

T.C.

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ENDODONTİK TEDAVİLİ DİŞLERE YAPILAN MONOLİTİK
ZİRKONYA RESTORASYONLARIN KIRILMA
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İbrahim Talha MEŞE

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Ender AKAN

ORTAK DANIŞMAN

Prof. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU

İZMİR, 2018

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 25/ 10 / 2018

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ender AKAN İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU Yeditepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Erdal Çelik YÖK Denetleme Kurulu Başkanlığı



Üye : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇOMLEKOĞLU Ege Üniversitesi



ONAY : Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet KOYU
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi'ne verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

o Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum.

(İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) (Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)

o Tezimin/Raporumun..... tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

25/10/2018

İbrahim Talha MEŞE

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Tez Danışmanım Doç. Dr. Ender AKAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve İzmir Kâtip elebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzuna göre yazıldığını beyan ederim.

25/10/2018

İbrahim Talha MEŞE

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, yardımını ve desteğini esirgemeyen danışmanım ve dekan yardımcımız Doç. Dr. Ender Akan ve ortak danışmanım Prof. Dr. Erhan Çömlekoğlu' na,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan benden yardımlarını esirgemeyen, anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini her daim hissettiğim değerli öğretim üyeleri, başta Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Bora Bağış olmak üzere, Dr. Öğr. Üyesi Özlem Çölgeçen, Dr. Öğr. Üyesi. Dilek Enhoş ve Doç. Dr. Süleyman Agüloğlu' na,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalıştığım, destekleri, yardımları ile yanımda olan ve harika dostlukları için Dt. Ahmet Keski, Dt. Yavuz Altıntop, Uzm. Dt. Melike Kan, Uzm. Dt. Gözde Sular, Uzm. Dt. Merve Altuntaş, Dt. Emre Veliolu, Dt. Fevzi Kavruk ve Dr. Adem Gök' e ve tüm anabilim dalı personeline,

Eğitim hayatım boyunca ve tez çalışmamın her aşamasında fedakarlıkla bana destek veren ve hep yanımda duran başta sevgili eşim Dr. Merve Meşe ve oğlum Ömer Meşe olmak üzere tüm aile fertlerime, en içten teşekkürlerimi sunarım.

İbrahim Talha MEŞE

ÖZET

ENDODONTİK TEDAVİLİ DİŞLERE YAPILAN MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Giriş-Amaç: Diş hekimliğinde zirkonyanın kullanılmasıyla, çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgede tam seramik sistemlerin kullanımı yaygın hale gelmiştir. Kırılgan yapıdaki endodontik tedavi dişlere yapılan kronal restorasyon direkt olarak bu dişlerin sağ kalım oranına ve başarısına etki etmektedir. Ancak kanal tedavi dişlerde kullanılacak monoblok veya tabakalı restorasyonun ve materyallerinin kanal tedavi dişlerin üzerinde nasıl bir etki yapacağı belirsizdir. Bu bilgilerin doğrultusunda tez çalışmamızda; endodontik tedavi dişler üzerine yapılan zirkonya alt yapılı seramik ve monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve yöntem: Çekilmiş dişler üzerine kron formunda hazırlanan örnekler 20 adet monolitik zirkonya ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyon olmak üzere 2 gruba ayrıldı (N=40). Daha sonra bu gruplardaki örnekler endodontik tedavi dişler ve canlı dişler olmak üzere 2 alt gruba daha ayrıldı (n:10). Dişler üzerine simante edilen kron formundaki örnekler kırılma dayanımı testi uygulandı. Çalışmamızda ana test yöntemi olan kırılma dayanımı testinin yanı sıra, bükülme dayanım testi ve bağlantı dayanım testleri de destekleyici mekanik testler olarak yapıldı. Bu testlerden bar şeklinde hazırlanan monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya örneklerin bükülme dayanımı üç nokta eğme testi ile monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya örneklerin dentin yüzeyine bağlantısı ise mikro makaslama bağlantı dayanımı testi ile değerlendirildi.

Bulgular: Kron formundaki örneklerde en yüksek kırılma dayanımı verileri vital monolitik zirkonya restorasyonlarda, en düşük kırılma dayanımı verileri ise endodontik tedavi tabakalı zirkonya restorasyonlarda görülmüştür. Bükülme dayanımı test sonuçlarında ise monolitik zirkonya örnekler, anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Bağlantı dayanımı testinde ise monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya örnekler arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Sonuçlar: Normal sağlıklı bireylerin çiğneme paternleri göz önüne alındığında endodontik tedavi ve vital dişler üzerine yapılan monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya restorasyonlar kabul edilebilir sonuçlar vermiştir.

ABSTRACT

EVALUATION OF FRACTURE RESISTANCE OF ENDODONTICALLY TREATED TEETH RESTORED WITH MONOLITHIC ZIRCONIA RESTORATIONS.

Introduction-Aim: Since using zirconia in dentistry, all ceramic systems have been increasingly used in posterior teeth which chewing forces are increased. The quality of the coronal restoration of endodontically treated teeth with fragile properties directly impacts on the survival success of these teeth. However, it is unclear that how monobloc or bilayered zirconia restoration effects on the mechanical behavior of endodontically treated teeth. For this purpose, this study aims to evaluate the fracture resistance zirconia based ceramic or monolithic zirconia restorations applied on endodontically treated teeth.

Material-method: Crown shaped specimens prepared on extracted teeth (N=40) divided into 2 groups as monolithic zirconia and zirconia based ceramic restorations. Subsequently these specimens divided into 2 subgroups, endodontically treated teeth and intact teeth (n=10/subgroup). Crown shaped samples were exposed to fracture resistance test. Besides the main test (fracture resistance test), micro shear bond and flexural strength tests also were applied as adjunct tests. Bar shaped monolithic and bilayered zirconia samples were exposed to 3-point bending test; dentin bond strength of monolithic and bilayered zirconia was tested with micro shear bond test.

Results: For the crown shaped vital monolithic zirconia restorations were shown the highest fracture resistance and endodontically treated teeth with bi-layered zirconia restorations were shown the lowest fracture resistance values. The flexural strength test showed monolithic zirconia specimens have higher results than bi-layered specimens ($p < 0.05$). In bond strength test there was no significant difference between the monolithic and bi-layered zirconia specimens ($p > 0.05$).

Conclusion: Considering the chewing patterns of normal healthy persons, the samples in all groups were found to have sufficient strength values to be used in the mouth.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	ii
ETİK BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER.....	xiii
RESİMLER.....	xiv
TABLolar	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Gelişimi	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.1.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	6
2.2.Zirkonya	11
2.2.1. Zirkonya Blokların Üretim Yöntemleri	16
2.2.2. Zirkonya altyapı ile porselen üstyapı bağlantı mekanizması	18
2.2.3 Monolitik Zirkonya.....	20
2.3. CAD/CAM Sistemleri.....	24
2.3.1. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tarayıcılar	28
2.3.2. CAD/CAM Sistemleri ile Zirkonya Restorasyonların Üretimi	31
2.4. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu	32

2.5. Endodontik Tedavili Dişlerin Genel Özellikleri ve Protetik Tedaviye Etkileri.....	33
2.6. Mekanik Testler	35
2.6.1.Kırılma Testleri.....	36
2.6.2 Bükülme Testleri	36
2.6.3. Makaslama testi	37
2.6.4 Çekme testi.....	37
3. GEREÇ-YÖNTEM.....	39
3.1. Etik Kurul Onayı	39
3.2. Deney Gruplarının oluşturulması	39
3.2.1. Kırılma dayanımı testi.....	43
3.2.1.1.Dişlerin hazırlanması	43
3.2.1.1.1. Dişlerin akrilik rezine gömülmesi.....	43
3.2.1.1.2. Diş kesimi	44
3.2.1.1.3. Kök Kanal tedavilerinin yapılması	44
3.2.1.1.4.Kron Restorasyonların hazırlanması	45
3.2.1.1.4.1. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması	46
3.2.1.1.4.2. Tabakalı Zirkonya Restorasyonların Hazırlanması.....	47
3.2.1.1.5. Simantasyon.....	49
3.2.1.2. Kırılma Dayanımı Testinin Yapılması	49
3.2.2. Bükülme Dayanımı Testi	50
3.2.2.1. Örneklerin Hazırlanması	51
3.2.2.2. Üç Nokta Eğme Dayanımı Testi Yapılması	53
3.2.3. Mikro Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi	54
3.2.3.1. Silindir Formundaki Örneklerin Hazırlanması	54
3.2.3.2. Silindir Formundaki Örneklerin Dentin Yüzeyine Simantasyonu.....	55
3.2.3.3.Mikro Makaslama Testinin Yapılması.....	56
3.3. İstatistiksel Analiz	57

4. BULGULAR	58
4.1. Kırılma dayanımı testi bulguları.....	58
4.2. Bükülme Dayanımı Test Bulguları.....	61
4.2. Mikro Makaslama Bağlantı Dayanımı Test Bulguları.....	61
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
KAYNAKLAR	77
EKLER	97
ÖZGEÇMİŞ	98



SİMGELER KISALTMALAR

°C	Santigrat
°K	Kelvin
10-MDP	10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat
$Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alümina silikat
Ca	Kalsiyum
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
Ce	Seryum
Ce_2O_3	Seryum (III) oksit
CeO_2	Seryum (IV) oksit
Ce-TZP	Seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristali
cm	Santimetre
dak	Dakika
F	Flor
Fe	Demir
Fe_2O_3	Demir oksit
g	Gram
GPa	Gigapaskal
H_2O	Su
HEMA	Hidroksi etil metakrialat

HfO ₂	Hafniyum oksit
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O. Al ₂ O ₃ . 6SiO ₂	Feldspat (Potasyum alümina silikat)
LTD	Düşük ısı bozunması (Low temprature degradation)
m	Metre
MgO	Magnezyum oksit
Mg-PSZ	Magnezyum kısmi stabilize zirkonya polikristali
mm	Milimetre
MnO ₂	Mangan oksit
MPa	Megapascal
N	Newton
Na	Sodyum
Na ₂ O	Sodyum oksit
NaOCl	Sodyum hipoklorit
O ₂	Oksijen
OH	Hidroksil
P ₂ O ₅	Fosfor pentoksit
PSZ	Kısmi Stabilize Zirkonya
SiO ₂	Silika
sn	saniye
t-m	Tetrogonal-monoklinik
TZP	Tetragonal zirkonya polikristali

Y_2O_3	İtriyum oksit
YSZ	İtriyum Stabilize Zirkonya
YTZP	İtriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO_2	Zirkonya, Zirkonyum oksit, Zirkonyum dioksit
$ZrSiO_4$	Zirkon, Zirkonyum silikat
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
μm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1: Monoklinik faz $1170^{\circ}\text{C} <$ Tetragonal faz $2370^{\circ}\text{C} <$ Kubik faz	12
Şekil 2: Dönüşüm Toklaşması (faz değişimi sertleşmesi-transformation toughening).....	15
Şekil 3: Y-TZP içerisinde ışığın geçişi (79)	22
Şekil 4: Üç nokta eğme testi, dört nokta eğme testi ve biaksiyel bükme testi	37
Şekil 5: Deney gruplarının oluşturulması	40
Şekil 6: Kırılma dayanımı grafiği.....	59
Şekil 7: Bükülme dayanımı verileri.....	61
Şekil 8: Bağlantı dayanımı grafiği.....	62

RESİMLER

Resim 1: Zirkonya	11
Resim 2: Dr. Werner H. Mörmann ve elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini CEREC	25
Resim 3: Diş Kesimi.....	44
Resim 4: Kök kanal tedavisi yapılan örneklerin radyografik görüntüsü	45
Resim 5: Dijital ölçü.....	46
Resim 6: Monolitik zirkonya restorasyonların tasarımı	46
Resim 7:Zirkonya alt yapıların tasarımı	47
Resim 8: Örneklerin sinterizasyonu	48
Resim 9: Kırılma dayanımı testi.....	50
Resim 10: Bar şeklindeki örneklerin hazırlanması	52
Resim 11: Üç nokta eğme testi.....	54
Resim 12: Silindir formundaki örneklerin tasarımı.....	55
Resim 13: Silindir formundaki örneklerin simantasyonu	55
Resim 14: Mikro makaslama bağlantı dayanımı testi	56
Resim 15: Kırık tipleri. A-B: Restorasyonla birlikte diş kırığı, C-D: Zirkonya kırığı, E-F: Porselen üst yapı kırığı, G: Kırık yok	60

TABLULAR

Tablo 1: Klinik CAD/CAM Sistemlerinin Karşılaştırılması	30
Tablo 2: Kron formunda hazırlanan örneklerin deney grupları	40
Tablo 3: Bükülme dayanımı ve bağlantı dayanımı test grupları	41
Tablo 4: Çalışmada kullanılan malzemelerin üretici tarafından belirtilen fiziksel özellikleri.	41
Tablo 5: Çalışmada kullanılan malzemelerin kimyasal özellikleri	42
Tablo 6: Porselen fırınlama programları.....	49
Tablo 7: Ortalama kırılma dayanımı (N)	58
Tablo 8: Ortalama Kırılma Dayanımı (MPa).....	59
Tablo 9: Kırık tipi dağılımı	60
Tablo 10: Bükülme dayanımı testi ortalama verileri.....	61
Tablo 11: Bağlantı dayanımı ortalama verileri	62

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biri kayıp dişlerin veya kayıp diş dokularının, doğal dişe benzer fiziksel özelliklerdeki malzemeler ile restore edilmesidir. Bu amaçla diş hekimliğinde kullanılmak üzere sürekli yeni materyaller ve yeni teknolojiler geliştirilmektedir (1). Bu materyallerin biyo-uyumluluğu, mekanik ve fiziksel özellikleri yapılacak olan restorasyonun uzun dönem klinik başarısını etkilemektedir (2).

Son yıllardaki artan teknolojik gelişmeler sonucu protetik diş hekimliğinde yeni materyaller ile birlikte yeni yapım teknikleri de diş hekimlerinin hizmetine sunulmuştur. Bu gelişmelere hastaların artan estetik beklentileri de eklenince tam seramik sistemlerinin kullanımı popüler hale gelmiştir. Günümüzde, tam seramikler ya güçlendirilmiş tek bir seramik tabakadan ya da iki tabakalı (kırılma estetik özellikteki tabakalama seramiğini destekleyen güçlü bir altyapı seramiği ile birlikte) olacak şekilde kullanılabilir (3). Tam seramik sistemlerin anterior bölgede kullanılması başarılı sonuçlar verse de mekanik özelliklerinden dolayı posterior bölgede kullanım endikasyonu kısıtlıdır (4, 5). Seramikler baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalarına karşın çekme gerilmelerine karşı dayanıksızdırlar (6). Araştırmacılar camın kontrollü kristalizasyonu, kristal ilavesi gibi çeşitli yöntemlerle seramik sistemlerin dayanıklılıklarını arttırsalar da bu sistemler ancak premolar dişlere kadar olan bölümde tek kronlarda ve 3 üyeli köprülerde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Çiğneme kuvvetinin fazla olduğu posterior bölgede gelen kuvvetlere karşı yüksek direnç gösteren zirkonya, kron ve köprü protezleri için kor materyali olarak geliştirilip, tam seramik restorasyonların endikasyon alanı genişletilmiştir (7). Zirkonya, yüksek kırılma direnci, dayanıklılığı, biyo-uyumluluğu ve estetik özellikleri gibi çeşitli avantajlarla diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Teknolojik gelişmelerin protetik diş hekimliğine en önemli kazanımlarından biri olan "bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim" (CAD/CAM) sistemlerinin kullanımıyla da zirkonyanın klinik olarak yaygın kullanımı başlamıştır (8). Zirkonya diş hekimliğinde, kron ve köprü restorasyonlarında final restorasyon ve/veya kor

materyali olarak, implant ve implant dayanakları, kron dışı tutucular, kesim ve cerrahi frezler ve ortodontik braketler gibi çeşitli malzemelerin üretiminde kullanılmaktadır (8).

Yoğun kristalin faz yapısından dolayı opak bir malzeme olan zirkonya yeterli estetik beklentileri sağlayamadığından optik özellikleri daha iyi olan bir üst yapı seramiği ile birlikte kullanılmaktadır (9). Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda görülen en yaygın komplikasyon ise üst yapı seramiğinin küçük parçalar halinde kırılması (chipping) veya üst yapı porseleninin tamamen alt yapıdan ayrılmasıdır (delaminasyon) (9-13). Bu problemin çözülebilmesi için ise restorasyonun ağızdan çıkarılıp tekrar yapılması gerekmektedir. Bu da ilave maliyete ve zamana neden olmaktadır. Ayrıca restorasyonların ağızdan çıkartılması sırasında dayanak dişler bazen zarar görebilmektedir (14). Bu dezavantajların yanı sıra zirkonya alt yapılı restorasyonların yapımı sırasında üst yapı porselenine yeterli yer sağlamak için daha fazla diş kesimi yapılması gerekmektedir. Bundan dolayı dayanak dişlere kanal tedavisi yapılması gerekebilir veya dayanak dişlerde hassasiyete neden olabilmektedir. Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için araştırmacılar üst yapı porseleni içermeyen monoblok materyaller geliştirmiş ve monolitik zirkonya gelişimi üzerine çalışmışlardır (15). Yüksek mekanik özelliklere sahip bu materyalin kullanımı protetik diş hekimliğinde popüler bir seçenek olmasına rağmen en önemli dezavantajı düşük ışık geçirgenliğinden dolayı yeterli estetik özellikleri karşılayamamasıdır (16, 17).

Derin çürükler, pulpal hastalıklar ve travma gibi nedenlerden dolayı dişlere kanal tedavisi uygulanması gerekebilmektedir. Kanal tedavili dişler su kaybetmelerinden ve destek dokuların azlığından dolayı vital dişlere göre daha kırılma eğilimine sahiptir (18-22). Kanal tedavili dişlerin dentin dokusunda meydana gelen su kaybı, kollajen çapraz bağlarında değişikliğe neden olup dişte yapısal değişikliklere yol açmaktadır (19). Kanal tedavili dişlerin çoğunda çürüğe ve eski restorasyonlara bağlı olarak aşırı madde kaybı bulunmaktadır. Ayrıca vitalitesini kaybeden kanal tedavili dişler propriosepsiyon mekanizmalarını da kaybettikleri için uyguladıkları kuvvet miktarını da doğru algılayamayabilirler (23).

Kök kanal tedavileri tamamlanan dişlerin estetik ve fonksiyonel özelliklerini geri kazanabilmesi için dişlerin kronal madde kayıplarının restore edilmesi gerekmektedir. Endodontik tedavili dişlere yapılacak olan restorasyonları kalan dentin dokusunun miktarı ve/veya yeri, kullanılacak restorasyon materyali gibi çeşitli faktörler etkilemektedir (24). Kanal tedavili dişlere yapılan kronal restorasyon direkt olarak kanal tedavili dişin sağ kalım oranına ve başarısına etki etmektedir. Ancak kanal tedavili dişlerde kullanılacak monoblok veya tabakalı restorasyonun ve materyallerinin kanal tedavili dişlerin üzerinde nasıl bir etki yapacağı belirsizdir.

Bu bilgilerin doğrultusunda tez çalışmamızın amacı; endodontik tedavili dişler üzerine yapılan zirkonya alt yapılı seramik ve monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Gelişimi

Seramik diş hekimliğine ilk olarak 1789 yılında, Parisli Eczacı Alexis Duchateau ve Diş Hekimi Nicholas Dubois de Chemant ürettiği ilk porselen yapay dişlerin hareketli protez dişleri olarak kullanılmasıyla girmiştir (25-27). 1873 yılında Beers'in seramik kron fikrini ortaya atmasıyla, seramik kron yapımına başlanmıştır (27). Sonrasında Land ilk defa platin folyo üzerine seramik kron ve inley yapmış 1887'de bu tekniğin patentini almıştır (28). Bu uygulamalarda porselen gözenekli yapıda ve kırılımandır. Gözeneksiz yapıyı yada vakumda porselenin pişirilmesini 1949'da Alman Gatz başarmış ve porözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir (27, 29). Bu kronların oldukça estetik fakat dayanıklı olmayışı ve kolay kırılabilmesi nedeniyle 1950 yılında porselen yapısına lösit eklenmesiyle, ısıl genleşme katsayısı artmıştır. Böylelikle metallerle olan bağlantısı güçlenmiş ve porselen daha dayanıklı hale gelmiştir (26, 30, 31). Porselenin metal ile bağlantısının güçlenmesi sonucu metal destekli porselen kronlar geliştirilmiştir (27). Metal destekli porselen kron ve köprü protezlerin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl genleşme katsayısı olarak uyumlu, yüksek genleşmeye sahip seramiklerin tanıtımı yapılmıştır (27, 32, 33). Fakat metalin maskelenmesi yeterli olmayınca estetik sorunlar meydana gelmiştir. Böylece metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir. Hassas döküm teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte metal destekli protez uygulamaları yaygınlaşmıştır (27, 32, 33). 1965 yılında McLean ve Hughes, seramiği %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirerek yüksek dirence sahip ilk porselenleri geliştirmişlerdir ve bu daha dayanıklı seramiği platin folyo üzerine uygulayarak günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (25). 1968 yılında MacCulloch dökülebilir cam seramiği tanıtmasıyla cam seramiklere ilgi artmıştır (29).

Adair ve Grossman 1985 yılında ilk dökülebilir seramik olan Dicor'u (Dentsply Int. York, PA) tanıtmışlardır (25). Ayrıca 1985 yılında Sadoun ise alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve %90'nın üzerinde alümina içeriği olan In-Ceram'ın (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tanıtımını yapmıştır (25). 1990 yılında ise ilk preslenebilir seramik olan IPS Empress 1 ardından 1998 yılında, %70 oranında lityum disilikat içeren IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi piyasaya sunulmuştur (25, 34).

Bundan sonraki gelişmeler tam seramik sistemlerinin dayanımı arttırmaya yönelik ve CAD/CAM sistemlerinde olmuştur. CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle bazı araştırmacılar ideal materyali oluşturmak adına farklı iki materyali birleştirerek bu iki materyalinde olumlu özelliklerini kullanmak adına hibrit malzemeleri (Rezin nano seramik bloklar: Lava Ultimate; Polimer infiltre edilmiş seramik ağı içeren bloklar: Vita Enamic; Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar: Vita Supranity, Celtra DUO; Kompozit rezin bloklar: Paradigm MZ 100) piyasaya tanıtmışlardır (35).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, camların nitritlerin, metal oksitlerin, silikatların da dahil olduğu inorganik ametallerin genel adıdır. Porselen ise kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir. Protez terimler sözlüğüne göre ise seramik bir yada daha fazla metalin oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimin adıdır (36).

Dental seramikler yapısal olarak feldspat ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$), kuartz (SiO_2), kaolin ($Al_2O_3 SiO_2 H_2O$) ve diğer metal oksitlerden oluşmaktadır (7). Feldspat dental seramiğin içerisinde en az %60 oranında bulunarak dental seramiğin ana yapısını oluşturur ve doğal bir translüsentlik sağlar. Ayrıca feldspat fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaoline matris oluşturmaktadır (37).

Kuartz, silika yapısında olup dental seramiğin içerisinde %10-30 oranında bulunarak seramiğin içerisinde doldurucu görevi yapar. Kuartz seramiğin pişirme sonrasında meydana gelebilecek büzülmeleri önler, seramiğin dayanıklılığını artırır ve stabilitesini korumasına yardımcı olur (7, 37).

Kaolin dental seramiğin içerisinde %1-5 oranında bulunur. Seramiğin içerisindeki diğer maddelerin bir arada durmasını sağlayan bağlayıcı görevindedir. Opak yapıdadır ve ısıya karşı oldukça dayanıklıdır. Opak yapısından dolayı dental seramiklerin içerisinde az miktarda kullanılır (37). Dental seramiğin içerisindeki metal oksitler ise doğal diş görünümünün sağlanabilmesi için renklendirici ajanlar olarak kullanılmaktadır (7).

2.1.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre ve içeriklerine göre farklı iki şekilde sınıflandırılabilmektedir (27, 38).

