

BERİL ŞAHİN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2022

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI ÖLÇÜ TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN ZİRKONYA
KÖPRÜ PROTEZLERİNİN MARJİNAL UYUM VE
MEKANİK DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

BERİL ŞAHİNER

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. DEĞER ÖNGÜL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecimin ilk gününden bugüne dek daima yanımda olan, öğrencisi olduğum için hep şanslı hissettiğim, mesleki ve hayata dair tecrübeleri ile yol gösteren çok değerli hocam Prof. Dr. İ. Bülent Şermet'e,

Tezimin tamamlanmasında desteğini ve sabrını esirgemeyen, değerli fikirleri ile tezimi yönlendiren, mesleki ve bilimsel anlamda katkı ve yardımlarından dolayı çok değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Değer Öngül'e,

Doktora tezi izleme komitemdeki değerli hocalarım Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig ve Prof. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan'a;

Doktora eğitim sürecimdeki desteklerinden dolayı başta Prof. Dr. Gökhan Akgüngör olmak üzere tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Deney örneklerimin hazırlanmasında yardımlarını ve desteğini esirgemeyen, her aşamasını yakından takip eden başta Sezgin Ar olmak üzere tüm Ar Diş Laboratuvarı çalışanlarına, tez sürecimde ve deneylerimde özveri ile yardımına koşan sevgili Seda Ateş Çağ'a,

Tez çalışmam süresince yardımlarını ve dostluğunu yakından hissettiğim Dt. Sina Saygılı'ya, bilgi ve tecrübeleri ile yol gösteren sevgili kıdemlim Dr. Dt. Erkin Özcan'a, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili arkadaşım Dt. Bensu Çalışkan'a, bu süreçte tanıma şansını bulduğum manevi desteğini hissettiren Fatih Bayraktar'a,

Her zaman olduğu gibi bu süreçte de beni yalnız bırakmayan, sevgili kuzenim, ablam ve arkadaşım Funda Çimen'e,

Hayata gözlerimi açtığım ilk günden itibaren her zaman yanımda olan, aldığım kararları destekleyen, gösterdikleri sonsuz anlayış ile bugünlere gelmemde en az benim kadar emeği olan canım annem Aynur Sarı Şahiner ve canım babam Fahri Şahiner'e;

Çok teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 37274

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	x
ÖZET	xii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.1.3. Tam Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırma Sistemi.....	5
2.1.3.1. Cam-Matriks Seramikler.....	6
2.1.3.2. Polikristalin Seramikler.....	8
2.1.3.3. Reçine-Matriks Seramikler	9
2.1.4. Zirkonya Esaslı Seramikler	11
2.1.4.1. Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	13
2.2. Ölçü Teknikleri ve Materyalleri.....	15
2.2.1. Polivinil Siloksan	16
2.2.2. Dijital Ölçü Teknikleri	17
2.2.2.1. Ağız Dışı Dijital Ölçü Tekniği	17
2.2.2.2. Ağız İçi Dijital Ölçü Tekniği	17
2.2.2.3. TRIOS Sistemi (3Shape, Kopenhag, Danimarka).....	19
2.3. Üretim Yöntemleri	20
2.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi	21
2.3.1.1. CAD/CAM Sistemleri.....	21
2.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi.....	22

2.4. Zirkonya Esaslı Seramik Restorasyonların Simantasyonu	23
2.5. Marjinal ve İnternal Uyum.....	24
2.5.1. Marjinal ve İnternal Uyum İnceleme Yöntemleri.....	25
2.5.1.1. Direkt GÜDÜK Üzerinden Ölçü Tekniği.....	25
2.5.1.2. Silikon Replika Tekniği	25
2.5.1.3. Reçine Replika Tekniği.....	26
2.5.1.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği	26
2.5.1.5. Mikro-BT Tekniği.....	26
2.5.1.6. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Tekniği	27
2.6. Kırılma Dayanımı	28
2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	31
2.7.1. Termal Siklus Uygulaması.....	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması.....	33
3.2. Çalışma Gruplarının Adlandırılması.....	35
3.3. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar.....	37
3.4. Geleneksel ve Dijital Ölçü Teknikleri ile Ölçülerin Alınması.....	41
3.4.1. Geleneksel Ölçü Tekniği ile Ölçülerin Alınması.....	41
3.4.2. Dijital Ölçü Tekniği ile Ölçülerin Alınması	42
3.5. Protezlerin Üretimi.....	43
3.6. Protezlerin Simantasyonu	46
3.7. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümü	48
3.8. Termal Siklus Uygulaması.....	52
3.9. Kırılma Dayanımı Testi Uygulaması	53
3.10. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	55
4. BULGULAR.....	56
4.1. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi	56
4.2. Çalışma Gruplarına Ait Hacim Sonuçlarının Değerlendirilmesi	68
4.3. Çalışma Gruplarına Ait Örnek Görüntüler	71
4.4. Kırılma Dayanımı Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi	77
5. TARTIŞMA	81
KAYNAKLAR	107
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	121

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Zirkonyanın kimyasal, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri³⁷.	14
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller.	37
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan zirkonya materyallerinin kimyasal içerikleri ve özellikleri (Firma verileri).....	38
Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan cihazlar.	40
Tablo 4-1: Ölçü tekniğine göre verilerin değerlendirilmesi.....	56
Tablo 4-2: Grupların uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma verileri.	57
Tablo 4-3: Gruplar arası uyum değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi. ..	58
Tablo 4-4: Grupların marjinal ve internal aralık değerleri ile standart sapma verileri.....	59
Tablo 4-5: Gruplar arası marjinal ve internal aralık değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi.....	61
Tablo 4-6: Grupların dayanak dişlere göre marjinal ve internal aralık değerleri ile standart sapma verileri.	64
Tablo 4-7: Marjinal ve internal aralık değerlerindeki farklılıkların dayanak dişlere göre değerlendirilmesi.	65
Tablo 4-8: Marjinal ve internal aralık değerlerinin dayanak dişlere göre değerlendirildiği ANOVA tablosu.....	67
Tablo 4-9: Siman hacmi değerlerinin mm³ cinsinden ortalama ve standart sapma değerleri.	68
Tablo 4-10: Siman hacmi değerleri açısından gruplar arasındaki farklılıkların anlamlılık değerleri.....	69
Tablo 4-11: Uyum ve hacim değerleri arasındaki korelasyon tablosu.	70
Tablo 4-12: Ortalama kırılma dayanımı ve standart sapma sonuçları.	77
Tablo 4-13: Gruplar arası kırılma dayanımı değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi.....	78
Tablo 4-14: Restorasyonların bağlantı alanlarında meydana gelen kırıkların dayanak dişlere göre sınıflandırılması.....	79
Tablo 4-15: Kırılma dayanımı ve uyum arasındaki korelasyon tablosu.	79

Tablo 4-16: Kırılma dayanımı ve hacim verilerinin değerlendirildiği ANOVA tablosu.....	80
---	-----------



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırması ³⁰	6
Şekil 2-2: Zirkonyanın kristallografik yapıları (Kırmızı küre oksijen iyonunu, yeşil küre zirkonya iyonunu temsil etmektedir) ³⁸	11
Şekil 2-3: Zirkonyanın sıcaklığa bağlı faz dönüşümü ⁴⁰	12
Şekil 2-4: Ölçü tekniklerinin ve materyallerinin sınıflandırılması ⁵⁹	16
Şekil 2-5: Üç nokta bükülme testinin şematik resmi.	29
Şekil 2-6: Dört nokta bükülme testinin şematik resmi.	29
Şekil 3-1: Prefabrike diş modelleri.....	33
Şekil 3-2: Laboratuvar tarayıcısı.....	34
Şekil 3-3: A. 3 boyutlu yazıcı B. Dental model reçinesi	34
Şekil 3-4: 3 boyutlu yazıcı ile üretilen modelin bukkal ve oklüzal yüzden görünümü.	35
Şekil 3-5: 6 gruba ayrılan çalışma örnekleri.	35
Şekil 3-6: Çalışma gruplarının sayı ve içeriklerini gösteren şema.	36
Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan zirkonya diskler.....	39
Şekil 3-8: Polivinil siloksan ölçü materyali ile çift karıştırma tekniği ile alınan ölçüler.....	41
Şekil 3-9: Çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcı.....	42
Şekil 3-10: Ağız içi tarayıcı ile taranan modelin STL formatındaki görünümü.....	42
Şekil 3-11: A. Restorasyonların Exocad'de tasarımı. B. Exocad'de tasarımı yapılan restorasyonların zirkonya diske yerleştirilmesi.	43
Şekil 3-12: Ice Zirkon Translucent materyalinden kazınan altyapı.	45
Şekil 3-13: Ice Zirkon Translucent materyalinden kazınan altyapı üzerine porselen venerleme uygulaması.	45
Şekil 3-14: Üretilen zirkonya restorasyonlar.	46
Şekil 3-15: Simantasyonda kullanılan materyaller ve led ışık cihazı.	47
Şekil 3-16: Örneklerin simantasyon sonrası görünümü.....	48
Şekil 3-17: Molar dişin bukkolingual kesitinde, marjinal ve internal aralık için belirlenen ölçüm noktaları.	50
Şekil 3-18: Premolar dişin bukkolingual kesitinde marjinal ve internal aralık için belirlenen ölçüm noktaları.	51

Şekil 3-19: Premolar ve molar dişlerin, mesiodistal kesitlerinde marjinal ve internal aralık için belirlenen ölçüm noktaları.	51
Şekil 3-20: Örneklerin Solutuionix C500 3D Scanner cihazı ile taranması.	52
Şekil 3-21: Termal siklus cihazında yapay yaşlandırma uygulaması.	53
Şekil 3-22: Kırılma dayanımı testinde kullanılan cihaza yerleştirilmiş örneğin görünümü.	54
Şekil 3-23: Örneklerde kırık meydana geldikten sonraki görünüm.	54
Şekil 4-1: Geleneksel Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	71
Şekil 4-2: Geleneksel Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	72
Şekil 4-3: Geleneksel Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	73
Şekil 4-4: Dijital Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	74
Şekil 4-5: Dijital Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	75
Şekil 4-6: Dijital Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri.....	76

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3D: 3 Dimensional (3 Boyutlu)

Al_2O_3 : Aluminyum oksit

ATMD: Amerikan Test ve Materyal Derneği

AZT: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

cm^3 : Santimetre küp

CaO : Kalsiyum oksit

dk: Dakika

FSZ: Tam Stabilize Zirkonya

g: Gram

GPa: Gigapascal

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)

K: Kübik

K_2O : Potasyum oksit

kg: Kilogram

La_2O_3 : Lantan oksit

LTD: Low Temperature Degredation (Düşük Isı Bozunması)

M: Monoklinik

mm: Milimetre

mm^3 : Milimetre küp

M.Ö.: Milattan Önce

MPa: Megapascal

N: Newton

Na₂O: Sodyum oksit

nm: Nanometre

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

PVS: Polivinil Siloksan

SEM: Scanning Electrone Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SiO₂: Silikon dioksit

sn: Saniye

SS: Standart Sapma

STL: Standard Tesellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

T: Tetragonal

TZP: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

Y₂O₃: Yittrium oksit

Y-TZP: Yittrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

µm: Mikrometre

%: Yüzde

°C: Celcius

°F: Fahrenheit

±: Artı eksi

ÖZET

Şahiner B. Farklı Ölçü Teknikleri ile Üretilen Zirkonya Köprü Protezlerinin Marjinal Uyum ve Mekanik Dayanımlarının Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2022.

Bu doktora tezi çalışmasında dijital ve geleneksel ölçü teknikleriyle alınmış ölçülerle, farklı kimyasal içeriğe sahip güncel zirkonya materyallerinden üretilen üç üyeli sabit protetik restorasyonların internal ve marjinal uyumları ve termal siklus sonrası kırılma dayanımları in vitro olarak incelendi.

Çalışmada; 1. molar dişin eksik olduğu, anatomik preparasyonu yapılmış 2. premolar ve 2. molar dayanak dişleri içeren bir üst çene akrilik diş modeli kullanıldı. Standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla; model laboratuvar tarayıcısı ile taranıp, rezin materyalinden çalışma örnekleri üretildi (n=60). Dijital ölçüler ağız içi tarayıcı ile, geleneksel ölçüler polivinil siloksan ölçü materyali ile alındı. İki farklı monolitik zirkonya ve bir altyapı materyali olarak kullanılan zirkonya disklerinden köprü restorasyonları üretildi (n=10). Restorasyonlar dual-cure rezin siman ile simante edildi. Uyum değerlendirmeleri Geomagic Control X 2020.1 (3DSystems, Kuzey Karolina, ABD) yazılım programında gerçekleştirildi. Restorasyonlara yapay yaşlandırma uygulandı. Kırılma dayanımı testleri universal test cihazında, örneklerde kırık meydana gelene kadar uygulandı. Verilerin istatistiksel analizi; Kolmogorov-Smirnov, iki yönlü varyans analizi ve Post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma ile değerlendirildi. $p<0,05$ olması durumunda farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Dijital ölçü tekniği ile geleneksel ölçü tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). Zirkonya altyapı materyali ile monolitik zirkonyaların kırılma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$). Uyum ile hacim değerleri arasında korelasyon olduğu görüldü ($p=0,001$).

Çalışmanın sonuçları doğrultusunda; dijital ölçü tekniği ile üretilen zirkonya restorasyonlar, geleneksel ölçü tekniğinden daha iyi marjinal ve internal aralık değerleri sergilemiştir. Restorasyonların tümü bağlantı alanından kırılmıştır. En yüksek kırılma dayanımı değerleri altyapı zirkonya grubunda görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Monolitik, zirkonya, dijital ölçü, marjinal uyum, kırılma dayanımı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje numarası: 37274

ABSTRACT

Şahiner B. Evaluation of Marginal Fit and Mechanical Strength of 3-Unit Zirconia FPDs Fabricated with Different Impression Techniques. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. İstanbul. 2022.

In this in vitro study, the internal and marginal fit of 3-unit fixed prosthetic restorations which were fabricated from zirconia with different chemical compositions, using digital and conventional impressions and their fracture strength after thermal cycle, were investigated.

In the study; second premolar and second molar abutment teeth on a maxillary acrylic tooth model was prepared anatomically, first molar tooth planned as missing for one unit pontic design. In order to ensure standardization; the model was scanned with a high accuracy lab type scanner and samples were produced from the 3D printing model resin (n=60). Digital impressions were taken with an intraoral scanner and conventional impressions were made with polyvinyl siloxane material. FPDs were fabricated from a layered zirconia and two different monolithic zirconia discs (n=10). The restorations were cemented with dual-cure resin cement. Fit evaluation were performed in the software program Geomagic Control X 2020.1 (3DSystems, North Carolina, USA). Artificial aging was applied to the restorations. Fracture strength tests were performed in a universal testing device until fracture occurred in the samples. Kolmogorov-Smirnov, Two-way ANOVA and the Post-hoc Tukey HSD multiple comparison tests were used to analyze the data. If $p < 0.05$, the differences were considered statistically significant. A statistically significant difference was found between the digital impression method and the conventional method ($p < 0.001$). A statistically significant difference was found between the fracture strength of layered zirconia and monolithic zirconias ($p < 0.05$). It was observed that there was a correlation between the fit and the volume values ($p = 0.001$).

According to the results of the study; the zirconia restorations produced with the digital impression method showed better marginal and internal fit values than the conventional impression method. All of the restorations were broken from the connector area. The highest fracture strength values were observed in the layered zirconia group.

Keywords: Monolithic, zirconia, digital impression, marginal fit, fracture strength

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No: 37274

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde, gelişen teknoloji ile artan estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla tam seramik restorasyonlara olan talep her geçen gün artmaktadır. Tam seramik sistemlerin estetik olmalarına karşın, kırılma olmaları nedeniyle uygulamaları ön bölge restorasyonlar ile sınırlandırılmıştır; ancak içeriklerine ilave edilen çeşitli materyaller sonucu mekanik özellikleri ile yapısal dayanıklılıkları artırılmış ve böylece tam seramik sistemler arka bölge restorasyonlarda da uygulanmaya başlanmıştır¹. Özellikle dijital diş hekimliği, bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design; CAD) ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing; CAM) tekniklerindeki gelişmeler sonucu, bir tam seramik restorasyon materyali olan zirkonya ön plana çıkmıştır².

Zirkonya; gelişmiş mekanik özellikleri, yüksek kırılma dayanımı, korozyona dirençli olması, düşük ısı ve elektrik iletkenliği, renk stabilitesi ve boyutsal stabilite göstermesi gibi özellikleriyle geleneksel olarak uygulanan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak uygulanabilmektedir^{3,4}. Zirkonya materyalinin avantajlarının yanı sıra, kullanım alanını sınırlandıran bazı dezavantajları da mevcuttur. Bunlar; zirkonyanın mekanik özelliklerini geliştiren yüksek oksit içeriğinden kaynaklı opak görünüme sahip olması ve buna bağlı olarak doğal dişe yakın translusentlik gösterememesidir. Zirkonyanın yoğun opak görünümü nedeniyle estetik restorasyonlarda tek başına kullanımı tercih edilmemektedir. İdeal estetiğin sağlanabilmesi açısından; zirkonya materyalinden elde edilen altyapı, yeterli translusensiye sahip viner seramikler ile kaplanmaktadır⁵. Zirkonya materyalinde en sık karşılaşılan komplikasyon, zirkonya altyapı ile feldspatik porselen üstyapısı arayüzünde oluşan bağlantı başarısızlığıdır⁶. Bu bağlantı sorununun elimine edilebilmesi amacıyla; viner porselen uygulamasına ihtiyaç duyulmayan, tek materyalden üretilen, doğal dişe yakın bir görünüme sahip monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir⁷⁻⁹.

