5.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada uygulanan aşamalar:

1. Akrilik maksiller santral dişin preperasyonunun yapılması ve silikon replika tekniği ile epoksi dayanakların oluşturulması,
2. Cerec inLab CAD/CAM sistemiyle kuronların üretilmesi ve glazür işlemi
3. Kuronların epoksi dayanaklar üzerine simante edilmesi
4. Örneklerin akrilik rezin ile polyester kalıplar içerisine gömülmesi
5. Örneklerin çiğneme simülatöründe termal siklus ile yaşlandırılması
6. Kırılma testi ölçümlerinin yapılması
7. Sonuçların SPSS programında istatistiksel olarak incelenmesi

5.2.1. Dayanakların hazırlanması

Tam seramik bir kuron için diş preparasyonu oklüzal/insizal 1.5 mm ila 2 mm arasında bir aşındırmayı gerektirmektedir. 4° ve 6° arasındaki toplam aksiyel redüksiyon açısı ve düzgün yuvarlatılmış çizgi açısı belirtilmiştir (Goodacre ve ark., 2001).

İnsizal ve aksiyel bölgelerin redüksiyon miktarı, her malzemenin üreticisi tarafından sağlanan minimum kalınlıklar dikkate alınarak belirlendi. Öncelikle bir adet akrilik maksiller santral model dişin preperasyonu, 2 mm insizal ve 1.5 mm aksiyel/palatinal duvarlarda olacak şekilde, 1mm chamfer basamak ve 6° oklüzal açı ile paralelometre yardımıyla hazırlandı (Resim 1). Keskin kenar ve açılar ince grenli elmas frez kullanılarak yuvarlatıldı; basamak preparasyonu, 1 mm elmas frez (800 314 199 018, 806 314 199 018, Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya) kullanılarak yapıldı. Kuron örneklerinin standart ölçülerde yapılabilmesi amacıyla prepare edilen dişin, kondenzasyon tipi silikon ölçü materyali

(Zetaplus, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) kullanılarak ölçüsü alındı ve bu silikon ölçülerden elde edilen indeks parçalarına firma talimatlarına uygun oranlarda karıştırılan epoksi rezin materyali (TEKNOMARIN ERA 4000, İstanbul, Türkiye) dökülerek 96 adet epoksi rezin dayanak oluşturuldu (Resim 2).



Şekil 1. Maksiller rezin dişin paralelometre yardımıyla preparasyonu



Şekil 2. Silikon indeks yöntemiyle üretilen epoksi rezin dayanaklar

5.2.2. Kuronların CAD/CAM ile üretimi

IPS e.max CAD(1.5), Celtra Duo(1.5) ve GC Initial UHT (1 ve 1.5) bloklarından 24 adet kuron Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak aksiyel ve palatinal bölgelerde

1.5 ve 1 mm kalınlık sağlanacak şekilde restorasyon tasarımı gerçekleştirilmiştir. Her bir epoksi rezin dayanak, yansıtıcı opak toz (Cerec optispray) uygulaması yapıldıktan sonra optik okuyucu (Sirona inEos X5) yardımıyla tarandı. (Resim 3a, 3b). Taranan modeller üzerinde IPS e.max CAD, Celtra Duo ve GC Initial UHT monolitik kuronların tasarım aşamasına geçildi. Kuronların tasarımları inLab 18.1 yazılım programı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) yardımıyla gerçekleştirildi. Palatinal bölgedeki standart restorasyon kalınlığının sağlanması için CAD yazılımı kullanılarak 10 farklı bölgeden ölçüm yapıldı; ilk 3 grubun palatinal bölgedeki kalınlığı 1.5 mm, 4. grubun palatinal bölgedeki kalınlığı 1 mm olacak şekilde tasarım yapıldı. Restorasyonlar 80 µm siman film kalınlığı seçilerek dizayn edildi (Güngör & Nemli, 2017). Kuronların üretimi Cerec inLab MC X5 frezeleme cihazı ile gerçekleştirildi.



Şekil 3a. Epoksi rezin dayanağın taranması



Şekil 3b. Taranan model

24 adet IPS e.max CAD kurona glazür (IPS e.max Ceram Glaze powder, IPS Ivocolor Mixing Liquid Allround, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulaması yapıldı; Programat P310 seramik fırını ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyon ve glazür işlemleri tamamlandı.

24 adet Celtra Duo kurona glazür (Dentsply Sirona Universal Glaze, Sirona, Dentsply, Almanya) uygulaması yapıldı; Programat P310 seramik fırını ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyon ve glazür işlemleri tamamlandı.

48 adet GC Initial UHT Zirconia kurona sinter cihazı ile (Lava Furnace 200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) sinterleme işlemi uygulandı. Sinterizasyon sonrası yaklaşık %20'lik bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelen restorasyonlara buhar banyosu ve ultrasonik temizleme işlemleri yapıldı. Ardından üretici firmanın talimatları doğrultusunda kuronların glazür (GC Initial Spectrum Glaze Liquid, GC Initial Spectrum Glaze Powder, GC, GC Europe N. V., Belçika) işlemi tamamlandı.

5.2.3. Tam seramik kuronların adeziv simantasyonu

Kuronların epoksi rezin üzerine simantasyonunda; 4-MET, MDP ve MDTP içeriği sayesinde bütün yüzeylerle bağlantıya olanak sağlayan G-CEM ONE self adeziv rezin siman (GC, GC Europe N. V., Belçika) kullanıldı (Şekil 4).



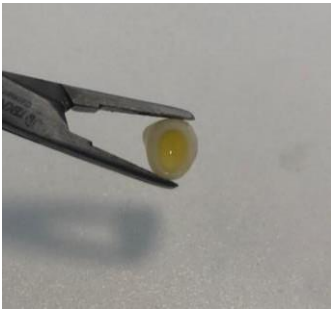
Şekil 4. G-CEM ONE self adeziv siman

Hazırlanılan kuronların yapışma yüzeyi simanın kullanma kılavuzu esas alınarak Tablo 4'te gösterildiği gibi simantasyon öncesinde bazı işlemlere tabi tutuldu.

Tablo 4: Simantasyon öncesinde kuron iç yüzeyine uygulanan işlemler ve süreleri

Bloklar	Uygulanan İşlem	İşlem Süresi
IPS e.max CAD	%9 Hidroflorik asit	20 sn
	G-Multi PRIMER silan	-
Celtra Duo	%9 Hidroflorik asit	30 sn
	G-Multi PRIMER silan	-
GC Initial UHT zirkonya	50 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama	10 sn
	G-Multi PRIMER silan	

Buna göre; zirkonya kuronların yüzeyi 50 µm Al₂O₃ (Korox® 50, Bego, Bremen, Almanya) ile 2 bar basınçla 10 sn boyunca kumlandı, lityum disilikat seramik olan IPS e.max CAD ve CeltraDuo kuronların restorasyon yüzeyine; üretici firma kullanma kılavuzuna göre; 20 ve 30 sn süresince %9 lik hidroflorik asit (Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA) uygulandı (şekil 5) ve 20 sn boyunca hava ve su uygulaması yapılarak yüzeyleri temizlendi. Ardından bütün kuronların restorasyon yüzeylerine silan uygulandı ve 1 dakikanın ardından hava ile inceltildi. 96 adet epoksi rezin dayanağa %37 lik ortofosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent) 30 sn süreyle uygulanıp hava ve su uygulamasıyla yüzeyleri temizlendi (Zahran ve ark., 2008) (Şekil 6). Ardından üretici firma kullanma kılavuzuna göre 10 sn süreyle adeziv primer uygulaması yapıldı (G-CEM ONE ADHESIVE ENHANCING PRIMER, GC) ve 5 sn süreyle maksimum güçte hava uygulamasıyla materyalin film kalınlığı inceltildi. Bütün yüzey hazırlıklarını takiben self-adeziv siman (G-CEM ONE, GC) özel uçlar yardımıyla uygulandı, artan siman bond fırçası yardımıyla temizlendi ve parmak basıncı altında her yüzeye 10 sn süreyle LED ışık cihazı (Bluephase N, Ivoclar Vivadent) uygulandı (Şekil 7).