Tam seramik sistemlerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:

A. Dökülebilir Cam Seramikler

1. Dicor (Dentsply Int. York, Amerika)
2. Cerapearl (Kyocera, Amerika)

B. Platin folyo tekniği ile hazırlanan tam seramikler

1. - Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, NY)
2. Sunrise (Tanaka Dental, Skokie)

C. Preslenebilir Tam Seramikler

1. Authentic System (Ceramay, Almanya)
2. Carrara Pres-Full Ceramic System (Elephant, Hollanda)
3. Cercogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa, Almanya)
4. Finesse All-ceramic System (Ceramco/Dentsply, Amerika)
5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Almanya)
6. OPTEC (Jeneric/Pentron)
7. PLATINA Press System Ceramic (Heimerle, Almanya)

8. StylePress (Metalor, İsviçre)
9. IPS Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
10. Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco York, Amerika)
11. Imax Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
12. Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Avusturya)

D. Kopya- Freze (Pantograf) Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay Plus (Mikrona AG, İsviçre)
2. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

E. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., Amerika)
2. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
3. In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
4. Vitadur (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
5. Mirage (Chamelon Dental, Amerika)
6. Optec (Jeneric, Pentron Inc., Amerika)

F. CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. ALKOM (CAD/CAM Technologie, Lüksenburg)
2. BellaDent (BellaDent, Almanya)
3. CADIM (Advance Comp., Japonya)
4. CERADENT (Universitein, Almanya)
5. Cercon Smart Ceramics (Degussa Dental, Almanya)
6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Almanya)

7. Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)
8. DCM (ETH Institute, İsviçre)
9. DCS (DCS Dental, Almanya)
10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japonya)
12. DentiCAD (Bego, Almanya)
13. Digident (Girrbach, Almanya)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, Fransa)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japonya)
16. Inlac (Ritter, Almanya)
17. LAVA-System (3M ESPE, Almanya)
18. LICORA-CAD/CAM Allceram (Girrbach GmbH, Almanya)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, İsveç)

Tam seramik sistemlerin içeriklerine Göre sınıflandırılması:

A. Cam - Matriks Seramikler

1. Feldspatik seramikler:

- IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Vitadur (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita VMK 68 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Triluxe (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Cerec Bloc (Sirona Dental Systems, Almanya)

2. Sentetik Seramikler:

a. Lösit içerikli

- IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Vita VM7, VM9, VM13 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Noritake EX-3 (Noritake Dental Supply Co., Japonya)
- Noritake Cerabien (Noritake Dental Supply Co., Japonya)

b. Lityum disilikat ve türevleri içerikli

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-maxCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-maxPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Rosetta SM (Hass, Gangwon-do, Güney Kore)

c. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum-silikat cam seramikler

- Vita Supranity (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya)

d. Florapatit içerikli

- IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

3. Cam İnfiltatif seramikler

a. Alümina içerikli

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

b. Alümina ve magnezyum içerikli

- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

c. Alümina ve zirkonya içerikli

- In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

B. Polikristalin Seramikler

1. Alümina:

- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg,

- In-Ceram AL (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Stabilize edilmiş zirkonya

- In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- KATANA Zirconia ML (Kuraray Noritake Inc., Japonya)

- NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

- Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

- Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

- inCoris TZI (Sirona Dental Systems, Almanya)

- inCoris TZI C (Sirona Dental Systems, Almanya)

- Zenostar (Ivoclar Vivadent, Wieland)

3. Zirkonya ilave edilmiş alümina

- NANOZR (Panasonic Electric Works, Japonya)

4. Alümina ilave edilmiş zirkonya

C. Hibrit Seramikler (Rezin-matriks seramikler)

1. Rezin -nanoseramik

- Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

-Cerasmart (GC-Corp, Tokyo, Japonya)

-Shofu Block HC (Shofu-Inc., Kaliforniya,Amerika)

- Brilliant Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre)

2. Polimer infiltre seramik ağı içeren materyaller

- Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

3. Rezin matriks içerisinde zirkonya – silika

- Paradigm MZ 100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

2.2.Zirkonya

Zirkonyum ilk defa 1789 yılında Sri Lanka'da bulunmuştur. Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan ve periyodik tabloda metaller grubunda bulunan oda sıcaklığında gümüş-beyaz renkli kimyasal bir elementtir (Resim 1). Zirkonyumun yoğunluğu 6,49g/cm³, erime noktası 1855°C ve kaynama noktası 4409°C'dir. Bu element doğada saf halde bulunmamakta; silikat oksitleri (ZrO₂ X SiO₂) ya da serbest oksitler ile bileşik (ZrO₂) yapmaktadır (8).

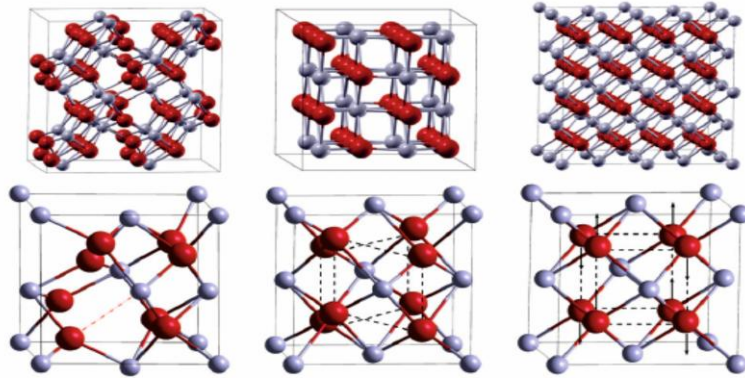


Resim 1: Zirkonya

Zirkonya biyomedikal materyal olarak ilk ortopedide kullanılmaya başlanmıştır daha sonra bu protezlerde meydana gelen kırıklar sonucunda kullanımı ciddi oranda azalmıştır (39). Diş hekimliğinde zirkonya 1990 yıllarda tanıtılmış ve CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle kullanımı iyice yaygınlaşmıştır (40). Zirkonya diş hekimliğinde, kron ve köprü restorasyonlarında final restorasyon ve/veya kor materyali olarak, implant ve implant dayanakları, kron dışı tutucular, kesim ve cerrahi frezler ve ortodontik braketler gibi çeşitli malzemelerin üretiminde kullanılmaktadır (8).

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir ve zirkonyumoksit kristalleri üç farklı fazda bulunabilirler (Şekil 1) (8, 41):

- (i) kübik faz: kare şeklinde düz bir prizma formunda
- (ii) tetragonal faz: dikdörtgen şeklinde düz bir prizma formunda
- (iii) monoklinik faz: paralel yüzlü deforme olmuş bir prizma formunda



Şekil 1: Monoklinik faz $1170^{\circ}C < Tetragonal faz 2370^{\circ}C < Kubik faz$

Zirkonyumoksit kristalleri $2370^{\circ}C$ ile erime noktası olan $2680^{\circ}C$ arasındaki sıcaklıklarda kübik fazda bulunur ve kararlıdır (stabilizedir) ve ortalama mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal faz $1170^{\circ}C$ ile $2370^{\circ}C$ arasında kararlıdır ve üstün mekanik özellikler gösterir. Monoklinik faz oda ısısı ile $1170^{\circ}C$ arasında kararlıdır, düşük mekanik özellikler gösterir ve bu nedenle seramik tanecikleri arasındaki kohezyonun ve yoğunluğun azalmasına neden olabilir (8, 41, 42).

Saf zirkonyum oksit oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı $1170^{\circ}C$ 'a kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma,

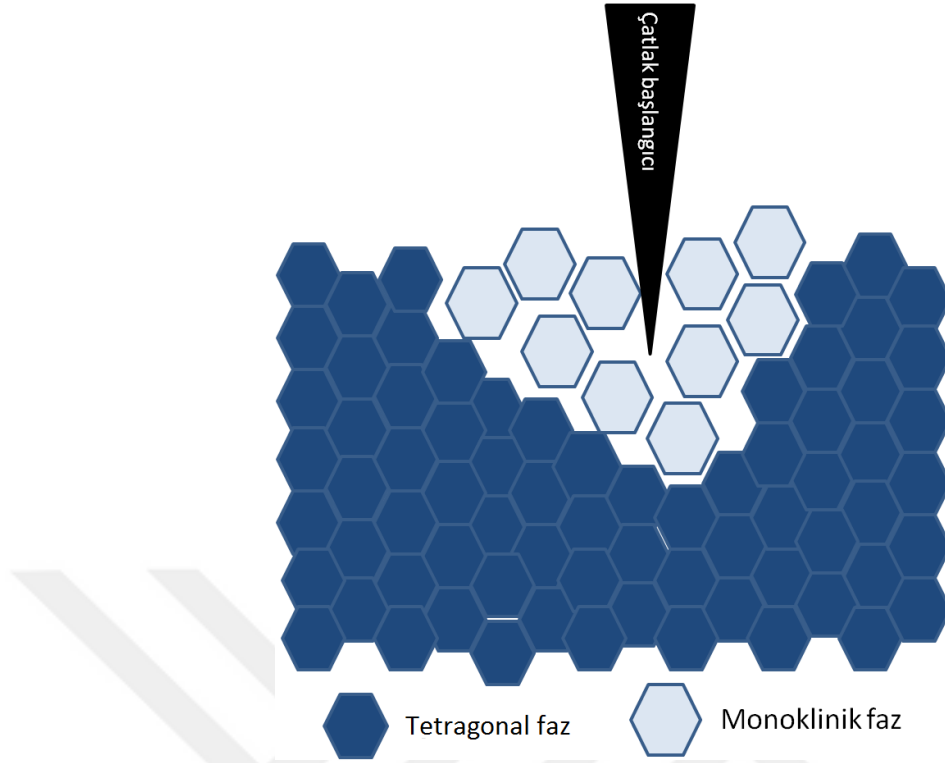
2370°C'ın üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C'ta tetragonal–monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-5 hacim artışı gözlenmektedir (41). Bu hacim artışı ile oluşan sıkıştırıcı kuvvetler zirkonyanın direncini arttırsa da bu faz değişimi kontrol altına alınmazsa zirkonyada kırıklara neden olabilir. Bu yüzden zirkonyanın normal şartlarda stabil olması gerekmektedir. Normal şartlar altında tetragonal ya da kübik fazda zirkonyayı stabil halde tutabilmek için magnezyum oksit (MgO), itrium oksit (Y₂O₃), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce₂O₃) gibi çok sayıda farklı oksitler eklenebilmektedir. Stabilizör oksitlerin eklenmesi ile oda ısısında çok fazlı bir materyal oluşmaktadır (8, 43). Saf zirkonyanın CaO, MgO, Y₂O₃ yada CeO₂ gibi stabilize eden oksitlerle alaşımlarının oluşturulması zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda sabitlenmesini sağlamakta, stres üreten tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü kontrol etmekte, çatlak oluşumunu etkin bir şekilde önlemekte ve yüksek sertlik oluşumunu sağlamaktadır (42). Zirkonyuma bu stabilizatörler ilave edilerek sıcaklık 1000°C'nin üzerine getirildiğinde zirkonya monoklinik fazdan tetragonal faza geçer tekrar oda sıcaklığına geldiğinde ise kübik ile tetragonal fazın karışımı halinde kısmi stabilize zirkonya (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) elde edilerek kontrolsüz faz dönüşümü engellenmiş olur (44).

Zirkonya diş hekimliğinde genelde itrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (Y-TZP), Magnezyum ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (Zirconia toughened alumina=ZTA) şeklinde kullanılmaktadır (42). Bunlar dışında son yıllarda seria ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonyanın (Ce-TZP) kullanımı ile ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Ce-TZP, Y-TZP'ye göre daha yüksek kırılma tokluğu değerlerine sahip olmasına rağmen (Ce-TZP=19MPa>Y-TZP=5-10 MPa) düşük bükülme dayanımına sahip ve daha sert bir materyal olmasından dolayı diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulamamıştır (45). Mg-PSZ ise biomateryal olarak başarılı sonuçlar verse de, içerisindeki pörlü yapıdan dolayı Y-TZP'ye göre daha kolay aşındığından, sinterleme derecesinin aşırı yüksek olmasından (yaklaşık 1800°C) ve hassas teknik gerektiren zor üretim metotlarından dolayı kullanımı azalmıştır (43). Saf zirkonya içerisine %2-3 mol oranında Y₂O₃ (itrium oksit) ilave edilmesiyle oluşan Y-TZP, üstün mekanik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde en

yaygın kullanılan zirkonya çeşididir. Y-TZP'nin kırılma tokluğu 5-10 MPa, bükülme dayanımı ise 900-1400 MPa değerlerindedir (46). Y-TZP'nin bu olumlu mekanik özellikleri yanı sıra aynı zamanda; biyouyumlu bir materyal olması, bakteri tutulumunun az olması, hem konvansiyonel hem adeziv simanlar ile simantasyon imkanının olması ve ısı iletkenliğinin az olması gibi olumlu özellikleri bulunmaktadır. Y-TZP restorasyonlar en önemli dezavantajları ise opak görünümlerinden dolayı yeterli estetik beklentileri karşılayamamaları, restorasyon üzerinde yapılacak yüzey işlemlerinin Y-TZP'nin mekanik özelliklerine olumsuz yönde etki etmesi ve üst yapı seramiği ile beraber kullanıldığı için restorasyon yapılacak dişlerden daha fazla preperasyon yapılmasına neden olmalarıdır (47, 48).

Kısmi stabilize zirkonyaya (PSZ) aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi nedenlerle dışarıdan bir kuvvet geldiğinde tetragonal fazdaki tanecikler monoklinik faza dönüşmeye başlar. Bu dönüşüm seramiğin ilgili bölgesinde hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da etrafında sıkıştırıcı bir kuvvet oluşturmaktadır. Böylece çatlak uçlarında lokalize olan baskı gerilmeleri, materyal içersindeki mikro-çatlakların ilerlemesini durdurur. Bu fiziksel olaya "dönüşüm toklaşması" (faz değişimi sertleşmesi-transformation toughening) adı verilir (Şekil 2) (43, 49). Bu fiziksel özellik sayesinde zirkonya oldukça yüksek kırılma tokluğu ve bükülme dayanımı değerlerine ulaşmaktadır.

Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş halinde olması malzemenin zamanla yarı-stabil özelliğini kaybetmesi anlamına gelmektedir. Bu durum ilk olarak Kobayashi tarafından tanımlanmıştır (50). Zirkonyanın yaşlanması olarak da bilinen bu duruma "düşük ısı bozunması" (Low temperature degradation-LTD) denilmektedir (50). Bu faz değişiminin ortaya çıkması için malzemenin 200-300°C'lik kritik bir ısı değerine maruz kalması gerektiği belirlenmiştir (51).



Şekil 2: Dönüşüm Toklaşması (faz değişimi sertleşmesi-transformation toughening)

Düşük ısı bozunması, temel olarak polikristalin zirkonyanın yüzeyinde başlamakta ve sonra materyalin içine ilerlemektedir. Bir kristalin dönüşümü kristallerin etrafında stres oluşumuna ve mikro çatlaklara neden olarak hacim artışına neden olmaktadır. Ortamda nemin olması ise faz dönüşüm miktarını arttıracaktır (52). Su emilimi, önce yüzey bozunumuna, arkasından da faz dönüşümüne neden olmaktadır. Faz dönüşümü sırasında kristal boyutlarında artış olduğu bilinmektedir. Monoklinik faza geçişteki bu genleşme yüzeydeki H_2O 'nun emilimi sonrasında Zr-OH veya Y-OH oluşumundan kaynaklandığı bildirilmiştir (53). Bu faz dönüşümü ilk olarak yüzeydeki grenlerden başlayarak, komşu grenlerin hacmini arttırmakta ve suyun daha derin bölgelere ilerlemesini sağlayarak mikro çatlakların ilerlemesini arttırmaktadır (54). Oluşan bu mikro çatlaklar uzun dönemde olumlu yöndeki beklentiyi tersine çevirmektedir. Dönüşüm sonucu meydana gelen mikro çatlaklar yüzey pürüzlülüğünde artışa da neden olmaktadır (55). Zirkonyanın tetragonal fazdaki stabilitesini bozabilecek tüm etkenler düşük ısı bozunmasını başlatmaktadır. Düşük ısı bozunmasının derecesi tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) arasında farklılık göstermektedir çünkü yaşlanma davranışları; stres oluşumu, itriyum

konsantrasyonu ve dağılımı, gren boyutu, çatlak popülasyonu, gibi çeşitli nedenlere bağlıdır (53, 55, 56).

Zirkonya opak bir malzeme olması nedeniyle iyi bir beyaz pigment ve iyi bir opaklaştırıcıdır. Zirkonya seramiklerin yüksek opasitesi, renklenmiş dayanak dişin yada metal post ve korların maskelenmesi gibi klinik durumlara bağlı olarak estetik yönden avantajlı olabilmektedir (53). Zirkonya alt yapıların beyaz yansımaları engellemek için farklı renklendirme materyalleri kullanılmaktadır. Zirkonya restorasyonlar frezeleme işleminden sonra seryum, bizmut, demir ya da bunların kombinasyonları gibi çeşitli metal tuzları içeren çözeltilere daldırılarak renklendirilebilmektedir. Çeşitli metal oksitlerin başlangıçtaki zirkonya tozuna az miktarlarda eklenmesi ile de renklendirme yapılabilmektedir. Zirkonya restorasyonlarda zirkonya alt yapıların bireysel olarak renklendirilmesi, çok renkli hazır blok sistemlerinin kullanılması ve farklı renklerdeki üst yapı porselenlerinin kullanılmasıyla başarılı estetik sonuçlar alınabilmektedir fakat renk stabilitesi ile ilgili uzun süre takipli klinik veriler yeterli değildir (54).

2.2.1. Zirkonya Blokların Üretim Yöntemleri

Zirkonya restorasyonların üretiminin güdük üzerinden direkt olarak yapılmasının mümkün olmamasından dolayı, zirkonya restorasyonlar hazır zirkonya bloklardan freze edilerek üretilmektedir. Hazır blokların en önemli avantajı homojen yapıda olduklarından daha üstün mekanik özellikler sağlamalarıdır. Zirkonya bloklar aynı kimyasal birleşime sahip olmasına rağmen, bükülme dayanımı verileri incelendiğinde 900 MPa ile 1200 MPa arasında değişen değerler sergilediği görülmektedir (57). Bu fark aynı kimyasal birleşime sahip zirkonyanın gren boyutu, pörözite miktarı ve mikro çatlak dağılımının farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Bu da bloğun elde edilme yöntemi ile ilgilidir. Blokların hazırlanışında 3 farklı yöntem kullanılmaktadır:

1- Green zirkonya (Dry-pressed zirkonya):

Green zirkonya sinterleme yapılmadan sadece basınç altında sıkıştırılarak elde edilen zirkonya bloklardır. Elde edilen bloklar sinterleme yapılmadığından tebeşire benzer yapıda ve oldukça yumuşaktırlar. Bu yüzden bu blokların frezeleme

işlemleri hızlı ve kolay bir şekilde yapılabilirler. Frezeleme işleminden sonra elde edilen restorasyonun sinterizasyonu yapılmakta ve zirkonyanın daha yoğun ve dirençli olması sağlanmaktadır. Bu tür bloklardan elde edilecek zirkonya restorasyonların tasarımı sinterleme esnasında meydana gelecek büzülmeyi kompanse edebilmek adına %20-25 oranında daha büyük yapılmaktadır (42, 58).

2- Non-HIP zirkonya (Cold-isostatically Pressed zirkonya):

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardır. Literatürde "Non-HIP" veya "Presintered" zirkonya olarak adlandırılmaktadırlar. Bu tip bloklar ısı uygulanmadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozuna sonrasında 1350-1550 °C'de 2-5 saat süreyle ön sinterizasyon yapılarak elde edilmektedir. Ön sinterizasyon sırasında sinterizasyon sıcaklığı ve sinterizasyon süresi gibi faktörler zirkonyanın sertlik, aşındırılabilirlik ve yüzey pürüzlülük özelliklerini etki etmektedir. Bu yüzden ön sinterizasyon aşaması da üretici firma tarafından kontrol altında tutulmalıdır (39, 42, 58). Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler sinterizasyon tamamlanmadığı için pöröz yapıda ve zayıf mekanik özelliklere sahiptirler. Final sinterizasyonu sonrasında zirkonya %20 oranında büzülerek yoğun ve dirençli bir yapı haline gelir (39, 42, 58)

3- HIP zirkonya (Hot-isostatically Pressed zirkonya):

Isı ve izostatik basınç altında preslenerek üretilen zirkonya bloklardır. Zirkonya tozları önce 1500°C'da sinterlenerek zirkonya %95 oranında yoğunluğa ulaşır. Daha sonrasında 1400°C-1500°C sıcaklıkta 1000 bar izostatik basınç altında tutulur. İzostatik basınç için genellikle argon gazı kullanılmaktadır. Bu işlem tamamlandığında gri-siyah renk halini alan zirkonya bloklar oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır (42).

HIP zirkonya bloklar üretimi sırasında sinterizasyonu tamamlandığı için restorasyonun tasarımının, sinterizasyon büzülmesini kompanse etmes için daha büyük oranda tasarlanmasına gerek yoktur. HIP zirkonya bloklardan üretilen restorasyonların sinterizasyon işlemi yapılmadan direkt olarak tasarımının ve üretiminin yapılabilmesinden dolayı daha iyi kenar uyumuna sahiptirler (9). Ayrıca,

Garant ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre de tamamen sinterlenmiş blokların 'düşük ısı bozunmasına' (LTD) daha az eğilimli olduklarını göstermişlerdir (59). Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Green faz, presinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkon blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir (9, 58). Ayrıca HIP blokların aşındırılması faz dönüşümünün başlamasına neden olup (tetragonal faz→monoklinik faz) mikro-çatlakların oluşmasını sağlamaktadır. Mikro-çatlaklar ise ilerleyerek zirkonyanın mekanik özelliklerinin azalmasına neden olmaktadır (42). Özet olarak HIP blokların işlenmesi sırasında yüzeyde oluşan streslerin zirkonyanın mekanik özelliklerine etkisi tartışmalıdır. Presinterize bloklarda ise sinterizasyon sonrası zirkonya yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmamaktadır.

2.2.2. Zirkonya altyapı ile porselen üstyapı bağlantı mekanizması

Zirkonya içeriğindeki yoğun kristal yapısından opak görünümündedir. Bu nedenle daha translüsent özellikteki üst yapı porseleni ile birlikte kullanılarak estetik beklentilerin karşılanması hedeflenmiştir (9, 27, 60). Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda metal alt yapıli restorasyonlarda olduğu gibi ışık geçişini tamamen engellemediği için zirkonya alt yapı üzerine üst yapı porseleni direkt olarak uygulanabilir (61).

Zirkonya alt yapıli seramik sistemlerde en yaygın görülen komplikasyon üst yapı kırığı (cracking), en nadir görülen komplikasyon ise alt yapının kırılmasıdır (42, 62, 63). Zirkonya alt yapıli sistemlerin en zayıf noktası estetik özelliklerdeki üst yapı olduğundan sistemin başarısını etkileyen en önemli unsurlardan bir tanesi de zirkonya alt yapı ile porselen üst yapı bağlantısıdır.

Zirkonya alt yapı üzerine üst yapı porseleni tabakalama tekniği, ısı-basınç ile şekillendirme tekniği (Press-on) ve hızlı prototipleme tekniği (Cad-on) ile işlenebilmektedir (64). Geleneksel yöntem olan tabakalama tekniğinde porselen tozu ve likiti üretici firma talimatları doğrultusunda uygun oranlarda spatül yardımıyla karıştırılarak sinterlenmiş zirkonya alt yapı üzerine uygulanır ve fırınlanır. Restorasyonun final görüntüsünün elde edilebilmesi için birden fazla fırınlama

yapılması gerekmektedir (65). Bu teknikte üst yapı porselenin homojen bir şekilde minimum fırınlama sayısı ile uygun pişirme ve soğutma teknikleriyle uygulanması gerekmektedir (65). Bu da sistemin başarısındaki en önemli faktörü dental teknisyen haline getirmektedir. Fırınlama sayısının artmasıyla alt yapı ve üst yapı arasındaki ısıl genişleme kat sayısı farklılığından dolayı kenar uyumunda bozulmalar görülmektedir (66). Ayrıca fırınlama sayısının fazlalığı üst yapı porselenindeki cam fazın kristalize olmasına neden olmaktadır (devitrifikasyon) (65, 67). Fırınlama sonrası hızlı soğutma porselen içerisinde ısıl stresler oluşturarak kırılmalara neden olabilirler (67). Bir diğer teknik olan ısı-basınç ile şekillendirme tekniği, tabakalama tekniğinde porselenin pişim işleminden sonra büzülmesinin engellenebilmesi adına ortaya çıkmıştır. Bu teknikte sinterizasyonu tamamlanan zirkonya üzerine kayıp mum tekniği yardımıyla, bu teknik için özel üretilmiş porselen blokların belli bir sıcaklıkta elde edilen restorasyon boşluğuna basınçla gönderilmesi sonrası restorasyonlar final şeklini almaktadır (68). Bu teknikte tek bir pişirme işlemi gerçekleştirildiğinden tabakala yöntemine göre daha hızlı ve kolay bir teknik olmasının yanı sıra porselen büzülme uğramadığı için restorasyonların kenar uyumu daha iyi olduğu gözlemlenmiştir (69). Mum modelasyonun bekleme süresi ve temizliği, döküm kanallarının bağlantıları ve revatman artıklarının temizlenmesi gibi hassas basamakların varlığı da bu tekniğin başarısını etkilemektedir (70). Bir diğer teknik olan hızlı prototipleme tekniğinde ise CAD/CAM sistemleriyle tasarımı yapılan restorasyon, homojen seramik bloklardan zirkonya alt yapı ve estetik özellikleri yüksek porselen üst yapı kazınarak elde edilir. Sinterizasyonu yapılan zirkonya alt yapı ile üst yapı, üretici firma talimatları doğrultusunda özel bir cam seramikle veya rezin simanlarla bağlantısı sağlanır (12). Bu yöntemde diş teknisyenin etkisi azaldığından neredeyse tüm işlem basamaklarının CAD/CAM sistemiyle yapılmasından diğer yöntemlere göre daha güvenilebilir olduğu söylenebilir (68).