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısının sağlanabilmesi açısından marjinal ve internal uyum kritik öneme sahiptir. Dayanak dişin kenar bitim sınırından restorasyonun kenar bitim sınırına kadar yapılan dik ölçümler “marjinal aralık”; aksiyal ve oklüzal yüzeylerden restorasyonun iç yüzeyine yapılan dik ölçümler ise “internal aralık” olarak tanımlanmaktadır. Marjinal ve internal aralık değerleri, restorasyonun

uyumu hakkında bilgi vermektedir. Yetersiz marjinal ve internal uyum; mikrosızıntıya bağlı olarak sekonder çürüklerin, endodontik ve periodontal hastalıkların başlamasına neden olabilmektedir. Ayrıca, siman aralığının optimum değerinden fazla oluşu, tam seramik restorasyonlarda mekanik direnci azaltarak çatlak oluşumuna sebep olabilmektedir¹⁰. Restorasyonun uyumu ve başarısı; preparasyon hassasiyeti, ölçü materyali, ölçü tekniği, restorasyon materyali, üretim şekli ve simantasyon gibi birçok parametreye bağlı olarak değişebilmektedir¹¹. Prepare edilen bölgenin negatifinin en doğru şekilde elde edilmesi, yapılacak restorasyonun başarısını doğrudan etkilemesi sebebiyle, preparasyon hassasiyeti kadar, kullanılan ölçü maddesi ve ölçü tekniğinin detayları kaydedebilmesi de önemlidir. Marjinal ve internal uyum değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olması için alınan ölçünün yeterli netlikte olması gerekmektedir. Geleneksel ölçü tekniğinde; güncel ölçü materyalleri yeterli hassasiyet ve stabiliteye sahip olmasına rağmen, birtakım kısıtlılıkları da beraberinde getirmektedir. Ölçü materyalinde meydana gelen boyutsal değişiklikler, materyalin düşük yırtılma direnci, restorasyon marjinlerinin tam olarak aktarılamaması ve hava kabarcığı kalma riski bu kısıtlılıklar arasında en sık rastlanılanlardır¹². Dijital ölçü tekniklerinde ağız içi tarayıcıların kullanımı ile geleneksel ölçü tekniğine alternatif sağlanabilmekte ve bu dezavantajların önüne geçilebilmektedir. Bu yeni prosedürle ilişkili çeşitli avantajlar öne sürülmüştür; ancak bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) süreçleri, cihazların performansı ve buna bağlı dijital iş akışı kapasitesi hakkında yeterli veri bulunmamaktadır¹³. Literatürdeki bazı çalışmalar, direkt dijital teknikte kullanılan ağız içi tarayıcıların daha uyumlu restorasyonlar elde edilmesinde etkili olduğunu göstermektedir¹⁴.

İdeal bir tam seramik restorasyon materyali; doğal diş rengini taklit edebilirliği, ışık geçirgenliği ve translusensi gibi estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra; yüksek kırılma ve bükülme dayanımı gösteren ve fonksiyonel ve parafonksiyonel yükler altında çatlak yayılımını sınırlandıran üstün mekanik özellikler de sergilemelidir¹⁵.

Bu *in vitro* tez çalışmasının amacı, farklı ölçü teknikleri kullanılarak, farklı kimyasal bileşene sahip güncel zirkonya materyallerinden üretilen üç üyeli sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının ve termal siklus sonrası kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

İnsanoğlu tarihi kadar eski sayılabilecek, tarih boyunca farklı medeniyetlerde farklı amaçlarla kullanılan seramiğin, diş hekimliğinde bir tedavi seçeneği olarak uygulanabilecek standartları sağlayabilmesi uzun bir süreç sonrası mümkün olmuştur. Seramik, Yunan dilinde topraktan yapıma anlamına gelen “keramos, keramikos” sözcüklerinden türetilmiştir¹⁶.

M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından çeşitli alanlarda kullanılmış olsa da, Avrupa’ya XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından getirilmiştir¹⁶. 1723 yılında Fransız bir diş hekimi olan Pierre Fauchard bir seramik materyali olan porselenin diş tedavilerinde uygulanabileceğini ileri sürmüştür¹⁷. Fauchard’ın öncülüğünde 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından, porselen tozu ve dişsiz bir çene için porselenden hareketli protez üretilmiştir. 1789 yılında Duchateau ile Fransız diş hekimi Nicolas Dubois de Chemant ilk porselen dişlerin patentini almıştır; fakat o yıllarda fırınlama yöntemi ile elde edilen porselen dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığı için porselen dişler kullanılamamıştır¹⁸. 1808 yılında Paris’te İtalyan asıllı diş hekimi Giuseppangelo Fonzi; arka kısımlarında platin pin içeren ve böylece metal altyapıya lehimlenebilen ilk kişisel porselen dişleri üretmiştir; ancak opasitesi ve kırılkan yapısı nedeniyle başarılı olamamıştır¹⁶.

Tam seramik kuron ilk kez 1886 yılında Charles Henry Land tarafından üretilmiş ve porselen jaket kuron şeklinde adlandırılmıştır. Land, fırınlama esnasında seramiğin platin folyo ile desteklenmesi tekniğini esas alarak yüksek ısı porselenlerini kullanmıştır¹⁹. Dönemin şartlarında tam seramik kuronların yeterli mekanik dirence sahip olmamaları nedeniyle 1950’li yıllarda metal destekli seramik kuronlar geliştirilmiştir. Metal altyapının ağız sıvılarında korozyona uğraması, estetik olmaması ve alerji gelişme ihtimali göz önünde bulundurularak tam seramik restorasyonlara yönelim devam etmiştir²⁰. 1965 yılında McLean ve Hughes, seramiğin yapısına %40 ila %50 oranında alüminyum oksit kristalleri ilavesiyle daha dayanıklı seramik restorasyonlar elde ettilerse de; bu uygulamanın endikasyonu ön bölge tek üye

kuronlarla sınırlı kalmıştır. Günümüzdeki metal desteksiz restorasyonların temeli, alümina seramiklerin gelişmesiyle atılmıştır¹⁹.

Tam seramik restorasyonların fiziksel özelliklerini geliştirmek adına yapıya farklı kristaller eklenmiştir. 1989 yılında alumina altyapının cam infiltrasyon ile güçlendirildiği sistem (In-Ceram) slip casting tekniği kullanılarak elde edilmiştir^{18,21}. Seramik yapıya son eklenen materyallerden biri de zirkonyum oksittir. Cam infiltre alüminaya %35 kısmi stabilize zirkonya (In-Ceram Zirkonya) ilave edilerek daha yüksek sertlik ve dayanıklılığa sahip altyapı seramiği elde edilmiştir²². Yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramikler ise tam seramik restorasyonlar için günümüzdeki en ideal altyapı malzemesi olarak geliştirilmiş seramiklerdir^{22,23}.

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, genellikle oksijen olmak üzere metal olmayan bir elementin bir veya birden fazla metal ile yaptığı inorganik bileşik olarak tanımlanmaktadır²⁴. Büyük oksijen atomları, küçük metal atomları arasına sıkışarak matriks görevi görmektedir. Seramiklerin hem kovalent hem de iyonik bağlara sahip olması; materyale sertlik, stabilite, yüksek elastisite modülü, kimyasal ve termal dış etkenlere karşı direnç gibi üstün fiziksel özellikler sağlamaktadır. Ancak bu güçlü bağlar aynı zamanda seramiklerin daha kırılgan bir yapıda olmasına sebep olmaktadır¹⁶.

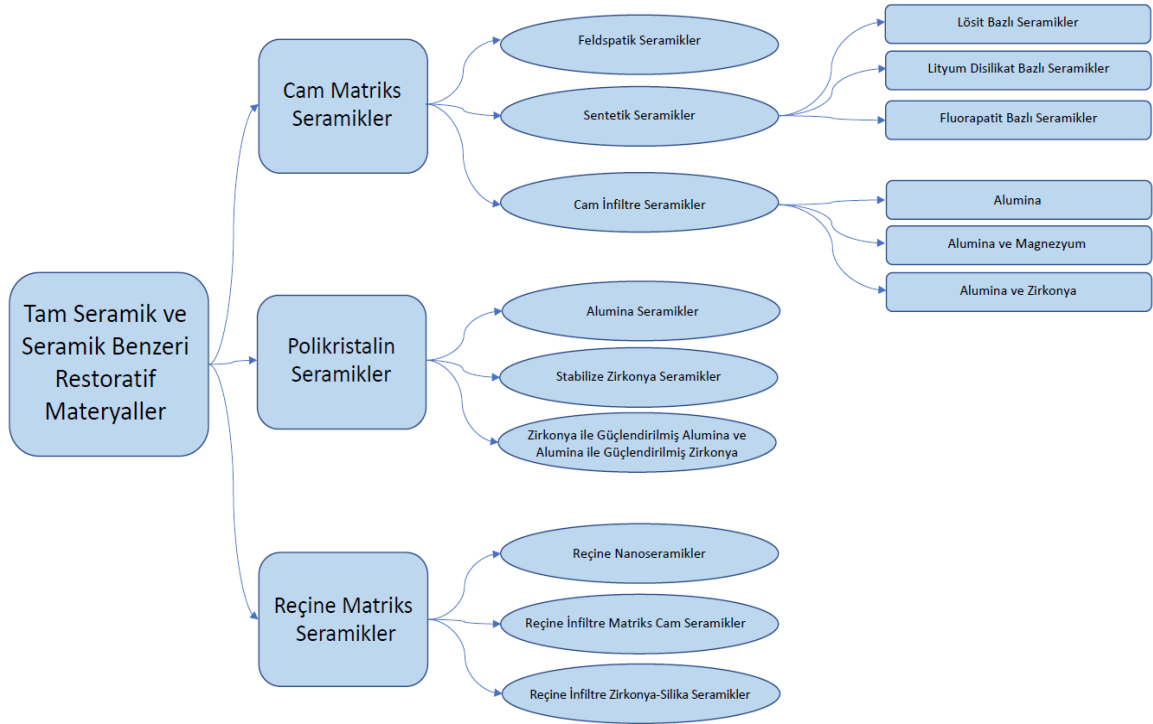
Doğal dişlerin optik özelliklerini en iyi şekilde taklit edebilen dental porselenler esas olarak; %75-85 oranında feldspar, %12-22 oranında kuartz (silika) ve %3-5 oranında kaolin (kil) kompozisyonundan oluşan triaksiyal seramik yapısındadır^{25,26}. Potasyum alumina silikat ve sodyum alumina silikat, feldsparı meydana getirerek ana yapıyı oluşturur ve yapıya translusentlik özelliği kazandırır. Feldspar; fırınlama esnasında kaolin ve kuartzı sararak yapının bütünlüğünü sağlayan bağlayıcı özelliğe sahiptir. Soda (Na_2O) ergime ısını düşürmek ve potas (K_2O) da erimiş yapının viskozitesini artırmak amacıyla feldspar içerisinde yer alan diğer bileşenlerdir^{18,27}. Kuartz (silisyumdioksit) yapı içerisinde doldurucu görevi görür. Ayrıca termal genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri engeller ve porselene stabilite kazandırır. Kaolin (hidrate alumina silikat) ise şekillendirilebilme ve opaklık özelliklerini sağlar. Bu üç ana maddenin yanı sıra; akışkanlar, cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk verici pigmentler, opaklaştırıcı ve

flouresans özelliği sağlayan ajanlar da yapıya katılarak, porselenin özellikleri geliştirilebilmektedir¹⁷. Doğal diş görüntüsü için ise yapıya metal ve metal oksit pigmentleri ilave edilmektedir²⁶.

2.1.3. Tam Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırma Sistemi

Tam seramik sistemler; kompozisyonları, mikroyapıları, translusentlikleri, üretim teknikleri, fırınlama ısıları, kırılma dirençleri, altyapı materyali olarak kullanımları ve klinik endikasyonları gibi birçok faktör baz alınarak farklı şekillerde sınıflandırılmıştır²⁸⁻³⁰. Yeni materyallerin de dahil olmasıyla sınıflandırma sistemlerini güncelleme ihtiyacı doğmuştur. İdeal sınıflandırma; materyalin hangi bölgeye uygulanacağı (anterior-posterior), restorasyon türü (parsiyel kuron, tam kuron, köprü, vb.) ve simantasyon türü (geleneksel simantasyon-adeziv simantasyon) hakkında bilgilendirici nitelikte olmalıdır³⁰.

Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin; üretim şekillerine (platin folyo, slip-casting, CAD/CAM, vb.), kullanım tiplerine (altyapı, monolitik, vener), asitlenebilirliklerine ve klinik endikasyonlarına (kuron, köprü, implant üstü restorasyon, vb.) göre üç gruba ayrıldığı en güncel sınıflandırmalardan biri 2015 yılında Gracis ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu sınıflama; cam-matriks seramikleri, polikristalin seramikleri ve rezin-matriks seramikleri içermektedir. Her grup kimyasal bileşenlerine göre kendi içlerinde alt gruplara ayrılmaktadır. Böylece, tam seramik bir restorasyon materyali cam-matriks fazının ya da seramik partikülleri ile doldurulmuş bir organik matriks fazının mevcudiyetine göre sınıflandırılabilir³⁰.



Şekil 2-1: Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırması³⁰.

2.1.3.1. Cam-Matriks Seramikler

Cam-matriks seramikler, cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik materyalleridir. Feldspatik, sentetik ve cam infiltre seramikler olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılırlar³⁰.

Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler; doğal olarak oluşan feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan geleneksel seramik grubudur. Potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$) lösit kristalleri ile bir kristal faz oluşturmaktadır. Feldspatik seramikler, metal ya da seramik altyapıların venerlenme aşamasında kullanılmaktadır³⁰.

Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler; doğal hammadde kaynaklarına daha az bağlı olabilmek için sentetik bileşenlerden üretilen, içeriğinde farklı oranlarda silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) barındıran materyal türüdür. Cam fazları, lösite ek olarak apatit kristalleriyle birleştirilerek termal genleşme uyumu sağlanabilmekte ve yapının dayanıklılığı artırılabilir. Sentetik seramikler; lösit bazlı seramikler, lityum disilikat bazlı seramikler ve fluoroapatit bazlı seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadır³⁰.

Cam-infiltre Seramikler

Cam-infiltre seramikler; alumina, alumina ve magnezyum, alumina ve zirkonya olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılmaktadır³⁰.

- **Alumina**

İlk cam-infiltre seramik materyali olan In-Ceram Alumina, 1989 yılında slip-casting tekniği ile üretilmiştir. Bu sistemde, slip casting yöntemi ile elde edilen poröz yapıdaki alümina kora, lantan oksit camının infiltrasyonu ile daha dayanıklı bir materyal elde edilmektedir. Yapısında yüksek oranda alüminyum oksit (Al_2O_3) bulundurmaktadır. Ayrıca üreticiye göre farklılık gösterebilmekle beraber La_2O_3 , SiO_2 , CaO ve diğer oksitleri de içermektedir. Yüksek opasiteye sahip olması nedeniyle daha estetik restorasyonlar için porselen ile veneerlenmesi gerekmektedir³⁰.

In-Ceram Alumina seramik sistemi; mevcut seramiklerden 3-4 kat daha fazla bükülme dayanımına sahip olması nedeniyle anterior bölgede metal altyapı gerekliliğini ortadan kaldırmakta ve anterior bölgede üç üye köprü ve posterior bölgede tek kuron restorasyonlarının uygulanmasına olanak sağlamaktadır^{31,32}.

- **Alumina ve Magnezyum**

In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina'nın yüksek opasiteye sahip olması gibi birtakım kısıtlılıklarının önüne geçmek amacıyla 1994 yılında benzer bir üretim yöntemiyle ticari olarak tanıtılmıştır. Bu tam seramik materyali; lantan oksit camının, sentetik olarak üretilen gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğe infiltrasyonu ile elde edilmektedir³⁰. Yapıya magnezyum spinell katılmasıyla alümina esaslı materyalin translüsentlik gibi optik özellikleri gelişmektedir. Ancak In-Ceram Spinell diğer cam-infiltre seramik materyallerine göre daha düşük bükülme direnci ve mekanik dayanıklılık göstermektedir. Bu nedenle endikasyonu anterior kuronlarla sınırlıdır³¹.

- **Alumina ve Zirkonya**

In-Ceram Zirkonya, seramiği güçlendirmek amacıyla yapıya %35 oranında kısmi stabilize zirkonya oksitin katıldığı In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur. Kor materyalinin opasitesinin yüksek olması nedeniyle, posterior bölgede kuron ve üç üyeli sabit bölümlü protetik restorasyonlarda endikedir^{30,33}.

2.1.3.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyalleridir. Bu seramik sınıfı; alumina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört alt grubu içermektedir.

Polikristalin seramikler; ince grenli kristalin yapıda olmaları nedeniyle kırılmaya karşı üstün dayanıklılık sergilerken, estetik açıdan translusentlikleri sınırlıdır. Ayrıca, içeriğinde cam fazı bulundurmaması, bu seramiklerin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesini zorlaştırmakta, daha yüksek derece sıcaklıklarda ya da daha uzun süre asitlenmelerini gerektirmektedir^{30,34}.

Alumina Seramikler

İlk alumina seramikler, 1990'lı yılların ortalarında CAD/CAM ile üretilebilen kor materyali olarak tanıtılmıştır. Yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99.5'e kadar) içermektedir. Tam seramikler arasında en yüksek elastisite modülüne ($E=300$ GPa) sahip olması, bu materyal kullanılarak yapılan restorasyonlarda kütleli kırıklara daha çok rastlanılmasına yol açmıştır³⁴. Alumina materyalinin kırılma eğilimi gibi kısıtlılıkları ve stabilize zirkonyanın transformasyon sertleşmesi gibi gelişmiş mekanik özellikleri; zamanla alumina seramiklerin kullanımının azalmasına ve stabilize zirkonyaya yönelimi artırmıştır³⁰.