Şekil 5. Lityum disilikat grubu kuronlara hidroflorik asit uygulaması



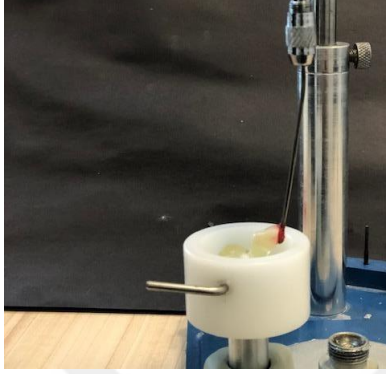
Şekil 6. Epoksi rezin dayanağa asit uygulanması



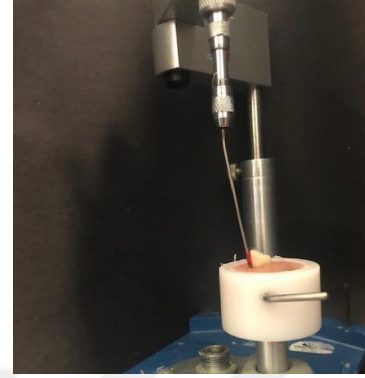
Şekil 7. Parmak basıncı altında ışık uygulaması

5.2.4. Örneklerin akrilik rezin ile polyester kalıplar içerisine gömülmesi

Örnekler gelen kuvvetin 45° açılı oluşturacağı bir düzenek yardımıyla kalıplara yerleştirildi (Şekil 8). Toz ve likidin karıştırılmasıyla oluşan otopolimerizan akrilik karışım (Imicryl, Konya, Türkiye) kalıplara döküldü (Şekil 9).



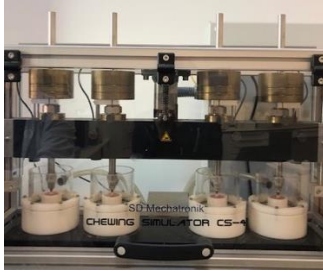
Şekil 8. Gelen kuvvetlerin 45° açılı oluşturması için kurulan düzenek



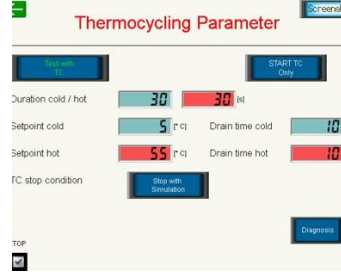
Şekil 9. Otopolimerizan akrilik likide gömülmüş örnek

5.2.5. Örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırılması

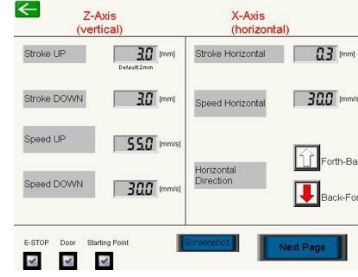
Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 4 hazneli Çiğneme Simülatörü (Willytec SD Mechatronic GmbH CS-4.4 Professional Line, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanıldı (Şekil 10). Örnekler klinik ortamda bir yıllık kullanıma karşılık gelecek şekilde 240.000 mekanik döngü ve aynı esnada yaklaşık 2400 termal siklus uygulandı. Örnekler normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde 50 N'luk yük dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 2 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn hızla, 1.7 Hz frekans ile mekanik yükleme yapıldı (Şekil 11). Döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 30 sn'lik periyotlar halinde 5°C 'lik ve 55°C 'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı termal döngü uygulandı (Şekil 12). Antagonist olarak doğal diş minesinin fiziksel özelliklerine ve aşınma karakteristiklerine benzer özelliklere sahip olan 6 mm çapında paslanmaz çelik top kullanıldı (Komine ve ark., 2004). Gerçekleştirilen çiğneme döngüsü, kuvvetlerin döngüsel olarak doğru şekilde meydana getirilebilmesi için bilgisayar tarafından kontrol edildi ve termomekanik döngü tamamlandı. Dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırık gözlenmedi.



Şekil 10. Dual akslı çiğneme simülatorü



Şekil 11. Termal siklus parametreleri



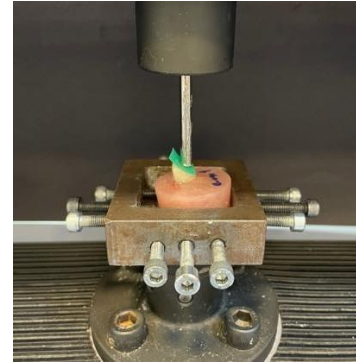
Şekil 12. Çiğneme simülatorü parametreleri

5.2.6. Kırılma dayanıklılığının tespiti

Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanımı belirlemektedir ve tüm stres tiplerinin kollektif olarak tanımını kapsamaktadır. Kırılma dayanıklılığını göstermek için kuvvetler Newton (N) birimi ile belirtilmektedir. Araştırmada, kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ArGe Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test makinesi (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) kullanıldı (Şekil 13). Kırma işlemleri 8 mm çapında yassı paslanmaz çelik piston uç ile yapıldı (Shirakura, 2009). Metal uç, kırma aletinin üst kafasına sabitlendi ve tüm örneklerin kırılma deneyleri sırasında kullanıldı. Kuvvet dağılımının sağlanabilmesi için ince bir plastik örtü örnekle metal uç arasında yerleştirildi (Şekil 14). Örnekler, kırma cihazının alt tablasına sabitlendi ve 1 mm/ dak cross-head hız ile basma tipi kuvvet uygulandı. Doksan altı adet örnek tek tek kırılma dayanıklılıkları açısından test edildi ve elde edilen değerler bilgisayara kaydedildi.



Şekil 13. Üniversal test makinesi (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya)



Şekil 14. Plastik örtü ile metal uçarasına yerleştirilmiş örnek

5.3.7. İstatistiksel Analiz

Araştırmada dinamik yükleme ile yorulan ve yorulmayan tüm seramik gruplarına ait örneklerin kırılma anındaki maksimum yük (N) verileri elde edildi. Dinamik yükleme uygulanan ve uygulanmayan seramik sistemlere ait elde edilen bulguların grup içi karşılaştırılmaları amacıyla One-way ANOVA Analizi ve Post-hoc Tukey HSD testi yapıldı. Dinamik yükleme uygulanan

ve uygulanmayan seramik sistemlere ait bulguların ikişerli karşılaştırılması amacıyla Independent Sample t testi uygulandı. İstatistiksel önemlilik düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.



6. BULGULAR

6.1. Grupların Örnek Dağılımı

Tablo 5. Çalışma örneklerinin genel dağılımı

		n	%
Materyal	IPS	12	25
	CD	12	25
	GC	12	25
	GC 1	12	25

6.2. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanan ve Uygulanmayan Grupların Kırılma Dayanıklılığı Ölçüm Sonuçları

Termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların kırılma dayanıklılığı değerleri yönünden farklılığı tekrarlı ölçümlerle varyans analizi kullanılarak değerlendirildi. 0.05’den küçük p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Çalışmamızda kullanılan monolitik kuronların termomekanik yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupların ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri tabloda gösterildiği gibidir (Tablo 6.).

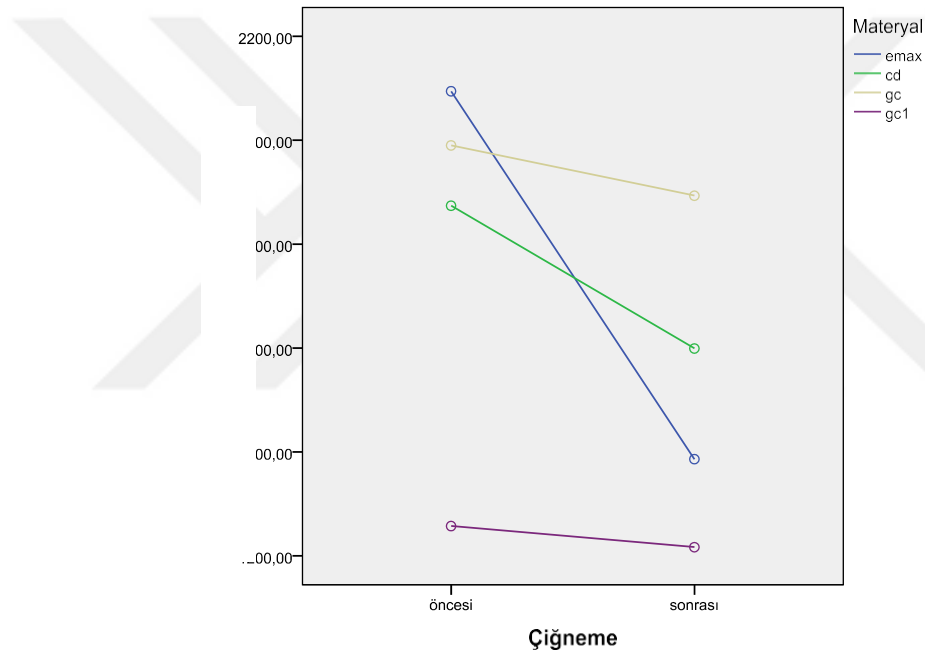
Tablo 6. Örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri (N)

Materyal	Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerin kırılma dayanıklılığı ortalama ve standart sapma değerleri (N)	Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerin kırılma dayanıklılığı ortalama ve standart sapma değerleri (N)
IPS	2094,3 ± 399,31	1386 ± 312,54
CD	1874,19 ± 606,72	1599,25 ± 429,34
GC	1990,24 ± 389,44	1893,34± 335,77
GC 1	1257,53 ± 27,39	1216,99 ± 302,96

Kontrol gruplarının kırılma dayanıklılık değerleri kendi içerisinde incelendiğinde; en yüksek değer 2094,30 ± 399,31 N ile IPS e.max CAD’ e; en düşük değer ise 1249,45 ± 249,64 N ile 1 mm GC Initial zirkonyaya ait olduğu görülmüştür.