Zirkonya alt yapı ile porselen üst yapı arasındaki bağlantı mekanizmasının mikro yapısı tam anlamıyla bilinmemektedir (71). Fakat bu bağlantıya alt yapı tasarımı, üst yapı uygulama tekniği, alt yapı ve üst yapının termal genişleme kat sayılarının uyumu, rezidüel termal stresler ve zirkonya alt yapının elastiklik modülü gibi faktörler etki etmektedir (10, 27, 42, 64, 72).

2.2.3 Monolitik Zirkonya

Y-TZP altyapılı tam seramik sistemleri yüksek mekanik özelliklerinden dolayı çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgelerde başarıyla kullanılabilir (15, 73, 74). Y-TZP'nin yüksek mekanik özelliklerinin yanında opak yapısından dolayı doğal ışık yansımaları ve yayılmasını sağlayamadığından yeterli estetik beklentileri karşılayamayabilmektedir (73). Y-TZP alt yapılı restorasyonlarda Y-TZP'nin opak renginin maskelenebilmesi için yeterli kalınlıkta üst yapı porseleni kullanılması gerekmektedir. Bunun sağlanabilmesi için ise daha fazla dış preparasyonu yapılması gerekir. Bu da dişlerde hassasiyete veya pulpa odası geniş olan dişlerde pulpanın perforasyonuna bile neden olabilmektedir (15). Alt yapılı tam seramik sistemlerin kırılma dayanımı, sadece güçlü kor materyali ile değil, estetik kırılma üst yapı seramiği ile birlikte değerlendirilmelidir. Bunun yanı sıra tabakalı sistemlerin çok basamaklı üretim sürecine sahip olmaları, üst yapı seramiğinin düşük kırılma dayanımı ve alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlantı mekanizmasının zayıf olması gibi dezavantajları vardır (75).

Tabakalı sistemlerin bu dezavantajlarının ortadan kaldırılabilmesi adına CAD/CAM sistemleri ile üretilen monoblok materyaller geliştirilmiştir (15). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ile yapılan monoblok restorasyonların tabakalama tekniği ile yapılan restorasyonlardan daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (76, 77). Fakat lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin posterior bölgede köprü endikasyonunun olmaması, posterior bölgede kullanılabilen tam kontur monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesini sağlamıştır (77).

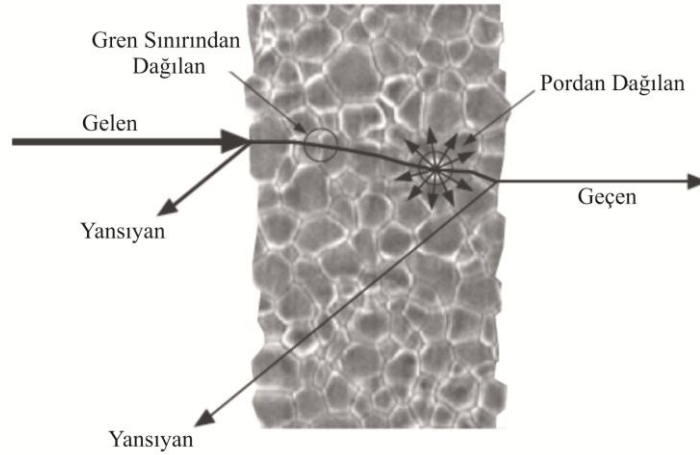
Anatomik formda hazırlanan monolitik zirkonya restorasyonlar üst yapı porseleni içermediğinden yüksek kırılma dayanımına sahip özelliktedir (75, 78). Zirkonya restorasyonların en belirgin dezavantajı ise opak yapılarından dolayı yeterli estetik özellikleri sağlayamamalarıdır. Bu amaçla Y-TZP'nin üretiminde ve sinterizasyonunda çeşitli değişiklikler yapılarak daha gelişmiş optik özelliklerde trasludent zirkonyanın gelişimi üzerine çalışılmaktadır (79).

Monolitik zirkonyanın optik özelliklerindeki iyileşme, alümina içeriğinin azaltılması, yoğunluğun artırılması, gren boyutunun küçültülmesi, kübik zirkonya

eklenmesi ve yapısal defektlerin oranının azaltılması gibi mikro-yapısal modifikasyonlar ile sağlanmaktadır (79, 80). Polikristalin seramiklerin translüsentliğini etkileyen en önemli unsur gren boyutudur. Geçmişte polikristalin seramiklerin gren boyutu sinterizasyon esnasında artırılarak yüksek translüsentlikte materyaller elde edilmeye çalışılıyordu (81). Materyal içinde daha büyük gren tanelerinin olması daha az sayıda gren ve gren sınırları olmasına buda malzeme içine gelen ışığın daha az saçılmasına neden oluyordu. Fakat Y-TZP için daha büyük boyutlarda gren tanelerinin kullanılması hem mekanik özelliklerini hem de tetragonal fazın stabilitesinin sağlanmasına olumsuz etki ettiğinden, zirkonyanın translüsentliğinin artırılması gren boyutunu arttırarak sağlanamamaktadır (82).

Y-TZP'nin translüsentliğini arttırmanın bir diğer yolu ise gren boyutlarını önemli ölçüde azaltmaktır. Gren boyutunun kritik değere kadar küçültülmesi sonucu çift-kırılma fenomeni gerçekleşir. Çift-kırılma bir ışının (foton hüzmesi) anizotropik maddelerden geçerken iki ışına ayrışmasıdır. Herhangi bir malzeme tüm yönlerde aynı optik karakteri gösteriyorsa, başka bir deyişle bir malzemenin tüm özellikleri tüm yönlerde aynıysa bu tür malzemelere izotrop malzeme adı verilir, mekanik özellikleri yönlere göre farklılık gösteren malzemelere ise anizotropik malzemeler adı verilir. Y-TZP, içerisindeki büyük orandaki anizotropik özellikteki tetragonal kristal faz yapısından (>90) belirgin ışık saçılımına neden olmaktadır. Bu saçılmanın üstesinden gelip translüsentliği arttırmak Y-TZP içerisine transparan yapıdaki izotropik özellikte kubik faz zirkonya ilavesiyle mümkündür (79, 82, 83).

Işığın temel birimi olan fotonlar havadan katı bir maddeye geçtiklerinde, fotonların bir kısmı katı madde tarafından yansıtılır, bir kısmı katı madde tarafından absorbe edilir, bir kısmı ise katı madde içinden geçerek devam edebilir. Benzer şekilde fotonlar Y-TZP' ye geldiğinde yansımalar ve saçılmalar olur (Şekil:3) (79).



Şekil 3: Y-TZP içerisinde ışığın geçişi (79)

Fotonların Y-TZP içerisindeki saçılımı Y-TZP içerisindeki porların varlığı, Y-TZP içerisine katılan alümina ve diğer maddeler veya Y-TZP içerisindeki gren sınırlarından etkilenmektedir (79). Monolitik zirkonya içerisindeki porların boyutu ve sayısının çok küçük miktarlarda bile değişmesi zirkonya içinden geçen ışık dağılımına etki ettiği literatürde çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (83-85). Zirkonya içerisindeki porların sayısının azalması ve küçülmesi translüsentliği arttırdığından materyalin estetik özelliklerin pozitif yönde değişmesine neden olmaktadır (85). Ayrıca zirkonya içersine eklenen alümina gibi farklı saçılma indeksine sahip materyallerde translüsentliğe etki etmektedir (80). Ayrıca zirkonyanın gren boyutlarının artması ışık saçılımını arttırdığından transparanlığı azaltırken translüsentliği arttırmaktadır. İdeal optik özellikler için zirkonyanın gren boyutunun 0,1 μm olması gerekmektedir ancak gren boyutu azaldıkça stabilite de azaldığı için bu durum zirkonyanın dental kullanımı için uygun değildir. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların ortalama gren boyutları 0,2-0,8 μm arasında değişmektedir (79).

Zirkonyanın translüsentliğindeki olumlu gelişmelere rağmen beyaz renginden dolayı kullanım alanı sınırlıdır. Bu nedenle bu malzemeler için en önemli teknolojik gelişme, daha geniş estetik imkânlarla daha yaygın kullanım alanı sunan renklendirme işlemidir (17). Laboratuvar çalışmaları monolitik zirkonyanın renklendirilmesinin bükülme dayanımına ve translüsentliğine etki etmediğini

bildirseler de bu sonuçlar spesifik renklendirme yöntemleri ile ilgili olduğundan genelleme yapmak doğru olmaz (86, 87).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya renklendirilmesinde 3 farklı yöntem kullanılmaktadır: 1- Üretim aşamasında ZrO_2 tozları içerisinde çeşitli metal oksitler ilave edilerek önceden renklendirilmiş green faz zirkonya bloklar elde edilebilir, 2- sinterizasyon öncesi hazırlanan zirkonya restorasyonlara çeşitli boyama ajanları uygulanarak renklendirilebilir. 3- sinterizasyon sonrası boyama yapılarak renklendirme yapılabilmektedir. Ancak bu yöntemde restorasyonlara boyama yapıldıktan sonra klasik porselen fırınında fırınlama yapılması gerekmektedir (86). Estetik beklentilerin daha fazla olduğu durumlarda geleneksel zirkonya restorasyonlarda olduğu gibi renklendirilmiş zirkonya bloklar optimum estetik beklentileri karşılamak adına alt yapı materyali olarak da kullanılabilirler (75). Ancak, sinterizasyon sonrası uygulanan boyama ajanları zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantıyı zayıflatıp üst yapı seramiğinin delaminasyonuna neden olabilmektedir (88).

Dental seramiklerin translüsentliğine etki eden bir diğer faktör ise restorasyon kalınlığıdır. Genelde seramik restorasyonların kalınlığı ne kadar düşük ise translüsentliği o kadar fazla olur (89). Örneğin 0,5 mm kalınlığında geleneksel Y-TZP'nin kontrast oranı (0,77) monolitik Y-TZP'den (0,57-0,62) daha yüksek olduğu bildirilmiştir (90).

Monolitik zirkonya restorasyonların bir diğer avantajı ise üst yapı seramiği olmadan kullanılabilirlikleri için inter-oklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, 0,3-0,5 mm kalınlığındaki restorasyonların yapılmasına imkan sağladığı için kullanılabilirlerdir (75).

Mekanik ve optik özellikleri yanı sıra restorasyonun uzun dönem klinik başarısını etkileyen unsurlar karşıt dişi aşındırma performansı ve marjinal uyumdur. CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle monolitik zirkonya restorasyonların marjinal uyumları da iyileşmiştir. Tüm sistemler ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar kabul edilebilir seviyede marjinal uyumsuzluklar gösterse de beş açılı kazıma

sistemleri ile üretilen restorasyonların diğerlerinden daha iyi marjinal uyum gösterdikleri bildirilmiştir (91).

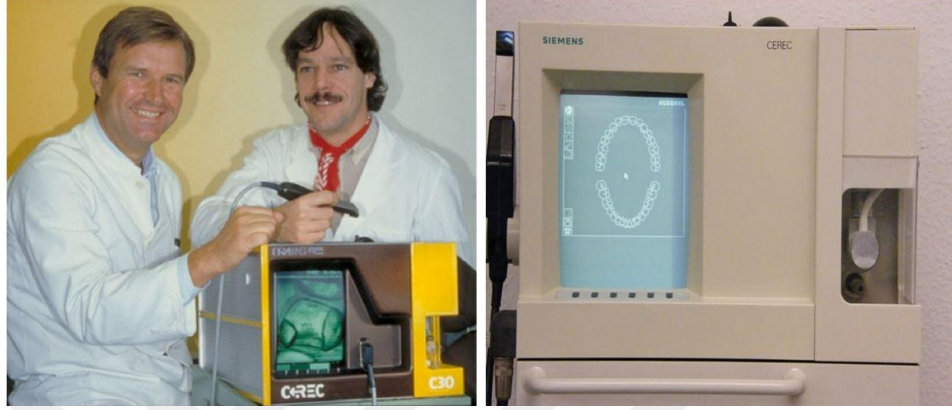
Yapılan laboratuvar çalışmaları monolitik zirkonyanın diğer restoratif seramiklerle oldukça benzer aşınma değerlerine sahip olduğunu ve bu aşınma miktarının literatürde belirtilen fizyolojik aralık içerisinde olduğu gösterilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonların glaze, polisaj gibi farklı bitim teknikleri karşılaştırıldığında ise polisajlı yüzeylerin daha az aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir (90, 92-94).

Zirkonyanın yüksek yüzey sertliğinden dolayı karşıt dişin aşınmasında önemli bir etkiye sahiptir ve bu nedenle yapılan monolitik zirkonya restorasyonlar mükemmel bir polisaj yapılmadan bitirilmemelidir. Premolar ve molar dişler üzerine yapılan monolitik zirkonya restorasyonların karşıt yüzey aşınmasının değerlendirildiği bir klinik çalışmada 2 yılın sonunda kabul edilebilir aşınma miktarları gösterdiği bildirilmiştir (95). Monolitik zirkonya restorasyonlar mükemmel yüzey bitim işlemleri ile sorunsuz kullanılabilirken yeterli olmayan yüzey bitim işlemleri karşıt yüzeyin anlamlı bir şekilde aşınmasına neden olabilmektedir.

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri, restorasyonu yapılacak bölgenin intra oral veya ekstra oral tarayıcılar yardımıyla dijitalize edilerek bilgisayar programları yardımıyla tasarımının yapılıp özel üretim ünitelerinde üretilmesidir. CAD/CAM sistemleri ilk olarak 1960'ların başlarında uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (96). 1971 yılında Francois Duret ilk defa CAD/CAM tekniği ile dental restorasyonların yapılabileceğini belirtmiştir (25). Dr. Duret ilk CAD/CAM restorasyonunu ise 1983 yılında yapmış, 1985 yılında Uluslararası Fransız Diş hekimleri Birliği (French Dental Association's) kongresinde eşine 1 saatten kısa sürede kron yaparak dünyaya tanıtmıştır (96-98). 1985 yılında, Dr. Werner H. Mörmann ve elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini tarafından optik tarayıcı ve kazıyıcıdan oluşan diş hekimliğinde kullanılan ilk ticari CAD/CAM sistemi CEREC (computer-assisted ceramic reconstruction) adı altında tanıtıldı (Resim 2) (96, 99).

Dr. Andersson 1989 yılında Procera sistemini (NobelProcera, Nobel Biocare, Zurich, Switzerland) geliştirdi (100). Procera sisteminin geliştirilmesinin ardından polikristalin seramiklerin kullanımıyla anteriror bölgede 3 üyeli köprü restorasyonların yapımına başlandı (101).



Resim 2: Dr. Werner H. Mörmann ve elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini CEREC

Siemens (Bensheim, Germany) firması Cerec 1 geliştirerek 1994 yılında Cerec 2' yi tanıttı (102). Ardından Sirona (Bensheim, Germany) 2000 yılında Cerec 3 sisteminin tanıtımını yaparak CAD/CAM sistemlerinin gelişimini sağlamıştır (103). CAD/CAM sistemlerinin en zayıf noktası iki eksenli kazıma yapıldığından düşük marjinal uyumu ve oklüzal yüzeyin hatlarının yeterli verilememesiydi, fakat bu Cerec 3'ün geliştirilmesiyle ortadan kalktı. Günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde CAD/CAM cihazları ile daha hassas restorasyonlar üretilebilmektedir (102). Direkt ağız içi tarayıcı ile restore edilecek bölgedeki verilerin doğru bir şekilde dijitalize edilme zorluğu, konvansiyonel alçı modellerin tarayıcı ile taranıp restorasyonların üretilme fikri, özellikle dental laboratuvarlarda kullanılan CAD/CAM sistemlerinin gelişmesini sağlamıştır (104).

CAD/CAM sistemleri veri toplama ünitesi, restorasyonların bilgisayar üzerinde sanal olarak tasarımının yapılabilmesi için bilgisayar programı ve bu sanal veriler üzerinden restorasyonların üretildiği üretim ünitesi olmak üzere 3 ana bileşenden oluşmaktadır (105).

CAD/CAM sistemlerinin avantajlarını dijital ölçü, dijital modeller ve sanal yüz arki ve artikülatör kullanımı olmak üzere 3 ana başlık altında toplayabiliriz (105).

1- Dijital ölçü:

➤ Konvansiyonel ölçü alınmadığından ölçü kaşığı seçimi, alınan ölçünün dezenfeksiyonu ve laboratuvara ulaştırılması gerekmediğinden klinikte vakit kazandırır.

➤ Ölçü kaşığı, ölçü maddesi ve ölçünün laboratuara ulaştırılması için gerekli ek maliyetleri yoktur.

➤ Elde edilen veriler bilgisayar ortamında uzun süre saklanıp, gerektiğinde tekrar kullanılabilir.

➤ Ölçü maddelerin boyutsal stabilitelerini koruyamamaları, iki aşamalı ölçü yöntemlerinde ölçülerin birbiriyle bağlanmaması, ölçü maddesinin polimerizasyon büzülmesi ve ölçünün model dökmeden önce distorsiyona uğrama ihtimalleri gibi konvansiyonel ölçü maddelerinden kaynaklanan olumsuzluklar elimine edilir.

➤ Konvansiyonel yöntemlere göre daha hızlı ve öğürme refleksi olan hastalarda rahat ölçü alınabilmesini sağladığı için daha konforlu bir yöntemdir.

➤ Restorasyon taranırken aynı zamanda bilgisayar ekranın görülebilmesi, preparasyonun tekrardan gözden geçirilmesini ve gerektiğinde düzeltmelerin hemen yapılmasına imkan sağlar

➤ Konvansiyonel yöntemlere göre daha iyi marjinal uyumlu restorasyonların yapılmasını sağlar.

2- Dijital modeller:

➤ Laboratuvar ortamında model elde etme işlemleri elemine edilerek bilgisayar ortamında çok daha hızlı bir şekilde sanal modeller elde edilebilir.

➤ Konvansiyonel modellerde manüel olarak yapılan güdük oluşturma ve modellerin trimlenmesi işlemleri bilgisayar ortamında daha hassas bir şekilde yapılarak hataların oluşmasını azaltır.

➤ Teknisyen laboratuvarında açığı model de olduğu gibi marjin sınırlarını değiştiremez.

3- Sanal artikülütörler ve yüz arkları:

- Daha hızlı ve konforlu bir şekilde yüz arkları kullanılabilir.
- İnter-oklüzal kayıtların dijital olarak alınması, pos-operatif deformasyon ve alınan kaydın doğru konumlandırılmaması gibi problemlerin oluşmasını engeller.
- Modellerin artikülütöre bağlanması sırasında karşılaşılabilecek hatalar ortadan kaldırılır.
- Tam ayarlanabilir artikülütör simülasyonları kullanılmaktadır

CAD/CAM sistemleri laboratuvar sistemleri ve klinik sistemleri olmak üzere 2 başlık altında toplanabilir. Laboratuvar sistemleri de kendi arasında tarayıcı ve kazıma ünitesi olan CAD/CAM sistemleri (Amann Girrbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics) sadece tarayıcı ünitesi olan CAD sistemleri (D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics) ve sadece kazıyıcı ünitesi olan CAM sistemleri (DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schütz Dental; S2 Model, vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) olmak üzere 3 gruba ayrılır.

Klinik CAD/CAM sistemleri ise kendi tarayıcı ve kazıma ünitesi olanlar (Sirona and Planmeca) ve tasarım programı olmadan sadece tarayıcı ünitesi olan görüntü elde etme amacıyla kullanılan sistemler (True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) olmak üzere 2 gruba ayrılır. İkinci gruptaki sistemler açık bir görüntü elde etme programına sahip olup tasarım ve restorasyonun üretimi için bir laboratuvar sistemine bağlanmalıdırlar (105).

CAD/CAM sistemleri veri paylaşımına göre ise açık ve kapalı sistemler olmak üzere iki grubu ayrılmaktadır (106). Kapalı sistemlerde veri paylaşımı yapılmayıp verilerin dijitalize edilmesi, restorasyonların tasarımı ve üretimi gibi tüm CAD/CAM prosedürleri aynı sistem tarafından tamamlanıp bitirilmektedir. Açık

sistemlerde elde edilen verilerin tasarımı ve üretimi farklı sistemler tarafından yapılabilmektedir (Tablo 1).

2.3.1. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tarayıcılar

Klinik CAD/CAM sistemlerinde kullanılan optik tarayıcılar video şeklinde görüntü kaydı yapan ve tek fotoğraf kayıtları olarak bunların birleştirilmesi ile görüntü elde eden tarayıcılar olmak üzere iki başlık altında toplanabilir (105, 107). Ağız içi tarayıcılar ve bunlar arasındaki farklılıklar Tablo 1’de gösterilmiştir.

Laboratuar tipi CAD/CAM sistemlerin tarayıcıları ise optik tarayıcılar ve mekanik tarayıcılar olmak üzere ikiye ayrılabilir. Optik tarayıcılar, klinik CAD/CAM sistemlerindeki tarayıcılar gibi ışığın taranacak bölgeden yansımasıyla dijital verilerin oluşmasını sağlamaktadır. Mekanik tarayıcılar da ise mekanik bir tarayıcı uç yardımıyla bölgenin 3 boyutlu verileri dijitalize edilmektedir (105).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyonların üretilmesi ekleme yöntemi ve eksiltme yöntemi olmak üzere iki farklı yöntemle yapılabilmektedir. Eksiltme yönteminde restorasyonlar homojen bloklardan kazınarak üretimi yapılmaktadır. Bu yöntemin en önemli dezavantajı restorasyonun üretilmesi sırasında restorasyonun üzerindeki kazıma yapılacak frez çapından daha ince ayrıntıların kazınmıyor olmasıdır (108) . Ekleme yönteminde de elde edilen dijital veriler kullanılarak tabaka tabaka malzemelerin birleştirilmesi işlemiyle restorasyonların oluşturulmasıdır. Bu yöntem ile üretim yapabilen 3 farklı teknik bulunmaktadır. Bunlar; 1-Selektif lazer sinterizasyonu, 2- Direkt 3 boyutlu yazıcı, 3-Stereolitografi' dir. (82, 109). Selektif lazer sinterizasyonu yönteminde restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra, tasarım çok kesitli görüntülere ayrılır tasarımı yapılan restorasyonun her bir milimetresi için 5-20 tabaka serilerek her bir tabaka lazer yardımıyla birleştirilir ve bu işlemler tekrarlanarak restorasyonun final şeklini alması sağlanır. Direkt 3 boyutlu yazıcılar ile konvansiyonel yazıcılardaki sisteme benzer bir sistem ile 3 boyutlu şekillerin üretimi yapılabilmektedir. Stereolitografi tekniği de 3 boyutlu yazıcı ile benzerlik göstermektedir fakat bu teknikte seramik partiküller rezin bileşenler (akrilik veya epoksi monomer) ile karıştırılarak kullanılır. Resin bileşenler üretim esnasında sertleşerek seramiğin sinterizasyonuna kadar şeklini korumasını

sağlamaktadır (82). Ekleme yöntemleri ile daha ince detaylara sahip restorasyonlar daha az malzeme kullanılarak üretilebilmektedir. Bu üretim yönteminin en önemli dezavantajı üretim esnasında meydana gelen büzülme sonrası final restorasyonların uyumsuzluklarıdır. Ekleme yönteminin bir diğer olumsuz yönü ise seramik ve titanyum restorasyonların üretiminin yapılamamasıdır (82, 105).