Stabilize Zirkonya Seramikler

Saf zirkonya başka oksitlerle alaşımlanarak tamamen ya da kısmen stabilize edilebilmekte ve oda sıcaklığında tetragonal ya da kübik fazda tutulabilmektedir. Kalsiyum oksit, magnezyum oksit, yitrium oksit ve seryum oksit en çok kullanılan stabilize edici ajanlardır. Elde edilen alaşımlar sonucu zirkonya seramikler mikroyapılarına göre; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmi stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılır. FSZ'de zirkonya kübik formda olup, %8 molden fazla yitrium oksit (Y_2O_3) içermektedir. PSZ, kübik bir matrikste nano boyutlu tetragonal ya da monoklinik partiküllerin çökmesiyle meydana gelir³⁵. TZP ise, çoğunlukla yitriya veya seryum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal fazda monolitik materyallerdir. Diş hekimliğinde uygulanan tüm zirkonyalar TZP formunda olup, en yaygın Y-TZP formunda

bulunmaktadır. Y-TZP, kazıma ve sinterleme işlemleri sonrasında en yüksek sertliği ve kırılma dayanımını göstermektedir³⁰.

Tarihsel olarak bakıldığında zirkonya ilk olarak üstyapısı porselenle venerlenmek üzere bir altyapı materyali olarak üretilmiş ve bu şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Zirkonya materyalindeki gelişmeler, monolitik restorasyonların üretimine de olanak sağlamıştır. Gerekğinde boyama solüsyonları infiltre edilerek renklendirilebilen, monokromatik uniform bir materyaldir. Dentin ve minedeki renk geçişlerini taklit edebilen polikromatik CAD/CAM blokların ve disklerin kullanımı her geçen gün artmaktadır. Ayrıca bu zirkonya materyaller; translusentlikleri artırılarak ve estetik özellikleri geliştirilerek üretilmeye devam etmektedir³⁰.

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize oluşu ve alüminanın ortalama derecede tokluk sergilemesi; zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) materyallerinin gelişiminde büyük bir role sahiptir. Yapıdaki zirkonya veya alumina yüzdesi üreticinin manipülasyonuna ve isteğe bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Sınıflandırma amacıyla araştırmacılar; ZTA'nın ağırlıkça %50'den fazla alüminyum ve ATZ'nin ağırlıkça %50'den fazla zirkonyum içermesi şartını koşturmuş³⁰. Bu bileşiklerin Y-TZP'ye kıyasla; düşük ısı bozunmasına karşı direnci, daha yüksek sertlik ve kırılma tokluğu gibi birtakım üstünlükleri vardır. Ayrıca siklik yorulma dayanımı Y-TZP'ye oranla iki kat daha fazladır³⁶.

2.1.3.3. Reçine-Matriks Seramikler

Reçine-matriks seramikler; porselen, seramik, cam ve cam seramik içerebilen inorganik refrakter bileşiklerin baskın olduğu polimer matriksleridir. Reçine nanoseramikler, reçine infiltre matriks cam seramikler, reçine infiltre zirkonya-silika seramikler olmak üzere kendi içlerinde üç alt grupta sınıflandırılırlar³⁰.

Reçine-matriks seramiklerin yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrikse sahip olmaları, araştırmacıların geleneksel seramik tanımının dışına çıkar. Geleneksel seramik terimi; “yüksek sıcaklıklarda (600°C/1,112°F ve üzeri) işlenmiş, preslenmiş, cilalanmış ya da kazınmış porselen, cam ve cam seramikler dahil olmak üzere metal veya reçine olmayan inorganik refrakter bileşikler” şeklinde tanımlanmıştır. Ancak güncel seramik teriminin, 2013 yılında ADA Dental Prosedürler ve Adlandırma

Yasası ile “porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler de dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış ya da kazınmış materyaller” şeklinde değiştirilmesiyle birlikte sınıflamaya reçine-matriks seramikler de dahil edilmiştir. Daha az baskın olan organik fazı içerip içermediği dikkate alınmaksızın, ağırlıkça %50’den fazla refrakter inorganik bileşiklerden oluşan materyaller bu sınıfta yer almaktadır³⁰.

Geleneksel seramiklere göre dentine daha yakın elastisite modülüne sahip olmaları, cam-matriks veya polikristalin seramiklere kıyasla daha kolay frezelenmeleri ve uyumlanabilmeleri ve kompozit rezin ile tamir edilebilmeleri, üretici ve hekimin reçine-matriks seramiklere yönelimini artırmıştır³⁰.

Reçine Nanoseramikler

Reçine nanoseramikler; ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partiküllerin meydana getirdiği reçine matriks yapıdan oluşur. Zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında), silika nanopartikülleri (20 nm çapında), ve zirkonya-silika nano kümelerinin kombinasyonu doldurucu parçacıkların arasındaki boşluğu azaltır. Bu kombinasyon sayesinde materyal daha yüksek nanoseramik içeriğe sahip olur³⁰.

Reçine İnfiltr Matriks Cam Seramikler

Reçine infiltr matriks cam seramikler, bir feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86/hacimce %75) ve bir polimer ağ (ağırlıkça %14/hacimce %25) olmak üzere iki tip ağın kombinasyonundan meydana gelmektedir. Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) polimer ağını oluşturmaktadır. Böylece hem seramik hem de kompozitin avantajlarını içinde barındıran hibrit bir materyal elde edilmektedir. Abrasyon ve elastikiyet gibi mekanik özellikleri, dentin dokusuyla benzerlik göstermektedir. Seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişte daha az abrazyona neden olduğu bildirilmiştir³⁰.

Reçine İnfiltr Zirkonya-Silika Seramikler

Reçine infiltr zirkonya-silika seramikler; ağırlıkça farklı oranlarda seramik yüzdelerinin yanı sıra farklı organik matrikslerle de içeriği değiştirilebilen, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA ve pigmentleri yapısında barındıran çeşitli varyasyonları olabilen seramik sınıfıdır. İnorganik içeriği ağırlıkça %60’tan fazladır. Bir diğer örnek olarak ise; %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0,6µm’lik

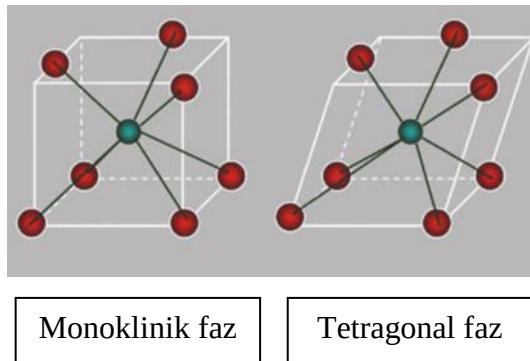
sferik formda), bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve TEGDMA polimer matrisine gömülü olduğu ve patentli bir üçlü başlatıcı sistemini içeren kompozit materyali gösterilebilir³⁰.

2.1.4. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyum; sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 g/mol olan, periyodik cetvelin D grubunda bulunan bir metal geçiş elementidir³⁷. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, erime noktası 1855°C, kaynama noktası ise 4409°C'dir³⁸. Isı iletkenliği düşüktür. Oda koşullarında parlak gri renktedir³⁷.

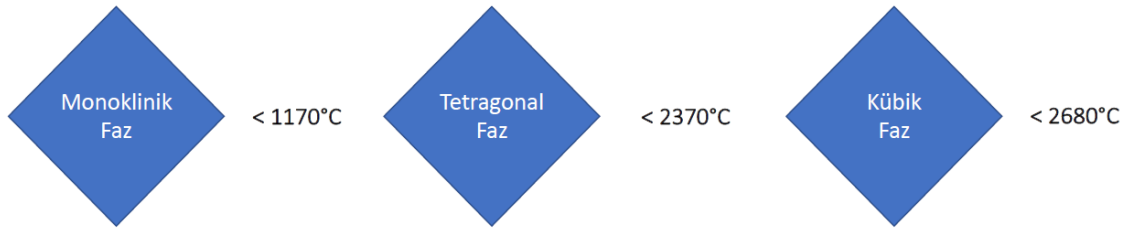
Zirkonyum elementi doğada saf halde bulunmamaktadır. Zirkonyumun bilinen mineralleri; zirkonyum oksit (ZrO₂) ve zirkonyum silikat (ZrSiO₄) şeklindedir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise literatürde 'zirkonya' ya da 'baddeleyit' şeklinde geçmektedir³⁷.

Polimorfik ve allotropik bir materyal olan zirkonyanın; monoklinik (M) (oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar), tetragonal (T) (1170°C - 2370°C arası) ve kübik (K) (2370°C'den daha yüksek sıcaklıklardan erime sıcaklığına kadar) olmak üzere üç farklı kristallografik yapısı mevcuttur. Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunan zirkonya, fırınlama esnasında tetragonal faza ve soğuma sırasında tekrar monoklinik faza (t → m) dönüşür. Faz dönüşümü reversibl bir reaksiyondur³⁷. Kumlama işlemi sırasında, aşındırma gibi yüksek lokalize stresler altında ve termal yaşlandırmada tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak bir enerji mevcuttur^{39,40}.



Şekil 2-2: Zirkonyanın kristallografik yapıları (Kırmızı küre oksijen iyonunu, yeşil küre zirkonya iyonunu temsil etmektedir)³⁸.

Faz dönüşümü ile meydana gelen %3-5'lik hacim artışında kompresif stresler ile yapının dayanıklılığı artmaktadır. Ancak bu dönüşümün kontrol altına alınmaması kırılma eğilimine sebebiyet verir. Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi gerekmektedir. Kalsiyum oksit, magnezyum oksit, alüminyum oksit, yitriyum oksit ve seryum oksit gibi stabilize edici metal oksitlerin yapıya katılmaları; oda sıcaklığında tetragonal fazın korunmasını, 't → m' dönüşümü esnasında meydana gelen kompresif streslerin oluşumunun kontrolünü, çatlak yayılımının etkin bir şekilde durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini sağlamaktadır. Saf zirkonya, yapısına yitriyum oksit ilave edilerek oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulan bu bileşik kısmi stabilize zirkonya (PSZ) şeklinde adlandırılır^{37,41}.



Şekil 2-3: Zirkonyanın sıcaklığa bağlı faz dönüşümü⁴⁰.

Zirkonyanın elastisite modülü ortalama 200 MPa, Vickers sertliği dental alaşımlardan 4-5 kat fazla olarak tespit edilmiştir²³. Yapılan *in vitro* çalışmalar dahilinde bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa bulunmuştur⁴². Kırılma dayanımları ise alüminöz altyapı sistemlerinin yaklaşık 2 katı, lityum disilikat içeren sistemlerin ise yaklaşık 3 katıdır³⁷. Diğer dental seramiklerle karşılaştırıldığında üstün mekanik özelliklere sahiptir. Zirkonyanın diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan çatlak yayılımını sınırlandıran "transformasyon sertliği" (PTT, Phase Transformation Toughening) olarak adlandırılan özelliği sayesinde zirkonya esaslı seramikler yüksek bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu göstermektedir^{15,37,40,43}.

Cam içerikli tam seramik sistemlerde; ağız ortamındaki tükürükten kaynaklanan su, cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırmakta ve çatlak ilerlemesini artırmaktadır. Bu seramiklerin uzun dönem stabilitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin içeriğinde cam bulunmaması sayesinde bu dezavantajın

önüne geçilmektedir. Zirkonya restorasyonların uzun dönem stabiliteleri cam içerikli seramiklere kıyasla daha fazladır⁴⁴. Ancak zirkonya materyalinde de; düşük ısılarda özellikle su varlığında “düşük ısılarda bozunma” (LTD, Low Temperature Degredation) fenomeni mevcuttur. Zirkonyanın yaşlanma prosedürü olarak da tanımlanan bu durumda, 150-400°C gibi sıcaklıklarda uzun süre tutulması sonucu tetragonalden monoklinik faza spontan geçiş sonucu materyalin fiziksel özelliklerinde zayıflama meydana gelmektedir³.

Dental tedavilerde kullanılan zirkonya esaslı seramik restorasyon materyalleri stabilize edici ajan tipine göre dört gruba ayrılmaktadır. Bunlar; kısmi stabilize zirkonya (PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA), alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) ve yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)’dir⁴⁵.

2.1.4.1. Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yitrium tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP); oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan saf zirkonyuma stabilize edici ajan olarak %2-3 mol yitrium oksit (Y_2O_3) katılmasıyla meydana gelmektedir³¹. Zirkonyanın tetragonal fazda tutulumunu sağlayan faktörler; sıcaklık, nem, stabilize edici oksitin miktarı ve gren boyutudur. Y-TZP, 200-300°C’yi aşan kritik sıcaklıklara maruz kaldığında, tetragonalden monoklinik faza spontan geçişin artması sonucu materyal metastabil (yarı kararlı) özelliğini kaybeder ve Y-TZP’nin mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenir^{31,37}. Sinterlenmiş zirkonya tek başına nemden etkilenmez. Ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiği takdirde faz dönüşüm hızı artmaktadır³⁷. Yitrium oksit konsantrasyonu ile kritik gren boyutu arasında bir ilişki vardır. Gren boyutunun küçültülmesi ve/veya stabilize edici oksitin konsantrasyonundaki artış ile metastabil yapıdaki spontan t-m faz dönüşümleri kontrollü bir şekilde azaltılabilmektedir. Oda sıcaklığında tetragonal metastabil faz elde etmek için; gren boyutu 0,8 mm’den küçük olmalı ve stabilize edici oksit miktarı %3 molden fazla olmamalıdır³⁸. Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz dönüşüm sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için ideal kombinasyon; %2 oranında Y_2O_3 ilavesi ile gren boyutunun 0,3 μm olması şeklinde bulunmuştur⁴⁶.

Y-TZP; biyouyumlu, yüksek sertlik ve dayanıklılıkta, aşınmaya ve korozyona dirençli, kırılma tokluğuna sahip, ısı ve elektriği iletkenliği düşük, çeliğe benzer elastisite modülüne ve demire benzer termal genleşme katsayısına sahip bir tam seramik

materyalidir. Radyopak özelliğe sahip olması nedeniyle radyografik değerlendirme imkanı sunmaktadır³⁸. Y-TZP materyalinden üretilen restorasyonlar hem geleneksel hem de adeziv simanlar ile simante edilebilmektedir⁴⁷.

Tablo 2-1: Zirkonyanın kimyasal, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri³⁷.

Özellik	Y-TZP
Kimyasal içerik	ZrO ₂ + %3 mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk	> 6 g /cm ³
Porözite	< % 0.1
Baskı dayanımı	2000 MPa
Bükülme dayanımı	900-1200 Mpa
Kırılma dayanımı	7-10 Mpa.m ^{1/2}
Young modülü	210 GPa
Isısal genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹

Monolitik Zirkonya

Zirkonya restorasyonlar; çift tabakalı/altyapılı seramik sistemler ve monolitik seramikler olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Çift tabakalı sistem, zirkonya altyapı seramik sistemi olarak da adlandırılmaktadır. Zirkonya materyali; dentine yakın bir renge sahip olmasına karşın ışık geçirgenliğinin az olması nedeniyle altyapı (kor) şeklinde üretilip, üzerine feldspatik porselen tabakalanması/venerlenmesi ile estetik sağlanmaktadır. Bu uygulama geleneksel tabakalama, presleme ve dijital tabakalama teknikleri ile yapılmaktadır. Vener seramiğin uygulanmasında en sık kullanılan yöntem geleneksel tabakalama tekniğidir. Ancak presleme ve dijital tabakalama gibi yeni teknikler ile daha güçlü venerler elde edilmekte ve zirkonya altyapı ve porselen üstyapı arasındaki bağlantı başarısızlığının bir miktar daha önüne geçilebilmektedir⁴⁸. Bu çift tabakalı seramik sistemlerde rastlanan en büyük komplikasyonlar; porselen tabakanın zirkonya altyapıdan tamamen ayrılması (delaminasyon) ya da altyapı üzerine işlenen vener porselenin kendi içinde koheziv kırılması (chipping) şeklindedir. Bu bağlantı başarısızlığının üstesinden gelmek amacıyla CAD/CAM sistemi ile üretilen monolitik zirkonya materyaller tercih edilmektedir. Güncel olarak farklı renklendirme ve

gölgelendirme teknikleri sayesinde estetik açıdan daha kabul edilebilir monolitik restorasyonlar üretilebilmektedir⁴⁹. Ayrıca yapıda daha küçük grenli kristallerin bulunması ışık geçirgenliğini artırmaktadır. Daha yüksek sinterleme sıcaklığı ve yitriyum içeriği ile kübik fazın yoğunluğu ve buna bağlı olarak ışık geçirgenliği de artırılabilir⁵⁰.

Monolitik zirkonya, opak ve translusent zirkonya olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Opak zirkonya, ışık geçirgenliğinin daha az olması nedeniyle posterior bölgede endikedir ve anterior bölgelerde daha çok tercih edilen doğal görünümlü translusent zirkonyaya kıyasla belirgin bükülme dayanımı sergilemektedir. Ancak güncel olarak diğer tam seramik restorasyonlara göre gelişmiş estetik özelliklerine eşlik eden dayanıklılığı sayesinde hem anterior hem posterior bölgelerde uygulanma potansiyeli vardır⁵¹. Monolitik zirkonya restorasyonlarda oklüzal mesafe gereksiniminin az olması sistemin en önemli avantajlarından. Daha az preparasyon ihtiyacı ile sağlıklı diş dokularının korunması hedeflenmektedir. 0,5 mm gibi sınırlı oklüzal mesafe varlığında dahi güvenle uygulanabileceği bildirilmiştir^{51,52}. Yapılan çalışmalar doğrultusunda; monolitik zirkonya restorasyonların kalınlığının 0,6-1,5 mm olduğu takdirde, kırılma dayanıklılığının en yüksek seviyede olduğu rapor edilmiştir⁵³. Ek olarak yüksek bükülme dayanımı, yüksek ısılara dayanma gücü ve iyi boyutsal stabilite sergilemesi gibi avantajları vardır⁸.