Yine aynı şekilde termomekanik yaşlandırma gruplarının kırılma dayanıklılık değerleri kendi içerisinde incelendiğinde; en yüksek değer 1893,34 ± 335,72 N ile GC Initial zirkonya grubuna, en düşük değer 1217,00 ± 302,96 N ile 1 mm GC Initial zirkonya grubuna ait olduğu belirlenmiştir. Termal siklus uygulanmadan önce kırılma dayanıklılık değeri en yüksek olan blok grubu IPS e.max CAD; termal siklus uygulandıktan sonra kırılma dayanıklılık değeri en yüksek olan grup GC Initial zirkonya olmuştur.

Çiğneme simülatörü ile termomekanik yaşlandırma uygulanan bütün örneklerde ortalama kırılma dayanıklılığı değerlerinde, yaşlandırma uygulanmayan örneklere göre azalma gözlenmekle birlikte bu azalma sadece IPS e.max CAD kuronlar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Şekil 15.).



Şekil 15. Çiğneme simülatörü sonrası örneklerin kırılma dayanıklılığı değişimi

6.3. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan Kuronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örnekler arasında aynı kalınlıktaki IPS e.max CAD, Celtra Duo ve GC Initial zirkonya grupları arasında kırılma dayanıklılığı ortalama değerleri açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$). 1 mm GC Initial zirkonya grubunun kırılma dayanıklılığı ise diğer üç gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 6.)

Tablo 6. Post-hoc Tukey analizi sonucunda yaşlandırılmayıp uygulanmayan örneklerin grup içi karşılaştırmaları

Grup		p	Fark için %95 Güven Aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
IPS	CD	0,592	-245,84	686,06
	GC	0,933	-361,89	570,01
	GC 1	0*	370,8	1302,72
CD	IPS	0,592	-686,06	245,84
	GC	0,91	-582	349,9
	GC 1	0,005*	150,7	1082,61
GC	IPS	0,933	-570,01	361,89
	CD	0,91	-349,9	582
	GC 1	0,001*	266,75	1198,66
GC 1	IPS	0*	-1302,72	-370,8
	CD	0,005*	-1082,61	-150,7
	GC	0,001*	-1198,66	-266,75

6.4. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kuronların Kırılma Dayanıklılığı Sonuçlarının Karşılaştırılması

Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler arasında; GC Initial zirkonya grubunun IPS e.max CAD ve 1 mm GC Initial zirkonya grubundan ve Celtra Duo grubunun 1 mm GC Initial zirkonya grubundan anlamlı ölçüde daha yüksek kırılma değeri gösterdiği bulunmuştur ($p < 0.05$). Diğer grupların arasındaki farklar ise istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 7.).

Tablo 7. Post-hoc Tukey analizi sonucunda yaşlandırılma uygulanan örneklerin grup içi karşılaştırılmaları

Grup		p	Fark için %95 Güven Aralığı	
			Alt sınır	st sınır
IPS	CD	0,448	-593,37	166,95
	GC	0,005*	-887,45	-127,12
	GC 1	0,638	-211,11	549,21
CD	IPS	0,448	-166,95	593,37
	GC	0,18	-674,25	86,07
	GC 1	0,048*	2,09	762,41
GC	IPS	0,005	127,12	887,45
	CD	0,18	-86,07	674,25
	GC 1	0	296,17	1056,5
GC 1	IPS	0,638	-549,21	211,11
	CD	0,048*	-762,41	-2,09
	GC	0*	-1056,5	-296,17

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Tam seramik materyallerin uzun dönem başarısını görebilmek adına, klinik uygulamalar öncesinde, uzun dönemli stabiliteleri bakımından, çeşitli şartlarda in vitro olarak araştırılmaları gerekmektedir. Bunu amaç edinerek yaptığımız araştırmada, 3 farklı CAD/CAM tam seramik sistemine ait anterior kuronların uzun dönemdeki kırılma dayanıklılıkları test edildi.

Çalışmamızın sonuçlarına baktığımızda, en yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri yaşlandırma işlemi uygulanmayan IPS e.max CAD ($2094,3 \pm 399,31$ N) kuronlarda gözlemlendi. En düşük ortalama kırılma dayanıklılık değeri ise yaşlandırma işlemi uygulanan 1 mm kalınlığındaki GC Initial zirkonya ($1216,99 \pm 302,96$ N) kuronlarda görülmüştür. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan gruplar arasında; aynı kalınlıktaki IPS e.max CAD, Celtra Duo ve GC Initial zirkonya grupları arasında kırılma dayanıklılığı ortalama değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken 1 mm kalınlığındaki GC Initial zirkonya kuronlar anlamlı olarak düşük kırılma dayanıklılığı göstermiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler arasında; GC Initial zirkonya grubunun IPS e.max CAD ve 1 mm GC Initial zirkonya grubundan ve Celtra Duo grubunun 1 mm GC Initial zirkonya grubundan anlamlı ölçüde dahayüksek kırılma dayanımı gösterdiği bulundu. Bu nedenle, 1. hipotezimiz olan, termomekanik yaşlandırma öncesi ve sonrası kırılma dayanıklılık değerleri açısından monolitik CAD/CAM kuron restorasyon materyalleri arasında farklılık bulunmayacağı şeklindeki hipotez kısmen red edilmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre, çığneme simülatörü ile termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan tüm örneklerde ortalama kırılma dayanıklılığı değerlerinde, yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklere kıyasla kırılma dayanıklılığı ortalama değerlerinde düşüş görülmekle birlikte bu düşüş sadece IPS e.max CAD kuronlar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sebeple, 2. hipotezimiz olan termomekanik yaşlandırma sonrası monolitik kuronrestorasyonların kırılma dayanımında azalma görüleceği, görüşü kısmen red edilmiştir. Celtra Duo ve GC Initial zirkonya kuronların yorulmaya karşı gösterdikleri direnç IPS e.max CAD kuronlara göre daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın, Celtra Duo ve GC Initial'ın içeriğindeki zirkonya sayesinde transformasyon tokluğu mekanizması sonucu, materyal içerisinde meydana gelen mikro çatlakların ilerlemesinin önüne geçilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yaşlandırma öncesi ve sonrasında; 1,5 mm kalınlığındaki GC Initial zirkonya kuronların kırılma dayanıklılık değerlerinin, 1 mm kalınlığındaki kuronlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle, 3. hipotezimiz olan zirkonya materyalinin kalınlığı azaldıkça kırılma dayanımı değerinin düşeceği görüşü kabul edilmiştir.

Tam seramik materyallerde yorulmanın, kırılma dayanıklılık değerlerine etkisini araştırdığımız çalışmada, sonuçları etkileyebilecek bazı etkenler bulunmaktadır. Bunlar arasında; seramik materyal, kullanılan destek, preparasyon biçimi, siman tipi, kuron kalınlıkları, termosiklus ve yükleme miktarı yer almaktadır (Odman ve Andersson, 2001). Çok sayıda in vitro çalışmada, dental seramiklerin kırılma yükleri; doğal dişler, metal, pirinç, akrilik rezin ve epoksi rezinler kullanılarak değerlendirilmiştir (Yucel ve ark., 2012). Sağsöz ve arkadaşları, (2016) farklı dayanak materyallerinin monolitik CAD/CAM kuronların kırılma dayanımlarına etkisini araştırmış; doğal diş, epoksi rezin ve metal dayanakların kullanıldığı çalışmada en yüksek kırılma dayanımının metal dayanaklar üzerindeki kuronlarda görüldüğü, epoksi rezin ve doğal dişin birbirine benzer sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Potiket ve arkadaşları (2004), çalışmalarında çekilmiş santral dişler kullanmış ancak; dişlerin boyut, anatomi, yaş, çekilme zamanı, saklanma koşulları ve süreleri farklılık gösterdiği için standardizasyon sağlamanın zor olacağını öne sürmüşler; bunun sonucunda metal ve epoksi rezin dayanakların kullanımını önermişlerdir. Yücel ve arkadaşları (2012), kırma testi için daha gerçekçi değerler elde etmek amacıyla metal yerine elastik modülü dentine benzer olan epoksi dayanakların kullanılmasını önermektedir. Zahran ve arkadaşları (2008), epoksi rezin dayaların fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilip rezin simanlara bağlanabildiğini belirtmiştir. Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması, kırılma dayanımı testinde doğal dişe benzer davranış göstermesi ve asitlenebilirliği göz önünde bulundurularak dayanak materyali olarak epoksi rezin kullanıldı.