Tablo 1: Klinik CAD/CAM Sistemlerinin Karşılaştırılması

CAD/CAM Sistemleri	Klinik CAD/CAM Sistemlerinin Karşılaştırılması							
	Veri Paylaşımı	Renk Seçimi	Taşınabilir	CAD/CAM Tipi	Görüntüleme Tekniği	Görüntüleme için toz gerekliliği	Renkli Görüntü	Görüntüleme şekli
CEREC Omnicam (Sirona)	Kapalı Sistem	Yok	Hayır	Dijital görüntüleme ve üretim ünitesi	Beyaz Işık	Hayır	Evet	Video
PlanScan ¹ (Planmeca)	Açık Sistem	Yok	Evet	Dijital görüntüleme ve üretim ünitesi	Mavi Lazer	Hayır	Hayır	Video
Trios Color ² (3Shape)	Açık Sistem	Var	Evet	Görüntüleme ünitesi	Mavi LED	Hayır	Evet	Çoklu Fotoğraflar
iTero ² (Align Technology)	Açık Sistem	Yok	Hayır	Görüntüleme ünitesi	Kırmızı Lazer	Hayır	Evet	Çoklu Fotoğraflar
True Definition Scanner ² (3M ESPE)	Açık Sistem	Yok	Hayır	Görüntüleme ünitesi	Mavi LED	Evet	Hayır	Video
CS 3500 (Carestream Dental LLC)	Açık Sistem	Yok	Evet	Görüntüleme ünitesi	Beyaz LED	Hayır	Evet	Çoklu Fotoğraflar
Apollo DI (Sirona)	Kapalı Sistem	Yok	Hayır	Görüntüleme ünitesi	Bilgi yok	Evet	Hayır	Video

¹PlanScan tarayıcı ile ağız içi implantların dijital ölçüsü alınmamaktadır.

²Trios, iTero, ve True Definition sistemleri ortodontik analizler yapabilmektedir.

2.3.2. CAD/CAM Sistemleri ile Zirkonya Restorasyonların Üretimi

Zirkonya restorasyonların üretimi güdük üzerinde şekillendirilip döküm, tabakalama, ve ısı basınç ile şekillendirme gibi seramik üretim yöntemleri ile üretimi yapılamayıp sadece CAD/CAM sistemleri ile eksiltme yöntemi ile üretilebilmektedir. Teknolojik gelişmeler ile birlikte birçok firma zirkonya restorasyonların üretimi için kendi CAD/CAM sistemlerini tanıtmışlardır. Zirkonya restorasyonların üretiminde kullanılan başlıca CAD/CAM sistemlerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

➤ ***DCS (Digitizing Computer System) Precident sistemi:***

Dijital görüntüleme, dijital tasarım ve üretim yapabilen bir CAD/CAM sistemidir. Zirkonya restorasyonların üretimi tamamen sinterlenmiş (DC-Zircon) bloklardan yapılmaktadır. Bu sistem ile zirkonya haricinde titanyum (DC-Titan), kompozit (DC-Tell) ve seramik (In-Ceram, DC-Ceram, DC-Cristall) restorasyonların üretimi yapılabilmektedir (110, 111).

➤ ***Procera All-Ceram sistemi:***

Procera yoğun kristalin yapıdaki alüminyum oksit alt yapıların üretimi için geliştirilmiştir. Bu sistemde tarayıcı ve tasarım ünitesi dental laboratuarda bulunurken üretim ünitesi sadece A.B.D. ve İsveç olmak üzere 2 merkezde bulunur. Elde edilen veriler elektronik posta yolu ile merkeze yollanarak burada üretimi yapılan restorasyon laboratuara gönderilmektedir. Procera sistemi ile alimünyum oksit (Procera All-Ceram), zirkonya (Procera All-Zircon) ve titanyum (Procera All-Titan) restorasyonların üretimi yapılabilmektedir (111).

➤ ***Cercon sistemi:***

Cercon sadece dijital üretim yapabilen bir sistemdir. Bu sistemde konvansiyonel yöntem ile güdük üzerine yapılan mum modelaj dijital tarayıcı ile taranarak kazıma ünitesinde üretimi gerçekleştirilmektedir. Cercon sisteminde pre-sinterize zirkonya (Cercon base) bloklar kullanılarak restorasyonların üretimi yapıldığından üretim ünitesinde restorasyonlar yapılan mum modelajdan daha büyük işlenerek restorasyonlar sinterizasyon sonrası final boyutlarına ulaştırılır (112).

4.Lava sistemi:

Lava dijital görüntüleme, tasarım ve üretim yapabilen CAD/CAM sistemlerinden birisidir. Lava sistemi ile pre-sinterize zirkonya bloklardan zirkonya alt yapılı restorasyonların üretimi yapılabilmektedir. Bu sistemde zirkonya restorasyonlar sinterizasyon öncesi 7 farklı renk seçeneği ile boyama yapılarak optimum rengin elde edilmesi sağlanabilmektedir (113).

➤ *Celay Sistemi:*

Celay sistemi kopya-freze (Copy-Milling) tekniği ile üretim yapan bir sistemdir. Özel bir rezin malzeme ile ağız içi veya alçı model üzerinde hazırlanan restorasyon sistemin tarayıcı ünitesine yerleştirilerek freze ünitesindeki malzemedan birebir aynı restorasyonun üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu sistem ile cam seramik (Vita MarkII), alüminyum oksit (InCeram Alumina), magnezyum oksit (InCeram Spinell), ve zirkonya (Vita Celay Zirconia) bloklardan restorasyonların üretimi yapılabilmektedir (114, 115).

➤ *Cerec Sistemi:*

Cerec tarayıcı, tasarım ve dizayn ünitesi olan CAD/CAM sistemlerinden bir tanesidir. Diğer sistemlerden farklı olarak Cerec sistemi klinik olarak da kullanılabilir. Optik tarayıcı ile direkt hasta ağızından veya model üzerinden taranarak elde edilen veriler bilgisayar programı yardımıyla tasarımı yapılarak kazıma ünitesinden üretimi gerçekleştirilmektedir. Cerec sisteminde IPS E.max ZirCAD, Vita In-Ceram YZ zirkonya blokların yanı sıra cam seramik bloklar, lityum disilikat ile güçlendirilmiş bloklar ve hibrit blokların üretimi yapılabilmektedir (114).

2.4. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu

Zirkonya restorasyonların simantasyonu adeziv rezin simanlar ile yapılabildiği gibi cam iyonmer, polikarboksilat ve çinko fosfat siman gibi geleneksel simanlar ile de yapılabilmektedir (7, 116, 117). Fakat rezin simanların sahip olduğu marjinal adaptasyon, iyi retansiyon ve arttırılmış kırılma direnci gibi

avantajlardan dolayı zirkonya restorasyonların simantasyonunda daha çok tercih edilmesine neden olabilmektedir (117, 118). Zirkonya ağırlıkça %15'den daha az oranda silika içermesinden ve cam faz içermemesinden dolayı hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi zirkonyada yapılamamaktadır (119, 120).

Ayrıca zirkonyanın sinterizasyon sonrası homojen, non-polar ve inert bir materyal haline gelmesi bağlantı mekanizmasının diğer tam seramik sistemlerdeki gibi yeterli etkinlikte işlememesine neden olacaktır (121). Zirkonyanın bu kimyasal yapısından dolayı simantasyon sırasında herhangi bir kimyasal bağlantı gerçekleşmemektedir. Mikro-mekanik bağlantıyı arttırmak için restorasyon yüzeyini pürüzlendirme amacıyla döner alet sistemleri, lazerler, selektif infiltrasyon etching veya yüzeyi modifiye etmek için silika kaplama, silan uygulaması, eritilmiş cam seramik uygulamasından sonra hidroflorik asit uygulaması ve nano yapılu alümina kaplama teknikleri gibi çeşitli yüzey işlemleri yapılmaktadır (120). Fosfat monomeri içeren rezin simanların zirkonya gibi metal-oksitlerin simantasyonunda daha başarılı olduğu bildirilmiştir (122). Yapılan çalışmalar sonucunda 50µm Al₂O₃ ile yüzey pürüzlendirme işlemi sonrasında, rezin siman sistemleri arasında 10-Metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) içeren rezin siman sistemlerinin zirkonya restorasyonların simantasyonunda daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (123-125). Bunun yanı sıra zirkonyanın adeziv rezin ile simantasyonu sırasında zirkonyanın opak görüntüsünden dolayı ışınla sertleşen rezin simanların yerine iki aşamada hem ışınla hem kimyasal olarak polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar tercih edilmelidir. Simantasyon sonrası yetersiz polimerizasyon simanın fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olmaktadır (126).

2.5. Endodontik Tedavili Dişlerin Genel Özellikleri ve Protetik Tedaviye

Etkileri

Dişlerin bütünlüğünün korunması ve ağızda devamlılığın sağlanması diş hekimliğinin en temel uğraş alanlarından bir tanesidir. Derin ve geniş çürükler, fiziksel travma veya abrazyon, atrisyon ve erozyon gibi nedenlerle dişlerde aşırı derecede madde kayıpları oluşabilir. Bu tür aşırı madde kayıplı veya pulpal hastalıklı dişlerin ağızda devamlılığın sağlanabilmesi için endodontik tedavilerinin yapılması

gerekmektedir. Kök kanal tedavileri tamamlanan dişlerin başarılı bir şekilde ağızda devamlılığını sağlayabilmesi için aynı zamanda uygun bir kronal restorasyona da ihtiyaçları bulunmaktadır.

Kanal tedavili dişlerin büyük madde kayıpları, destek diş dokularının azlığı ve dişlerin su kaybetmesinden dolayı dayanıklılıkları azalmaktadır (19, 127). Bundan dolayı bu dişlerin kronal restorasyonu hala klinik bir sorun teşkil etmektedir (128). Endodontik tedavili dişlerin dentin dokusunun dehidratasyonu sonucu kollojen çapraz bağlarında değişiklik meydana gelmektedir. Bu yapısal değişimin ise kırılabilirliği arttırdığı düşünülmektedir (19, 129). Ayrıca, endodontik tedavinin dişlerin kırılabilirliğinde artışa neden olmadığını, tedavi sonrası meydana gelen dehidratasyonun kırılma dayanımını azaltmayacağını bildiren çalışmalar da vardır (130, 131). Endodontik tedavi sürecinde kullanılan irrigasyon solüsyonlarının ve gutta perka ile kanal dolmuş işleminin de dişlerin kırılabilirliğine etki ettiği görülmüştür (132, 133). Bu dişlerin çoğunda çürükten veya eski restorasyonlardan kaynaklı aşırı madde kaybı bulunmaktadır. Endodontik tedavili dişlerin vital dişlere göre daha kırılabilir oldukları bildirilmiştir (22). Bu yüzden bu zayıf yapının başarısı ve ağızda devamlılığının sağlanması kronal restorasyon ile doğrudan ilgilidir (134). Ayrıca kök kanal tedavisi sonrasında kronal restorasyonun yapılmaması mikro-sızıntı ve bakteriyel kontaminasyon riskini arttırmaktadır. Bu da dişin kırılma dayanımını olumsuz yönde etkileyen faktörlerden bir tanesidir (135).

Endodontik tedavili dişlerin başarı oranları yaklaşık %90 olarak bildirilmiştir (136). Endodontik tedavili dişlerin başarısızlığının incelediği çeşitli çalışmalarda; Vire ve ark. (137) endodontik tedavili dişlerin çekilmesinin %59,4 oranında protetik başarısızlıklardan, Fuss ve ark. (138) ise %43,5 oranında restoratif başarısızlıklardan kaynaklandığını bildirmiştir. Olcay ve ark. (139) yaptıkları çalışmada da endodontik tedavili dişlerin başarısızlığının en yaygın olarak protetik sebeplerden, en nadir olarak da ortodontik sebeplerden kaynaklandığını, en sık başarısızlığa uğrayan dişlerin ise mandibular 1.molar dişler olduğunu bildirilmiştir.

Kök kanal tedavisi tamamlanmış bir dişin kronal restorasyonuna başlamadan önce iyi bir apikal tıkamanın sağlanmış olması, diş ve dişin çevre dokularında eksuda ve fistül gibi aktif enflamasyon unsurları olmaması gerekmektedir (140).

Endodontik tedavili dişler için uygun restorasyon tipi kalan sert doku miktarına ve ilgili dişin ağızdaki konumuna bağlıdır. Posterior bölgedeki dişler daha fazla çiğneme kuvvetlerine maruz kaldıklarından bu dişlerin kırılma ihtimalleri daha fazladır. Bu yüzden yapılacak restorasyonda bu iki unsur mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır. Endodontik tedavili dişlerin dayanıklılıklarının ve hayatta kalım oranlarının artırılması için oklüzal yüzeyi de içerisine alan kron restorasyonlarının yapılması tavsiye edilmektedir (141, 142). Oklüzal yüzeyi de içerisine alan kron restorasyonlar kırılmaya karşı dayanıklılık ve sızdırmazlık özelliklerinden dolayı daha yüksek sağ kalım oranlarına sahiptirler (141).

Posterior dişlerde üstün dayanıklılık özelliklerinden dolayı genellikle metal alt yapılı porselen kron restorasyonlar klinisyenler tarafından tercih edilmektedir. Ancak metal alt yapılı porselen kron restorasyonlarının daha fazla diş kesimi gerektirmeleri geriye kalan sağlam dokunun azalmasından dolayı dişin dayanıklılığının azalmasına neden olmaktadır (141). Günümüzde hastaların artan estetik beklentileriyle birlikte sadece anterior bölgede değil posterior bölgede de daha üstün estetik özelliklerde materyallere ilgi artmıştır. Üstün dayanıklılık ve estetik özelliklere sahip tam seramik monoblok materyaller ile hem hastaların estetik beklentileri karşılanıp hem de minimal preparasyonlar ile dişler restore edilebilmektedir (143).

2.6. Mekanik Testler

Biyomekanik testler dental materyallerin mekanik özellikleri hakkında ön bir değerlendirme sağlayıp gerekli klinik çalışmaların sayısını önemli ölçüde azaltıp araştırmacıları yüksek maliyetlerden ve zamandan tasarruf etmelerini sağlamaktadır. Yapılan çalışmalarda araştırılan klinik probleme bağlı olarak bazen yalnızca biyomekanik analizler yeterli olabilir veya biyomekanik analizlerin klinik çalışmalar ile kombine kullanıldığı durumlar ile karşılaşılabilmektedir. Dental materyallerin performansının değerlendirilmesinde randomize kontrollü klinik çalışmalar en uygun yaklaşım olarak görülse de, bu çalışmaların yüksek maliyetleri ve çalışmalarda çok fazla değişkenin olmasından dolayı örneklerin eşit şartlar altında değerlendirme zorlukları bu testlerin klinik kullanımını kısıtlamaktadır (66).

Biyomekanik testler yapılırken örneklere dinamik yükleme, statik yükleme veya döngüsel yorgunluğa bağlı olarak yükleme yapılabilmektedir (66). Bu yöntemlerinin her birinin avantajları olduğu gibi çeşitli kısıtlamaları da vardır. İn-vitro şartlarda uygulanan “yük altında başarısızlık” testlerin hızlı sonuç vermesi, tek değişken etkisinin değerlendirilebilmesi, altın standart olarak bilinen verilerle yeni geliştirilen yöntem ve malzemelerin kolaylıkla karşılaştırılabilmesi gibi avantajları vardır (144). Dental materyaller üzerinde kullanılan biyomekanik testlerin avantajlarından ve kısıtlamalarından dolayı hangi test yönteminin daha uygun olduğu hakkında henüz ortak bir görüş bulunmamaktadır (66).

2.6.1.Kırılma Testleri

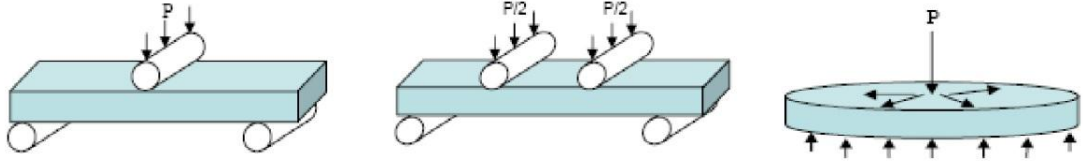
Malzemelerin gerilme altında iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma denir. Dental seramiklerin mekanik dirençleri kırılma ile tanımlanabilmektedir. Kuvvet altındaki bir cismin kırılma anındaki stres miktarı kırılma dayanımı olarak tanımlanmaktadır (27). Kırılma dayanımı testlerinde uygulanan yük arttırıldığında yük altındaki cisim kırılana kadar görülen ilk çatlak genişleyerek büyür ve yük altındaki cismin bu ilerleyen çatlaklara karşı gösterdiği dirence kırılma tokluğu denilmektedir(145). Kırılma tokluğunun birimi, birim alana düşen gerilim miktarı olarak ifade edilir ($\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$).

2.6.2 Bükülme Testleri

Silindirik veya prizmatik bir malzemenin iki ucu desteklenerek üç yada dört noktadan yük uygulandığında, malzemenin bükülme gerilmesi altında kırılma öncesi dayanabileceği maksimum gerilim bükülme dayanımı şeklinde tanımlanmaktadır. Seramik gibi kırılğan malzemelerin bükülme dayanımları yapısal tasarımın belirlenmesinde önemli noktalardan bir tanesidir (27, 146).

Seramik malzemelerin bükülme dayanımlarının belirlenmesinde çeşitli test yöntemleri uygulanabilmektedir. Bunlardan örneklerin hazırlanma zorluğu göz önünde bulundurularak en yaygın kullanılanları üç nokta eğme testleri, dört nokta eğme testleri ve biaksiyel bükme testleridir (iki eksenli bükülme testleri). Biaksiyel bükme testleri "çember üzerine çember (ring on ring), çember üzerine top (ball on

ring), üç top üzerine piston (piston on three balls)" gibi farklı şekillerde yapılabilmektedir (146).



Şekil 4: Üç nokta eğme testi, dört nokta eğme testi ve biaksiyel bükme testi

2.6.3. Makaslama testi

Bir cismin üzerine uygulanan çevirme kuvveti veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya yönelik kuvvetin neden olduğu deformasyona mukavemet gösteren gerilime makaslama dayanımı denilmektedir (27). Makaslama bağlantı dayanımı testi diş hekimliğinde yaygın kullanılan bağlanma testlerinden biridir (147). İki farklı malzemeden oluşan örneklerin ara yüzeyine bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve kopma anındaki kuvvet kaydedilir. Birim alana düşen makaslama bağlantı dayanımı kopma anındaki uygulanan kuvvetin bağlantı yüzey alanını bölünmesiyle bulunur (148). Bağlantı yüzey alanı 1mm^2 veya daha küçük olduğunda makaslama bağlantı dayanımı testleri mikro makaslama testi şeklinde adlandırılmaktadır. Mikro makaslama test yöntemiyle, bağlantı arayüzeyinin küçülmesiyle ara yüzeyde oluşan dağınık stres yayılımı azalarak testin güvenilirliği artar (149).

2.6.4 Çekme testi

Bir cismi uzatmak için uygulanan kuvvetin yarattığı deformasyona karşı oluşan kuvvete çekme gerilimi denilmektedir (27). Bu test yöntemi genellikle alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlantı dayanımını ölçmek için kullanılmaktadır. Alt yapı ve üst yapıyı birbirinden ayırmak için bağlanma yüzeyine dikey yönde çekme kuvveti uygulanır. En önemli dezavantajı örneklerin hazırlanma zorluğudur (149). Bağlantı yüzey alanı 1mm^2 veya daha küçük olduğunda test mikro çekme bağlantı dayanımı testi şeklinde adlandırılır. Bağlantı yüzeyleri küçük olduğundan stres

dağılımı homojen görülür fakat uygulama zorluğu ve birçok değişkenden kolaylıkla etkilenmesi önemli dezavantajlarıdır (149).

Bu çalışmada endodontik tedavili dişler üzerine yapılan zirkonya altyapılı seramik restorasyonların ve monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımları değerlendirilmektedir. Çalışmanın amacı; fiziksel olarak zayıf olan endodontik tedavili dişler üzerine yapılan farklı tipteki zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının *in vitro* olarak değerlendirilip bu tip vakalarda restorasyon seçiminde klinisyenlere yol göstermektir. Çalışmanın hipotezi, endodontik tedavili ve vital dişler üzerine yapılan tabakalı zirkonya ve monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımları arasında fark bulunmamaktadır.



3. GEREÇ-YÖNTEM

Bu çalışmada endodontik tedavili ve vital dişler üzerine yapılan farklı tasarımdaki zirkonya kron restorasyonların dayanıklılıkları *in vitro* olarak incelendi. Bu amaç doğrultusunda hazırlanan örneklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi üç farklı mekanik test yöntemi kullanılarak yapıldı. İlk aşamada endodontik tedavili ve vital dişler üzerine yapılan tabakalı zirkonya ile monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımı incelendi. İkinci aşamada tabakalı zirkonya ve monolitik zirkonya öreneklere bükülme dayanımı testi yapılarak materyallerin dayanımının restorasyondan bağımsız olarak değerlendirilmesi hedeflendi. Üçüncü aşamada ise mikro makaslama bağlantı dayanımı testi yapılarak diş ile restorasyon arasındaki bağlantı dayanımının kron restorasyonların kırılma dayanımına etkisi değerlendirildi.

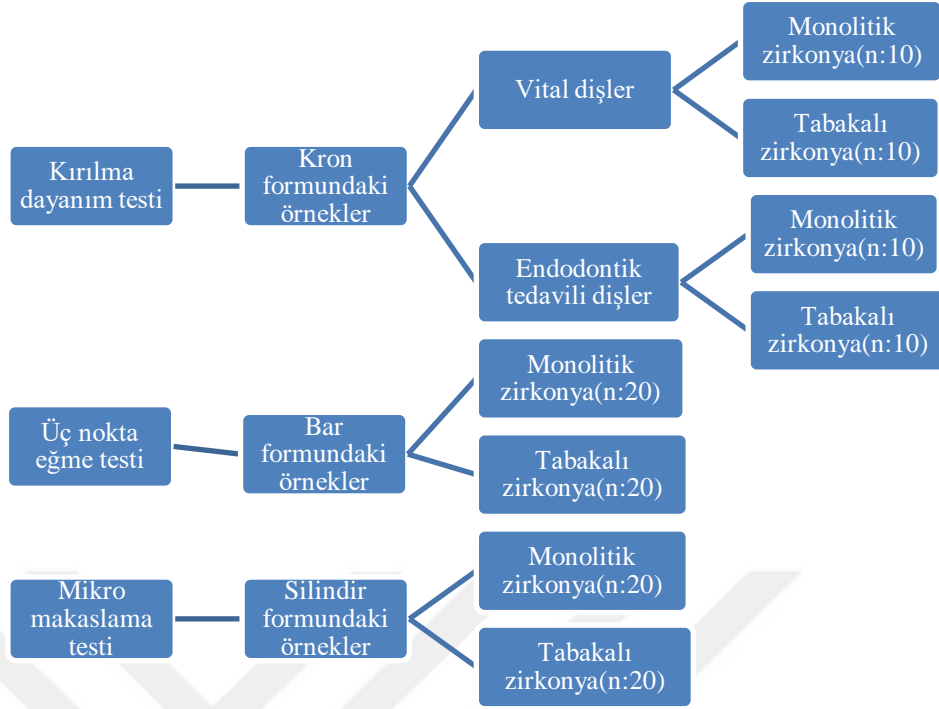
Bu çalışma, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Test Laboratuvar'ında gerçekleştirildi.

3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışmamız için, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı (129 Sayılı, 25.06.2015) alınmıştır. Etik kurul onayı EK-1'de sunulmuştur.

3.2. Deney Gruplarının oluşturulması

Bu çalışmada kullanılmak üzere toplam 120 örnek, yapılacak olan test yöntemine göre 3 ana grup olacak şekilde hazırlandı. Çalışmamızda ana test yöntemi olarak kırılma dayanımı testi bunun yanı sıra, 3-nokta eğme testi ve mikro makaslama dayanım testleri de yardımcı mekanik testler olarak kullanıldı. Örnek boyutları yapılacak mekanik test yöntemlerinin prensiplerine uygun şekilde hazırlandı (Şekil 5).



Şekil 5: Deneysel grupların oluşturulması

Kırılma dayanımı değerlendirmek için kron formunda hazırlanan örnekler 20 adet monolitik zirkonya (Wieland Zenostar Translucent, Wieland Dental Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Almanya) ve 20 adet tabakalı zirkonya (e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein-IPS e.max Ceram A2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Daha sonra bu gruplardaki örnekler endodontik tedavi dişler ve canlı dişler olmak üzere 2 alt gruba daha ayrıldı (n:10) (Tablo 2).

Tablo 2: Kron formunda hazırlanan örneklerin deneysel grupları

	Monolitik zirkonya	Tabakalı zirkonya
Endodontik tedavi dişler üzerine yapılan restorasyonlar	DMZ (n:10)	DTZ (n:10)
Vital dişler üzerine yapılan restorasyonlar	VMZ (n:10)	VTZ (n:10)
DMZ: Devital monolitik zirkonya, DTZ: Devital tabakalı zirkonya, VMZ: Vital monolitik zirkonya, VTZ: Vital tabakalı zirkonya		

İki eksenli bükülme dayanımını değerlendirmek amacıyla bar şeklinde hazırlanan örneklerden, her grupta 20 örnek olacak şekilde monolitik zirkonya (MZ) ve zirkonya alt yapıli seramik sistemi (TZ) olmak üzere iki grup oluşturuldu (n:20) (Tablo 3).