Monolitik zirkonya seramiklerin oldukça geniş bir uygulama alanı bulunmaktadır. Uzun gövdeli sabit protetik restorasyonlarda, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, implant destekli protezlerde, post kor restorasyonlarda, inley ve onley restorasyonlarda endikedir^{54,55}.

Monolitik zirkonya seramikler genellikle şeffaf halde bulunan presinterize bloklar halinde üretilmektedir. CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonlar solüsyonlara batırılarak istenen renk elde edildikten sonra sinterleme işlemlerine geçilmektedir⁵⁶.

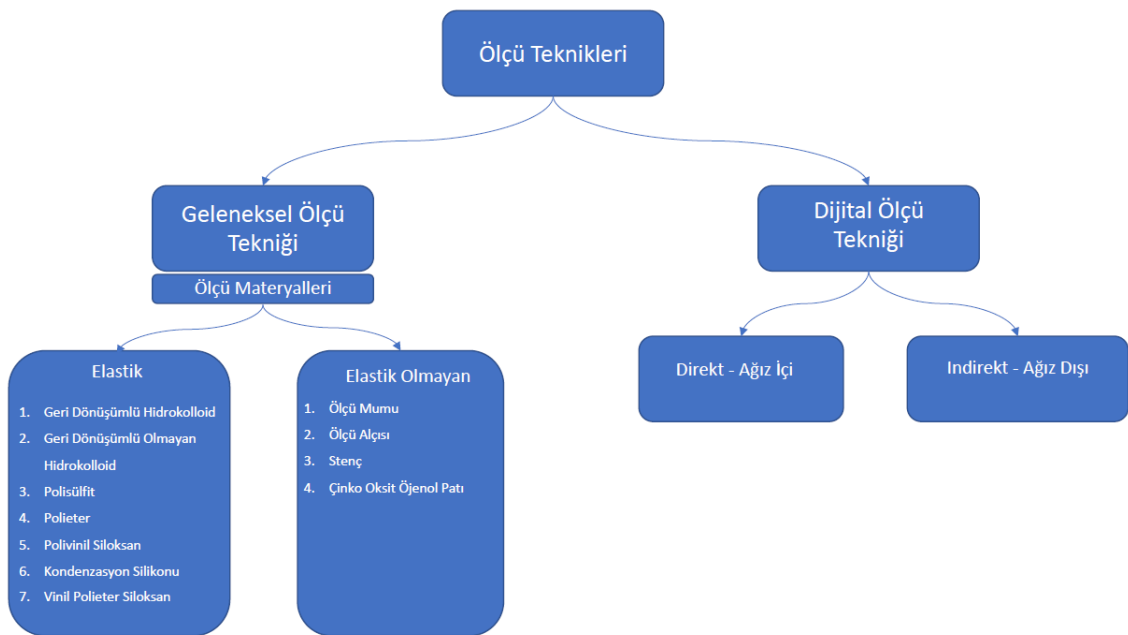
2.2. Ölçü Teknikleri ve Materyalleri

Geleneksel ve dijital ölçü olmak üzere iki ölçü tekniği mevcuttur. Geleneksel ölçü tekniğinde kullanılan ölçü maddelerinde aranan bazı özellikler vardır. İdeal bir ölçü materyali; doku ayrıntılarını net bir şekilde kaydedebilmeli, akıcı olmalı, ağız ısılarında sertleşmeli, sertleştikten sonra boyutsal stabilitesini koruyabilmeli, tiraj

yapmamalı, biyouyumlu olmalı, tadı ve kokusu tolere edilebilir olmalı, manipülasyonu kolay ve ekonomik olmalıdır^{57,58}.

Ölçü materyalleri; kompozisyonlarına, sertleşme reaksiyonlarına ve sertleşme özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır. En yaygın kullanılan sınıflandırma sistemi ise materyallerin sertleştikten sonraki özelliklerine dayanmaktadır⁵⁹.

Güncel olarak hareketli, sabit ve implant destekli protetik restorasyonlarda; aljinat, polieter ve polivinil siloksan (PVS) en sık tercih edilen geleneksel ölçü materyalleridir⁵⁹.



Şekil 2-4: Ölçü tekniklerinin ve materyallerinin sınıflandırılması⁵⁹.

2.2.1. Polivinil Siloksan

Polivinil Siloksan (PVS), baz ve katalizör olmak üzere ikili pat sisteminden oluşan bir ölçü materyalidir. Düşük, orta, yüksek ve çok yüksek (putty) viskoziteli formları mevcuttur. Baz patı hidrosilan uçlu molekülleri, katalizör patı ise vinil uçlu siloksan oligomerleri içermektedir. Reaksiyon sonucu hiçbir yan ürün oluşmamasına rağmen; siloksan molekülünün oligomerizasyonundan kaynaklanan hidrojen gazının açığa çıktığı ikincil bir reaksiyon meydana gelmektedir⁵⁹. Bu nedenle yapıya hidrojen absorbe edici madde olarak paladyum eklenmiştir. Paladyum içermeyen materyaller kullanıldığında alçı dökülmeden önce 60 dakika beklenmesi önerilmektedir. Katılma

tipi reaksiyon ile polimerize olması nedeniyle ilave tipi silikonlar olarak da adlandırılmaktadır⁶⁰.

PVS, mükemmel fiziksel özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde en çok tercih edilen ölçü materyallerinden biridir. Yüksek doğruluk ve boyutsal stabilite sergilemektedir. Ölçü alındıktan 1 hafta sonra dahi model dökülebilmektedir. Elastikiyetinin ve yırtılma dayanımının çok iyi olması sayesinde birden fazla model elde edilmesine de olanak sağlamaktadır⁶⁰.

Hidrofobik olması en büyük dezavantajları arasındadır. Ölçünün yüzeyi ıslatabilmesi için yapıya sürfaktan ilave edilmiştir. Elde edilen hidrofilik polivinil siloksanın, hidrofobik polivinil siloksana kıyasla boyutsal olarak biraz daha az doğruluk gösterdiği bildirilmiştir^{61,62}. Diğer bir dezavantajı ise; materyalin sülfür ya da sülfür bileşiği içeren lateks esaslı eldivenler, rubber dam ve retraksiyon kordları ile teması sonucu polimerizasyonun yavaşlaması veya inhibe olmasıdır⁵⁹.

2.2.2. Dijital Ölçü Teknikleri

Yirminci yüzyılın ortalarında; dünya çapında ordu, havacılık ve sağlık hizmetleri gibi farklı sektörlerde dijital teknolojiye yönelim artmıştır. Dijital diş hekimliği ile birlikte modern diş hekimliği fikri ortaya çıkmıştır. Dijital ölçü, ağız içi ve ağız dışı olmak üzere iki farklı teknikle elde edilebilmektedir.

2.2.2.1. Ağız Dışı Dijital Ölçü Tekniği

Ağız dışı dijital ölçü tekniğinde; dental arkın geleneksel ölçü materyalleri ile elde edilen ölçüsünün ya da bu ölçüden elde edilen alçı modelin taranması şeklinde iki farklı uygulama mevcuttur. Ağız içi tarayıcılarla kıyaslandığında daha büyük tarama alanına sahiptirler. Bu tekniğin; taranacak ölçü veya alçı modelde boyutsal kayıp yaşanabilmesi veya tarama esnasında modelin oynaması gibi bazı dezavantajları mevcuttur⁶³.

2.2.2.2. Ağız İçi Dijital Ölçü Tekniği

Kliniklerde elektronik sağlık kayıtları, dijital görüntüleme ve seramik kuron üretimi şeklinde sistemler kullanılmaktadır. 1971 yılında Fransa’da Dr. Francois Duret optik ölçülerin kullanımının ilk adımlarını atmıştır. 1980’li yılların başında; İsviçre’de Profesör Mörmann, ilk nesil Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics (CEREC) ağız içi tarayıcının tasarımını yapmış ve patentini almıştır. İlk dijital

sistemler, geleneksel ölçüye kıyasla yeterince başarılı olamamıştır. Bunun sebebi ise dönemin teknolojisinin; preparasyon marjınlarının kaydedilmesi, dijitalleştirilmesi ve yüksek doğruluk seviyesinde üretilmesi gibi aşamaları iyi bir şekilde karşılayamaması olmuştur⁶⁴.

Protetik diş tedavilerinde; dijital ölçü ile prepare edilmiş diş ve çevre dokular kaydedilerek, üç boyutlu dijital veriler elde edilmektedir. Veri toplama sistemi direkt ya da indirekt olabilmektedir. İndirekt teknikte, model veya ölçü materyalinden laboratuvar tarayıcıları ile alınan görüntüler dijitalleştirilirken; direkt teknikte, ağız içi tarayıcılar ile ağız içinden alınan görüntüler kullanılarak tasarım ve üretim aşamasına geçilmektedir⁶⁵.

CAD/CAM teknolojileri hızla gelişmektedir. Her birkaç yılda bir yeni yazılım programı ve donanım ticari olarak tanıtılmaktadır. Günümüzde kullanılan farklı markalara ait çoğu optik ölçü sistemi klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar sunmaktadır⁵⁹.

Literatürde, birden fazla çalışmada ağız içi tarayıcıların avantajları, dezavantajları ve geleneksel ölçü tekniklerine göre üstünlükleri sunulmuştur.

Ağız İçi Dijital Ölçü Tekniğinin Avantajları

- Hasta konforu ve memnuniyeti artar.
- Hekimin hasta başında geçirdiği zaman kısalmır.
- Hekim ile hasta arasındaki iletişim daha iyi kurularak, hastanın beklentilerini karşılamak kolaylaşır.
- Hekim ve diş teknisyeni arasında internet üzerinden daha hızlı ve başarılı bir iletişim kurulmasına imkan sağlar.
- Ölçü materyali, ölçü kaşığı, kaşık adezivi ya da alçı kullanılmadığı için daha ekonomiktir.
- Alçı modellerde meydana gelebilecek hasar ve aşınma gibi sorunların önüne geçilmiş olur.
- Geleneksel ölçülerdeki dezenfeksiyon ihtiyacı ortadan kalkar.
- Çapraz enfeksiyon riski azaltılır.

- Diş preparasyonlarının model elde edilmeden aynı seansta üç boyutlu olarak analiz edilebilmesini sağlar.
- Alınan görüntülerden diş ve diş eti rengi ile yüzey formasyonu gözlemlenebilir.
- Ağız içi dijital modeller; üç boyutlu yüz tarama ve çene hareketlerinin kaydedildiği veriler ile birleştirilerek kapsamlı inceleme olanağı sağlar.
- Tek seansta bitirilecek protetik tedaviler için geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkar.
- Görüntüler düzeltilebilir, değiştirilebilir ve yeniden taranabilir.
- Sadece spesifik bir alanın görüntüsünü alma imkanı mevcuttur.
- Ölçünün dijital olarak arşivlenebilmesi sayesinde modelin saklanması gerek kalmaz⁶⁶⁻⁶⁹.

Ağız İçi Dijital Ölçü Tekniğinin Dezavantajları

- Hekim için öğrenme süreci kolay değildir. Teknik hassasiyet ve tecrübe gerektirir.
- Ekipman ve yazılım maliyeti yüksektir.
- Prepare edilen dişte, derin marjinal kenarların doğru bir şekilde taranması zordur.
- Tükürük ve kan varlığında subgingival bölgeler taranamaz.
- Komplike protetik tedavilerde oklüzyonun taranması güçtür.
- Dişsiz arklarda ideal bir görüntü yakalamak zordur.
- Üretici firmanın yönergeleri dikkate alınarak tarama işlemi gerçekleştirilmelidir^{66,68,69}.

Tek üye ve yarım çene arkındaki restorasyonların ölçüsünde geleneksel ölçülere kıyasla ağız içi tarayıcıların daha iyi sonuçlar sunduğu iddia edilmektedir. Ancak tam ark restorasyonların dijital teknikle taranmasında literatürdeki mevcut veriler yetersizdir⁵⁹.

2.2.2.3. TRIOS Sistemi (3Shape, Kopenhag, Danimarka)

3Shape tarafından; TRIOS 3 Basic, TRIOS 3 ve TRIOS 4 olmak üzere üç farklı ağız içi tarayıcı kullanıcıların hizmetine sunulmuştur. TRIOS 3 ağız içi tarayıcı, konfokal mikroskopi prensibine göre çalışmakta ve pudrasız taramaya izin vermektedir. Saniyede 3000 adet veri yakalama özelliğine sahiptir. TRIOS Color programı dahilinde

RealColor teknolojisi ile üç boyutlu diş ve diş eti renginde gerçekçi görüntüler elde edilmektedir. Ayrıca daha ekonomik olan siyah beyaz versiyonu TRIOS 3 Mono da mevcuttur. TRIOS cihazları açık bir sistemdir ve STL formatındaki dosyaları tasarım ve frezeleme için diğer sistemlere aktarmaya olanak sağlamaktadır. Gölge belirleme özelliğine sahiptir. Restoratif diş hekimliği ve implantolojide güvenle kullanılabilir⁵⁹.

Sabit protetik restorasyonların yanı sıra TRIOS Color programı sayesinde yumuşak dokular da başarılı bir şekilde taranarak hareketli protetik restorasyonlar için ölçü alınabilmektedir. TRIOS ağız içi tarayıcılar sadece tarama ve tasarım programına sahiptir. Bu nedenle freze işlemi için farklı sistemlere veri aktarımı yapılmaktadır.

Son jenerasyon ağız içi tarayıcı olan TRIOS 4; 3Shape'in önceki tarayıcılarına ek olarak çürük tespit etme özelliği ve kablosuz kullanım ayrıcalığı ile ön plana çıkmıştır. TRIOS 4 piyasada bulunan tek kablosuz ağız içi tarayıcıdır. Bu özelliği sayesinde diğer ağız içi tarayıcılara kıyasla tarama esnasında daha hızlı manevralar yapılabilen, 45 saniye gibi kısa bir sürede tam bir arkın taranmasına olanak sağlamaktadır. Tarama sonrasında istenmeyen bölgeler silinerek tekrar ilave taramalar ile rötuş yapılabilir. Küçük tarayıcı kafasına sahip olması sayesinde ağız açıklığının kısıtlı olduğu hastalarda da rahatça kullanılabilir. Ayrıca tarama kafalarının çıkarılıp otoklavda sterilize edilebilmesi sayesinde çapraz enfeksiyon kontrolü sağlanmaktadır⁷⁰. Her ne kadar TRIOS 3 başarısını kanıtlamış bir tarayıcı olsa da, TRIOS 4'un yeni bir tarayıcı olması nedeniyle literatürdeki mevcut veriler yetersizdir.

2.3. Üretim Yöntemleri

Günümüzde, protetik restorasyonlar eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleri olmak üzere iki ayrı yolla üretilmektedir. Uzun süredir kullanılmakta olan döküm yöntemi ya da kaybolan mum tekniği olarak da anılan yöntem, artık günümüzde büyük ölçüde terkedilmiştir. Bunun en önemli nedeni; döküm yönteminde meydana gelen %3-5 oranındaki büzülmedir. Bu da restorasyonun pasif uyumuna engel olmaktadır. Dijital iş akışı ile; hastaların bekleme süreleri kısalmış, daha uyumlu restorasyonların daha kısa sürede elde edilebilmesi sayesinde, hasta ve hekim konforu artmıştır⁷¹. Gerek eksiltmeli gerekse de eklemeli üretim yöntemlerinde, teknisyenden kaynaklı hatalar görülmemektedir. Metal altyapılar kaybolan mum tekniği ile elde edildiklerinde,

altyapılarda döküm defektleri görülebilmektedir. Ayrıca geleneksel yöntemler ile üretilen restorasyonlar; metal alaşımının, revetmanın ve modelaj materyalinin özelliklerinden negatif yönde etkilenebilmektedir. Buna karşın, teknolojinin gelişmesiyle birlikte; bilgisayar kontrolünde, bloklardan ve disklerden frezelenerek elde edilen altyapıların; mikroyapısal homojenlikleri ile marjinal ve internal uyumlarının daha iyi olması amaçlanmaktadır⁷².

2.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi

Eksiltmeli üretim yönteminde, bir yazılım aracılığı ile tasarlanmış olan restorasyon; daha önceden hazırlanmış bütün bir bloktan, çok çeşitli eksenlerde hareket edebilen frezler aracılığıyla aşındırılma yapılması yani madde kaldırılması sonucunda üretilmektedir^{73,74}. Bu yöntemde aşındırılacak olan bloklar, fabrikada homojen yapıda hazırlanmış olduğundan, elde edilen altyapıların fiziksel ve mikroyapısal özellikleri teknisyene bağlı olarak değişmemekte ve daha üstün özelliklere sahip restorasyonlar üretilmektedir⁷⁵. CAD/CAM yöntemi eksiltmeli üretim yöntemlerine en iyi örnektir.

2.3.1.1. CAD/CAM Sistemleri

Esas olarak bu sistemde; bir ağız içi tarayıcı ile kaydedilen verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımı ve ardından tasarlanan restorasyonun frezeleme ünitesinde üretimi yapılır⁷⁶.

CAD/CAM teknolojisi ile; geleneksel yöntemle üretilen restorasyonların hata payı elimine edilerek, daha yüksek kalitede restorasyonlar üretilmektedir⁷⁷. Daha düşük üretim maliyeti ve daha az laboratuvar safhası da avantajları arasındadır. İnley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, tam kuron, köprü, hareketli bölümlü protezlerin iskelet altyapıları, implant destekli protezlerde dayanaklar, implant uygulamasında kullanılan stentler ve maksillofasiyal protezler CAD/CAM sistemleri ile tasarlanıp üretilmektedir⁷⁸.