Restorasyonların başarısında etkili olan faktörlerden biri de restorasyonların iç ve marjinal uyumudur. Diş preparasyonunda uygulanan basamak tipi restorasyonun marjinal uyumunda etkin rol oynamaktadır (Reich ve ark., 2005). Chamfer ve shoulder şeklindeki basamak tiplerinin kenar uyumuna etkisinin incelendiği bir çalışmada chamfer basamak tipinin daha iyi bir kenar uyumu meydana getirdiği bildirilmiştir (Shearer ve ark., 1996). Yapılan çalışmalar ve üretici firmaların önerileri göz önünde bulundurularak, preparasyon işleminde chamfer bitim sınırı tercih edildi. Çalışmamızda kullandığımız örnekler ağız ortamını daha iyi bir şekilde simüle edebilmek amacıyla geometrik olarak değil anatomik formda hazırlandı.

Günümüzde estetik dental restorasyonların simantasyonu için, geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliğini kompanse etmek amacıyla rezin simanlar tercih edilmektedir (Blatz ve ark., 2010). Stres altında deforme olma eğilimleri ve yüksek elastik modülleri sayesinde rezin simanlar, dental restorasyonların kırılma direncinin artmasını sağlamıştır ve bu şekilde seramik restorasyonların başarısını arttıracakları düşünülmektedir. Resin simanların simantasyon uygulamasında tercih edilme nedenlerinden biri de mine ve dentin dokularına destek sağlamalarıdır. Çok sayıda çalışmada, adeziv materyaller ile rezin siman kullanımıyla preparasyon ile zayıflamış dişin önemli ölçüde güçlendirildiği belirtilmektedir (Boushell ve

Ritter, 2009; Blatz ve ark., 2010). Çalışmamızda da yakın zamanda piyasaya sunulan ve içeriğindeki monomerler sayesinde bütün yüzeylerle bağlantıya olanak sağlayan GCEM-ONE (GC, GC Europe N. V., Belçika) self adeziv rezin simanının kullanımı tercih edildi.

Dental restorasyonlar ağız ortamında; ısı değişimi, nem ve döngüsel yükleme gibi birçok etkene maruz kalmaktadır ve başarılı bir şekilde uygulanmaları için benzer koşulların sağlandığı laboratuvar çalışmalarıyla değerlendirilmelidirler. Günümüzde ağız içi koşulları taklit edebilmek adına çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Çiğneme simülatöründe 240,000 döngünün restorasyonların bir yıllık kullanımlarını yansıtmak için yeterli olduğu bildirilmiştir. In-vitro test şartlarının klinik ortama olabildiğince yakın olması tercih edilmektedir. Palmer ve arkadaşları (1992), ağız içinde tolere edilebilen en yüksek ve en düşük ısıları değerlendirmiş ve çalışmada kullanılan solüsyonların 5-55^{0C} arasında olması gerektiği belirtmiştir. Çiğneme esnasında uygulan kuvvetler 11- 150 N arasında değişkenlik göstermektedir. Bu değerlerin anterior bölgede 200 N'a; posterior bölgede ise 300 N'a kadar çıkabildiği gözlenmiştir. Parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu durumlarda ise çiğneme kuvvetlerinin 1000 N'a kadar yükselebildiği bildirilmiştir. Waltimo ve Könönen, dental atrizyona sahip erkek hastalarda insizal bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetinin ortalama 569 N olduğunu gözlemlemiştir. Bu nedenle yapılacak monolitik restorasyonların bu kuvvetlere dayanıklı olması gerekmektedir (Yılmaz ve ark., 2007). Nikaido ve arkadaşları (2002), çalışmalarında çiğneme esnasında uygulanan ortalama sabit kuvvetin 50 N olduğunu belirtmişlerdir. Literatürdeki çiğneme simülatörü uygulaması yapılan çalışmalarda da 50 N yük uygulaması çoğunlukla tercih edilmiştir (Rosentritt ve ark., 2006; Preis ve ark., 2018). Mevcut çalışmalara dayanarak çalışmamızda 50 N'luk sabit yük uygulaması tercih edilmiştir ve yaşlandırma işlemi için dual akslı çiğneme simülatörü ile simültane olarak termal siklus uygulanmıştır. Kullanılan çiğneme simülatörünün mekanik yükleme ile ilgili parametreleri literatür verileriyle uyumludur. Termal siklus kullanılması ile simülasyonun ağız ortamını daha iyi taklit etmesine olanak sağlayarak ağız ortamının en iyi şekilde yansıtılması amaçlanmıştır.

In vivo çalışmalar materyallerin uzun dönem klinik performanslarını değerlendirmek adına değerli çalışmalardır. Fakat bu değerlendirmelerde hastalar arasındaki farklı çiğneme kuvvetleri, değişken beslenme koşulları ve çevresel şartların farklılığı gibi standart sağlanamayan çok sayıda faktör ve uzun süreler, yüksek maliyetler gibi kısıtlayıcı etkenler mevcuttur. In vitro çalışmalar ise standardize edilmiş koşullarda, uygulanan parametrelerin ayrı ayrı değerlendirilmesine, uyumluların ve materyalin yorgunluk sürelerinin karşılıklı olarak değerlendirilmesine izin vermektedir (Yener, 2015).

Transludent zirkonya, dental uygulamalarda yakın zamanda kullanılmaya başlanan bir materyaldir. Cam seramiklerin dayanıklılığındaki dezavantajları gidermek adına zirkonyaların

translusensi seviyeleri artırılarak hem cam seramiklere benzer estetik özellik hem de daha dayanıklı materyaller geliştirilmeye çalışılmaktadır. Baldissara ve ark. (2018) lityum disilikat (L-DIS) cam-seramik ile yeni kübik ultra translüsent (UT) ve süper translüsent (ST) zirkonyum kuronların optik özelliklerini kalınlık farklılıklarıyla beraber değerlendirdikleri çalışmalarında, translusensi seviyelerini $UT1.0 > ST1.0 > UT1.5 \text{ mm} > L-DIS1.5 \text{ mm}$ bulmuşlardır. Ancak; ST 1.0 mm ve UT 1.5 mm arasındaki farkların anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Hem ST 1.0 mm hem de UT 1.0 mm kuronlar, test edilen maksimum kalınlıkta (UT 1.5 mm) bile L-DIS'den önemli ölçüde daha yüksek translusensi göstermiştir. Zirkonyanın translusensi değerinin, sertleştirme etkisinden sorumlu olan tetragonal fazın ortadan kaldırılmasıyla iyileştirildiğini bu nedenle, kübik zirkonyanın mekanik direncini araştırmak için daha fazla çalışmanın gerekli olduğu bildirilmiştir.

Shen ve arkadaşları (2020), yaptıkları araştırmada düşük ısı bozulmasının ultra translüsent 5Y-TZP seramiklerinin translüsentlik ve mekanik özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. 5Y-TZP ve iki farklı 3Y-TZP numunesi dahil olmak üzere üç ticari zirkonya malzemesi incelenmiştir. Üç nokta eğme testi uygulanmıştır. Hidrotermal yaşlanmanın kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir; ancak 5Y-TZP'nin eğilme dayanımı 3Y-TZP'den önemli ölçüde daha düşük bulmuşlardır.

Leone ve arkadaşları (2016), translüsent monolitik zirkonyanın in vitro yaşlandırma ve mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmada CAD/CAM teknolojisiyle üretilen standart (ST), high translüsent (HT) ve ultra high translüsent (UHT) zirkonyaları glazür işlemi uygulanan ve uygulanmayan örneklerle otoklavda yapay yaşlandırma yaptıktan sonra mekanik özelliklerini biaksiyal bükülme testi ile değerlendirilmiştir. XRD analizlerinde kübik kuronlarda hiçbir yaşlanma gözlenmezken, tetragonal olan malzemelerde ise tipik yaşlanma davranışını gösterdiği gözlenmiştir. Kübik kuronların mekanik özellikleri tetragonal olanlardan daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda da, termomekanik yaşlandırmanın UHT zirkonya örneklerin kırılma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığı gözlenmiştir.