Tablo 3: Bükülme dayanımı ve bağlantı dayanımı test grupları

	Bükülme dayanımı testi	Bağlantı dayanımı testi
Monolitik zirkonya	MZ (n:20)	MZ (n:20)
Tabakalı zirkonya	TZ (n:20)	TZ (n:20)

İki farklı yapıdaki monolitik zirkonya ve zirkonya alt yapı malzemelerin dentin dokusu ile bağ dayanımını değerlendirebilmek için bu iki malzemedен her bir grupta 20 örnek olacak şekilde iki grup oluşturuldu (n:20) (Tablo 3).

Çalışmada kullandığımız malzemelerin kimyasal içerikleri ve üretici tarafından belirtilen fiziksel özellikleri Tablo 4 ve 5'de belirtilmiştir.

Tablo 4: Çalışmada kullanılan malzemelerin üretici tarafından belirtilen fiziksel özellikleri.

Malzeme	Bükülme Dayanımı	Elastiklik Modülü	Isı Genleşme Katsayısı	Kırılma Tokluğu	Üretici Firma
IPS e.max ZirCAD (alt yapı zirkonya seramiği)	>900MPa	210GPa	$10,8 \times 10^{-6} K^{-1}$	$5,5 MPam^{1/2}$	IvoclarVivadent, Schaan Lihtenştayn
IPS e.max Ceram A2 (üst yapı lityum disilikat cam seramiği)	90 MPa	65 GPa	$9,5 \times 10^{-6} K^{-1}$	Üretici tarafından belirtilmemiş	IvoclarVivadent, Schaan Lihtenştayn
Zenostar (Monolitik translüent zirkonya blok)	$\geq 900 MPa$	Üretici tarafından belirtilmemiş	$10,5 \times 10^{-6} K^{-1}$	$\geq 5,0 MPam^{1/2}$	Wieland, Pforzheim, <u>Almanya</u>

Tablo 5: Çalışmada kullanılan malzemelerin kimyasal özellikleri

Malzeme	Kimyasal içerik	Üretici firma	Parti no
IPS e.max ZirCAD (Zirkonya alt yapı)	%87-95 ZrO ₂ (wt), %4-6 Y ₂ O ₃ , %1-5 HfO ₂ , %0-1 Al ₂ O ₃ , <%0.2 diğer oksitler	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	T42546
IPS e.max Ceram (Üst yapı seramiği)	%60-65 SiO ₂ , %9-11 Al ₂ O ₃ , %7-8 K ₂ O, %7-8 Na ₂ O, %2-3 ZnO, %2,5-7,5 CaO, P ₂ O ₅ , F	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	V02427
Zenostar (Monolitik zirkonya)	Zirkonya (ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃) > %99.0, yitrium oksit (Y ₂ O ₃) > %4.5-6.0, hafniyum oksit (HfO ₂) ≤ %, 5.0 alüminyum oksit (Al ₂ O ₃) < %0.5 diğer oksitler ≤ %0,5	Wieland, Pforzheim, Almanya	U22722
Multilink N baz (Adeziv rezin siman)	Dimetakriyat ve HEMA %30,5, Baryum cam doldurucu ve silikon dioksit doldurucu %45,5 Yiterbiyum trifluorit %23, Katalizör ve stabilizatör %1, Pigmentler <%0,01	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	U21270
Multilink N Katalizör (Adeziv rezin siman)	Dimetakriyat ve HEMA %30,2, Baryum cam doldurucu ve silikon dioksit doldurucu %45,5, Yiterbiyum trifluorit %23, Katalizör ve stabilizatör %1,3	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	U21270
Monobond-S	3-Metakriloksipropiltrimetakoksilan %1.0, Etil alkol %52.0, Distile su %47	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	U21270
IPS e.max Ceram ZirLiner	%50-60 SiO ₂ , %16-22 Al ₂ O ₃ , %4-8 K ₂ O, %6-11 Na ₂ O, %2,5-7,5 CaO, P ₂ O ₅ , F %1,5-8 diğer oksitler, %0.1-3 pigmentler	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	U08421

3.2.1. Kırılma dayanımı testi

Kırılma dayanımı testlerinde kron şeklinde hazırlanan örnekler kullanıldı. Hazırlanan örnekler çekilmiş insan üst 20 yaş dişleri üzerine simante edilerek testler gerçekleştirildi.

3.2.1.1. Dişlerin hazırlanması

Bu çalışmada kullanılmak üzere hastalardan, bu çalışmadan bağımsız olarak periodontal nedenlerden dolayı çekilmiş üst 20 yaş dişleri kullanıldı. Bu dişlerin çalışmaya dahil olmama kriterleri belirlenmiş ve dişler tek tek incelenmiştir.

Çalışmaya dahil olmama kriterleri:

- Çürük ve/veya defekt olan dişler
- Üzerinde herhangi bir restorasyon bulunan dişler
- Aşırı eğimli kök ve kanallara sahip dişler
- Çatlak kırık olan dişler
- Kalsifiye kanalları olan dişler
- Anatomik anomalisi olan, ortalama kron-kök boyutlarına göre aşırı büyük veya küçük dişler
- Örneklerin standardizasyonun sağlanabilmesi için benzer boyutta olmayan dişler (± 2 mm, bucco-lingula, mesio-distal)
- Çekimden sonra 10 günden daha uzun süre beklemiş dişler.

Çekilmiş dişler mekanik testler yapılana kadar 37°C'deki %0,5 timol solüsyonunda saklandı. Yukarıda belirtilen kriterlere göre belirlenen 40 adet çekilmiş maksiller 3. molar dişlerin yüzeylerindeki debris, diştaşı ve periodontal liflerin uzaklaştırılması amacıyla scaler kullanılarak kök yüzeyi düzleştirilmesi yapıldı. Vital diş grubu örnekler dişin kurumaması için hemen işleme alındı.

3.2.1.1.1. Dişlerin akrilik rezine gömülmesi

Dişler mine-sement sınırınının 1mm aşağısından ve her bir örneğin oklüzyon düzlemi yer düzlemi ile dik açı yapacak şekilde standart kalıplar ile otopolimerizan polimetilmetakriyat rezin (Vertex Self Curing, Vertex-Dental B.V. Zeist, Hollanda) içine gömüldü. Akrilik rezinin polimerizasyonu sırasında açığa çıkan ısıyı

dağıtabilmek için polimerizasyon süresince örneklerin yüzeyi su spreyi ile sürekli ıslatıldı.

3.2.1.1.2. Diş kesimi

Dişlerin kesimi yüksek hızlı döner alet ile yeşil kuşaklı elmas frezler (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) kullanılarak su soğutması altında yapıldı. Dişlerin preparasyonu tek bir kişi tarafından 1mm kalınlığında chamfer şeklinde basamak ve 6°-8° taper açısı ile anatomik kor dizaynı oluşturulacak şekilde yapıldı. Dişlerin basamak sınırları mine sement sınırının 0,5 mm üzerinde olacak şekilde konumlandırıldı. Preparasyonlar oklüzal stres birikiminin engellenmesi için keskin köşe içermeyecek şekilde hazırlandı (Resim 3). Kesimleri tamamlanan dişler rastgele n:10 olacak şekilde gruplara ayrıldı.

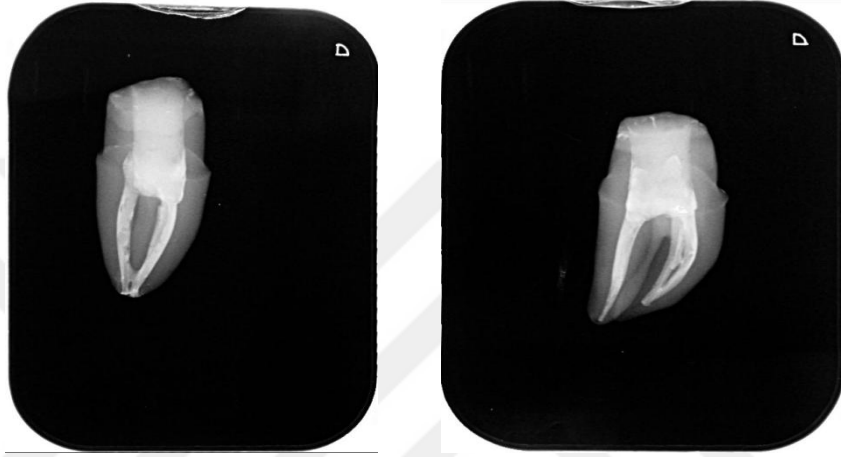


Resim 3: Diş Kesimi

2.1.1.3. Kök Kanal tedavilerinin yapılması

DMZ ve DTZ gruplarındaki örneklerle kök kanal tedavisinin yapılabilmesi için ilk olarak rond frez ile su soğutması altında giriş kavitesi açılıp, fissür frezler ile kavite duvarları düzenlendi. 10 no'lu K file eğeler (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal ağzları tespit edilip kanal çalışma boyu apikalden 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi. Protaper döner alet sisteminin Sx egesi ile kanal ağzları genişletilip, sırasıyla S1,S2, F1,F2,F3 eğeleri kullanılarak kök kanal şekillendirmesi yapıldı. Her ege değişimi sırasında kök kanalları %5,25 NaOCl çözeltisi ile yıkandı. Son olarak kanallar serum fizyolojik ile yıkanıp paper pointler (Dentsplay, Almanya)

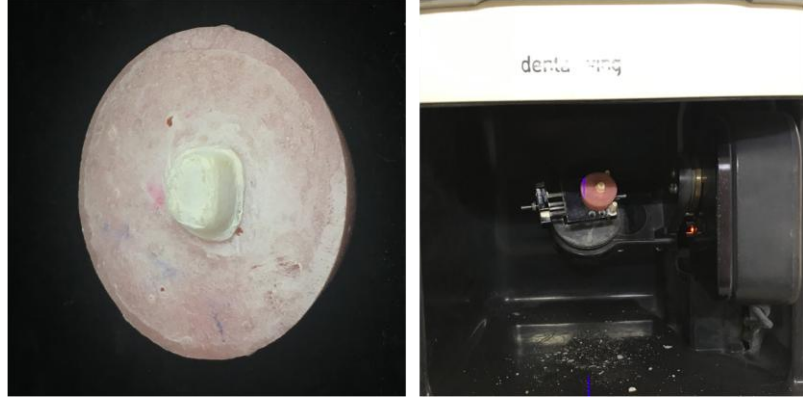
ile kurutuldu. AH plus (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya) kanal patı kullanılarak uygun boyutta guta perkalar (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile tek kon tekniğiyle kanal dolum işlemi tamamlandı (Resim 4). Hazırlanan kök kanal giriş kavitelelerinin dolguları iki aşamalı self-etch bağlayıcı sistemi (Clearfil SE Bond, Kuraray, Tokyo, Japonya) ve kompozit (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak yapıldı. Kök kanal tedavisi yapılacak olan her bir dişe yukarıdaki işlemler sırasıyla uygulandı.



Resim 4: Kök kanal tedavisi yapılan örneklerin radyografik görüntüsü

3.2.1.1.4.Kron Restorasyonların hazırlanması

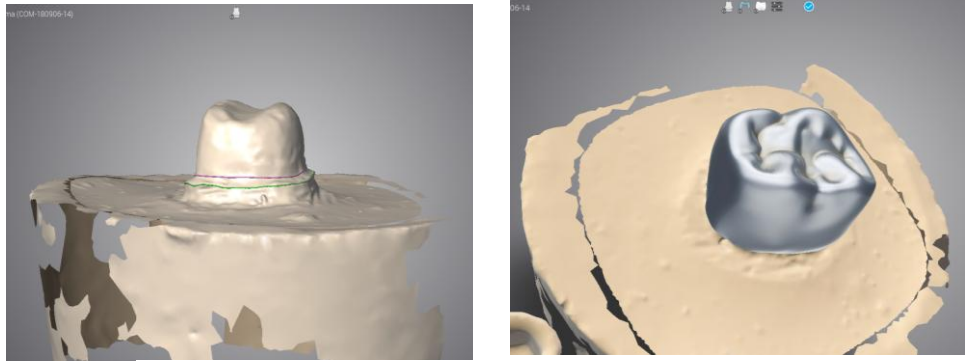
Kırılma dayanımı testi yapılacak örneklerin preparasyonları tamamlandıktan sonra daha net bir ölçü alınabilmesi için preparasyon yüzeylerine tarama spreyi (Calida Scan Spray, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Essen, Almanya) uygulandıktan sonra, laboratuvar tipi dijital tarayıcı (Dental Wings 7 series, Dental Wings Inc., Montréal QC, Kanada) kullanılarak dijital ölçüler elde edildi. Bilgisayar ortamına aktarılan verilerin tasarımı yapılarak üretim aşamasına geçildi (Resim 5).



Resim 5: Dijital ölçü

3.2.1.1.4.1. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması

Dişlerin preparasyonunun ardından bu gruptaki örneklerin hazırlanmasında dijitalize edilen veriler kullanılarak restorasyonların tasarımları CAD yazılımı (DWOS 5 Software, Dental Wings Inc., Montréal QC, Kanada) ile tasarlandı. Restorasyonların tasarımı yapılırken siman boşluğu 80 µm olarak seçildi ve dijital ortama aktarılan dayanak dişlerin basamak sınırları belirlendi. Restorasyonun giriş yolu belirlenerek monolitik zirkonya restorasyonların tasarımı oklüzal yüzeyde 1,5 mm yan yüzeylerde 1,2 mm kalınlığında olacak şekilde ayarlandı. Standardizasyonun bozulmaması için yapılan tasarımlar üzerinde değişiklik yapılmadı ve sistem üzerinden yapılan restorasyonların istenilen kalınlıklarda olduğu kontrol edildi (Resim 6).

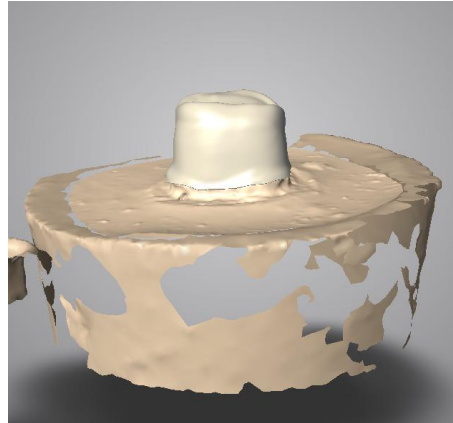


Resim 6: Monolitik zirkonya restorasyonların tasarımı

Tasarımı tamamlanan restorasyonlar kazıma ünitesine (Yenamak D40, Yena Makina San. Tic. Ltd. Sti., Y. Dudullu, İstanbul, Türkiye) yönlendirilerek üretimi yapıldı. Kazıma ünitesinden alınan restorasyonların bağlantı tijleri kesilerek düzenlendi. Hazırlanan restorasyonların üretici talimatları doğrultusunda sinterizasyonu (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) yapıldı. Final boyutlarına ulaşan monolitik zirkonya restorasyonların mekanik polisaj işlemi yapıldı ve restorasyonlar tamamlandı.

3.2.1.1.4.2. Tabakalı Zirkonya Restorasyonların Hazırlanması

Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanmasında olduğu gibi preparasyon sonrası örneklerin dijital ölçüleri alınıp bilgisayar ortamına aktarıldı. Restorasyonların tasarımı yapılırken siman boşluğu 80µm olarak seçildi ve dijital ortama aktarılan dayanak dişlerin basamak sınırları belirlendi. Restorasyonun giriş yolu belirlenerek tasarımı MZ grubunda olduğu gibi yapıldı ve sistem üzerinden yapılan restorasyonların istenilen kalınlıklarda olduğu kontrol edildi. Daha sonra CAD yazılımı ile her yüzeyden 0,7 mm azaltılarak anatomik forma sahip alt yapı tasarımı elde edildi. Böylece üst yapı porseleninin her yüzeyde eşit kalınlıkta olması ve zirkonya alt yapı ile desteklenerek porselen kırığı görülme insidansının azalması amaçlandı (Resim 7).



Resim 7:Zirkonya alt yapıların tasarımı

Tasarımı tamamlanan restorasyonlar kazıma ünitesine yönlendirilerek üretimi yapıldı. Kazıma ünitesinden alınan restorasyonların bağlantı tijleri kesilerek sinterizasyon işlemi yapıldı (Resim 8).



Resim 8: Örneklerin sinterizasyonu

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, alt yapıda kullanılan zirkonya malzeme ile uyumlu olan üst yapı seramiği olarak nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı.

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar malzemesi (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) sinterlenen anatomik formlu zirkonya alt yapılar üzerine uygulandı ve önerilen programda fırımlandı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein). Dentin seramik tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla astar malzemesi ile kaplanmış zirkonya alt yapılar üzerine işlenmeye başlandı. Seramik hamurundaki fazla likit, emici kağıtlar kullanılarak uzaklaştırıldı. Üretici talimatları doğrultusunda iki aşamalı dentin pişimi gerçekleştirilen restorasyonların kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla kontrol edildi, porselenin fırınlanma sonrası boyutsal değişimi göz önüne alınarak eklenmesi gereken yerlere ilave porselen yığılı gerçekleştirildi ve yeniden fırımlandı. Üretici talimatları doğrultusunda kullanılan fırınlama programlarının sıcaklık değişimleri tablo 6' da gösterilmiştir. Restorasyon kalınlıkları oklüzal yüzeyde 1,5mm yan yüzeylerde 1,2mm olacak şekilde yüzey düzeltme işlemleri elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) tamamlandıktan sonra glazür (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiği uygulandı ve restorasyonlar bitirildi.

Tablo 6: Porselen fırınlama programları

	Başlangıç	Bekleme Süresi	Dakikada Sıcaklık artışı	Maksimum Sıcaklık	Vakum Başlangıcı	Vakum Bitişi
IPS e.max Zir Liner	403°C	4 dakika	40°C/dakika	960°C	450°C	959°C
IPS e.max Ceram	403°C	4 dakika	40°C/dakika	750°C	450°C	749°C
IPS e.max Ceram Glaze	403°C	6 dakika	60°C/dakika	725°C	450°C	724°C

3.2.1.1.5. Simantasyon

Elde edilen monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya restorasyonların simantasyonunda (VMZ, DMZ, VTZ, DTZ) iki aşamalı self-etch rezin siman (Multilink N, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı.

Preparasyonu tamamlanan diş yüzeyleri simantasyon öncesi diş yüzeylerindeki doku artıkları düşük devirli döner alet ile pomza ve kıl fırça yardımıyla uzaklaştırıldı. Ardından diş yüzeyleri su spreyi ile durulanarak yağsız hava spreyi ile hafifçe kurutuldu. Multilink N primer A ve Multilink N primer B eşit oranda karıştırılarak üretici firma tavsiyesi doğrultusunda dişin tüm yüzeylerine uygulanıp 30 saniye friksiyon yapıp hafifçe kurutuldu.

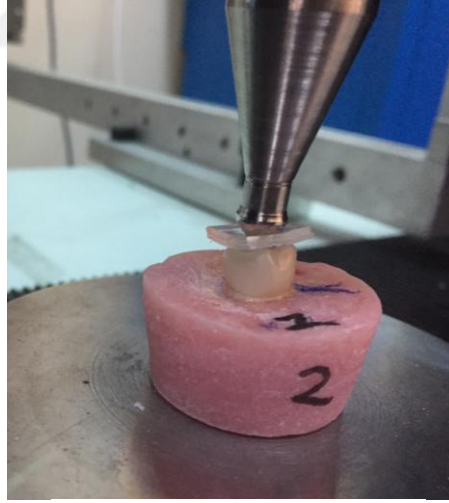
Restorasyonların iç yüzeyleri simantasyon öncesi 1 bar basınç altında 50 µm Al₂O₃ kumlandıktan sonra örneklerin ultrasonik banyoda temizliği yapıp yıkayıp yağsız hava ile kurulandı, ardından restorasyonun iç yüzeyine 60 sn monobond N uygulanıp hafifçe kurutuldu. Restorasyonun içerisine Multilink N rezin siman karıştırıcı uçlar yardımıyla içerisinde hava kabarcığı kalmayacak şekilde yeterli miktarda yerleştirilerek parmak basıncı altında sertleşmesi beklenmiştir. Resin siman sertleşmeden önce varsa siman artıkları micro-brush yardımıyla temizlendi.

3.2.1.2. Kırılma Dayanımı Testinin Yapılması

Dişlere simante edilen kron formundaki örnekler universal test cihazı (Shimadzu Autograf AG-100 kNG, Kyoto, Japonya) ile kırılma dayanım testine tabi

tutuldu. Deneyle İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Test Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Kırılma dayanım testinin uygulanması sırasında örneklerin yer değiştirmesinin önlenmesi amacıyla otopolimerizan polimetilmetakrilat rezin içine gömülü örnekler test cihazına sabitlendi. Paslanmaz çelik malzemeden üretilen 7,5 mm çapındaki kırıcı uç kronların tüberkül eğimleri ile 3-nokta teması sağlayacak şekilde testler gerçekleştirildi. Sabitlenen restorasyonlar ile kırıcı uç arasında, uygulanacak olan kuvvetin daha geniş alana dağılması ve üst yapı seramiği üzerinde noktasal stres birikimlerinin oluşmaması amacıyla 1 mm kalınlığında yumuşak plak (Copyplast 1.0, Scheu- Dental, Iserlohn, Germany) yerleştirildi ve kuvvet 1 mm/dak hızla uygulandı. Kırılma dayanımı testi maksimum kuvvet 7000 N olduğunda durduruldu ve kırılmayan örnekler kırık yok şeklinde maksimum kuvvet üzerinden değerlendirildi. Örneklerin kırılma anı, universal test cihazına bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi (Resim 9).



Resim 9: Kırılma dayanımı testi

3.2.2. Bükülme Dayanımı Testi

Üç nokta eğme testi için final boyutları 25x5x3mm boyutlarında bar formunda örnekler kullanılarak üç nokta eğme testi yapıldı.

3.2.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Presinterize zirkonya bloklardan örnekler su soğutması altında, düşük devirde hassas kesme cihazında (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kesilerek elde edildi.

MZ grubundaki örneklerin hazırlanabilmesi için 98.5-20mm/1 boyutlarındaki disk şeklindeki bloktan 34x20x32mm boyutlarında monolitik zirkonya kesilerek, kesim hassasiyetine olumsuz etki edebilecek olan hareketlerin engellenmesi için hassas kesme cihazına bağlanabilen daha önceden hazırladığımız otopolimerizan polimetilmetakrilat rezin tutucu parçalara bağlandı. Bu şekilde zirkonya blokların yer düzlemine paralel bir şekilde hassas kesme cihazına bağlanabilmesi ve iki düzlemde kesimlerin en az hatayla yapılabilmesi hedeflenmiştir.

Akrilik taşıyıcı, üzerine sabitlenen zirkonyanın yer düzlemi ile paralellığı ayarlanarak hassas kesme cihazının tutucu aparatına sabitlendi. Zirkonyanın %20 sinterizasyon büzülme payı ve kullanılan elmas diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı 0,4 mm hesaplanarak kesim işlemleri yapıldı. Örnek genişliğinin elde edilmesi için 6,7 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesimler gerçekleştirildikten sonra akrilik taşıyıcı, tutucu aparatından çıkartıldı. İkinci düzlem kesimi öncesinde ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması ve kesim sırasında örneklerin kırılmasını önlemek için kesim boşlukları mum ile dolduruldu. Çubuk örneklerin yüksekliğinin elde edilmesi için 4,2 mm aralıklarla ikinci düzlem kesimleri tamamlandı. Kesim sonrası elde edilen örneklerin boyutları %20 sinterizasyon büzülmesi de ilave edilerek örnek boyutlarının uygunluğu dijital kumpas ile değerlendirildi (Resim 10). Uygun boyutta olmayan örneklerin gerekli düzeltmeleri 600, 800 (English abrasives, Londra, İngiltere), 1000 ve 2000 (Siawat 1913 FC, İsviçre) grid su zımparası kullanarak yapıldı. Hazırlanan monolitik zirkonya örneklerin üretici talimatları doğrultusunda sinterizasyonu yapıldı. Sinterizasyon sonrası örneklerin final boyutları kontrol edilip uygun boyutta olmayan örnekler çalışma dışı bırakıldı. Hazırlanan örneklerin mekanik polisaj işlemi yapıp bitirildi.



Resim 10: Bar şeklindeki örneklerin hazırlanması

TZ grubundaki örneklerin üst yapıları ile birlikte final boyutlarının 25x5x3mm olabilmesi için, zirkonya alt yapıları 25x5x1,5mm boyutlarında hazırlanıp üzerlerine porselen üst yapıları işlenerek final boyutlarına ulaşması sağlandı.