CAD/CAM sistemleri bilgisayar destekli üretimin klinikte ya da laboratuvarda yapılmasına göre direkt ve indirekt olmak üzere iki grupta sınıflanır. Direkt teknikte; klinikte restorasyon tek seansta üretilir ve bu teknik “chair-side” olarak adlandırılır. İndirekt teknikte ise restorasyon laboratuvarda tamamlanır ve bu teknik “lab-side” olarak adlandırılır. Direkt tekniğin diğer tekniğe üstünlüğü zamandan büyük ölçüde tasarruf edilmesidir⁷⁹.

CAD/CAM bloklar monokromatik ya da polikromatik formda olabilir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler gibi estetik tam seramiklere; alumina ve zirkonya esaslı seramikler ile Y-TZP gibi yüksek dirençli tam seramiklere; kompozit rezinlere ve nanoseramiklere olan talep arttıkça; CAD/CAM sistemleri ile üretim de gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır⁸⁰.

Tüm CAD/CAM sistemler üç fonksiyonel komponentten oluşmaktadır.

1. Verilerin kayıt altına alınması (Tarayıcı)
2. Restorasyonun bilgisayar ortamında tasarlanması (Yazılım)
3. Üretim Yapılması (Kazıma ve frezeleme ünitesi/Donanım)^{79,80}

Sistemin ilk basamağı ağız içi ya da ağız dışı tarayıcılar ile verilerin dijital olarak kayıt altına alınmasıdır. Diş preparasyonu, komşu dişler ve oklüzyondaki dişlerin geometrisi taranmaktadır. Sistemin ikinci aşaması, elde edilen dijital model üzerinde yapılması planlanan restorasyonun kişiye özgü üç boyutlu tasarımının yapılmasıdır. Son aşama ise tasarlanan restorasyonun bilgisayar kontrolünde üretimidir. Üretilen restorasyona bağlı olarak final cilalama işlemleri, renklendirme ya da porselen uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılmaktadır⁷⁹.

2.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi

Eklemeli üretim yöntemi, Amerikan Test ve Materyal Derneği (ATMD) tarafından “Eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, üç boyutlu modellerden tasarlanan objelerin üretilmesi için, materyallerin tabaka tabaka birleştirilmesi yöntemidir.” şeklinde açıklanmaktadır. 1980’li yıllarda kullanılmaya başlayan eklemeli yöntemlerin çalışma prensibi, yine bir program aracılığı ile bilgisayarda tasarlanmış olan geometrinin bir seri çapraz kesitinin elde edilmesini takiben; her bir kesitin bir öncekinin üzerine yazdırılması şeklinde üç boyutlu objenin oluşturulmasına dayanmaktadır. Eklemeli üretim yöntemlerinin öncelikli avantajları; her bir tabakası CAD yazılımındaki tasarımda belirlenmiş olan karmaşık geometrideki objelerin, herhangi bir artık malzeme bırakmadan üretilmesidir⁸¹.

Üç boyutlu yazıcılar ve lazer sinterleme cihazları bu yöntem esaslarına göre çalışmaktadır. Üç boyutlu yazıcıların çözünürlüğü, biriktirdikleri tabakaların kalınlığını ifade etmektedir ve ortalama 100 µm’dir. Herhangi bir objenin üretim süresi; kullanılan yönteme, tasarlanan geometrinin karmaşıklığına ve objenin boyutuna göre birkaç

saatten birkaç güne kadar değişebilmektedir⁸². Lazer kaynağı yardımıyla partikül düzeyinde metal alaşım tozlarının, belirli derecelerde eritilip birbirleriyle kaynaştırılması işlemleri, seçici lazer sinterleme ve seçici lazer eritme sistemleri şeklinde tanımlanmaktadır. Seçici lazer sinterleme yönteminde lazer ile sadece çevresel olarak kısmi eritme söz konusu iken; seçici lazer eritme yönteminde partiküller tümüyle eritilmektedir⁸³.

Eklemeli üretim yöntemleri ATMD tarafından yedi sınıfa ayrılmaktadır. Bunlar tankerde reçine polimerizasyonu, materyal ekstrüzyonu, materyal püskürtme, bağlayıcı püskürtme, toz zeminde füzyon, direkt enerji depozisyonu ve yaprak laminasyonudur. Bu yöntemlerden tankerde reçine polimerizasyonu, toz zeminde füzyon ve direkt enerji depozisyonu yöntemleri kullanılarak restorasyonların metal altyapıları; materyal ekstrüzyonu yöntemi kullanılarak ise döküme alınmak üzere mum modelajlar elde edilebilmektedir⁸⁴.

2.4. Zirkonya Esaslı Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Zirkonya esaslı seramik restorasyonlar, hem geleneksel simanlar hem de adeziv reçine simanlar ile simante edilebilmektedir. Ancak adeziv reçine simanlar; tutuculuk özelliklerinin daha başarılı olması, restorasyonun kırılma dayanıklılığını artırması, marjinal bütünlüğün daha iyi sağlanması ile mikrosızıntı ve sekonder çürüklerin önüne geçilmesi ve uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlaması gibi avantajları ile geleneksel simanlara kıyasla daha üstündür⁸⁵.

Zirkonya ile adeziv reçine siman arasındaki bağlantı kuvvetini artırmak amacıyla zirkonya materyaline çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Zirkonya restorasyonun iç yüzeyinde asitleme (SIE) ve silan uygulaması adeziv reçine siman ile zirkonya ara yüzünde yeterli bağlantı kuvvetini sağlayamamaktadır⁸⁵. Başarılı bir mikromekanik bağlantının elde edilebilmesi için; zirkonya restorasyonun iç yüzeyine; kumlama, elmas döner alet, asit, lazer, porselen incisi ve plazma sprey ile pürüzlendirme ve tribokimyasal silika kaplama gibi yüzey işlemleri uygulanabilmektedir. Özellikle metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomer içerikli bir rezin siman kullanılması bağlantı kuvvetini oldukça artırmaktadır⁸⁶.

2.5. Marjinal ve İnternal Uyum

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyen en önemli parametrelerden biri marjinal (kenar) ve internal (iç) uyumdur. Marjinal aralığın miktarı siman film kalınlığı ile doğrudan orantılıdır⁸⁷. Marjinal ve internal uyum; preparasyonun basamak dizaynı, preparasyon açısı, ölçü teknikleri ve materyalleri, uygulanan die spacerın kalınlığı, kullanılan siman türü, restorasyon türü, restorasyonun yüzey özellikleri ve simantasyonu esnasındaki uygulanan kuvvet gibi birçok faktöre bağlıdır⁸⁸.

Marjinal uyumsuzluk sonucu; siman, ağız sıvılarına maruz kalması nedeniyle çözünmeye başlar. Siman tabakasının çözünmesi; mikrosızıntı, dayanak dişte hipersensitivite, sekonder çürük, plak birikimi ve bunlara bağlı olarak endodontik ve periodontal hastalık gelişimi ile sonuçlanır⁸⁷.

İnternal uyum diğer bir deyişle restorasyonun temas yüzeyi; retansiyon ve rezistans açısından kritik bir öneme sahiptir. Yetersiz internal uyum sonucu retansiyon ve rezistans kaybının yanı sıra restorasyonun kırılma direncini de azaltır. İyi uyumlanan bir restorasyonun klinik ömrü olumlu yönde etkilenmektedir⁸⁹. Özellikle tam seramik restorasyonların, metal-seramik restorasyonlara kıyasla daha kırılğan yapıda olmaları, marjinal ve internal uyumun daha büyük öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Literatürde bir restorasyonun uzun dönem başarısı için; 100-150 µm değer aralığında marjinal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir^{87,90}.

2.5.1. Marjinal ve İnternal Uyum İnceleme Yöntemleri

Marjinal ve internal uyum; restorasyonun iç yüzeyleri, dış yüzeyleri ve servikal bitim kenarı ile prepare edilen dişin kenarı arasındaki marjinal boşluktan ölçülmektedir. Klinik olarak gözle, sondla ya da radyografiler aracılığıyla tam olarak saptanamayan marjinal açıklıklar için pek çok metod geliştirilmiştir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirmesinde kullanılan yöntemler şu şekildedir:

1. Direkt güdük üzerinden ölçü tekniği^{91,92}
2. Silikon replika tekniği^{93,94}
3. Reçine replika tekniği^{93,95}
4. Kesit alarak ölçüm tekniği^{96,97}
5. Mikro-BT tekniği⁸⁷
6. Üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm tekniği⁹⁸

2.5.1.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçü Tekniği

Restorasyon prepare edilen dişin üzerine yerleştirilir. Prepare edilen diş ile restorasyon arasındaki marjinal boşluğun elektron mikroskobu ya da stereomikroskop aracılığıyla fotoğrafı alınır. Bu fotoğraflar üzerinden manuel olarak ya da çeşitli bilgisayar programlarıyla ölçümler yapılabilmektedir. Direkt güdük üzerinden ölçüm tekniğinde, duplikasyon ve ara madde ihtiyacı yoktur. Non-invaziv bir teknik olması nedeniyle restorasyonda herhangi bir tahribata sebep olmaz. Kolay uygulanabilmesi sayesinde kullanımı yaygındır. Restorasyonun simante edilmesinden önce ve sonra ölçüm yapılabilmektedir. Bu avantajların yanı sıra tek bir dezavantajı mevcuttur. Bu teknik ile sadece marjinal aralığın ölçülmesi mümkündür, internal aralık ölçülemez^{91,92}.

2.5.1.2. Silikon Replika Tekniği

Restorasyonun içi düşük viskoziteli bir silikon ile doldurulur ve restorasyon basınç uygulanarak dişin ya da yalancı köklü modelin üzerine yerleştirilir. Düşük viskoziteli silikonun sertleşmesini takiben, silikon restorasyonun içinde kalacak şekilde diş modelinden uzaklaştırılır. Materyale destek sağlaması için restorasyonun içi orta viskoziteli bir silikon ile doldurulur. Her iki silikon materyalinin de sertleşmesiyle, hepsi katı kıvamlı bir silikon materyalinin içine gömülür. Bu teknikte ince kıvamlı silikon materyali ile siman aralığı ve internal uyum tespit edilir. Silikon materyal

üzerinden kesitler alınarak mikroskop ile incelenir. Non-invaziv bir tekniktir. Marjinal ve internal uyumun ölçümünde kullanılabilir. Silikonun hidrostatik basınç ya da büzülme ihtimali nedeniyle restorasyonun dış ya da yalancı köklü modele oturmaması dezavantajları arasındadır^{93,94}.

2.5.1.3. Reçine Replika Tekniği

Restorasyonun marjin bölgesinin silikon esaslı ölçü materyali ile ölçüsü alınır ve elde edilen silikon kalıba epoksi reçine uygulanarak duplike edilir. Reçine replika üzerinden direkt ölçüm yapılabilirdiği gibi, ışık mikroskobu ya da SEM (Scanning Electron Microscope) ile ölçümler gerçekleştirilebilir. Bu tekniğin en önemli avantajı; replika elde edilmesi sayesinde mikroskop altında proksimal bölgelerden dahi detaylı ölçümler yapılabilmesine olanak sağlamasıdır. Ek olarak bu yöntemde tekrarlayan ölçümler yapılabilir. Bu tekniğin dezavantajı ise; ölçüm esnasında reçinede büzülme ihtimaline bağlı meydana gelebilecek boyutsal değişikliklerin hatalı sonuçlara neden olabilmesidir^{93,95}.

2.5.1.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniğinde; restorasyon prepare dış simante edilmeden önce ya da simante edildikten sonra kimyasal boyalara veya radyoaktif ajanlara batırılır. Böylece bu yardımcı ajanların dış ile restorasyon arasına sızması sağlanır. Reçineye gömülen bu yapıdan istenilen miktarda kesitler alınarak marjinal ve internal uyum için ölçüm gerçekleştirilir. Kimyasal ajanların kullanımı ölçümü kolaylaştırmaktadır; ancak gerekli görülüyorsa kullanılmayabilir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı; invaziv bir teknik olması nedeniyle tekrarlayan ölçümler yapılmasına izin vermemesidir^{96,97}.

2.5.1.5. Mikro-BT Tekniği

Mikro bilgisayarlı tomografi; indirekt restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmede kullanılan non-invaziv bir tekniktir. Çeşitli yön ve kesitlerde yüksek çözünürlüklü iki ve üç boyutlu görüntüler aracılığıyla detaylı ölçüm yapılmasına olanak sağlar^{87,98}. Bu teknikte model taranıp, yüzey detaylandırması yapılır. Elde edilen görüntüler TIFF (Tagged Image File Format) kesitlerinden uygun yazılım programı ile STL (StereoLithography) formatında veriye dönüştürülür. 1mm'den daha küçük kesitler elde ederek hassas tarama yapılabilmesi en büyük avantajıdır. Ancak uygulaması teknik açıdan zordur⁹⁴.

2.5.1.6. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Tekniği

Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler sonucu, üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm tekniği kullanımı oldukça artan bir yöntem haline gelmiştir. Bu teknikte üç boyutlu tarayıcılar vasıtasıyla; diş yüzeyi, restorasyonun iç ve dış yüzeyi ayrı ayrı taranarak bilgisayar ortamına veriler aktarılmaktadır. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilebilmesine olanak sağlayan non-invaziv bir tekniktir. Dijital verilerin doğruluğunda, teknik hassasiyet ve tarayıcının hassasiyeti son derece önemli bir faktördür⁹⁹.

Marjinal aralık ölçüm tekniklerinde replika yöntemleri gibi kesitsel ölçümlerin yapıldığı durumlarda ölçümlerin doğruluğu; uygulanan tekniğin biçimi, kullanılan materyallerin polimerizasyonu ve kesitlerin alınma şekli gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Kesitlerin yüzeye dik olarak alınması gerekirken eğik alınması, ölçümlerin hatalı sonuçlanmasına sebep olmaktadır. Işık mikroskobu ile yapılan değerlendirmelerde ise sayısal verilerin 15 µm'ye kadar hata payı bulundurma ihtimali bu methoda olan güveni azaltmaktadır. Ayrıca elde edilen iki boyutlu görüntüler, incelemede yetersiz kalmaktadır. Holst tarafından geliştirilen üçlü tarama protokolü (triple-scan protocol), tüm bu olumsuzlukları elimine eden güvenilir bir yöntem haline gelmiştir. Hem marjinal hem internal uyumun değerlendirilebilmesi, ölçümlerin gerektiğinde tekrarlanabilmesi, ölçümlerin simantasyondan önce ve sonra yapılabilmesi, kesit sayısında sınırlandırma bulunmaması ve kayıt altına alınan ölçümlerdeki hata payının 3 µm'nin altında oluşu bu tekniğin avantajları arasındadır¹⁰⁰.

Üçlü tarama protokolünde 3D bir optik tarayıcı aracılığıyla; (1) prepare edilen diş yüzeyinin taranması, (2) restorasyonun taranması, (3) restorasyon ve dayanak dişin bir arada taranması olmak üzere üç farklı tarama yapılmaktadır. Taranan yüzeylerin nokta kümelerinden sırasıyla; dayanak dişin, restorasyonun ve dayanak diş ile restorasyonun bir arada bulunduğu STL formatında verileri kaydedilmektedir. Marjinal aralık, internal aralık ve siman aralığı değerleri, görüntü çakıştırması yazılımı kullanılarak elde edilmektedir. Bu teknik kuron restorasyonlarının yanı sıra çok üyeli diş ve implant destekli restorasyonların da değerlendirilebilmesine izin vermektedir^{98,100}.

2.6. Kırılma Dayanımı

Protetik restorasyon uygulamalarında materyallerin klinik endikasyonunu belirlemede kırılma dayanımı önemli parametrelerden biridir. Kırılma dayanımı; bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemet olarak tanımlanmaktadır. Bükülme dayanımı testleri; çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin aynı anda meydana geldiği tek eksenli ya da çift eksenli güvenilir ve tekrarlanabilir testlerdir. Bu testler seramik materyalinin kırılma dayanımını ve yük karşısında mekanik özelliklerini tanımlamaya rehberlik etmektedir¹⁰¹.

Bükülme dayanımını belirlemeye yönelik testler şu şekildedir:

1. Tek eksenli bükülme testleri
 - a. Üç nokta bükülme (Three point bending)
 - b. Dört nokta bükülme (Four point bending)
2. Çift eksenli bükülme testleri
 - a. Halka üzerinde halka (Ring on ring)
 - b. Halka üzerinde top (Ball on ring)
 - c. Üç top üzerinde piston (Piston on three ball)

Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri

Tek eksenli bükülme testleri; üç nokta ve dört nokta bükülme testleri olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Üç Nokta Bükülme Testi

ISO 6872 (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) standartlarında 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanan dikdörtgenler prizması şeklindeki örnek, aralarında 20 mm olan iki dairesel çelik bar üzerine yerleştirilerek desteklenmekte ve barların tam ortasından dik doğrultuda kuvvet uygulanmaktadır (Şekil 2-5). Örneğin kırılmasına neden olan toplam kuvvet miktarı Newton olarak hesaplanmaktadır. ISO standartlarına göre aşağıdaki formül kullanılarak MPa birimine çevrilmektedir¹⁰².