Abdulmajeed ve arkadaşları (2020), yitriya konsantrasyonunun ve malzeme kalınlığının çiğneme simülatörü ile yaşlandırılan ve yaşlandırılmayan zirkonyanın biaksiyal kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada % 3 mol yitriya-kısmen stabilize edilmiş zirkonya 3Y-PSZ (Katana HT, Kuraray Noritake), %4 mol yitriya-kısmen stabilize zirkonya 4Y-PSZ (Katana STML), % 5 mol yitriya-kısmen stabilize edilmiş zirkonya 5Y-PSZ (Katana UTML) disk şeklindeki numuneler hazırlanarak yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan numunelere biaksiyal kırılma dayanımı testi yapılmıştır. Yttria mol konsantrasyonunun düşürülmesinin ve malzeme kalınlığının artırılmasının, zirkonyanın kırılma yükünü önemli ölçüde artırdığı gözlemlenmiştir. 0.7 mm kalınlıkta, çiğneme simülatörü

uygulanan disklerden yalnızca 3Y - PSZ'nin uygulanan kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılık gösterdiği ve 4Y - PSZ veya 5Y- PSZ için ise minimum 1.2 mm malzeme kalınlığı gerektiği bildirilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız 1 ve 1.5 mm kalınlığındaki 5Y-PSZ örneklerde ise çiğneme simülatörü uygulamasından sonra çatlak veya kırık oluşumu gözlenmemiş ve kırma testi sonucunda iki grubun da ağız içinde meydana gelebilecek maksimum çiğneme kuvvetlerine karşı (anterior ve posterior) yeterli dayanıklılığı gösterdiği görülmüştür. Bu farkın, kullanılan materyallerin farklı üreticilere ait olması ve çalışmamızda kullandığımız kuronların self-adeziv rezin siman kullanılarak dayanaklara simante edilmesinden kaynaklandığı düşünülebilir.

Preis ve arkadaşları (2018), farklı yitrium içeriğine sahip iki farklı translusent zirkonya (Pritidentia) ile lityum disilikat (IPS e.max CAD) materyalinden üretilen diş destekli, implant destekli vidalı ve implant destekli simante anterior kuronların çiğneme simülatörü ile yaşlandırılmasından sonra kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Yaşlandırma ve kırma işlemleri için örnekler 45° açı ile konumlandırılmıştır. Tetragonal ve kübik faza sahip monolitik zirkonya kuronların sadece kübik fazdan oluşan kuronlara göre daha dayanıklı olduğu ve lityum disilikat kuronların en düşük dayanıklılığa sahip olduğu gözlenmiştir. Ancak bu farkın sadece implant üstü vidalı kuronlarda istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Benzer bir düzenek ile hazırlanan çalışmamızda da yaşlandırma işleminden önce translusent zirkonya ile lityum disilikat kuronlar arasında anlamlı bir farkın olmadığı, ancak termomekanik yaşlandırmadan sonra translusent zirkonyanın kırılma dayanımının lityum disilikat kuronlara göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlemlendi. Bu farkın, kullanılan zirkonya blokların içeriği ve kullanılan farklı dayanak materyallerinden (implant, doğal diş ve epoksi rezin) kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Johansson ve arkadaşları (2014), monolitik translusent zirkonya ve lityum disilikat kuronların kırılma dayanıklılıklarını porselen ile veneerlenmiş zirkonya kuronlarla karşılaştırmışlar. Rezin dayanaklara dual-cure rezin simanla simante edilen kuronlar termomekanik yükleme ile yaşlandırılmış, ardından kırma testine tabi tutulmuştur. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuş, en yüksek dayanıklılık monolitik translusent zirkonya kuronlarda, en düşük dayanıklılık ise lityum disilikat kuronlarda bulunmuştur. Pereira ve arkadaşları (2019) da yorulma testi sonucunda translusent zirkonyanın ve lityum disilikata göre daha iyi mekanik özellikler sergilediğini ifade etmiştir. Benzer olarak bizim çalışmamızda da termomekanik yaşlandırmadan sonra monolitik translusent zirkonya kuronların kırılma dayanıklılığı lityum disilikat kuronlardan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Longhini ve arkadaşları (2019), yitrium içerikleri farklı iki farklı translusent zirkonya (Prettau, Zirkozahn GmbH ve Prettau Anterior, Zirkozahn GmbH) ile lityum disilikatın (IPS e.max

CAD) mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada lityum disilikat örneklerin daha düşük bükme dayanımı göstermesine rağmen epoksi rezine rezin simanla simante edildikten sonra kırılma dayanımı değerlerinin zirkonya örneklerle eşit (0.5 mm kalınlıkta) hatta daha yüksek (1.5 mm kalınlıkta) olduğu gözlenmiştir. Bu durum adeziv simantasyonun lityum disilikat seramiklerin yapısını güçlendirdiği gerçeğini ortaya koymaktadır. Çalışmamızda da termomekanik yaşlandırma öncesinde lityum disilikat kuronların ortalama kırılma dayanımı değerleri translüsent zirkonya kuronlara göre daha yüksek bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Kwon ve arkadaşları (2018), translüsent zirkonya ve lityum disilikatın mekanik özelliklerini 3 mol yitrium içeren zirkonya ile karşılaştırdıkları çalışmada translüsent ve tetragonal zirkonyanın lityum disilikata göre daha iyi mekanik özellikler sergilediği görülmüştür.

Aboushelib ve Elsafi (2016), rezin infiltre seramikler ve güçlendirilmiş cam seramik bloklarında döngüsel yorgunluğun etkilerini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda yaşlandırmanın kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde azalttığı belirtilmiştir. Dayanıklılık değerlerinde en çok azalma %34'lük oran ile zirkonya altyapılı veneerlenmiş kuronlarda gözlenirken, IPS Empress %32,2, IPS e.max %27 oranında dayanıklılık azalması göstermiştir. Yang ve arkadaşları (2014) da farklı CAD/CAM blokların termal ve mekanik yükleme ile yaşlandırdığı çalışmada yaşlandırma işlemi sonrasında IPS e.max kuronların kırılma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlemiştir. Çalışmamızda, IPS e.max kuronların yaşlandırma sonrası kırılma dayanımı %33 oranında azalmış olup bu düşüş literatürdeki çalışmalar ile benzerlik göstermektedir.

Lityum disilikata alternatif olarak sunulan bir materyal de zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir (ZLS). ZLS seramiklerde; içeriğindeki atomik olarak çözünmüş formda %10 oranındaki zirkonya ve yüksek cam içeriği sayesinde cam seramiklerin optik özellikleri ile zirkonyanın mekanik özelliklerini birleştirmeyi amaçlanmıştır. Kashkari ve arkadaşları (2019) 3Y-TZP monolitik zirkonya (Prettau Zirconia, Zirkozahn), LDS (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) ve ZLS (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik) materyallerinden üretilen 1,5 mm okluzal kalınlığa sahip molar kuronların yorulmalarının ardından kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmış; en yüksek kırılma değeri zirkonya kuronlarda, en düşük kırılma değeri ZLS kuronlarda gözlenmiş ve gruplar arasındaki farklılıkların anlamlı olduğu görülmüştür. Çalışmamızda ise yaşlandırma işlemi uygulanmış aynı materyal kalınlığına sahip translüsent zirkonya ile ZLS kuronlar arasında ve ZLS ve LDS kuronlar arasında anlamlı bir farkın olmadığı gözlenmiştir. Bu farklılığın nedeni, çalışmamızda kullanılan zirkonyanın yitrium içeriğinin daha fazla olması (% 5,5 mol) ve kullanılan ZLS materyalinin (Celtra Duo) içeriğindeki zirkonyum oranlarının farklı olması olarak düşünülebilir.

Rosentritt ve arkadaşları (2017), implant ve diş destekli farklı CAD/CAM materyallerinden üretilen molar kuronların yaşlandırıldıktan sonra kırılma dayanımı değerlerini değerlendirdikleri çalışmada IPS e.max CAD kuronların kırılma dayanıklılığı Celtra Duo kuronlardan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda ise yaşlandırma öncesi ve sonrasında e.max CAD ve Celtra Duo kuronlar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu farkın ise çalışmalarda kullanılan kullanılan dayanak materyali ve uygulanan termomekanik yaşlandırmanın sürelerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülebilir.

Schwindling ve arkadaşları (2017), yaptıkları in vitro çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kuronların mekanik özelliklerini lityum disilikat ve feldspatik kuronlarla karşılaştırmıştır. CAD/CAM sistemiyle üretilen kuronlar self adeziv simanla metal die'lara simante edilen örneklerin yarısı yaşlandırma uygulanmadan kırma testine sokulmuş, diğer yarısı çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırıldıktan sonra kırılmıştır. Yaşlandırma öncesi yapılan kırma dayanımı testinde en yüksek değer Celtra Duo 'nun olmuş, E.max CAD'ı takip etmiş ve en düşük değeri Vita mark II göstermiştir ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ayrıca, yaşlandırmadan sonra Celtra Duo dışındaki bütün materyallerin dayanıklılığında anlamlı bir azalma gözlenmiştir. Çalışmamızda da yaşlandırma öncesinde aynı kalınlıktaki gruplar arasında anlamlı farklar gözlenmezken, yaşlandırma sonrasında e.max kuronların kırılma dayanımında benzer olarak anlamlı bir düşüş gözlenmiştir.