Örneklerin kesim işleminin gerçekleştirilebilmesi için zirkonya bloktan 22x20x32mm boyutlarında zirkonya kesilerek hassas kesme cihazına akrilik tutucu parça yardımıyla bağlandı. Final örnek genişliğinin elde edilmesi için zirkonyanın büzülmesi ve elmas disk kalınlığı hesaba katılarak 6,7 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesimler gerçekleştirildikten sonra akrilik taşıyıcı, tutucu apaneyden çıkartıldı. İkinci düzlem kesimi öncesinde ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması ve kesim sırasında örneklerin kırılmasını önlemek için kesim boşlukları mum ile dolduruldu. Çubuk örneklerin yüksekliğinin elde edilmesi için 2,3 mm aralıklarla ikinci düzlem kesimleri tamamlandı. Kesim sonrası elde edilen örneklerin boyutları %20 sinterizasyon büzülmesi de ilave edilerek uygunluğu değerlendirildi. Uygun boyutta olmayan örneklerin gerekli düzeltmeleri 600, 800, 1000 ve 2000 grid su zımparası kullanarak yapıldı. Uygun boyutlardaki zirkonya örnekler üretici talimatları doğrultusunda sinterizasyonu yapıldı. Sinterizasyon sonrası elde edilen örneklerin boyutları kontrol edildi, boyutları uygun olmayan örnekler çalışma dışı bırakıldı. 25x5x1,5mm boyutlarındaki zirkonya alt yapıların üst yapı porseleni işlenmesi aşamasına geçildi.

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, alt yapıda kullanılan zirkonya ile ısı genleşme katsayısı uyumlu olan üst yapı seramiği olarak nano-florapatit esaslı seramik 25x5x3mm boyutlarında hazırlanan silikon kalıp ile alt yapı üzerine işlendi. Uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar malzemesi (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) sinterlenen anatomik formlu zirkonya alt

yapılar üzerine uygulandı ve önerilen programda fırımlandı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein). Dentin seramik tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla astar malzemesi ile kaplanmış zirkonya alt yapılar üzerine işlenmeye başlandı. Seramik hamurundaki fazla likit, emici kağıtlar kullanılarak uzaklaştırıldı. Üretici talimatları doğrultusunda iki aşamalı dentin pişimi gerçekleştirilen restorasyonların formu kontrol edildi, porselenin fırınlanma sonrası örneklerin final boyutlarının 25x5x3mm olup olmadığı kontrol edilip boyutsal değişimi göz önüne alınarak eklenmesi gereken yerlere ilave porselen yığılı gerçekleştirildi ve yeniden fırımlandı. Yüzey düzeltme işlemleri elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) tamamlandıktan sonra glazür seramiği uygulanarak bitirildi.

3.2.2.2. Üç Nokta Eğme Dayanımı Testi Yapılması

Üç nokta eğme dayanım testi İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Test Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Örnekler, iki dayanak arası 20 mm mesafeye sahip olacak şekilde ayarlanan 3-nokta eğme test düzeneğine yerleştirildi. TZ grubundaki örnekler üst yapı seramiği yukarıda olacak şekilde yerleştirildi. Üniversal test cihazı (Shimadzu Autograf AG-5 kNG, Kyoto, Japonya) 1 mm/dak hızla ilerleyecek şekilde kuvvet uygulaması sağlandı. Örneklerin kırılma anı, üniversal test cihazına bağlı bilgisayar programında ani düşüş olarak belirlendi ve o andaki değerler kaydedildi (Resim 11). Elde edilen veriler aşağıdaki formül kullanılarak bükülme dayanımı (MPa) verilerine dönüştürüldü.

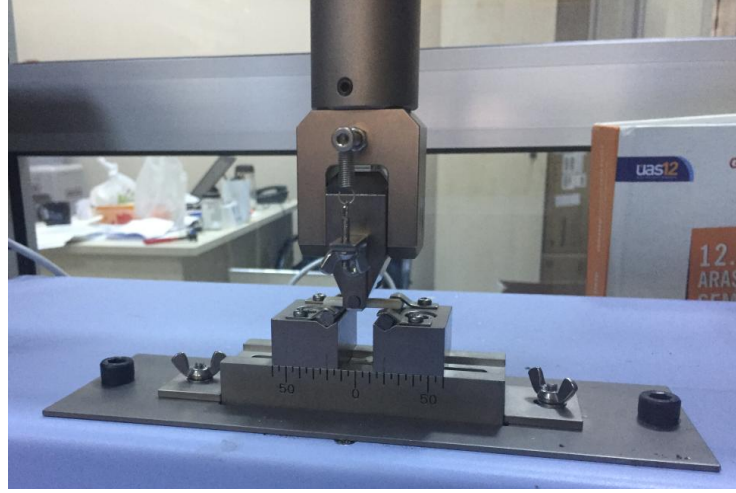
$$Bükülme\ Dayanımı(MPa) = \frac{3PI}{2wh^2}$$

P=Kırılma anında uygulanan kuvvet (N),

I=Test düzeneğinde dayanaklar arası mesafe (mm),

w=Örnek genişliği (mm),

h=Örnek yüksekliği (mm)



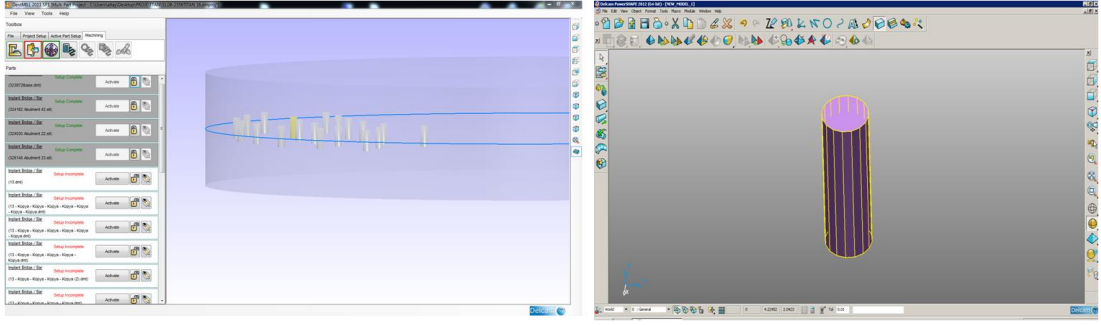
Resim 11: Üç nokta eğme testi

3.2.3. Mikro Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi

Mikro makaslama bağlantı dayanım testi ile silindir formundaki örnekler universal test cihazı ile dentin dokusuna bağlantı dayanımı değerlendirildi.

3.2.3.1. Silindir Formundaki Örneklerin Hazırlanması

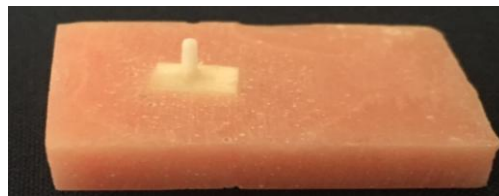
TZ ve MZ gruplarındaki örneklerin hazırlanabilmesi için CAD/CAM yazılımı (Delcam powershape, Delcam, Birmingham, Birleşik Krallık) ile monolitik zirkonya ve zirkonya bloklardan sinterizasyon sonrası 1 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde olacak şekilde silindir tasarımı yapıldı. Tasarımı yapılan örnekler bir başka CAD/CAM yazılımı (Dent mill, Delcam, Birmingham, Birleşik Krallık) ile zirkonya blok içerisine konumlandırılarak freze ünitesinde (HSC 20 linear, DMG MORI, AG., Bielefeld, Almanya) kazınarak elde edildi (Resim 12). Hazırlanan örneklerin boyutlarının uygunluğu kontrol edilip uygun boyutta olmayan örneklerin gerekli düzeltmeleri 600, 800, 1000 ve 2000 grid su zımparası kullanarak yapıldı. Uygun boyutlardaki zirkonya örneklerin üretici talimatları doğrultusunda sinterizasyonu yapıldı ve final boyutlarına ulaşması sağlandı. Örneklerin final boyutları tekrar ölçülerek kontrol edildi, uygun boyutta olmayan örnekler çalışma dışı bırakıldı.



Resim 12: Silindir formundaki örneklerin tasarımı

3.2.3.2. Silindir Formundaki Örneklerin Dentin Yüzeyine Simantasyonu

Elde edilen monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya restorasyonların simantasyonunda iki aşamalı self-etch rezin siman (Multilink N, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Elde edilen örnekler, taze çekilmiş üst 20 yaş dişlerinden dilimlenerek akrilik tutucular içine yerleştirilen 4x4 mm boyutlarındaki dentin yüzeylerine simante edildi. Örnek yüzeyleri simantasyon öncesi üretici talimatları doğrultusunda 1bar basınç altında 50µm Al₂O₃ ile kumlandıktan sonra örneklerin ultrasonik banyoda temizliği yapıp yıkayıp kurulandı, ardından örnek yüzeyine 60 saniye monobond N (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) uygulanıp hafifçe kurutuldu. Dentin yüzeyine ise Multilink N primer A ve Multilink N primer B eşit oranda karıştırılarak dentin yüzeylerine uygulanıp 30 sn friksiyon yapıp hafifçe kurutuldu. Örnek yüzeyine rezin siman (Multilink N, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) karıştırıcı uç ile yerleştirilerek parmak basıncı altında sertleşmesi beklendi. Resin siman sertleşmeden önce siman artıkları micro-brush yardımıyla temizlendi (Resim 13). Simantasyonu tamamlanan örnekler %90 nem içeren 37°C etüvde 48 saat bekletildikten sonra mekanik testler yapıldı.



Resim 13: Silindir formundaki örneklerin simantasyonu

3.2.3.3.Mikro Makaslama Testinin Yapılması

Elde edilen örneklerin mikro makaslama bağlantı dayanımı testleri İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Test Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Özel olarak hazırlanan akrilik tutucu parçalara gömülen örnekler, örnek ile temas eden kuvvetin iletildiği 1 mm kalınlığındaki kesici uç ile 90°'lik bir açı yapacak şekilde cihaza yerleştirildi. Cihaza yerleştirilen kesici uç, örneklerin ara yüzeyine denk gelecek şekilde 0,5 mm/dak hızla ilerleyecek şekilde kuvvet uygulandı (Resim 14). Örneklerin kırılma anı, universal test cihazına (Shimadzu Autograf AG-5 kNG, Kyoto, Japonya) bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi. Elde edilen veriler aşağıdaki formül kullanılarak bağlantı dayanımı verilerine dönüştürüldü.

$$\text{Bağlantı dayanımı(MPa)} = \frac{F(N)}{A(mm^2)}$$

$$A = \pi r^2$$

F=Kırılma anında uygulanan kuvvet (N)

A= Bağlantı yüzey alanı (mm²),

r =Örnek yarı çapı



Resim 14: Mikro makaslama bağlantı dayanımı testi

3.3. İstatistiksel Analiz

Mekanik testler sonucunda elde edilen verilerin istatistik analizler, IBM SPSS Statistics Ver. 22 (2013, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) programı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Elde edilen kırılma dayanımı verilerinin normal dağılım ve homojen grup varyansları gibi parametrik test varsayımlarını sağladıkları Shapiro-Wilk testleri uygulanarak görülmüştür. Normal dağılım gösteren grupların karşılaştırılması ANOVA tek yönlü varyans analizi ile yapıldı. Grupların kendi aralarında değerlendirmeleri ise Post Hoc Bonferroni testi ile yapıldı. Kırılma dayanımı testi sonucunda kron formunda hazırlanan örneklerde oluşan kırık tiplerinin dağılımı çapraz tablo oluşturularak değerlendirildi. Çalışmamızda ana test metoduna yardımcı olarak uyguladığımız üç nokta eğme ve mikro makaslama bağlantı dayanımı test verilerinin karşılaştırılması ise t-testi kullanılarak yapıldı. Tüm hipotez kontrolleri $\alpha:0.05$ anlamlık düzeyinde gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

4.1. Kırılma dayanımı testi bulguları

Çalışmamızda kullanılan iki farklı tasarımdaki zirkonyanın iki farklı yapıdaki dişler üzerine yapılmış kron formdaki örneklerden oluşan çalışma gruplarındaki (DTZ: Devital tabakalı zirkonya; VTZ: Vital tabakalı zirkonya; DMZ: Devital tabakalı zirkonya; VMZ: Vital monolitik zirkonya) ortalama kırılma dayanımı verileri Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 7: Ortalama kırılma dayanımı (N)

Grup	N	Ortalama KD(N)	Standart sapma
DTZ	10	3988,63 ^a	278,17
VTZ	10	4295,86 ^{a,b}	437,95
DMZ	10	4682,37 ^b	717,93
VMZ	10	6301,87 ^c	906,24

*Aynı üst harf ile işaretli gruplar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.

Kırılma dayanımı verileri incelendiğinde en yüksek kırılma dayanımı VMZ grubunda görülürken en düşük kırılma dayanımı verileri ise DTZ grubunda olduğu görüldü. Gruplar arası karşılaştırma yapıldığında ise, DTZ ile VTZ grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken DTZ grubu DMZ ve VMZ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu. VTZ grubu diğer gruplar ile karşılaştırıldığında DTZ ve DMZ ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmezken VMZ grubundan anlamlı bir şekilde düşük bulundu. DMZ grubunun karşılaştırılmasında ise VTZ ile anlamlı bir fark görülmedi, fakat DTZ'den anlamlı bir şekilde yüksek bulunurken VMZ grubundan anlamlı bir şekilde düşük bulundu. DMZ grubu ile VTZ arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi fakat DMZ istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde DTZ'den yüksek bulunurken VMZ'den düşük bulundu. VMZ grubunun kırılma dayanımı verileri diğer bütün gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek bulundu (Şekil 6).



Şekil 6: Kırılma dayanımı grafiği

Kron formundaki örneklerin kırılma dayanımı değerleri hesaplama zorluğundan dolayı literatürde yaygın olarak Newton cinsinden değerlendirilmektedir. Birim alana düşen gerilim hakkında fikir sahibi olmak adına çalışmamızda elde edilen Newton değerleri kırıcı ucun kuvvet uyguladığı yüzey alanı göz önüne alınarak Megapascal'a dönüştürülmüştür. Elde edilen Megapascal değerleri tablo 8' de beirtilmiştir.

Tablo 8: Ortalama Kırılma Dayanımı (MPa)

Grup	N	Ortalama KD(MPa)
DTZ	10	759,73
VTZ	10	818,25
DMZ	10	891,88
VMZ	10	1200,35

Kırılma dayanımı testi sonucunda örneklerde, D: restorasyonla birlikte dış kırığı; Z: zirkonya kırığı; P: porselen üst yapı kırığı ve KY: kırık yok olmak üzere 4 farklı kırık tipi (KT) gözlemlendi (Resim 15).

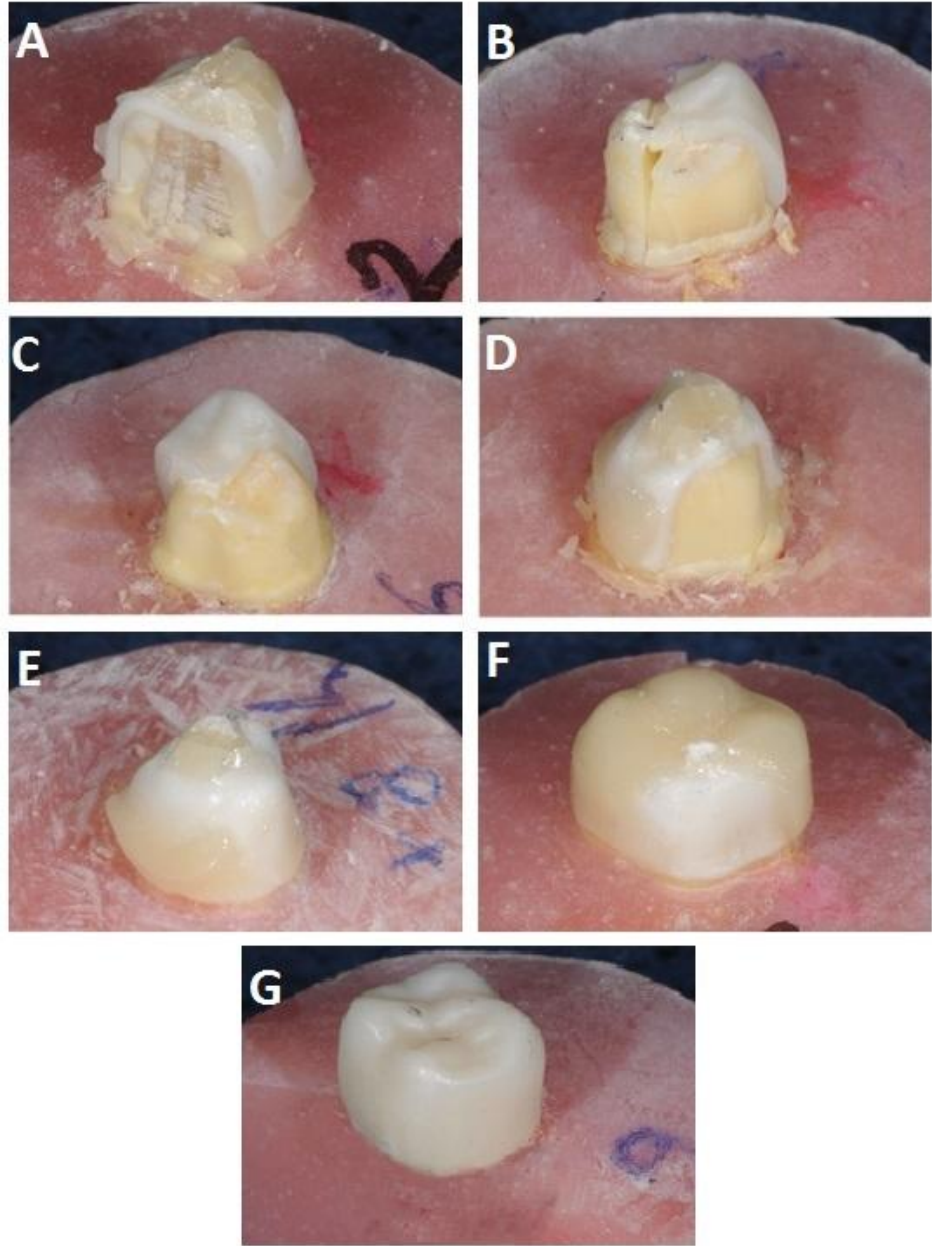
Yapılan incelemede en çok dış kırığının DMZ grubundaki örneklerde olduğu gözlemlenmiştir (D:9). VMZ grubunda ise örneklerin 6 tanesinde herhangi bir kırık meydana gelmemiştir. VTZ grubundaki örneklerin 1 tanesinde dış kırığı, 6 tanesinde porselen üst yapı kırığı, 3 tanesinde ise porselen üst yapı ile birlikte zirkonya alt yapının da kırıldığı görülmüştür. DTZ grubundaki örneklerde ise 6 tane dış kırığı, 2 tane üst yapı kırığı ve 2 tane üst yapı ile birlikte alt yapı kırığı meydana gelmiştir (Tablo 9).

Tablo 9: Kırık tipi dağılımı

Grup	D	P	ZP	KY	Toplam
DTZ	$x_6^{a,b}$	$y_2^{a,b}$	y_2^a	y_0^a	10
VTZ	x_1^a	y_6^b	x,y_3^a	x_0^a	10
DMZ	x_9^b	-	y_1^a	y_0^a	10
VMZ	x,y_3^a	-	x_1^a	y_6^b	10
Toplam	19	8	7	6	40

*Aynı üst harfler aynı sütun içerisindeki gruplar arasında farklılık olmadığını göstermektedir.

**Aynı alt harfler aynı satır içindeki gruplar arasında farklılık olmadığını göstermektedir.



Resim 15: Kırık tipleri. A-B: Restorasyonla birlikte diş kırığı, C-D: Zirkonya kırığı, E-F: Porselen üst yapı kırığı, G: Kırık yok

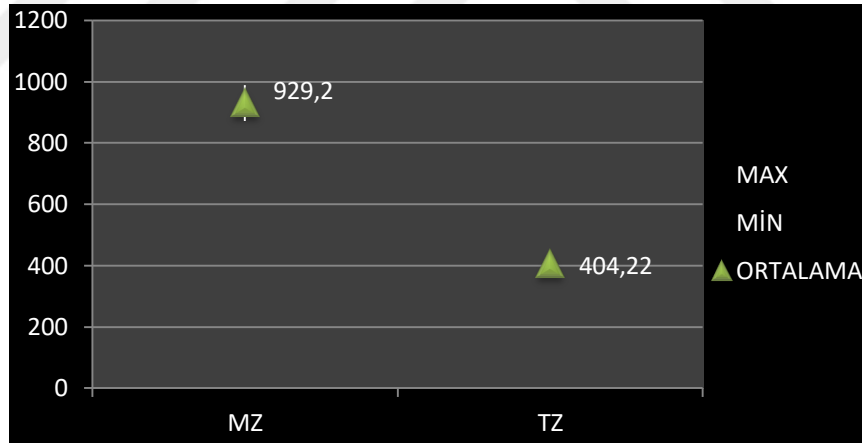
4.2. Bükülme Dayanımı Test Bulguları

Çalışmamızda kullanılan iki farklı yapıdaki zirkonya örneklerin (MZ, TZ) üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen bükülme dayanımı (BD) (MPa±SS) verileri Tablo 10' da gösterilmektedir.

Tablo 10: Bükülme dayanımı testi ortalama verileri

Grup	N	Ortalama(MPa)	Minumum	Maximum
MZ	20	929,20MPa	872,03MPa	989,83MPa
TZ	20	404,22MPa	374,68MPa	436,50MPa

BD testi verilerinin karşılaştırması T- testi kullanılarak yapıldı. MZ ve TZ gruplarında bükülme dayanımı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($P<0,05$). Ortalama bükülme dayanımı verileri MZ grubunda $929,20\text{MPa}\pm 36,01$, TZ grubunda ise $404,22\text{MPa}\pm 15,75$ olarak bulundu (Şekil 7).



Şekil 7: Bükülme dayanımı verileri

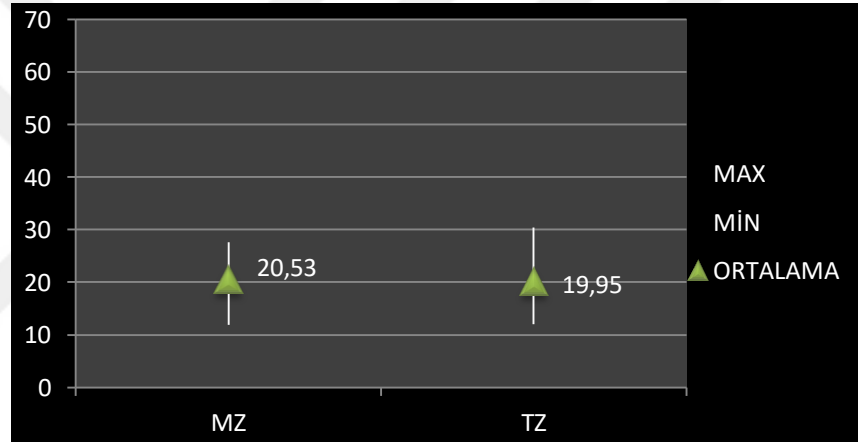
4.2. Mikro Makaslama Bağlantı Dayanımı Test Bulguları

Çalışmamızda kullanılan iki farklı yapıdaki zirkonya (MZ, TZ) mikro makaslama bağlantı dayanımı (MBD) (MPa±SS) verileri Tablo 11'de gösterilmiştir.

Tablo 11: Bağlantı dayanımı ortalama verileri

Grup	N	Ortalama(MPa)	Minumum	Maximum
MZ	20	20,53MPa	11,84MPa	27.57MPa
TZ	20	19,95MPa	12.01MPa	30.46MPa

MBD testi verilerinin karşılaştırması T- testi kullanılarak yapıldı. MZ ve TZ gruplarında mikro makaslama bağlantı dayanımı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmedi ($P>0,05$). Ortalama mikro makaslama bağlantı dayanımı verileri MZ grubunda $20,53\text{MPa}\pm 4,53$, TZ grubunda ise $19,95\text{MPa}\pm 5,31$ olarak bulundu (Şekil 8).



Şekil 8: Bağlantı dayanımı grafiği

5. TARTIŞMA

Günümüzde hastaların artan estetik beklentileriyle birlikte tam seramiklerin optik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra olumlu biyo-uyumluluklarından dolayı posterior bölgede dahi kullanımı popüler hale gelmiştir. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde seramik materyallerden alt yapı, üst yapı ve monolitik restorasyonların üretimi başarılı bir şekilde yapılabilmektedir (150). Endodontik tedavi görmüş dişlerin zayıf fiziksel özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisi sonrası dişlerin üzerine yapılacak olan restorasyon, tedavinin başarısına etki etmektedir (134). Çalışmamızda endodontik tedavili dişler üzerine yapılan zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar ile monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi hedeflendi. Elde edilen veriler doğrultusunda her iki materyalden yapılan restorasyonlarda da, normal sağlıklı bireylerin çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında klinik olarak kabul edilebilir kırılma dayanımı değerleri bulundu. Ancak kırılma dayanımı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu için çalışma hipotezi reddedildi.