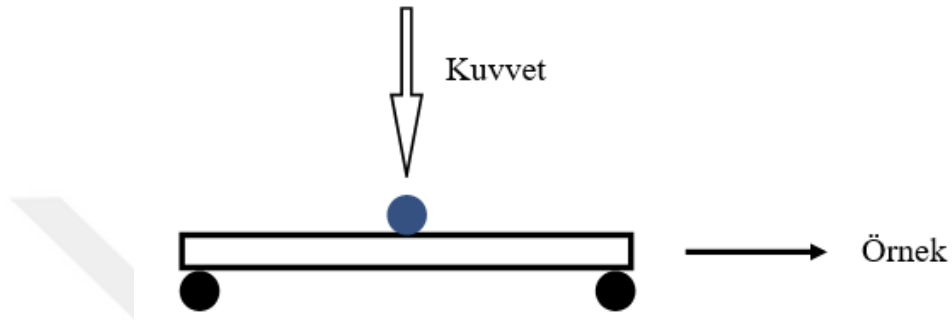
$$\text{Stres (MPa)} = 3LF / 2WT^2$$

L: Destekler arası mesafe (mm)

F: Kuvvet (N)

W: Örneğin genişliği (mm)

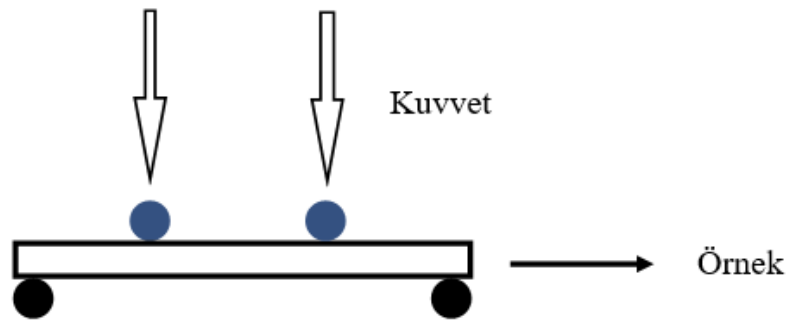
T: Örneğin kalınlığı (mm)



Şekil 2-5: Üç nokta bükülme testinin şematik resmi.

Dört Nokta Bükülme Testi

Tek parça kırılğan malzemelerde ve metal-seramik ya da altyapı seramiği üzerine viner uygulaması gibi çift tabakalı materyallerde; dayanıklılığın ölçülmesinde dört nokta bükülme testi kullanılmaktadır. Örnek, aynı üç nokta bükülme testinde olduğu gibi iki silindirik desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Farklı olarak bu testte iki farklı noktadan kuvvet uygulanmaktadır. Kuvvet uygulanan noktalar her bir destekten aradaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlanmaktadır (Şekil 2-6)¹⁰².



Şekil 2-6: Dört nokta bükülme testinin şematik resmi.

Çift Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri

Çift eksenli bükülme testleri; kırılğan dental materyallerin dayanımlarının değerlendirilmesinde tek eksenli bükülme testlerine göre daha güvenilirlerdir. Ayrıca çift eksenli bükülme testlerinde yükleme örneklerin merkezinden yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir¹⁰².

Halka Üzerinde Halka Testi

Yüzeyleri birbirine paralel şekilde hazırlanan disk formundaki örnekler, eş merkezli halkalar ile desteklenmektedir. Hazırlanan örneğe, örnek ve destekleyen halka ile eş merkezli konumlandırılan bir piston ile dik doğrultuda kuvvet uygulanarak ölçüm gerçekleştirilmektedir¹⁰².

Halka Üzerinde Top

Halkalar ile desteklenen örneklere merkezinden bir küre ile kuvvet uygulanmaktadır. Seramik kuron, tabakalama porseleni ve iki tabakalı disklerin bükülme dayanımının iki eksenli olarak değerlendirilmesinde uygulanan bir testtir. Uygulaması oda sıcaklığında universal test cihazında 0,5mm/dk başlık hızı ile gerçekleştirilir¹⁰².

Üç Top Üzerinde Piston

Üç top üzerinde piston testinde; ISO 6872 standardına uygun 12-16 mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında disk şeklindeki örnekler hazırlanmaktadır. 10-12 mm çapında bir daire etrafında, birbirlerine merkezden 120° açıyla konumlanan $3,2 \pm 0,5$ mm çapındaki çelik toplar üzerine hazırlanan disk şeklindeki örnek eş merkezli olarak yerleştirilmektedir. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır. Her üç top da pistona eşit uzaklıkta konumlanmaktadır. Testin doğruluğu örnek kenarlarında meydana gelen çatlaklardan etkilenmemektedir¹⁰³.

2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restoratif materyaller, ağız ortamında çeşitli çevresel faktörlerden etkilenecek, zaman içerisinde doğal olarak yaşlanmaktadır. Yeme, içme ve nefes alma esnasında maruz kalınan sıcaklık ve pH değişiklikleri ile çiğneme kuvvetleri materyalin fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerinde zayıflamaya neden olmaktadır. Ağız ortamında su varlığı ve çiğneme fonksiyonundan kaynaklanan döngüsel yükleme, tam seramik kuronların uzun dönem mekanik performansı açısından önemli faktörlerdir¹⁰⁴.

Restoratif materyallerin ağız ortamında doğal yollardan meydana gelen yaşlanma olgusunun direkt *in vivo* koşullarda değerlendirilmesi zaman alıcı ve zordur. Bu nedenle *in vitro* ortamda doğal ağız ortamı taklit edilerek, laboratuvar koşullarında termal siklus, suda bekletme ve çiğneme simülatöründe yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır¹⁰⁵.

2.7.1. Termal Siklus Uygulaması

Termal siklus uygulaması, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişler üzerindeki etkisini taklit ederek, diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir¹⁰⁶.

Termal siklus uygulamasında cihaz; iki banyo tankı, test edilecek örnekleri banyo tanklarına sırayla daldıran taşıyıcı bir kol ve bir kontrol panelinden oluşmaktadır. Banyo tankları sayesinde sıvılar istenilen sıcaklıkta tutulabilmektedir. Kontrol paneli aracılığıyla, bir tanktan diğerine taşınacak örneklerin transfer süreleri ve her bir tankta bekleme süreleri ayarlanabilmektedir. Termal siklus yönteminin geçerliliği; sıcaklık, suda bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere üç önemli faktöre bağlıdır¹⁰⁷. Alınan besinlere göre ağız içerisindeki sıcaklık değişimleri 0°C ile 70°C arasında değişmektedir¹⁰⁸. En sık sıcaklık değişiminin 5-55°C arasında seyretmesi nedeniyle, ISO 11405 standartlarına göre *in vivo* şartların bir simülasyonu olarak yapay yaşlandırma işlemi 5-55 °C arasında döngüler olacak şekilde uygulanmaktadır¹⁰⁷⁻¹⁰⁹. Ağız ortamında bu döngülerin günlük 20-50 kez meydana geldiği ve 10.000 siklusun restorasyonun bir yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği bildirilmiştir¹⁰⁸.

Ağız ortamında sıcaklık değişimleri ve mekanik yüklere bağlı olarak materyalin yüzey kusurları artarak, daha düşük oklüzal kuvvetler altında bile materyalde

kırılmalara yol açabilmektedir. Bunun bir sonucu olarak da yarı kararlı tetragonal zirkonya spontan t-m dönüşümü göstermekte, mikro çatlaklar yayılarak, dayanıklılık azalmaktadır¹¹⁰.

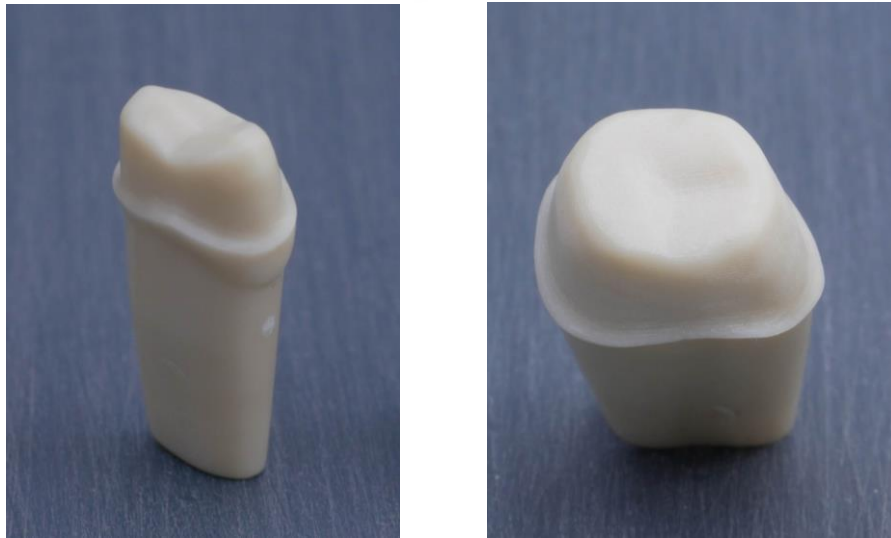


3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* tez çalışmasında; geleneksel ve dijital ölçü teknikleri kullanılarak, farklı kimyasal bileşene sahip güncel monolitik zirkonya disklerden üretilen üç üyeli sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumları ve termal siklus sonrası kırılma dayanımları, altyapı zirkonya restorasyonlar ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması

Örneklerin hazırlık aşamasında; üretici firma tarafından tam seramik restorasyon için anatomik preparasyonu yapılmış sağ maksiller ikinci premolar (#15) ve maksiller ikinci molar (#17) fantom dayanak dişleri temin edildi (Şekil 3-1). 10 derecelik taper açılı, 1,2 mm derinliğinde basamak bitimi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece olan, oklüzal yüzeyde 1,5-2 mm derinliğinde oklüzal redüksiyonu ve 1-1,5 mm derinliğinde aksiyal preparasyonu yapılmış akrilik fantom dişler kullanıldı. Maksiller birinci molar dişin (#16) eksik olduğu üst çene fantom diş modeli elde edildi (Frasaco GmbH, Tettnang, Almanya).



Şekil 3-1: Prefabrike diş modelleri.

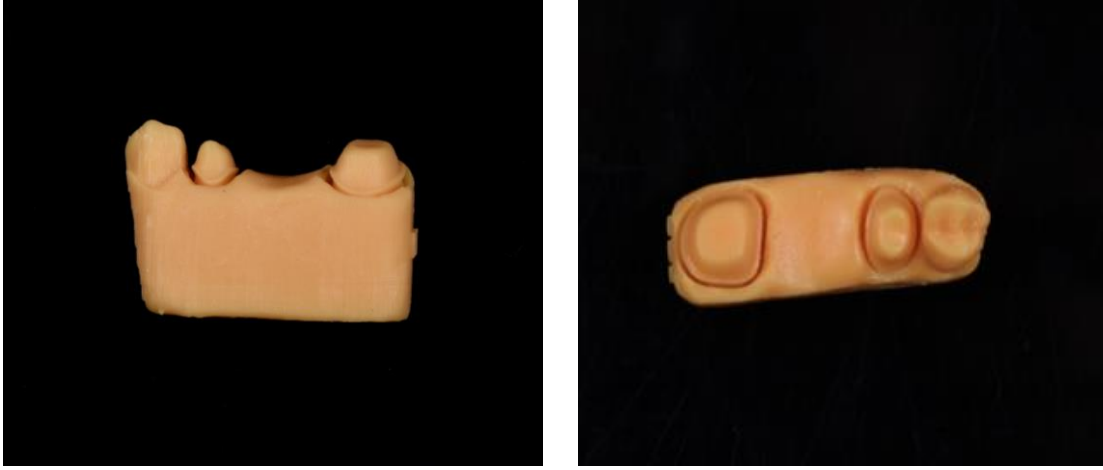
Standardizasyonun sağlanabilmesi için örnek dişli üst çene modeli üzerinden laboratuvar tarayıcısı (AutoScan-DS-EX, Shining 3D Tech. Co., Ltd., Hangzhou, Çin Halk Cumhuriyeti) ile dijital ölçü alındı (Şekil 3-2). Elde edilen dijital veri aracılığıyla poliüretan reçineden 60 adet üst çene modeli üç boyutlu yazıcı (Flashforge Hunter 3D Printer, Zhejiang Flashforge 3D technology Co., LTD, Hangzhou, Çin) ile üretildi (Şekil 3-4).



Şekil 3-2: Laboratuvar tarayıcısı.



Şekil 3-3: A. 3 boyutlu yazıcı B. Dental model reçinesi



Şekil 3-4: 3 boyutlu yazıcı ile üretilen modelin bukkal ve oklüzal yüzden görünümü.

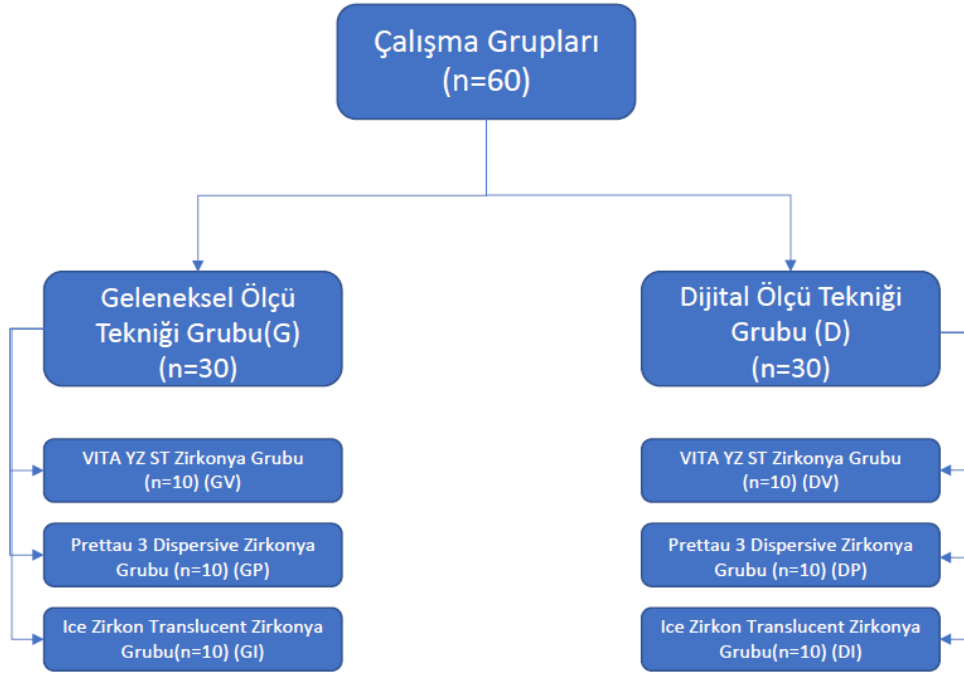
3.2. Çalışma Gruplarının Adlandırılması

Çalışma gruplarının oluşturulması amacıyla; uygulanacak ölçü tekniği ve kullanılacak restorasyon materyaline göre 60 adet örnek rastgele 10'arlı gruplara ayrıldı (n=10) (Şekil 3-6). Çalışma grupları ölçü tekniğine göre 2 gruba ve bu gruplar da kendi içinde restorasyon materyallerine göre 3 alt gruba ayrılarak toplamda 6 çalışma grubu (GV, GP, GI, DV, DP ve DI) oluşturuldu (Şekil 3-6). Yapılan Power Analizi sonucu; her grup için minimal örnek sayısı 10 adet olarak hesaplandı, sonuç olarak her bir materyal için 20 adet 3 üyeli köprü protezi hazırlanmasına, toplamda ise 60 adet köprü protezinin üretilmesine karar verildi.



Şekil 3-5: 6 gruba ayrılan çalışma örnekleri.

Gruplar; ölçü tekniği ve kullanılan restoratif materyale göre adlandırıldı.



Şekil 3-6: Çalışma gruplarının sayı ve içeriklerini gösteren şema.

Gruplar;

1. Geleneksel Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Zirkonya Grubu (GV)
2. Geleneksel Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Zirkonya Grubu (GP)
3. Geleneksel Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubu (GI)
4. Dijital Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Zirkonya Grubu (DV)
5. Dijital Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Zirkonya Grubu (DP)
6. Dijital Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubu (DI)

3.3. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3-1 ve Tablo 3-2’de; cihazlar ise Tablo 3-3’de gösterilmiştir.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Üretici Firma	Materyal Tipi
Anatomik preparasyonu yapılmış maksiller ikinci premolar ve maksiller ikinci molar fantom dişler	Frasaco GmbH, Tett nang, Germany	Prefabrike diş modeli
Flashforge FHD1400	Zhejiang Flashforge 3D technology Co., LTD, Hangzhou, Çin	3 boyutlu yazıcı dental model reçinesi
VITA YZ ST Zirkonya Disk	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Monolitik zirkonya
Prettau 3 Dispersive Disk	Zirkonzahn, Gais, İtalya	Monolitik zirkonya
Ice Zirkon Translucent	Zirkonzahn, Gais, İtalya	Zirkonya
Ice Ceramic	Zirkonzahn, Gais, İtalya	Porselen tozu
EXAFLEX	VPS, EXAFLEX, GC, Leuven, Belçika	Polivinil Siloksan (İlave tipi silikon) ölçü materyali
BegoStone Plus	BEGO GmbH & Co KG, Bremen, Almanya	Tip IV dental sert alçı
G-Cem Link Force	GC, Leuven, Belçika	Dual-cure rezin siman
G-Premio Bond	GC, Leuven, Belçika	Bond
G-Multi Primer	GC, Leuven, Belçika	Silan

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan zirkonya materyallerinin kimyasal içerikleri ve özellikleri (Firma verileri).

Zirkonya Diskler	Kimyasal Kompozisyon	3-Nokta Bükülme Dayanımı [MPa]
VITA YZ ST	ZrO ₂ %88-93 Y ₂ O ₃ %6-8 HfO ₂ %1-3 Al ₂ O ₃ %0-1 Pigmentler %0-1	> 850
Prettau 3 Dispersive	ZrO ₂ asıl komponent Y ₂ O %8-10 Hf ₂ O ₂ ≤ %3 Er ₂ O ₃ ≤ %2 Fe ₂ O ₃ ≤ %0,25 Al ₂ O ₃ %0,10 SiO ₂ %0,05 Co ₃ O ₄ %0,05	670 - 1200
Ice Zirkon Translucent	ZrO ₂ asıl komponent Y ₂ O ₃ %4-6 Hf ₂ O ₂ < %3 Al ₂ O ₃ ≤ %1 SiO ₂ ≤ %0,02 Fe ₂ O ₃ ≤ %0,01 Na ₂ O ≤ %0,04	1200 - 1400



Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan zirkonya diskler.

Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan cihazlar.

Cihaz adı	Üretici Firma	Cihaz Tipi
AutoScan-DS-EX	Shining 3D Tech. Co., Ltd., Hangzhou, Çin Halk Cumhuriyeti	Laboratuvar tarayıcısı
Flashforge Hunter 3D Printer	Zhejiang Flashforge 3D technology Co., LTD, Hangzhou, Çin Halk Cumhuriyeti	Üç boyutlu yazıcı
Twister, 220-240 V	Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya	Elektronik vakum kontrollü alçı ve revetman karıştırıcı
TRIOS 4	3 Shape, Kopenhag, Danimarka	Ağız içi tarayıcı
YENA D43	Yenadent Ltd. Sti., İstanbul, Türkiye	Frezeleme ünitesi
VITA ZYrcomat T	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Sinterleme fırını
Woodpecker Led-G	Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti	Led ışık cihazı
Solutionix C500 3D Scanner	Solutionix, Seul, Güney Kore	Üç boyutlu optik tarayıcı
Thermocycler THE 1100/1200	SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya	Yapay yaşlandırma cihazı
Autograph Shimadzu AG-IS	Shimadzu, Kyoto, Japonya	Universal test cihazı

3.4. Geleneksel ve Dijital Ölçü Teknikleri ile Ölçülerin Alınması

Geleneksel ve dijital ölçü tekniklerinin marjinal ve internal uyuma etkisinin karşılaştırıldığı çalışmamızda örnekler iki gruba ayrıldı. Modellerden 30 tanesinin ölçüsü geleneksel ölçü tekniği ile alınırken, kalan 30 tanesinin ölçüsü dijital ölçü tekniği ile elde edildi.

3.4.1. Geleneksel Ölçü Tekniği ile Ölçülerin Alınması

Geleneksel ölçü tekniğinde, polivinil siloksan ölçü materyali (VPS, EXAFLEX, GC, Leuven, Belçika) kullanıldı. 30 adet modelin ölçüsü tek aşama-çift karıştırma ölçü tekniği ile alındı (Şekil 3-8). Hava kabarcığı görülen veya eksik çıkan ölçüler tekrar edildi.



Şekil 3-8: Polivinil siloksan ölçü materyali ile çift karıştırma tekniği ile alınan ölçüler.

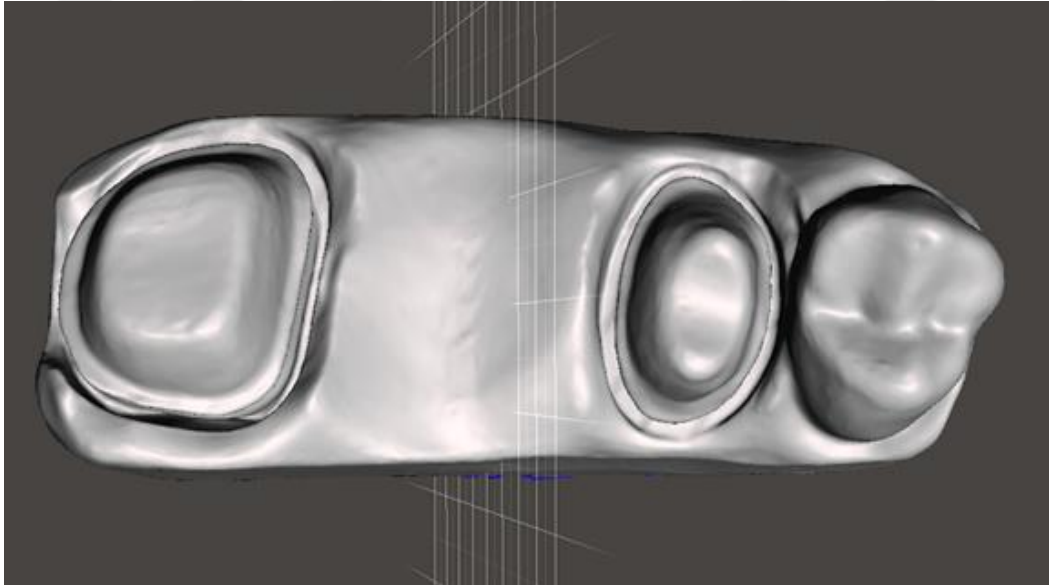
Alınan ölçülere Tip IV dental sert alçı dökülerek model elde edildi. Alçı materyali, hava kabarcıksız karıştırma imkanı veren elektronik vakum kontrollü alçı ve revetman karıştırıcıda hazırlandı. Alçı modellerde hava kabarcığı veya düzensizlik olmamasına dikkat edildi. Elde edilen alçı modeller, laboratuvar tarayıcısı ile tarandı ve modellerin ölçüleri STL formatında kaydedildi.

3.4.2. Dijital Ölçü Tekniği ile Ölçülerin Alınması

Dijital ölçü tekniğinde kablolu bir ağız içi tarayıcı (TRIOS 4, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanıldı (Şekil 3-9). Modellerin ölçüleri tek tek değerlendirildi ve eksik çıkan ölçüler yenilendi. Ölçüler STL formatında kaydedildi (Şekil 3-10).



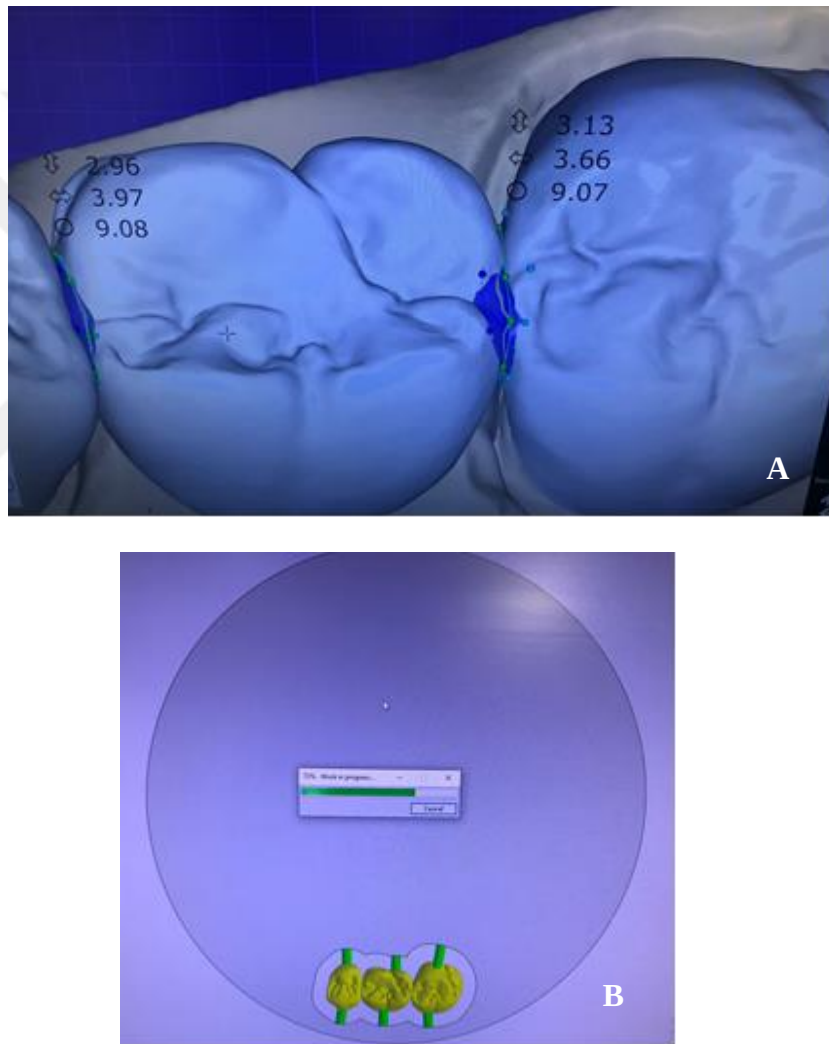
Şekil 3-9: Çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcı.



Şekil 3-10: Ağız içi tarayıcı ile taranan modelin STL formatındaki görünümü.

3.5. Protezlerin Üretimi

Exocad yazılım programı (Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) kullanılarak protezlerin tasarımı gerçekleştirildi (Şekil 3-11). Monolitik zirkonya gruplarında (GV, GP, DV ve DP) protezlerde gövdenin bağlantı alanı 9mm², bukkolingual boyutu 8mm, mesiodistal boyutu 10mm olacak şekilde ayarlandı. Fonksiyonel tüberkül olan palatinal tüberküllerde materyal kalınlığı 2mm iken, bukkal tüberküller için ise bu kalınlık 1,5mm olacak şekilde tasarlandı.



Şekil 3-11: A. Restorasyonların Exocad’de tasarımı. B. Exocad’de tasarımı yapılan restorasyonların zirkonya diske yerleştirilmesi.

Zirkonya altyapı grupları (GI ve DI) için ise; anatomik altyapının oklüzal ve aksiyal duvar kalınlıkları 0,6 mm olacak şekilde dijital ortamda üç boyutlu olarak tasarım yapıldı.

Tüm gruplar (GV, GP, GI, DV, DP ve DI) için siman aralığı 50 µm olacak şekilde belirlendi. Tasarımları tamamlanan protezler 5 akslı freze cihazının (YENA D43, Yenadent, Türkiye) aşındırma ünitesine aktarıldı. CAD/CAM cihazına uygun şekilde 98 mm çaplı ve 14 mm yüksekliğe sahip basamaklı diskler temin edildi. Her bir grup için 10'ar adet protez üretildi (n=10).

VITA YZ ST monolitik zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) restorasyonlar (GV ve DV), sıcaklığı dakikada 8°C artacak ve 2 saat boyunca 1530°C'de bekletilecek şekilde sinterleme fırınında (Tegra Speed, Yenadent, Türkiye) sinterlendi.

Prettau 3 Dispersive monolitik zirkonya (Zirkonzahn, Gais, İtalya) restorasyonlar (GP ve DP), sıcaklığı dakikada 6°C artacak ve 2 saat boyunca 1500°C'de bekletilecek şekilde sinterlendi.

Ice Zirkon Translucent zirkonya (Zirkonzahn, Gais, İtalya) altyapıların (GI ve DI) frezeleme işlemini takiben; restorasyonlar sıcaklığı dakikada 8°C artacak ve 2 saat boyunca 1500°C'de bekletilecek şekilde sinterleme fırınında sinterlendi.

GI ve DI grupları için elde edilen altyapılar üzerine, üst yapı porseleni işlendi (Şekil 3-12 ve Şekil 3-13). Hazırlanan silikon rehber aracılığıyla elde edilen restorasyonların, monolitik gruplar (GV, DV, GP ve DP) ile aynı ebatlarda olması sağlandı. GI ve DI grupları için fırınlama işlemleri, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda gerçekleştirilerek 10'ar adet üretim yapıldı. Başlangıç derecesi 300-350°C ve ısı artışı dakikada 35-55°C olacak şekilde ayarlandı. 860-920°C'de 2-5 dakika, 830-840°C'de 1-2 dakika ve 820°C'de ise 1-2 dakika bekletilerek fırınlama işlemi gerçekleştirildi. Glazür için ise 780-800°C'de 1 dakika fırınlama işlemi yapıldı. Örneklere boyama işlemi uygulanmadı.



Şekil 3-12: Ice Zirkon Translucent materyalinden kazınan altyapı.



Şekil 3-13: Ice Zirkon Translucent materyalinden kazınan altyapı üzerine porselen venerleme uygulaması.

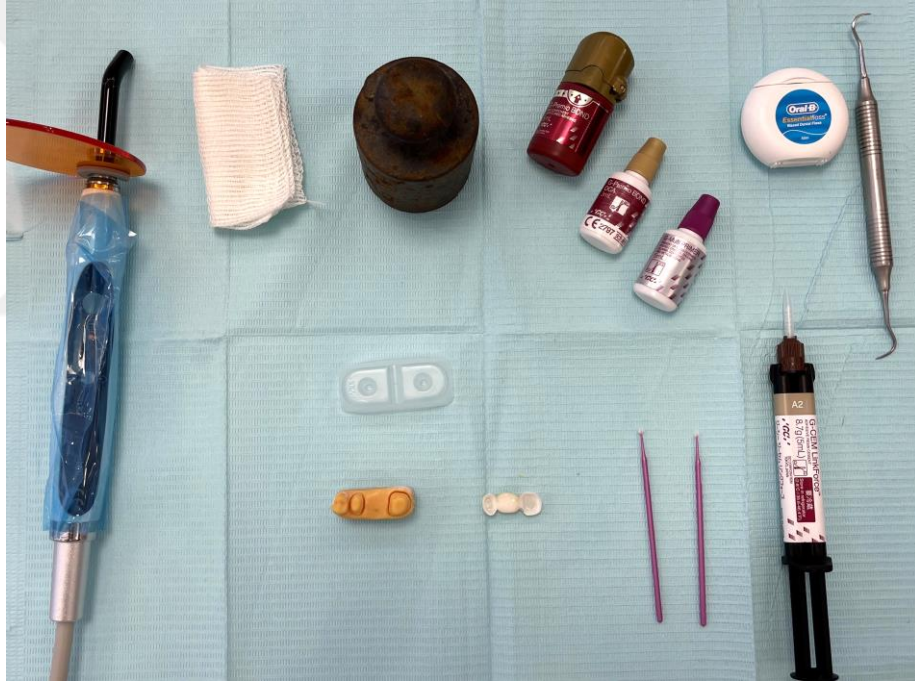


Şekil 3-14: Üretilen zirkonya restorasyonlar.

3.6. Protezlerin Simantasyonu

Protezlerin simantasyonunda; dual-cured rezin siman seti (G-Cem Link Force, GC, Leuven, Belçika) kullanıldı. Simantasyon öncesinde; restorasyonların iç yüzeylerine, 2 bar basınç altında, 3'er saniye olacak şekilde, 50 μm 'lık Al_2O_3 partikülleri ile kumlama prosedürü uygulandı (Starblasting, Star Dental, Türkiye). Kumlama işlemini takiben; restorasyonlar yıkanıp kurutuldu ve mikrofırça yardımıyla iç yüzeylerine silan uygulaması (G-Multi Primer, GC, Leuven, Belçika) 20 saniye süre ile yapıldı. Uygulanan silan, 60 saniye bekletildikten sonra hava ile kurutuldu. Çalışma modelleri üzerinde yer alan kesik diş yüzeylerine ise; hasta ağızını taklit etmesi amacıyla, bond (G-Premio Bond, GC, Leuven, Belçika) ve dual-cure aktivatörü (G-Premio Bond DCA, GC, Leuven, Belçika) 1:1 oranında karıştırılarak mikrofırça ile 20 saniye süreyle uygulandı. 5 saniye boyunca hava ile inceltildi ve 10 saniye süresince $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunluğunda led ışık (Woodpecker Led-G, Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti) ile polimerize edildi. Köprü ayaklarının içerisine dual-cure rezin siman, karışıma ucu kullanılarak yerleştirildi ve zirkonya örnekler modeller üzerine yerleştirildi. Taşkın rezin siman mikrofırça ve sond

yardımı ile uzaklaştırıldı. Daha sonra protezlerin üzerine 1 kg'lık ağırlık konularak simantasyon esnasında tüm örnekler için basınç standardize edildi. 2 saniye süreli ışık polimerizasyonu uygulanıp, taşan simanlar temizlendi. Simante edilen kuron protezinin tüm yüzeylerine 430-480 nm dalga boyunda, 1200mW/cm² yoğunluğunda, ışık veren led ışık cihazı (Woodpecker Led-G, Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti) ile 20'şer saniye ışık uygulandı. Tüm restorasyonlar için simantasyon işlemi üretici firma talimatları doğrultusunda tamamlandı. Son olarak, polimerize edildikten sonra tüm örnekler tekrar kontrol edilerek, artık simanların temizliği yapıldı. Simantasyon işlemi takiben, örnekler 24 saat boyunca 37°C sirkülasyonlu su banyosu içinde bekletildi.



Şekil 3-15: Simantasyonda kullanılan materyaller ve led ışık cihazı.



Şekil 3-16: Örneklerin simantasyon sonrası görünümü.

3.7. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümü

Marjinal ve internal aralık ölçümleri Holst'un literatüre tanıttığı üçlü tarama protokolü (triple-scan protocol) yöntemi ile yapıldı¹⁰⁰. Üretilen modellerin ve zirkonya örneklerin taranmasında 5 megapiksellik çift kameralı, üç boyutlu tarama yapabilen Solutionix C500 3D Scanner (Solutionix, Seoul, Güney Kore) cihazı kullanıldı. Tarama işlemi, simantasyondan önce ve sonra olmak üzere 2 safhada gerçekleştirildi. Tarama hassasiyeti $\pm 3\text{-}5\text{ }\mu\text{m}$ ve tarama alanı $68\times 56\times 30\text{ mm}$ (FOV90) olarak ayarlandı. Her bir örnek için; modellerin taranması, zirkonya örneklerin taranması ve simantasyondan sonra örneklerin model üzerindeki son halinin taranması olmak üzere 3 tarama gerçekleştirildi. Tarama kayıtları STL formatında kaydedildi. Elde edilen veriler üzerinde, Geomagic Control X 2020.1 (3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) ve PowerShape CAD yazılımı (AUTODESK, San Rafael, Kaliforniya, ABD) kullanılarak, 3 boyutlu görüntülerin karşılaştırılması gerçekleştirildi. Zirkonya örneklerin simante edildiği model üzerindeki görüntülerinden, model ve örneklerin ayrı ayrı olarak tarandığı görüntüler çıkarılarak marjinal aralık ve internal aralık değerlerine ulaşıldı. Her bir örnek için, 6 adet bukkolingual yönde, 3 adet de mesiodistal yönde kesitler alındı ve her bir diş için her bir kesitte 4 noktadan marjinal ve 5 noktadan (2 aksiyal ve 3 oklüzal) ise internal aralık ölçümleri yapıldı. Böylelikle marjinal ve internal aralık değerlendirmesinde; her bir örnek için 108'er adet olmak üzere, toplamda 6480 adet

değer elde edilmiş oldu. Ayrıca, internal aralık değerleri hacimsel olarak da ölçülerek, mm³ cinsinden tespit edildi.