Kim ve ark., termomekanik yaşlandırmanın farklı CAD/CAM materyallerinin bükülme dayanımı ve yüzey özelliklerine etkilerini değerlendirmiştir. 2 mm kalınlığına hazırlanan bar örneklerin yarısı çiğneme simülatöründe 1.200.000 siklus uygulanarak yaşlandırılmış, diğer yarısı çalışmamızdaki gibi kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Yaşlandırma öncesinde ve sonrasında örneklerin bükülme dayanımı değerleri anlamlı olarak değişikliğe uğramamış ve lityum disilikat örneklerin bükülme dayanımı değerleri zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerden anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan LDS ve ZLS örneklerin kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Başka çalışmalarda da ZLS, LDS seramiklerle karşılaştırılabilir hatta daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiş olup çalışmamızla korelasyon göstermektedir (Preis ve ark., 2015; Furtado el Mendonca ve ark., 2018; Rosentritt ve ark., 2017; Lawson ve ark., 2016; Preis ve ark., 2017; Elsaka ve ark., 2016).

Güngör ve Nemli (2017), termomekanik yaşlandırma uygulanan monolitik kuronların ve veneerlenmiş kuronların kırılma dayanıklılıklarını incelediği in vitro çalışmada translusent zirkonyanın kırılma değeri lityum disilikattan ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikattan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda da yaşlandırma işlemi uygulanmış LDS kuronların kırılma dayanımı translusent zirkonya kuronlardan anlamlı olarak daha düşük

bulunmuştur. Bu çalışmada, çalışmamızdaki değerlere göre daha yüksek kırılma dayanımı değerleri gözlenmiştir. Materyal kalınlığının 2 mm olarak belirlenmesi ve translusent zirkonya (Incoris TZI) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatın (Vita Suprinity) farklı üreticilere ait olması; çalışmamız ile olan farklılığın sebebi olarak düşünülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarının tersine, gözle görülür katastrofik başarısızlıklar oluşmadan da çiğneme simülasyonu esnasında örneklerde bozulma ve yaşlanma meydana gelebilmektedir. Böyle durumlarda, statik kırılma testi sayesinde zayıf noktalar tespit edilebilmektedir.

Nishioka ve arkadaşları (2018), farklı restoratif materyallere döngüsel yükleme yaptıkları çalışmalarında (Zirconia YZ-HT, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD) yüksek translusent tetragonal zirkonya en yüksek yorulma dayanımı değeri göstermiş ve onu sırasıyla azalan şekilde LS2, ZLS, PICN ve feldspatik seramik takip etmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak elde edilen sonuçların, kullanılan ZLS bloğun çalışmamızda kullandığımız Celtra Duo bloğa göre daha az oranda zirkonyum içermesi ve translusent tetragonal zirkonya blokların farklı yitrium içeriğine sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Translusent zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, dental uygulamalarda yeni materyallerdendir. Dolayısıyla, zirkonyum esaslı estetik restoratif materyaller ile özellikle anterior bölgede yapılmış araştırmalar oldukça azdır ve araştırmamızdaki bulgular ile literatür bulguları arasında bire bir karşılaştırma yapmak oldukça güçtür. Ancak, araştırmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda, çalışmaya dahil edilmiş bütün tam seramik restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının, maksimum fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin çok üzerinde olduğu bulunmuştur.

Çalışmamızda, başarısızlık tipleri her grupta kuronda oluşan kırıklar şeklinde gözlenmiş, dayanak kırığı benzeri durumlara rastlanmamıştır. Adeziv simantasyon sebebiyle kırılma sonucunda kuron parçalarının bir kısmının epoksi dayanak üzerinde parsiyel olarak bağlı kaldığı gözlenmiştir. Tam kuron kırıkları katastrofik başarısızlık tipi olarak sınıflandırılabilir. Klinik araştırmalarda, kuronun değiştirilmesi ile sonuçlanmayacak başka başarısızlık tipleri; seramikte chipping veya biyolojik komplikasyonlar (sekonder çürük, pulpa lezyonu) olarak da tarif edilmektedir (Gehrt ve ark., 2013; Reich & Schierz, 2013).

Çalışmamızda kırılma testleri, tüm kuronların tutarlı bir çatlak modeline sahip olduğunu ortaya koymuştur: chipping olmamasına karşın, monolitik kuronlarda epoksi dayanağın yüzeyine kadar katastrofik kırılma gözlenmiştir.

Piyasaya yeni sunulan CAD/CAM materyallerinin uzun dönemli mekanik, aşınma ve biyolojik etkileri gelecekteki in vitro ve in vivo araştırmalar ile doğrulanmalıdır. Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde elde edilen bulguların literatüre sağlayacağı katkı açısından önem taşıdığını düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerin kırılma dayanımı değerlerine göre aynı kalınlıktaki IPS e.max CAD, Celtra Duo ve GC Initial UHT zirkonya kuronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken, 1 mm kalınlığındaki GC Initial UHT zirkonya kuronların kırılma dayanıklılığı değerleri diğer 3 örnekten anlamlı olarak düşük bulunmuştur.
2. Yaşlandırma işlemi sonrasında ise GC Initial zirkonya kuronların IPS e.max CAD ve 1 mm GC Initial zirkonya kuronlardan ve Celtra Duo kuronların 1 mm GC Initial zirkonya kuronlardan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği gözlenmiştir. 1,5 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD ile 1 mm kalınlığındaki GC Initial UHT zirkonya kuronlarında kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmaması, translusent zirkonya materyalinin düşük kalınlıkta bile, IPS e.max CAD'e alternatif olarak kullanılabilceğini göstermektedir. Bunun yanında aynı kalınlıktaki Celtra Duo ve GC Initial zirkonya kuronların arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaması, GC Initial zirkonyanın Celtra Duo'ya alternatif olarak kullanılabilceğini ortaya koymuştur.
3. Yaşlandırma işleminin bütün gruplarda bir düşüşe yol açtığı tespit edilmiş ancak bu düşüşün sadece IPS e.max CAD kuronlarda istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir.
4. Dual akıslı çığneme simülatöründe dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırılma meydana gelmediği gözlemlendi. Çalışmamızda kullanılan bütün CAD/CAM monolitik kuron restorasyonlarının dayanıklılığının klinik olarak kabul edilebilir sınırların çok üzerinde olduğu ve 1 yıllık yaşlandırma işlemine karşı dayanıklı oldukları tespit edilmiştir. Dinamik yüklemenin, tam seramik materyallerin kırılma dayanıklılık değerlerinde bir azalma yaratacağı düşünülebilir. Ancak; çalışmamızda kullanılan tam seramik materyallerin, dinamik yükleme sonrasında elde edilen kırılma dayanıklılık değerleri, anterior bölgede tek kuron uygulamalarına izin vermektedir. Araştırmamızda kullanılan bütün tam seramik materyalleri, anterior bölgede tek kuron uygulamaları için başarılı bulunmuştur.
5. Araştırmamızda, klinik ortam mümkün olduğunca yansıtılmaya çalışıldı. Preperasyon ve simantasyon işlemleri laboratuvar ortamında ideal şartlarda yapıldı. Ancak; restorasyonların doğal dişlere uygulanması, ağız ortamındaki tükürük, periodontal cep sıvısı, kimyasal ve mikrobiyolojik etkenler göz önünde bulundurulduğunda, araştırmamızın gerçek şartları sağlaması açısından limitasyonlarını sergilemektedir. Bu sebeple, daha ileri aşamada, yeni geliştirilen tam seramik sistemlerin rutin klinik uygulamalarından önce, in vivo şartlarda, uzun dönemli olarak, kırılma dayanıklılıklarının araştırılmasının gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır.

8. KAYNAKLAR

- Abdulmajeed, A., Sulaiman, T., Abdulmajeed, A., Bencharit, S., & Närhi, T. (2020). Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *Journal of prosthodontics*, 29(9), 787–791. <https://doi.org/10.1111/jopr.13242>
- Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental materials*, 32(4), 529–534. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.12.001>
- Agustín-Panadero, R., León Martínez, R., Solá-Ruiz, M. F., Fons-Font, A., García Engra, G., & Fernández-Estevan, L. (2019). Are Metal-Free Monolithic Crowns the Present of Prosthesis? Study of Mechanical Behaviour. *Materials*, 12(22), 3663. <https://doi.org/10.3390/ma12223663>
- Akesson, J., Sundh, A., & Sjögren, G. (2009). Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *Journal of oral rehabilitation*, 36(7), 516–523. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01962.x>
- Al-Makramani, B. M. A., Razak, A. A. A., & Abu-Hassan, M. I. (2008). Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of prosthodontics*, 17(2), 120–124. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00270.x>
- Alghazzawi T. F. (2017). The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of prosthodontic research*, 61(3), 305–314. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2016.11.002>
- Anusavice, K.J., Shen, C. & Rawls, H. R. (2013). Phillips' Science of Dental Materials. 12. Edition ed.: Elsevier Saunders.
- Apetz, R. & van Bruggen, M.M.B. (2003). Transparent Alumina: A Light- Scattering Model. *Journal of American Ceramic Society*, 86, 480-486.