Diş hekimliğinde dişlerin çeşitli sebeplerden dolayı kaybolan yapısal bütünlüğünün korunması ve estetik eksikliklerinin giderilmesi restorasyon gereksinimi oluşturmaktadır (30). Estetik gereksinimlerin çok ön planda olmadığı posterior dişlerde restorasyon ihtiyacı genellikle yapısal defektlerden kaynaklanmaktadır. Çoğu durumda konservatif tedavi bu defektlerin restorasyonunda yeterli gelse de geniş çaplı defektlerin olduğu dişlerde pulpal enfeksiyon sonucu kök kanal tedavisi gereklidir.

Sağlam dişler üzerindeki endodontik ve restoratif tedavilerin dişlerin dayanıklılıklarına etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, Reeh ve ark.(151) endodontik tedavilerin dayanıklılığı %5 oranında azalttığını, oklüzal kavite preparasyonun dayanıklılığı %20 oranında azalttığını ve MOD kavite preparasyonun ise dayanıklılığı %63 oranında azalttığını bildirmişlerdir. Oliveira ve ark.(152) yaptıkları çalışmada ise endodontik tedavili dişlerin dayanıklılığını etkileyen en önemli faktörün kalan sağlam diş dokusu miktarı olduğunu belirtmişlerdir. Endodontik tedavili dişlerin çoğunda çürükten veya eski restorasyonlardan kaynaklı aşırı madde

kaybı bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarla da endodontik tedavili dişlerin vital dişlere göre daha kırılğan oldukları bildirilmiştir (22, 151, 152). Endodontik tedavili dişlerin klinik başarısını arttıran en önemli etken olarak kalan kronal diş dokusu miktarı gösterilmektedir (153). Bu nedenle yapılacak olan restorasyon fonksiyonel ve estetik beklentileri karşılarken kalan kronal diş dokusunu da korumalıdır. Bu zayıf yapının başarısı ve ağızda devamlılığının sağlanması sadece endodontik tedavinin başarısı ile ilgili değil aynı zamanda kronal restorasyonun başarısı ile de doğrudan ilgilidir (134).

Posterior bölgedeki endodontik tedavili dişler üzerine amalgam veya kompozit rezin dolgular, inley/onley restorasyonlar ve tam seramik veya metal-seramik kronlar gibi bir çok farklı restorasyon tipi uygulanabilmektedir (154). Bu tedavilerin yanı sıra büyük madde kayıplı dişlerde post-kor restorasyonlar da kullanılabilir. Postlar çeşitli çalışmalarda (155, 156) başarılı sonuçlar verse de post-kor ve kron restorasyonu dişte zayıflamaya ve perforasyona neden olabilmektedir (157). Molar bölgedeki dişler genelde vertikal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar ve geniş hacimlerinden dolayı çok büyük madde kayıpları yaşamadıkça geniş pulpa odası ve kanal ağızları kor retansiyonunu sağlayabildiklerinden çoğu zaman post gerektirmezler (153, 154). Endodontik tedavili dişler üzerine yapılan restorasyonların, bu dişlerin klinik başarısına önemli ölçüde etki ettiği bilinmesine rağmen günümüzde ideal tedavi yöntemi hakkında kesinleşmiş veriler bulunmamaktadır (158). Baba ve Goodacre vital dişlere göre daha zayıf yapıdaki endodontik tedavili posterior dişlerin üzerine kron restorasyonu yapılması dişlerin çoğunun ömürlerini arttırdığını belirtmişlerdir (159).

Geleneksel metal alt yapılı seramik kronlar diş hekimliğinde yüksek dayanıklılık ve güvenilirliklerinden dolayı tedavi seçeneği olarak son 50 yıldır yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (160). Metal alt yapılı seramik restorasyonlar 5 yıllık klinik takip sonunda %1 başarısızlık oranı ve %94 hayatta kalım oranı ile yüksek klinik performans göstermektedirler (161). Tam seramik sistemlerde de bu yüksek başarı oranları hedeflenmekte ve bu doğrultuda dental seramik üreticiler ideal materyalin gelişimi için çalışmaktadırlar (82). Metal alt yapılı restorasyonlar yeterli dayanıklılığı sağlasalar da, koyu renkli metal alt yapı ve opak oksitler doğal dişlerin

estetik özelliklerinin taklit edilmesini zor hale getirmektedir. Ayrıca bu restorasyonların olumsuz estetik özellikleri yanı sıra alerjik veya toksik reaksiyon oluşturma potansiyeli olduğu da bilinmektedir (47).

Hastaların estetik beklentilerini karşılayabilmek için metal alt yapı içermeyen tam seramik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Tam seramik sistemlerin kullanımının yaygınlaşmasıyla üreticiler tarafından bir çok gelişmiş seramik materyali piyasaya sürülmeye başlanmıştır. Tam seramik kronlar uzun dönem klinik başarı göstermesine rağmen, düşük kırılma ve bükülme dayanımı değerlerinden dolayı kullanım alanları kısıtlıdır (162). Posterior bölgede oluşan yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı kırılma yapısındaki (brittle) porselen bu kuvvetlere karşı koyabilmek için metal veya yüksek dayanımlı seramik alt yapı ile desteklenmelidir (47).

Günümüzde, zirkonya yüksek mekanik, biyouyumluluk ve göreceli olarak iyi estetik özelliklerinden dolayı posterior bölgede metal alt yapı kron restorasyonlara iyi bir alternatif olarak kullanılmaktadır (43). Zirkonya, posterior bölgede hem diş hem implant üstü kron ve köprü protezlerde tam seramik sistemlerin kullanımını yaygın hale getirmiştir (11).

Zirkonya içerikli restorasyonlar monolitik veya tabakalı şekilde yapılabilmektedir (163). Monolitik yapılar ile tabakalı yapılar karşılaştırıldığında stres dağılımları ve yük taşıma kapasiteleri arasında farklılıklar görülmektedir. Tabakalı yapılar genellikle farklı elastik özelliklere sahip malzemelerden oluşmaktadır. İki malzemenin ara yüzündeki bu farklılık, ara yüzde yüksek streslere ve yapı içerisinde düzensiz stres dağılımlarına oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca ara yüzde üretim esnasında oluşan yapısal defektlerde stres dağılımlarını etkileyebilir (164) Bu nedenle de mekanik davranışları ve kırılma dayanımları arasında farklılıkların görülmesi beklenmektedir (165).

Monolitik yapıların kırılma dayanımlarının incelendiği önceki çalışmalarda monolitik lityum-disilikat kronlar tabakalı zirkonya alt yapı seramik kronlara göre daha yüksek başarı oranları göstermiştir. Monolitik sistemler, zirkonyaya göre daha zayıf fiziksel özelliklere sahip lityum-disilikattan yapılmış olmasına rağmen kırma testlerinde daha başarılı sonuçlar göstermiştir (166, 167). Monolitik sistemlerin bu

başarısı tabakalı sistemlerde yüksek mekanik özelliklere sahip alt yapı üzerine uygulanan zayıf mekanik özelliklerdeki estetik üst yapı porselenin başarısızlığından veya iki farklı elastik özellikteki malzemelerin ara yüz bağlantı başarısızlığından kaynaklanıyor olabilir.

Yapılan *in vitro* çalışmalarda zirkonya alt yapıli restorasyonların 20 yıldan fazla hayatta kalım başarısı gösterebileceği bildirilmektedir (168, 169). Zirkonya alt yapıli restorasyonların klinik performansının değerlendirildiği *in vivo* çalışmalarda 5 yıl takip sonucunda %79-100 arasında sağ kalım oranları gözlenmiştir (170-172). Bu sonuçların değişkenliği restorasyon uygulanan kişinin farklı çığneme paternlerine sahip olması ile açıklanabilir.

Zirkonya alt yapıli restorasyonların en önemli dezavantajı ise üst yapı seramiğinin atması (chipping) veya tamamen ayrılmasıdır (delaminasyon) (4, 9-13, 173). Yapılan klinik çalışmalar ile 3 yıl takip sonunda üst yapı başarısızlık oranlarını Schimitt ve ark. (174) %11 Sailer ve ark. (13) ise %25 olarak bildirmişlerdir. Bunun yanı sıra Silva ve ark. (175) yaptıkları çalışmada zirkonya alt yapıli restorasyonların yorulma sonucu metal alt yapıli restorasyonlara göre daha başarısız sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu da zirkonya alt yapıli restorasyonlarda zirkonya seramik bağlantısında oksit tabakası bulunmadığından kaynaklanıyor olabilir (175).

Üst yapı seramiğinde görülen başarısızlık; 1: Üst yapı seramiğini destekleyen zirkonya alt yapı tasarımı, 2: Restorasyon tabakalarının kalınlıkları arasındaki ilişki (alt yapı ve üst yapı kalınlığı, anatomik tasarım), 3: Termal genleşme katsayısı farklılıklarından dolayı restorasyon içerisinde rezidüel stres birikimi, 4: Üst yapı seramiğinin mekanik özellikleri gibi bir çok farklı sebepten kaynaklanabilir (176-178).

Zirkonya alt yapı ile porselen üst yapı arasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları, alt yapı ve üst yapının arasındaki istenmeyen ısınma ve soğuma oranları, alt yapı-üst yapı arasında oluşan makaslama kuvvetleri gibi faktörler üst yapı kırılığının nedenleri arasında gösterilmektedir (9, 65).

Alt yapı ve üst yapı arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu, üst yapı porseleninin pişirilmesi ve soğuması esnasında oluşan alt yapı ile üst yapı

arasındaki sıcaklık farklılıkları yapı içerisinde rezidüel stres oluşturmaktadır (179). Bu stresler ara yüzeyden zirkonyanın faz değişiminin başlamasına sebep olurlar. Faz değişimi sonrası zirkonyanın gren boyutlarında değişim meydana gelmesiyle üst yapı yüzeyinde porselen kırıklarına neden olabilmektedir (42).

Restorasyonların tasarım teknikleri mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyebilir. Tabakalı sistemlerde üst yapı üretim teknikleri, üst yapı seramiğinin özelliklerini ve aynı zamanda restorasyon bütünlüğünü de etkilediğinden restorasyonların başarısıyla doğrudan ilişkilendirilebilir (70). Tabakalama yönteminde, restorasyonların fırınlama sayısı ve süreleri, üst yapı seramiğinin eşit ve homojen uygulanması gibi teknisyenin tecrübesi ve başarısı ile ilgili faktörler yöntemin başarısını doğrudan etkilemektedir (65). Choi ve ark. yaptıkları çalışmada manuel olarak tabakalama yöntemiyle hazırlanan üst yapıya sahip restorasyonların kırılma dayanımı değerleri milling ve presleme yöntemlerine göre daha düşük bulunmuştur (63). Fakat Kanat ve ark. yaptıkları çalışmada ise alt yapılar üzerine tabakalama yöntemi ile hazırlanan restorasyonların daha yüksek kırılma dayanımı verileri sergilediğini bildirmişlerdir (180). Altamimi ve ark. ise anatomik formda hazırlanan alt yapıların üst yapı porselenini destekleyerek daha yüksek kırılma dayanımı değerleri sağladığını bildirmişlerdir (181).

Çalışmamızda üst yapılar, üst yapı üretim tekniklerinden yaygın olarak kullanılan geleneksel tabakalama yöntemi ile hazırlanıp, termal genleşme katsayısı uyumsuzluklarının rezidüel stres oluşturup restorasyon başarısızlıklarının elimine edilebilmesi için üretici talimatları doğrultusunda zirkonya alt yapı üzerine (IPS e.max ZirCAD) nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram) uygulandı. Saito ve ark. zirkonya alt yapı üzerine farklı yapıdaki seramik üst yapıların işlendiği çalışmalarında alt yapı ile üst yapı arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluklarının bağlantı dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (182). Birbirleriyle uyumlu alt yapı ve üst yapı materyalleri kullanıldığından seramiğin ıslatabilirliği etkilenmeyip güvenilir bir bağlantı sağlanmış olur (148).

Tabakalı sistemlerde alt yapı tasarımının anatomik formda hazırlanması, üst yapı seramiğinin her bölgede eşit kalınlıkta işlenmesine olanak sağlayarak yüksek dayanımlı alt yapının zayıf dayanımlı estetik üst yapı seramiğini destekleyerek

çatlağın ilerlemesini engellemektedir (183). Bu şekilde zirkonya alt yapılı restorasyonlarda yaygın olarak görülen üst yapı kırığı insidansı önemli ölçüde azalabilir. Rosentrit ve ark. yaptıkları çalışmada anatomik formda tasarlanan zirkonya alt yapıların üzerine işlenen üst yapı seramiklerinde daha az oranda kırılma gözlemlendiğini bildirmişlerdir (184). Bu nedenle çalışmamızda anatomik formulu zirkonya alt yapılar tercih edilmiştir.

Yüksek mekanik özelliklere sahip monolitik zirkonya restorasyonlar, zirkonya alt yapılı restorasyonlarda yaygın görülen chipping sorununun çözümü için geliştirilmiştir. Ancak monolitik zirkonya restorasyonların aşınma direnci, bağlantı etkinliği ve zirkonyanın doğal opak rengi gibi özelliklerinden dolayı kullanıcılar bu malzemeye daha temkinli yaklaşmaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonların değerlendirildiği güncel *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarda monolitik zirkonya restorasyonların etkinliği vurgulanıp bu malzeme ile ilgili kabul edilebilir veriler elde edilmiştir (17, 185-197). Nakamura ve ark. yaptıkları monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının incelendiği *in vitro* çalışmada düşük ısı bozunmasına rağmen posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı uzun dönem de başarılı sonuçlar verdiğini bildirmiştir (198). Sulaiman ve ark. (191) yaptıkları çalışmada kron ve köprü şeklindeki monolitik zirkonya restorasyonlar 5 yıllık değerlendirme sonrasında oldukça düşük kırılma oranları göstermiştir. Sun ve ark.'nın (186) yaptıkları bir çalışmaya göre ise 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kronlar ve 1,5mm kalınlığındaki zirkonya alt yapılı seramik kronlar ile 1,5 mm kalınlığındaki metal alt yapılı seramik kronlar benzer kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Metal alt yapılı seramik ve zirkonya alt yapılı seramik kronlar ile aynı kalınlıktaki monolitik zirkonya kronlar ise metal alt yapılı ve zirkonya alt yapılı kronlara göre çok daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Sun ve ark. bunu iki temel nedene bağlamaktadır. İlki monolitik sistemlerde katastrofik başarısızlıklar görülürken tabakalı sistemlerde başarısızlık genellikle üst yapı seramiğinden kaynaklanmakta; ikincisi ise CAD/CAM ile üretilen restorasyonların minimum hatayla ve yüksek kaliteli homojen dağılım gösteren malzemeler ile yapılıyor olmasından kaynaklanmaktadır.

Gunge ve ark. yaptıkları, posterior monolitik zirkonya restorasyonların klinik başarısının incelendiği retrospektif çalışmalarında 3,5 yıl sonunda monolitik zirkonya restorasyonların başarısını %91,5 olarak bildirmişlerdir (199). Bu kısa dönem retrospektif çalışmanın bulguları monolitik zirkonya restorasyonların posterior bölgedeki dişler için bir tedavi seçeneği olduğunu göstermektedir.

Yapılan çalışmalarda zirkonya restorasyonların preparasyon tasarımının kırılma dayanımına anlamlı bir şekilde etki ettiği bildirilmiştir (186, 190, 193, 194, 200). Üretici talimatlarına göre monolitik zirkonya restorasyonlar minimum 0,5 mm kalınlığında olmalıdırlar. Ancak yapılan çalışmaların çoğunda 0,5 mm'den daha kalın restorasyonlar incelenmiştir (186, 190, 193). Sun ve ark. yaptıkları çalışmada 1 mm'den kalın restorasyonların daha yüksek kırılma dayanımı değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir (186). Farklı seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının incelendiği bir başka çalışmada ise çevresel yüzeylerden 1,2 mm oklüzal yüzeyden ise 2 mm preparasyon yapılmıştır (167). Opak yapıdaki zirkonya restorasyonların kalınlığının artması rezin simanın polimerizasyonunu etkileyeceğinden desimantasyona, mikro-sızıntıya ve post operatif hassasiyete neden olabilmektedir (185, 201, 202). Sulaiman ve ark. yaptıkları çalışmaya göre monolitik zirkonyanın ışık geçirgenliğinin marka ve kalınlığa göre değiştiğini ve rezin simanların polimerizasyonu için 1,65 mm daha az kalınlıkta restorasyonların yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (192). Gunge ve ark. ise monolitik zirkonya restorasyonların 1-1,5 mm kalınlığında olması gerektiğini bildirmişlerdir (199). Çalışmamızda ise standardizasyonun sağlanabilmesi için tüm örneklerin preparasyonu önceki çalışmalar ile benzer şekilde 1 mm kalınlığında chamfer şeklinde basamak, 1,5 mm oklüzal yüzeyden ve 6-8° taper açısı ile anatomik kor dizaynı oluşturulacak şekilde yapıldı.

Monolitik ve tabakalı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, tabakalı sistemlerde kullanılan üst yapı porseleni restorasyon üzerindeki kuvvet dağılımına etki edebilir veya içerisinde çatlak başlangıcına neden olabilecek hatalar bulundurulabilir. Ayrıca üst yapı ve alt yapı arasındaki bağlantı mekanizması da sistemin başarısına etki etmektedir (70, 180). Tek tabaka şeklinde hazırlanan alt yapı veya üst yapı seramiğinin yük karşısındaki bireysel davranışları restorasyonun bir

bütün olarak ağızda kullanıldığı şekliyle uyuşmayacağından sistemin başarısı hakkında fikir sağlayamamaktadır (203). Çalışmamızda sistemin başarısı esas alındığından tabakalı sistemlerde alt yapı ve üst yapı bir bütün olarak değerlendirilip yük karşısındaki ortak mekanik davranışları ile monolitik sistemin yük karşısındaki davranışları karşılaştırıldı.

Ağız içersinde oluşan kuvvet paternleri kompleks yapıdadır. Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların fonksiyon sırasında ağız içerisinde yeterli mukavemeti gösterebilmeleri için gereken kuvvetlerin değerlendirilmesi zordur (204). Bu nedenle bir materyali test ederken klinikte kullanıldığı gibi şekillendirip oral kavitede ki koşullara benzer çevresel koşullar altında ve, verileri ağızda oluşabilecek klinik veriler ile birlikte değerlendirmek en iyi yöntemdir (66, 204, 205). Bu nedenle çalışmamızda örnekler kron şeklinde hazırlandı ve kullanılan iki tabakalı malzemeler üretici talimatları doğrultusunda klinik kullanıma uygun bir şekilde üretildi.

Periodonsuyum bağlantı bölgesinin gingival kısmındaki gerilme kuvvetlerini arttırdığından tam seramik restorasyonların *in vitro* testlerinde klinik durumu taklit edebilmek için yapay periodonsuyum uygulanması gerekmektedir (206). Fakat, yapay periodonsuyum gelen aksiyal kuvvetleri azaltmaktadır, ayrıca yapılacak yapay periodonsuyum tüm restorasyonlarda eşit kalınlıkta yapılamadığından standardizasyonun sağlanması mümkün değildir (207). Bu yüzden çalışmamızda çekilmiş dişlerin etrafına yapay bir periodonsuyum yerleştirmesi yapılmadan dişler direkt akrilik rezin içerisine gömüldü.

In vitro çalışmalarda tek veya çift tabakalı örneklerin değerlendirilmesinde 3-nokta eğme testi, 4-nokta eğme testi, biaksiyel eğme testi, mikro gerilim testi ve makaslama testi kullanılabilir (208). Kullanılan her bir test yönteminin kendine göre çeşitli avantajları ve kısıtlamaları bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler için genellikle 3-nokta eğme testi kullanılmaktadır. Bu test yönteminin en önemli dezavantajı, örnek kenarlarındaki hataların sonuca etki etmesinden dolayı hassas bir yöntem olmasıdır (146).

Yaptığımız *in vitro* çalışmada kırılma dayanımı verilerinin daha sağlıklı yorumlanabilmesi için bu teste yardımcı olarak 3-nokta eğme ve mikro makaslama bağlantı dayanımı testleri yapıldı. Üç nokta eğme testi ile aynı kalınlıktaki tabakalı ve monolitik yapıdaki restorasyonların karşılaştırılabilmesi ve üst yapı seramiğinin kırılma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi hedeflendi. Mikro makaslama bağlantı dayanımı testi ile de yapıştırıcı simanın bağlantı dayanımdan bağımsız olarak kırılma dayanımı testinin sonuçlarının yorumlanması hedeflendi.

Yaptığımız çalışmada bükülme dayanımı testleri sonucunda, daha önce yapılan benzer çalışmalarda (75, 186, 209) olduğu gibi MZ grubunda TZ grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı verileri gözlemlendi. MZ grubunun kırılma dayanımı verilerinin daha yüksek bulunmasının 2 temel nedeni olabilir. Birincisi TZ grubundaki örneklerin başarısızlık paterni ağırlıklı olarak üst yapı porselenin atmasından veya tamamen ayrılmasından kaynaklanıyor olabilir, ikincisi ise tamamen CAD/CAM yöntemiyle üretilen restorasyonlarda diş teknisyenleri tarafından manuel olarak porselen yükleme yapılan restorasyonlara göre daha homojen yapıda olmaları ve daha az hata içermelerinden kaynaklanıyor olabilir. Zirkonyanın diğer tam seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımı verileri ile en dayanıklı monolitik seramik olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (75, 186).

Çekilmiş insan dişleri üzerine yapılan monolitik zirkonya ve zirkonya altyapılı seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmamızda restorasyon diş bağlantı mekanizmasının kırılma dayanımına etkisinin değerlendirilebilmesi adına mikro makaslama bağlantı dayanımı testi yapıldı. Diş hekimliğinde bu amaçla çekme ve makaslama testleri kullanılmaktadır (210). Bu iki test yönteminden çekme testlerinin uygulanmasının hassasiyet gerektirmesinden dolayı yaygın olarak makaslama testleri tercih edilmektedir (211). Makaslama testlerinin en önemli dezavantajı ise test ara yüzünde oluşan stres dağılımının düzensiz olmasıdır. Bu dezavantajın önüne geçmek için ise bağlantı yüzey alanının daha küçük olduğu mikro makaslama testleri tercih edilmektedir (212). Ancak mikro makaslama testinde de küçük boyuttaki örneklerin hazırlanmasının zor olması ve bu boyuttaki örneklerin laboratuvar ortamında hazırlanırken içlerinde mikro-çatlak oluşabilmesi gibi olumsuz yönleri bulunmaktadır (210).

Zirkonya restorasyonların simantasyonu geleneksel simanlar veya rezin simanlar ile yapılabilmektedir (7, 116, 117). Rezin siman sayesinde restorasyonun monoblok şeklinde davranması muhtemelen kırılma dayanımı direncinin artmasını sağlayarak simanın elastik bir kuvvet emici olarak zirkonyanın sert yapısını kompanse edilmesini sağlamaktadır. Bu da restoratif sistemin dayanıklılığını arttırabilir ve kronların oklüzal yüzeylerine gelen kuvvetlerin eşit dağılmasını sağlayabilir (194). Ernst ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya restorasyonların simantasyonunda adeziv simanların geleneksel simanlara göre daha yüksek kırılma dayanımı değerleri gösterdiğini ve "Rocatec" sisteminin adezyona anlamlı bir katkısı olmadığını bildirmişlerdir (213). Yapılan çalışmalar sonucunda 50µm Al₂O₃ ile yüzey pürüzlendirme işlemi sonrasında, rezin siman sistemleri arasından MDP içeren rezin siman sistemlerinin daha yüksek bağlantı dayanımı sağladığı bildirilmiştir (123-125). Simantasyon esnasında simanın yetersiz polimerizasyonu simanın fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olacağından opak renge sahip zirkonyanın simantasyonunda dual-cure rezin simanlar tercih edilmelidir (126).

Çalışmamızda tüm örneklerin simantasyonu dual-cure self-etch universal rezin siman ile klinik durumu taklit edecek şekilde yapıldı. Simanın kırılma dayanıma etki etme ihtimaline karşılık yan test olarak mikro makaslama bağlantı dayanımı testi yapıldı. Elde edilen mikro makaslama bağlantı dayanımı test verileri yapılan önceki çalışmalar ile benzerlik göstermektedir (116, 124, 125, 214). Beklendiği üzere gruplar arasında mikro makaslama bağlantı dayanımı verileri arasında anlamlı fark görülmedi ve kırılma dayanımı verilerinin karşılaştırması simandan bağımsız olarak yapılabildi.