- Atala, M.H. & Gul, E.B. (2015). How to strengthen dental ceramics. *International journal of dental sciences and research*, 3, 24-27. <https://doi.org/10.12691/ijdsr-3-2-1>
- Attia, A., Abdelaziz, K. M., Freitag, S., & Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2), 117–123. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.11.014>
- Baldissara, P., Wandscher, V. F., Marchionatti, A. M. E., Parisi, C., Monaco, C., & Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 269–275. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.007>
- Bankoğlu Güngör, M., & Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 473–480. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.05.003>
- Baran, G., Boberick, K., & McCool, J. (2001). Fatigue of restorative materials. *Critical reviews in oral biology and medicine*, 12(4), 350–360. <https://doi.org/10.1177/10454411010120040501>
- Beschmidt, S. M., & Strub, J. R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*, 26(7), 582–593. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00449.x>
- Blatz, M. B., Phark, J. H., Ozer, F., Mante, F. K., Saleh, N., Bergler, M., & Sadan, A. (2010). In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical oral investigations*, 14(2), 187–192. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0278-0>
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental materials*, 22(1), 29–36. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.007>

- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *European journal of oral sciences*, 112(2), 197–204. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x>
- Boushell, L. W., & Ritter, A. V. (2009). Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 21(2), 77–87. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2009.00236.x>
- Bömicke, W., Rammelsberg, P., Stober, T., & Schmitter, M. (2017). Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 29(1), 22–30. <https://doi.org/10.1111/jerd.12270>
- Bravo-Leon, A., Morikawa, Y., & Kawahara, M. (2002). Fracture toughness of nanocrystalline tetragonal zirconia with low yttria content. *Acta materialia*, 50, 4555-4562. [https://doi.org/10.1016/S1359-6454\(02\)00283-5](https://doi.org/10.1016/S1359-6454(02)00283-5)
- Bulut, A., & Atsü, S.S. (2016). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çığneme simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 180–6.
- Burke, F. J., & Watts, D. C. (1998). Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence*, 29(1), 21–27.
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental materials*, 34(6), 879–890. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.006>
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of dentistry*, 60, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>

Celtra® Duo. Zirconia - Reinforced Lithium Silicate (ZLS). Developed to make a difference. Brochure for the dental laboratory. DeguDent GmbH, Hanau, Germany: Dentsply Sirona Inc.; 2017.

Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the american ceramic society*, 82(8), 2150-4. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02055.x>

Curtis, A. R., Wright, A. J., & Fleming, G. J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 34(3), 195–206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.06.006>

De Souza, G. M., Zykus, A., Ghahnavyeh, R. R., Lawrence, S. K., & Bahr, D. F. (2017). Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 65, 256–263. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.08.023>

DeLong, R., & Douglas, W. H. (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *Journal of dental research*, 62(1), 32–36. <https://doi.org/10.1177/00220345830620010801>

DeLong R. (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental materials*, 22(8), 702–711. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.003>

Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>

Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908–914. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>

Faruqi, S., Ganji, K. K., Bandela, V., Nagarajappa, A. K., Mohamed, R. N., Ahmed, M. A., Farhan, M., Alwakid, W. N., Al-Hammad, K. A. S., & Alam, M. K. (2022). Digital assessment of marginal accuracy in ceramic crowns fabricated with different marginal

finish line configurations. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 34(5), 789–795.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12822>

Flinn, B. D., deGroot, D. A., Mancl, L. A., & Raigrodski, A. J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 108(4), 223–230.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60166-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60166-8)

Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Singh, A., & Mancl, L. A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1377–1384. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.015>

Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van 'T Hof, M. A., Witter, D. J., Kalk, W., & Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of dental research*, 79(7), 1519–1524.
<https://doi.org/10.1177/00220345000790071501>

Furtado de Mendonca, A., Shahmoradi, M., Gouvêa, C. V. D., De Souza, G. M., & Ellakwa, A. (2019). Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *Journal of prosthodontics*, 28(2), e587–e594.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12964>

Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89–99. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00037-2)

Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., & Edelhoff, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical oral investigations*, 17(1), 275–284. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0700-x>

Ghodsi, S., & Jafarian, Z. (2018). A Review on Translucent Zirconia. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 26(2), 62–74.
https://doi.org/10.1922/EJPRD_01759Ghodsi13

- Goodacre, C. J., Campagni, W. V., & Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(4), 363–376. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114685>
- Gökçe, H.S., & Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457–463.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *The International journal of prosthodontics*, 23(5), 434–442.
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics of North America*, 55(2), 333–ix. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005>
- Hallmann, L., Mehl, A., Ulmer, P., Reusser, E., Stadler, J., Zenobi, R., Stawarczyk, B., Özcan, M., & Hämmerle, C. H. (2012). The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of biomedical materials research*, 100(2), 447–456. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31969>
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4–9.
- Helvey G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry*, 35(1), 38–43.

- Hench, L.L., Day, D.E., Höland, W., & Rheinberger, V.M. (2010). Glass and medicine. *International Journal of Applied Glass Science*, 1(1), 104-117. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1294.2010.00001.x>
- Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5(6), 729–745. <https://doi.org/10.1586/17434440.5.6.729>
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 53(4), 297–303. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(2000\)53:4<297::aid-jbm3>3.0.co;2-g](https://doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<297::aid-jbm3>3.0.co;2-g)
- Höland, W., Apel, E., van't Hoen, C., & Rheinberger, V. (2006). Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass–ceramics. *Journal of non-crystalline solids*, 352(38-39), 4041-50. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2006.06.039>
- Iketani, Y., Kobayashi, M., Niizuma, Y., Sugai, R., & Manabe, A. (2021). Effect of various resin cements and immediate dentin sealing on tooth fracture resistance of zirconia inlay restorations. *American journal of dentistry*, 34(4), 179–185.
- Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*, 42(6), 684–690. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.03.007>
- 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 odontologica Scandinavica*, 72(2), 145–153. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.822098>
- Johnson, G. H., Lepe, X., Patterson, A., & Schäfer, O. (2018). Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(5), 826–832. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.012>

- Jones D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*, 29(4), 621–644.
- Kashkari, A., Yilmaz, B., Brantley, W. A., Schricker, S. R., & Johnston, W. M. (2019). Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 31(4), 346–352. <https://doi.org/10.1111/jerd.12462>
- Kayalı, F., & Kahramanoğlu, E. (2020). Comparison of Fracture Resistance Between Two Monolithic and One Veneered Zirconia Materials on Molar Crowns After Thermomechanical Fatigue. *Clinical and experimental health sciences*, 10(3), 320-326. <https://doi.org/10.33808/clinexphealthsci.783438>
- Kheradmandan, S., Koutayas, S. O., Bernhard, M., & Strub, J. R. (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*, 28(4), 361–369. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00742.x>
- Kim, S. H., Choi, Y. S., Kang, K. H., & Att, W. (2022). Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(1), 79–88. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.11.014>
- Komine, F., Tomic, M., Gerds, T., & Strub, J. R. (2004). Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(4), 359–364. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.07.018>
- Konstantinidis, I., Trikka, D., Gasparatos, S., & Mitsias, M. E. (2018). Clinical Outcomes of Monolithic Zirconia Crowns with CAD/CAM Technology. A 1-Year Follow-Up Prospective Clinical Study of 65 Patients. *International journal of environmental research and public health*, 15(11), 2523. <https://doi.org/10.3390/ijerph15112523>
- Korkmaz, C. (2014). Tam seramiklerin diş hekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 136-140. <https://doi.org/10.17567/dfd.14772>

- Krell, A., Hutzler, T., & Klimke, J. (2009). Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the european ceramic society*, 29(2), 207-21. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2008.03.025>
- Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(1), 132–137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
- Lawn, B. R., Deng, Y., & Thompson, V. P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(5), 495–510. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119581>
- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental materials*, 32(11), e275–e283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>
- Leone, R., Sorrentino, R., Camposilvan, E., Chevalier, J., Zarone, F., & Ferrari, M. (2016). In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dental Materials*, 32:98. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.205>
- Longhini, D., Rocha, C., de Oliveira, L. T., Olenscki, N. G., Bonfante, E. A., & Adabo, G. L. (2019). Mechanical Behavior of Ceramic Monolithic Systems With Different Thicknesses. *Operative dentistry*, 44(5), E244–E253. <https://doi.org/10.2341/18-083-L>
- Lughi, V., & Sergio, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 26(8), 807–820.
- Madhavan, S., & Anand, D. (2005). Methods of strengthening ceramics. *Journal of pharmaceutical sciences and research*, 7(10), 873-877.
- Mahmood, D. J., Linderoth, E. H., Wennerberg, A., & Vult Von Steyern, P. (2016). Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split-file, over-pressing, and manually built-up veneers.

- Maño EP, Algarra RM, Fawzy A, Leitune VCB, Collares FM, Feitosa V et al. (2020). In Vitro Bonding Performance of Modern Self-Adhesive Resin Cements and Conventional Resin-Modified Glass Ionomer Cements to Prosthetic Substrates. *Applied Sciences*, 10(22), 8157. <https://doi.org/10.3390/app10228157>
- McLaren, E. A., & Terry, D. A. (2002). CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of continuing education in dentistry*, 23(7), 637–654.
- McLaren, E.A., & Cao, P.T. (2009). Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside dentistry*, 5(9), 94-105.
- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119(6), 251–267.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K. H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C. F., Hickel, R., & Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental materials*, 18(3), 269–275. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00048-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00048-3)
- Nishioka, G., Prochnow, C., Firmino, A., Amaral, M., Bottino, M. A., Valandro, L. F., & Renata Marques de, M. (2018). Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Brazilian oral research*, 32, e53. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053>
- O'Brien W. J. (2000). Strengthening mechanisms of current dental porcelains. *Compendium of continuing education in dentistry*, 21(8), 625–632.
- Odman, P., & Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *The International journal of prosthodontics*, 14(6), 504–509.
- Palmer, D. S., Barco, M. T., & Billy, E. J. (1992). Temperature extremes produced orally by

- hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(3), 325–327.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90239-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90239-7)
- Park, J. H., Park, S., Lee, K., Yun, K. D., & Lim, H. P. (2014). Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(1), 20–29. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.002>
- Parker M. W. (1993). The significance of occlusion in restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, 37(3), 341–351.
- Pereira, G. K. R., Graunke, P., Maroli, A., Zucuni, C. P., Prochnow, C., Valandro, L. F., Caldas, R. A., & Bacchi, A. (2019). Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 91, 122–130. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.12.010>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(98)00010-6)
- Pieger, S., Salman, A., & Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(1), 22–30. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.005>
- Potiket, N., Chiche, G., & Finger, I. M. (2004). In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(5), 491–495. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.09.001>
- Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., & Rosentritt, M. (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental materials*, 31(11), 1363–1369. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.154>
- Preis, V., Hahnel, S., Behr, M., Bein, L., & Rosentritt, M. (2017). In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental materials*, 33(4), 427–433. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.003>

- Preis, V., Behr, M., & Rosentritt, M. (2018). In Vitro Fatigue and Fracture Testing of Implant-Supported Anterior Ceramic Crowns. *The International journal of prosthodontics*, 31(3), 264–266. <https://doi.org/10.11607/ijp.5656>
- Raigrodski, A. J., & Chiche, G. J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(5), 520–525. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.120111>
- Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., & Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*, 113(2), 174–179. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x>
- Reich, S., & Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical oral investigations*, 17(7), 1765–1772. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0868-0>
- Rekow, D., & Thompson, V. P. (2007). Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18(1), 47–56. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0661-1>
- Rizonaki, M., Jacquet, W., Bottenberg, P., Depla, L., Boone, M., & De Coster, P. J. (2022). Evaluation of marginal and internal fit of lithium disilicate CAD-CAM crowns with different finish lines by using a micro-CT technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 127(6), 890–898. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.11.027>
- Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K., & Charlton, D. G. (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of prosthodontics*, 18(2), 188–194. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x>
- Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., & Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*, 22(2), 176–182. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.024>

- Rosentritt, M., Hahnel, S., Engelhardt, F., Behr, M., & Preis, V. (2017). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*, 21(4), 1213–1219. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1898-9>
- Sagsoz, N.P., Yanikoglu, N., & Sagsoz, O. (2016). Effect of Die Materials on the Fracture Resistance of CAD/CAM Monolithic Crown Restorations. *Oral health dental management*, 15, 165-168.
- Sakaguchi, R.L., & Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials-E- Book*: Elsevier Health Sciences, 83-107.
- Samran, A., Al-Ammari, A., El Bahra, S., Halboub, E., Wille, S., & Kern, M. (2019). Bond strength durability of self-adhesive resin cements to zirconia ceramic: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(3), 477–484. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.03.026>
- Scientific Documentation IPS e.max® CAD. (2009). Ivoclar Vivadent.
- Seydler, B., Rues, S., Müller, D., & Schmitter, M. (2014). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical oral investigations*, 18(4), 1165–1171. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1062-8>
- Seydler, B., & Schmitter, M. (2015). Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 212–216. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.016>
- Shearer, B., Gough, M. B., & Setchell, D. J. (1996). Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*, 17(19), 1891–1895. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(95\)00302-9](https://doi.org/10.1016/0142-9612(95)00302-9)
- Shen, J., Xie, H., Wu, X., Yang, J., Liao, M., & Chen, C. (2020). Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. *Ceramics international*, 46(1):553-559. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.002>

- Shirakura, A., Lee, H., Geminiani, A., Ercoli, C., & Feng, C. (2009). The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(2), 119–127. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60006-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60006-8)
- Sieper, K., Wille, S., & Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 74, 342–348. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.025>
- Silva, N.R., Bonfante, E.A., Zavanelli, R.A., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., & Coelho, P.G. (2010). Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 89(10):1051-6. <https://doi.org/10.1177/0022034510375826>
- Silva, N. R., Thompson, V. P., Valverde, G. B., Coelho, P. G., Powers, J. M., Farah, J. W., & Esquivel-Upshaw, J. (2011). Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *Journal of the American Dental Association*, 142(2), 4–9. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0336>
- Sobrinho, L. C., Cattell, M. J., & Knowles, J. C. (1998). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 9(10), 555–559. <https://doi.org/10.1023/a:1008905308040>
- Stawarczyk, B., Ozcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A., & Hämmerlet, C. H. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*, 17(1), 269–274. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0692-6>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5), 369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>

- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494–499. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.09.010>
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., & Lassila, L. V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials*, 31(10), 1180–1187. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.016>
- Schwindling, F. S., Rues, S., & Schmitter, M. (2017). Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of prosthodontic research*, 61(3), 344–349. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2016.12.008>
- Tabatabaian F. (2019). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *Journal of prosthodontics*, 28(3), 276–287. <https://doi.org/10.1111/jopr.12906>
- Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P., & Caputi, S. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental materials journal*, 35(5), 748–755. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-041>
- Uludamar, A., Aygun, Ş., & Ozkan, Y.K. (2012). Zirconia full ceramic restorations. *Journal of dental faculty of atatürk University*, 5, 132-141. <https://doi.org/10.21306/jids.2016.1.18>
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European journal of esthetic dentistry*, 4(2), 130–151.
- Waltimo, A., & Könönen, M. (1994). Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *Scandinavian journal of dental research*, 102(6), 372–375. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1994.tb01486.x>
- Wassell, R. W., McCabe, J. F., & Walls, A. W. (1994). A two-body frictional wear test. *Journal of dental research*, 73(9), 1546–1553. <https://doi.org/10.1177/00220345940730091001>

- Xiao-ping, L., Jie-mo, T., Yun-long, Z., & Ling, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental materials*, 18(3), 216–220. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00026-4](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00026-4)
- Xiong, Y., Fu, Z., & Pouchly, V. (2014). Preparation of Transparent 3Y- TZP Nanoceramics with No Low-Temperature Degradation. *Journal of the american ceramic society*, 97, 1402-1406. <https://doi.org/10.1111/jace.12919>
- Yoshinari, M., & Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, 7(4), 329–338.
- Yang, R., Arola, D., Han, Z., & Zhang, X. (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 878–885. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.005>
- Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
- Yener, O. (2015). Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Yapay Yaşlandırmanın Y-TZP Zirkoya Seramiklerinin Faz Dönüşümüne ve Eğilme Dayanımına Etkisi. (Doktora Tezi), Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Konya.
- Yılmaz, H., Aydın, C., & Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 120–128. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60045-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60045-6)
- Yucel, M. T., Yondem, I., Aykent, F., & Eraslan, O. (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical oral investigations*, 16(4), 1105–1110. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0606-z>
- Zadeh, P., Lümekemann, N., Sener, B., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2018). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(6), 948–954. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.12.021>

- Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of prosthodontics*, 17(5), 370–377. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00305.x>
- Zhang, H., Li, Z., & Kim, B.N. (2012). Effect of Alumina Dopant on Transparency of Tetragonal Zirconia. *Journal of Nanomaterials*, 2012, 1-5. <https://doi.org/10.1155/2012/269064>
- Zhang, Y., Lee, J. J., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201–1208. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.004>
- Zhang Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195–1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental materials*, 32(12), e327–e337. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.025>
- Zhang, F., Vanmeensel, K., Batuk, M., Hadermann, J., Inokoshi, M., Van Meerbeek, B., Naert, I., & Vleugels, J. (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*, 16, 215–222. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.01.037>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research*, 97(2), 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>