Yapılan literatür taramasında çalışmamız ile benzer özellikte endodontik tedavili dişler üzerine yapılan farklı tasarımdaki zirkonya kron restorasyonların kırılma dayanımı inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda en düşük kırılma dayanımı verileri DTZ grubunda daha sonrasında VTZ ve DMZ grubunda en yüksek kırılma dayanımı verileri ise VMZ grubunda gözlenmiştir. Monolitik kronlar ile tabakalı kronların karşılaştırıldığı önceki çalışmalarda bizim çalışmamızda olduğu gibi monolitik zirkonya restorasyonlar daha yüksek kırılma dayanımı verileri göstermiştir (73, 167, 186, 200, 215, 216). Önceki yayınlanan çalışmalarda monolitik

zirkonya restorasyonlar kırılma dayanımı verileri 3250 N ile 5600 N arasında bildirilmiştir (73, 167, 200, 216). Bizim çalışmamızda ise kırılma dayanımı verileri ise mevcut literatürden biraz daha yüksek bulundu. Bu farklılıklar kron restorasyonlarının tasarımı ve kalınlığı, die materyali, yükleme koşulları ve yaşlandırma gibi çalışma tasarımından kaynaklanıyor olabilir. Yaşlandırmanın malzemelerin mekanik stabilitesine büyük etkisinin olduğu ve bu çalışmada olduğu gibi yaşlandırma yapılmayan çalışmaların yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermesi bizim çalışmamızdaki çıkan değerleri açıklayabilir (217, 218). Ayrıca kırma testi için kullanılan kırıcı ucun çapı da tam seramik restorasyonların kırılma dayanımına etki etmektedir. Çalışmamızda kırıcı ucun çapı, restorasyonların oklüzal yüzeyine üç nokta teması sağlayabilmek için benzer çalışmalardan daha geniş tutulmuştur (12, 205).

Çalışmada çekilmiş insan dişi kullanılması, dentin yüzey yapısının değişkenliğinin farklı bağlantı kuvvetlerine neden olması ve manuel olarak hazırlanan diş preparasyonlarının çeşitliliği (219) kırılma dayanımı sonuçlarının çeşitliliğini arttırmış olabilir. Ayrıca ağız içerisinde kuvvet paternleri çok fazla çeşitlilik göstermektedir. Çalışmamızda ise sadece dikey yönde kuvvet uygulandığından klinik durum test ortamına tam anlamıyla yansıtılamayabilir. Test edilen materyallerin kırılma dayanımlarını daha iyi değerlendirebilmek için lateral kuvvetler, termal siklus gibi diğer faktörlerle birlikte *in vitro* çalışmalar yapılabilir. Kırık paternleri incelendiğinde; VMZ grubunda 6 örnekte herhangi bir kırık olmadan test tamamlanırken DMZ grubundaki örneklerde ise 9 örnekte restorasyonla birlikte diş kırığı gözlemlendi. Bu sonuç zayıf yapıdaki endodontik tedavili dişlerden kaynaklanıyor olabilir. Tabakalı restorasyonlarda yaygın olarak görülen chipping ve delaminasyon zayıf yapıdaki endodontik tedavili dişlerde diş dokusunda kırık oluşumunun önlenmesine yardımcı olabilir, monolitik zirkonya restorasyonların da rijit yapısı kuvvetin direkt olarak dişe iletilmesi sonucu zayıf yapıdaki dişlerde kırıklara neden olabilir. Bu düşüncede tabakalı sistemlerdeki zayıf üst yapı tabakası kuvvet kırıcı rolü üstlenerek zayıf dişlerde görülen kırıkların azalmasına neden olabilir.

Genç erişkin sağlıklı bireylerin posterior bölgedeki ortalama ısırma kuvvetinin kadınlarda 597 N erkeklerde ise 847 N olduğu ve maksimum ısırma kuvvetinin 900 N olduğu bildirilmiştir (220, 221). Ferrario ve ark. (222) ise posterior bölgede ortalama ısırma kuvvetlerinin 700 N olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kırılma dayanımı testinde maksimum kuvvet 7000 N'a ulaştığında, ağızda bu kadar yüksek kuvvetlerin görülme ihtimali olmadığından yapılan kırma testi durudurulmuştur. Yaptığımız çalışmada tüm örnek gruplarının kırılma dayanımı verileri posterior bölgedeki ortalama ısırma kuvvetlerinin daha üzerinde bulundu. Bomicke ve ark. ise monolitik zirkonya ile tabakalı zirkonya tek kron restorasyonların karşılaştırıldığı klinik çalışmada 3 yıl sonunda aralarında fark görülmeyp her iki grubun da yüksek hayatta kalım oranları gösterdiği bildirilmiştir (187). Elde edilen bu veriler doğrultusunda posterior bölgede endodontik tedavili dişler üzerine veya vital dişler üzerine yapılan tabakalı zirkonya ve monolitik zirkonya tek kron restorasyonların her ikisi de klinik olarak kabul edilebilir kırılma dayanımı değerleri göstermiştir.

Ağız içerisinde besinlerin çiğneme esnasında tekrarlanan kuvvet siklusları seramik içindeki zayıf bölgelerden başlayarak tüm yüzeye uzanan çatlakların başlangıcına neden olmaktadır (223). Ağız içerisindeki ıslak ortam ise dental seramiklerin korozyondan kaynaklı bozunmasını hızlandırmaktadır. Seramik materyallerin su içerisinde siklus kuvvet uygulayarak yaşlandırma yapıldığı bir çalışmada yaşlandırma yapılmış örneklerin yapılmamış olanlara göre anlamlı bir şekilde daha düşük kırılma dayanımı verileri verdiği bildirilmiştir (224). Zaman içinde yaşlandıkça mekanik yorgunluğun bir sonucu olarak zirkonyanın kendi içerisindeki faz dönüşümünden (LTD) dolayı dayanımı azalabilir (225). Bu sebepten dolayı seramik restorasyonların *in vitro* değerlendirilmelerinde yaşlandırmaları yapılmalıdır. Dinamik testler yorulma kuvvetlerine karşı direnç hakkında değerlendirme yapılabilmesini sağlasa da statik aksiyal kuvvet testleri dental materyallerin kırılma dayanımlarının araştırılmasında hala ilk adımdır (186). Bununla birlikte, bu tarz bir yaklaşım restorasyonların optimize edilebilmesi için dental materyallerin maksimum dayanımı hakkında bilgi verebilir fakat klinik problemlerin çoğunlukla yorgunluk kaynaklı olduğu unutulmamalıdır. Sonuç olarak statik testlerden elde edilen veriler dinamik testlerden elde edilen sonuçlara entegre

edilmelidir (194). Yapılan *in vitro* çalışmalarda monolitik zirkonya kronların iki tabakalılarına göre yaşlandırmadan ve mekanik yormadan daha az etkilendiği bildirilmiştir (73, 226).

Statik testlerin yapıldığı araştırmalarda, örnek geometrileri, örneklerin saklama koşulları, dayanak materyalleri, simantasyon tekniği ve crosshead hızı gibi çeşitli faktörler araştırma sonuçlarını etkileyebilmektedir ve bu literatürde bildirilen verilerin heterojenitesini açıklamaktadır (194).

Klinik çalışmalar dental materyallerin performansını daha hassas bir şekilde değerlendirilmesini sağlayabilmektedir (163). Ancak klinik çalışmaların daha fazla zamana ihtiyaç duymaları ve standardizasyonun kolay bir şekilde sağlanamaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (227). Bunlara ek olarak, *in vivo* çalışma verilerinin karşılaştırılması, incelenen çalışma parametrelerinin ve test edilen seramik materyallerinin birçok farklı varyasyonlarının bulunmasından dolayı zor olabilmektedir (228). Diğer taraftan *in vitro* çalışmalar da klinik durum taklit edilerek restorasyonların temel mekanik özelliklerinin değerlendirilmesine ve başarısızlık risk faktörlerinin incelenmesine yardımcı olmaktadır (205). Restorasyonların klinik başarısı oklüzyon, restorasyonun şekli, karşıt dişin fiziksel özellikleri, periodonsuyum, tükürük ve ısırma kuvvetleri gibi hastaya bağlı çeşitli parametrelerden etkilense de klinik çalışmalarda bu parametrelerin standardizasyonun sağlanması mümkün değildir (66, 229). Bu yüzden *in vitro* çalışmalar yeni materyallerin veya tekniklerin performanslarının değerlendirmesini sağlayarak *in vivo* çalışmalara yol göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Endodontik tedavili ve vital dişler üzerine yapılan tabakalı zirkonya ve monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmamızda sonuçlar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Aynı kalınlıktaki MZ grubundaki örnekler TZ grubundaki örneklere göre daha yüksek kırılma dayanımı verilerine sahip olduğu bulunmuştur.
- MZ ve TZ grubundaki örneklerin diş rezin simantasyonunda benzer bağlantı dayanımı verilerine sahip olduğu bulunmuştur.
- Endodontik tedavili dişler vital dişlere göre daha düşük kırılma dayanımı verilerine sahip olduğu bulunmuştur.
- Normal sağlıklı bireylerin çiğneme paternleri göz önüne alındığında tüm gruptaki örneklerin ağızda kullanılacak yeterli dayanıma sahip olduğu bulunmuştur.

Ancak güvenilir klinik verilerin elde edilebilmesi adına gelecek çalışmalarda endodontik tedavili dişler üzerine yapılan zirkonya restorasyonların yaşlandırma sonrasında nasıl tepkiler vereceğinin araştırılması; elde edilen verilerin uzun dönem klinik takipli çalışmalar ile değerlendirilmesi; ayrıca diş eksikliklerinde yaygın olarak tercih edilen köprü protezlerinin de benzer çalışma tasarımı ile değerlendirilmesi gerektiği kanısındayız.

KAYNAKLAR

1. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12.
2. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-25.
3. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* 2005;21(5):454-63.
4. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research.* 2007;18(s3):86-96.
5. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical oral implants research.* 2007;18(s3):73-85.
6. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):580-5.
7. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection: Quintessence Chicago;* 2002.
8. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-51.
9. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641-52.
10. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci.* 2010;52(4):531-9.

11. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
12. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings- a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25(1):121-8.
13. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):553-60.
14. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):299-302.
15. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-61.
16. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “Augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2016;28(S1).
17. Kim H-K, Kim S-H. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *journal of dentistry.* 2016;55:75-81.
18. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):30-7.
19. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-5.
20. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics.* 2010;36(4):609-17.
21. Eapen AM, Amirtharaj LV, Sanjeev K, Mahalaxmi S. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. *J Endod.* 2017;43(9):1499-504.

22. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent.* 2006;31(1):33-8.
23. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1986;44(5):271-7.
24. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2012;38(4):432-5.
25. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2004;91(2):136-43.
26. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
27. Anusavice K, Brantley W. 2003.
28. Ernsmere J. Porcelain dental work. *Br J Dent Sci.* 1900;43:547.
29. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-6.
30. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics* 3rd edition. 1997.
31. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001;85(4):363-76.
32. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.
33. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi.* Alemdar Ofset, İstanbul; 1992.
34. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5(1):9-16.
35. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
36. VanBlarcom CW. *The glossary of prosthodontic terms.* Mosby; 1999.
37. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen.* Yenilik Basımevi, İstanbul. 1978.

38. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227-35.
39. Filser F, Kocher P, Gauckler L. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly automation.* 2003;23(4):382-90.
40. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):154-8.
41. Gallino F, Di Valentin C, Pacchioni G. Band gap engineering of bulk ZrO₂ by Ti doping. *Physical Chemistry Chemical Physics.* 2011;13(39):17667-75.
42. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
43. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
44. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25(24):5539-45.
45. Nawa M, Nakamoto S, Sekino T, Niihara K. Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. *Ceramics International.* 1998;24(7):497-506.
46. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.
47. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
48. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
49. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):183-8.

50. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*. 1981;3:489-93.
51. Guo X. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chemistry of materials*. 2004;16(21):3988-94.
52. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of materials science*. 1991;26(24):6706-14.
53. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002;18(8):590-5.
54. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;72(2):239-45.
55. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*. 2006;27(10):2186-92.
56. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
57. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45-61.
58. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204..
59. Grant KL, Rawlings RD, Sweeney R. Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics. *J Mater Sci Mater Med*. 2001;12(6):557-64.
60. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials*. 2006;22(8):778-84.

61. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(1):6-12.
62. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*. 2009;13(4):445-51.
63. Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(3):162-9.
64. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle C. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *journal of dentistry*. 2008;36(5):316-21.
65. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dental materials*. 2011;27(10):1045-53.
66. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:218-31.
67. Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dental materials*. 2002;18(7):558-60.
68. Soliman MSM, Mohsen CA, El-Mahallawi O, Abu-Eittah MRH. Effect of Different CAD/CAM Fabrication Techniques on the Vertical Marginal Gap. *Journal of American Science*. 2015;11(6).
69. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18(8):645-8.
70. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(1):29-37.
71. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *journal of dentistry*. 2005;33(1):9-18.

72. Rekow E, Silva N, Coelho P, Zhang Y, Guess P, Thompson V. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*. 2011;90(8):937-52.
73. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int*. 2015;2015:418641.
74. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333-52, ix.
75. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201-8.
76. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):204-6.
77. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int*. 2013;44(8):557-66.
78. Ji MK, Park JH, Park SW, Yun KD, Oh GJ, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(4):271-7.
79. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014;30(10):1195-203.
80. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *Journal of Nanomaterials*. 2012;2012:1.
81. Cheng J, Agrawal D, Zhang Y, Roy R. Microwave sintering of transparent alumina. *Materials Letters*. 2002;56(4):587-92.
82. Silva LHD, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31.
83. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*. 2011;94(6):1850-8.

84. Krell A, Klimke J, Hutzler T. Transparent compact ceramics: inherent physical issues. *Optical Materials*. 2009;31(8):1144-50.
85. Yamashita I, Tsukuma K. Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan*. 2011;119(1386):133-5.
86. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):98-102.
87. Kim H-K, Kim S-H. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental materials*. 2014;30(9):e229-e37.
88. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*. 2006;22(9):857-63.
89. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(1):37-42.
90. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;59:128-38.
91. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(6):762-6.
92. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent*. 2014;42(12):1586-91.
93. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2014;111(1):20-9.
94. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(3):111-5.
95. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*. 2017;21(4):1165-72.

96. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*. 2011;55(3):559-70.
97. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(6):715-20.
98. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*. 1991;1(2):150-4.
99. Werner H, Mörmann H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:7s-13s.
100. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;51(1):59-64.
101. Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Barrett AA, Griggs JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dental materials*. 2008;24(11):1568-74.
102. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*. 2002;46(2):405-26.
103. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*. 2002;46(2):405-26, viii.
104. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56(s1):97-106.
105. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):72-84.
106. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron HC, Duret F, Attal J. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(1):21-44.
107. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems—a current overview Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(2):101-29.
108. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental materials*. 2011;27(4):356-63.

109. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of orthodontics*. 2008;35(3):191-201.
110. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):531-44.
111. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:14S-21S.
112. Sundar V, Kennedy C. Cercon® zirconia—a systems solution for reliable metal-free multi-unit restorations. *Quintessence*. 2001;52:811-4.
113. Karakoca DS, Yilmaz H. Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006.
114. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008; 18: 25-32.
115. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(2).
116. Alves M, Campos F, Bergoli CD, Bottino MA, Ozcan M, Souza R. Effect of Adhesive Cementation Strategies on the Bonding of Y-TZP to Human Dentin. *Oper Dent*. 2016;41(3):276-83.
117. Oba Y, Koizumi H, Nakayama D, Ishii T, Akazawa N, Matsumura H. Effect of silane and phosphate primers on the adhesive performance of a tri-n-butylborane initiated luting agent bonded to zirconia. *Dent Mater J*. 2014;33(2):226-32.
118. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent*. 2009;37(9):731-6.
119. Özcan M, Dündar M, Erhan Çömlekoğlu M. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. *Journal of adhesion science and technology*. 2012;26(24):2661-81.
120. Sanli S, Comlekoglu MD, Comlekoglu E, Sonugelen M, Pamir T, Darvell BW. Influence of surface treatment on the resin-bonding of zirconia. *Dent Mater*. 2015;31(6):657-68.

121. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27(1):71-82.
122. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater.* 2010;26(4):345-52.
123. Gargari M, Gloria F, Napoli E, Pujia AM. Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *Oral Implantol (Rome).* 2010;3(4):25-9.
124. Re D, Augusti D, Sailer I, Spreafico D, Cerutti A. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP. *Eur J Esthet Dent.* 2008;3(2):186-96.
125. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22(2):195-200.
126. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011;36(6):661-9.
127. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):565-7.
128. Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L. Effect of Post Placement on the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):475-83.
129. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *J Endod.* 2009;35(3):413-6.
130. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of Endodontics.* 1992;18(5):209-15.
131. Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology.* 1994;10(2):91-3.
132. Pontius O, Nathanson D, Giordano R, Schilder H, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *J Endod.* 2002;28(10):710-5.

133. Ari H, Erdemir A, Belli S. Evaluation of the effect of endodontic irrigation solutions on the microhardness and the roughness of root canal dentin. *J Endod.* 2004;30(11):792-5.
134. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1976;93(3):597-605.
135. Swanson K, Madison S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J Endod.* 1987;13(2):56-9.
136. Lewis RD, Block RM. Management of endodontic failures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1988;66(6):711-21.
137. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *Journal of Endodontics.* 1991;17(7):338-42.
138. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *International Endodontic Journal.* 1999;32(4):283-6.
139. Olcay K, Ataoglu H, Belli S. Evaluation of Related Factors in the Failure of Endodontically Treated Teeth: A Cross-sectional Study. *Journal of Endodontics.* 2018;44(1):38-45.
140. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *J Conserv Dent.* 2010;13(4):246-8.
141. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2002;87(3):256-63.
142. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643-57.
143. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):36-40.
144. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2010;26(2):e100-21.
145. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HA. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dental materials.* 1998;14(4):246-55.

146. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(5).
147. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*. 2010;26(2):e100-e21.
148. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.
149. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials*. 2010;26(2):e78-e93.
150. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
151. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989;15(11):512-6.
152. Oliveira FdC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 1987;115(1):57-60.
153. Altıncı P, Kiremitçi A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu Hacettepe Dis Hek Fak Derg. 2007;31(3):102-13.
154. Mannocci F, Cowie J. Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J*. 2014;216(6):341-6.
155. Ferrari M, Cagidiaco M, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *Journal of Dental Research*. 2007;86(8):729-34.
156. Crysanticagidiaco M, FRANKLINGARCIA-GODOY D, Alessandrovichi D. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *Dent*. 2008;21:179-84.
157. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *journal of dentistry*. 2001;29(6):427-33.

158. Richard D. Restoration of endodontically treated teeth: criteria and technique considerations. 2014.
159. Baba N, Goodacre C. Key principles that enhance success when restoring endodontically treated teeth. *Roots*. 2011;7(2):30-5.
160. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):455-61.
161. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental materials*. 2015;31(6):624-39.
162. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*. 2002;33(6):415-26.
163. Elshiyab SH, Nawafleh N, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *J Investig Clin Dent*. 2017.
164. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dental materials*. 1995;11(2):103-10.
165. Santana T, Zhang Y, Guess P, Thompson VP, Rekow ED, Silva NR. Off-axis sliding contact reliability and failure modes of veneered alumina and zirconia. *Dent Mater*. 2009;25(7):892-8.
166. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142:4S-9S.
167. Güngör MB, Nemli SK. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):473-80.
168. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007;23(2):177-85.
169. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*. 2007;28(17):2695-705.

170. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont.* 2012;21(4):265-9.
171. Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):977-85.
172. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent.* 2012;40(6):527-30.
173. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
174. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Göllner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics.* 2009;22(6):597.
175. Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res.* 2010;89(10):1051-6.
176. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental materials.* 2013;29(3):307-16.
177. White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;94(2):125-31.
178. Al-Amleh B, Waddell JN, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dental materials.* 2014;30(3):271-80.
179. Liu Y, Feng H, Bao Y, Qiu Y, Xing N, Shen Z. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society.* 2010;30(6):1297-305.
180. Kanat-Erturk B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Ozcan M, Gungor MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic

Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont*. 2015;24(8):620-8.

181. Altamimi AM, Tripodakis AP, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(1):98-110.

182. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(4):247-57.

183. Lawn B, Bhowmick S, Bush MB, Qasim T, Rekow ED, Zhang Y. Failure modes in ceramic-based layer structures: A basis for materials design of dental crowns. *Journal of the American Ceramic Society*. 2007;90(6):1671-83.

184. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*. 2009;37(12):978-83.

185. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry*. 2012;40(11):979-88.

186. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35:93-101.

187. Bomicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(1):22-30.

188. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1151-5.

189. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clinical oral investigations*. 2014;18(7):1803-12.

190. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(8):602-8.

191. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):436-9.
192. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials.* 2015;31(10):1180-7.
193. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft FP, von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *The journal of advanced prosthodontics.* 2016;8(1):30-6.
194. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;61:328-33.
195. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2016;115(6):773-9.
196. Limmer B, Sanders AE, Reside G, Cooper LF. Complications and Patient-Centered Outcomes with an Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Dental Prosthesis: 1 Year Results. *Journal of Prosthodontics.* 2014;23(4):267-75.
197. Stober T, Bermejo J, Schwindling F, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2016;43(8):621-9.
198. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, et al. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2015;47:49-56.
199. Gunge H, Ogino Y, Kihara M, Tsukiyama Y, Koyano K. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *Journal of oral science.* 2017;60(1):154-8.
200. Nordahl N, von Steyern PV, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science.* 2015;57(3):255-61.


201. Price RB, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(2):86-101.
202. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(2):114-21.
203. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental materials*. 2007;23(1):115-23.
204. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(2):145-53.
205. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.
206. Bankoglu Gungor M, Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydin C, Karakoca Nemli S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J*. 2017.
207. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*. 2008;24(10):1352-61.
208. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical oral implants research*. 2007;18(s3):218-31.
209. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *J Prosthodont*. 2013;22(5):402-7.
210. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental materials*. 2007;23(9):1086-92.

211. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials*. 2002;23(17):3603-8.
212. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(4).
213. Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(6):551-8.
214. Anand S, Ebenezar AVR, Anand N, Rajkumar K, Mahalaxmi S, Srinivasan N. Microshear bond strength evaluation of surface pretreated zirconia ceramics bonded to dentin. *European journal of dentistry*. 2015;9(2):224.
215. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental materials*. 2016;32(3):442-9.
216. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(3).
217. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International*. 2006;37(9).
218. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(4):237-44.
219. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22(2):176-82.
220. Waltimo A, Kononen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand*. 1995;53(4):254-8.
221. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res*. 1994;102(2):92-6.

222. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* 2004;32(6):451-7.
223. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res.* 1986;65(7):993-7.
224. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16(3):226-33.
225. Nemli SK, Yilmaz H, Aydin C, Bal BT, Tiras T. Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(2):416-24.
226. Ramos GF, Monteiro EB, Bottino MA, Zhang Y, Marques de Melo R. Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35(6):843-9.
227. Krejci I, Lutz F. [In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100(12):1445-9.
228. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
229. Wiedhahn K. The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):33-45.

EKLER

Ek-1: Etik Kurul Onayı

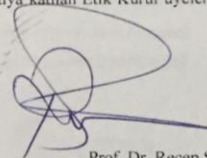
**İZMİR KÂTİP ÇELEBİ
ÜNİVERSİTESİ**

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU
(Izmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi 35360 Karabağlar / İZMİR
Tel:0 232 245 04 38 --- 0 232 244 44 44 / 1234 Fax: 0 232 245 04 38 E-posta ikcetik2@gmail.com)

Yrd. Doç. Dr. Ender AKAN
Izmir Kâtip Çelebi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Karar No: **129**
Tarih : **25.06.2015**

Izmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı hekimlerinden **Yrd. Doç. Dr. Ender AKAN** sorumluluğunda yapılması planlanan **"Endodontik tedavili dişlere yapılan monolitik zirkonya restorasyonların bağlantı ve kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi"** adlı araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca **bulunmadığına** toplantıya katılan Etik Kurul üyelerinin **oy birliği** ile karar verilmiştir.


Prof. Dr. Recep SÜTÇÜ
Izmir Kâtip Çelebi Üniversitesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Sayfa 1

ÖZGEÇMİŞ

Adı – Soyadı: İbrahim Talha MEŞE

Doğum Tarihi: 08.11.1986

Doğum Yeri: Balıkesir

Eğitim: 2001-2005 Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi
2005-2011 İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2012-2018 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

Yazışma Adresi: İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Aydınlıkevler Mah Cemil Meriç Cad No:40 Çiğli/İzmir

Tel: 0 232 325 40 40

e-posta: talhamese@gmail.com