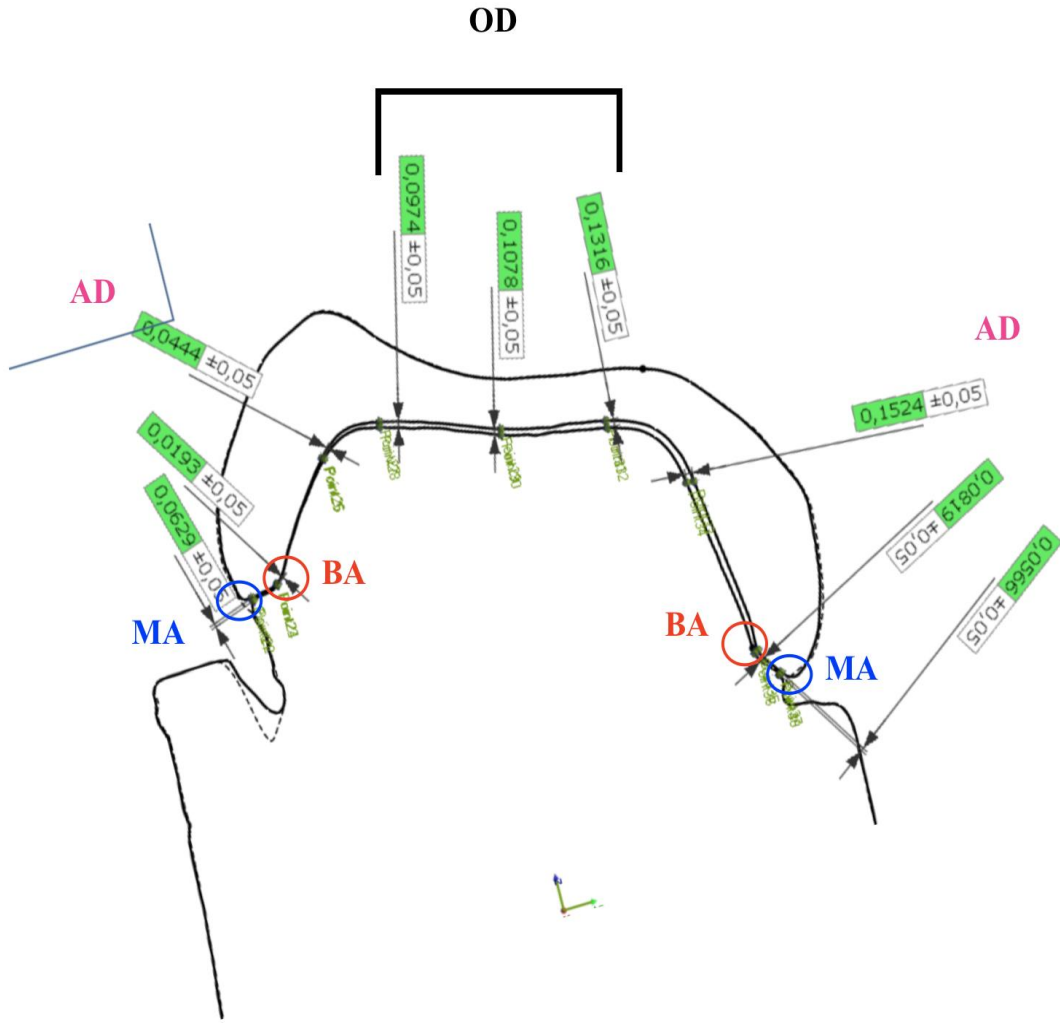
Restorasyonlar için belirlenen ölçüm noktaları (Şekil 3-17, 3-18 ve 3-19):

1. Marjinal açıklık (MA): Dayanak dişin kenar bitim sınırından, protez kenarına kadar ölçülen aralık (her bir diş için simetrik 2 nokta).

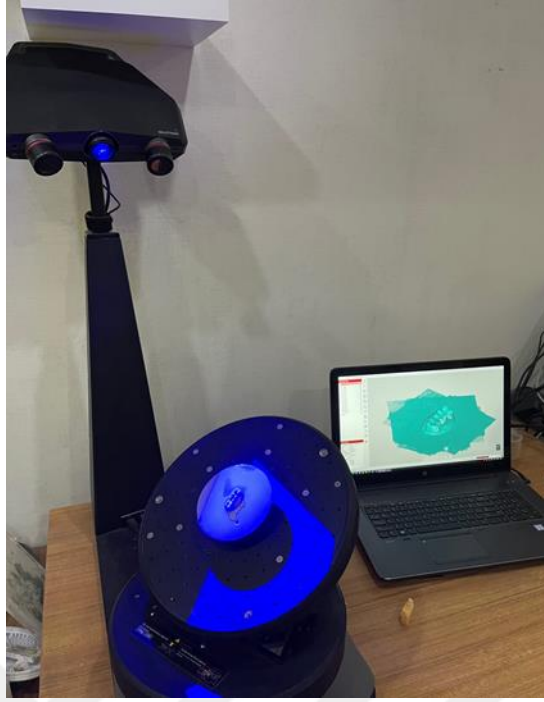
2. Basamak alanı (BA): Dayanak dişin kenar bitim sınırının 1 mm oklüzalinde bulunan aksiyal yüzey ile buna paralel olarak restorasyonun iç yüzeyinde bulunan nokta arasında dik olarak ölçülen mesafe (her bir diş için simetrik 2 nokta).

3. Aksiyal duvar (AD): Dayanak dişin aksiyal duvarının orta noktasından, restorasyonun iç yüzeyine olan yatay olarak ölçülen mesafe (her bir diş için simetrik 2 nokta).

4. Oklüzal duvar (OD): Dayanak diş ile restorasyonun iç yüzeyi arasında tüberkül tepelerinin ve santral fossanın en derin yerinin altında konumlanan noktalar arası dik olarak ölçülen mesafe (her bir diş için 3 nokta).



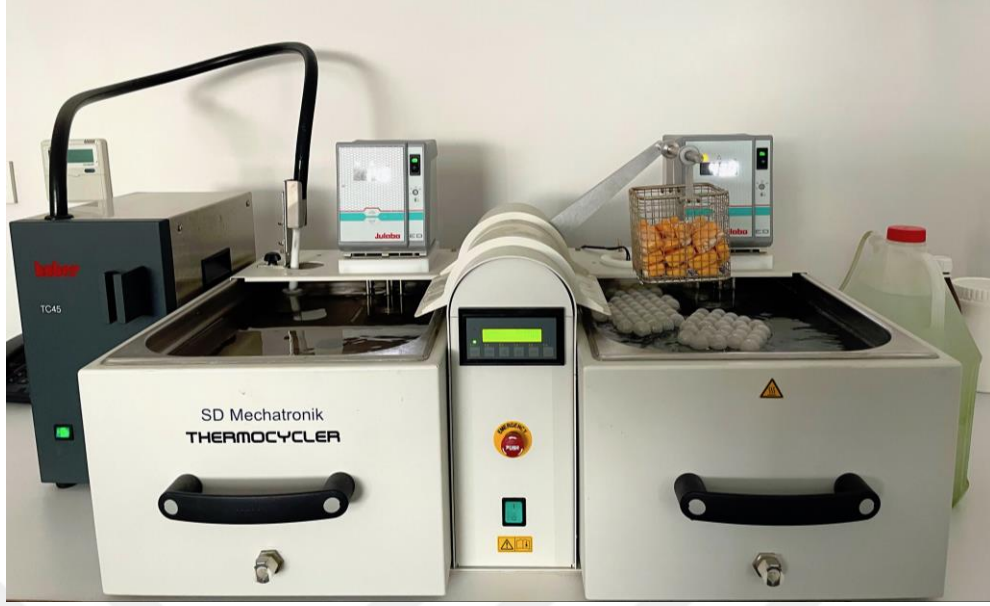
Şekil 3-17: Molar dişin bukkolingual kesitinde, marjinal ve internal aralık için belirlenen ölçüm noktaları.



Şekil 3-20: Örneklerin Solutuionix C500 3D Scanner cihazı ile taranması.

3.8. Termal Siklus Uygulaması

Marjinal ve internal aralık ölçümleri için taraması tamamlanan örnekler, daha sonra yapay yaşlandırma işlemine maruz bırakıldı ve termal siklus cihazına (Thermocycler THE 1100/1200, SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) yerleştirildi. Örnekler, +5°C soğuk su içerisinde 30 saniye bekletildi ve geçiş süresi olan 7 saniye beklendi. Daha sonra +55°C sıcak su içerisine daldırılan örnekler yine 30 saniye süresince bekletildi. Yine 7 saniyelik geçiş aralığından sonra +5°C'ye geçilerek bir döngü tamamlandı ve bu döngü 10.000 defa tekrar edildi.

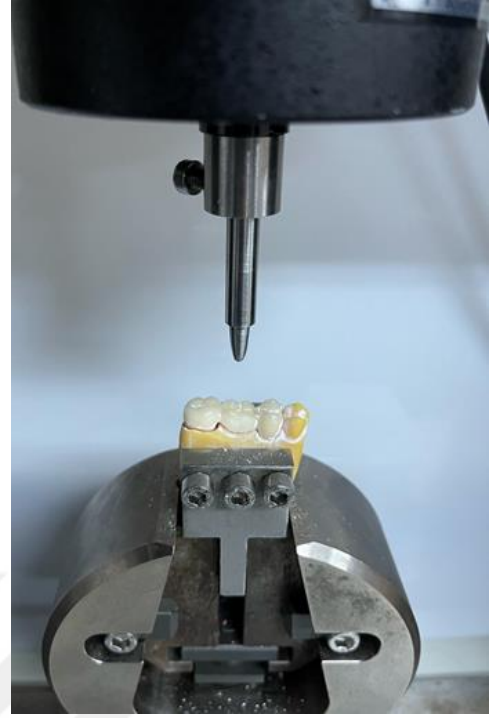


Şekil 3-21: Termal siklus cihazında yapay yaşlandırma uygulaması.

3.9. Kırılma Dayanımı Testi Uygulaması

Kırılma dayanımı testi; İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Autograph Shimadzu AG-IS, Kyoto, Japonya) ile oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Hasta ağızında 1 yıllık kullanımı taklit etmek amacıyla uygulanan termal siklus ile yapay yaşlandırma sonrası; materyallerin yük altındaki dayanımları değerlendirildi.

Her bir test uygulaması için; 60 adet üç üyeli köprü restorasyonlarının gövde kısımları cihazda merkezi olarak konumlandırıldı (Şekil 3-22). Kuvvet uygulayıcı ucun yarıçapı 3 mm; maksiller 2. premolar ve 2. molar dayanak dişler olan desteklerin merkezleri arasındaki mesafe ise 12 mm olarak belirlendi. Kuvvet uygulayıcı uç ile yükleme yapılacak nokta arasına alüminyum folyo yerleştirildi. Örnekler gövdenin orta noktasından olmak üzere, dişlerin uzun aksına paralel yönde, kuvvet uygulayıcı uç ile ilk kırık meydana gelene kadar 0,5mm/dk hızla yükleme yapıldı. Monolitik restorasyonlarda (GV, GP, DV ve DP grupları) ilk kırık meydana geldiğindeki kuvvet esas alınırken; verner porselen uygulaması yapılan zirkonya altyapı gruplarda (GI ve CI grupları), örnekler tamamen kırılana kadar teste devam edildi. Örneklerin kırıldığı andaki kuvvet değerleri Newton cinsinden kaydedildi.



Şekil 3-22: Kırılma dayanımı testinde kullanılan cihaza yerleştirilmiş örneğin görünümü.



Şekil 3-23: Örneklerde kırık meydana geldikten sonraki görünüm.

3.10. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler, SPSS 20 programına (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) aktarıldı. Kolmogorov-Smirnov testi ile verilerin homojen olarak dağıldığı tespit edildi. İki yönlü varyans analizi ve Post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri kullanılarak marjinal ve internal aralık değerleri ile kırılma dayanımı değerleri istatistiksel olarak analiz edildi. Bağımsız örneklem T testi ile geleneksel ve dijital ölçü teknikleri mukayese edildi. Ayrıca, marjinal ve internal uyum ile kırılma dayanımı arasında korelasyon olup olmadığını tespit edebilmek için, Pearson korelasyon testi uygulandı.



4. BULGULAR

Geleneksel ve dijital ölçü teknikleri ile alınan ölçüler ile tasarlanıp üretilen, 2 farklı monolitik zirkonya (Prettau 3 Dispersive ve VITA YZ ST) ve 1 zirkonya altyapı (Ice Zirkon Translucent) grubunun marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırıldığı ve termal siklus sonrası kırılma dayanımlarının incelendiği bu doktora çalışmasında; elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Çalışma grupları hem kendi aralarında hem de birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Marjinal aralık değerlendirilmesinde; her bir diş için 24 referans nokta, her bir örnek için ise 48 referans noktadan ölçümler yapılırken; internal aralık değerlendirilmesinde her bir diş için 30 referans nokta, her bir örnek için ise 60 referans noktadan ölçümler yapılmıştır. Elde edilen marjinal ve internal aralık ölçümlerinin kendi içlerinde ortalama değerleri hesaplanmıştır. Tablolardaki değerler mikrometre (μm) ölçü biriminde kaydedilmiştir. İnternal aralığın değerlendirilmesinde, ana model ile restorasyon arasında kalan boşluğun hacim değeri mm^3 cinsinden ölçülmüştür. Yapay yaşlandırma sonrası farklı kimyasal içeriğe sahip zirkonya materyallerinin kırılma dayanımı değerlendirmiş olup, uyum ve kırılma dayanımı arasındaki korelasyon parametresi de incelenmiştir.

4.1. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Bağımsız örneklem T testi sonuçlarına göre; geleneksel ölçü tekniğinin istatistiksel olarak anlamlı derecede dijital ölçü tekniğinden daha yüksek değerler gösterdiği bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4-1).

Tablo 4-1: Ölçü tekniğine göre verilerin değerlendirilmesi.

Ölçü tekniği	N	Ortalama (μm)	SS	F	df	sig
Geleneksel	3240	173 ^a	104	27,564	6478	,000
Dijital	3240	154 ^b	99			

Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade eder ($p<0,05$).

Tablo 4-2: Grupların uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma verileri.

	Gruplar	N	Ortalama (μm)	SS
Uyum	GI	1080	175 ^{ab}	107
	DI	1080	168 ^a	101
	GP	1080	181 ^b	105
	DP	1080	144 ^c	87
	GV	1080	164 ^a	101
	DV	1080	150 ^c	105

Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade eder ($p<0,05$).

Uyum değerlendirmesi yapıldığında, en yüksek aralık miktarı GP grubu örneklerinde görülürken (181 μm), en düşük aralık miktarına ise DP grubu örneklerinde rastlandı (144 μm) (Tablo 4-2). DP ve DV grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p=0,784$), bu iki grup ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p<0,05$). Ayrıca, GP ve GI grubu arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0,785$), GP grubu ile diğer tüm gruplar arasında önemli farklılık görüldü ($p<0,05$) (Tablo 4-3).

Tablo 4-3: Gruplar arası uyum değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi.

<i>p</i>			<i>p</i>		
GI	DI	,500	DP	GI	,000*
	GP	,785		DI	,000*
	DP	,000*		GP	,000*
	GV	,127		GV	,000*
	DV	,000*		DV	,784
DI	GI	,500	GV	GI	,127
	GP	,028*		DI	,977
	DP	,000*		GP	,002*
	GV	,977		DP	,000*
	DV	,001*		DV	,010*
GP	GI	,785	DV	GI	,000*
	DI	,028*		DI	,001*
	DP	,000*		GP	,000*
	GV	,002*		DP	,784
	DV	,000*		GV	,010*

* $p < 0,05$ ve gruplar arası anlamlılığı ifade eder.

Tablo 4-4'te marjinal ve internal aralık değerleri gösterilmiştir. En yüksek marjinal aralık değeri GP grubunda görülürken ($143 \pm 85 \mu\text{m}$), en düşük marjinal aralık değeri ise DV grubunda görüldü ($114 \pm 79 \mu\text{m}$) (Tablo 4-4).

GI grubu ile DV grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,004$), GI grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). DI grubu ile diğer gruplar kıyaslandığında; GP ve GV grupları ile arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$ ve $p=0,016$, sırasıyla), DI grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Diğer taraftan, GP grubu ile DI, DP ve DV grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$, $p<0,001$ ve $p<0,001$, sırasıyla), diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). DP grubu ile GP ve GV grupları arasındaki

farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$), DP grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). GV grubu ile GI ve GP grupları benzer sonuçlar sergilerken ($p=0,598$ ve $p=0,993$, sırasıyla), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4-5).

Tablo 4-4: Grupların marjinal ve internal aralık değerleri ile standart sapma verileri.

		N	Ortalama (μm)	SS	Minimum (μm)	Maksimum (μm)
marjinal	GI	480	132	85	10	427
	DI	480	124	73	12	398
	GP	480	143	85	16	398
	DP	480	118	71	10	305
	GV	480	140	79	16	399
	DV	480	114	79	12	405
internal	GI	600	210	110	11	527
	DI	600	202	107	12	534
	GP	600	211	110	13	520
	DP	600	165	93	11	526
	GV	600	183	112	18	531
	DV	600	178	115	19	547

En yüksek internal aralık değerleri GP grubunda görülürken ($211\pm110\ \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değeri ise DP grubunda görüldü ($165\pm93\ \mu\text{m}$) (Tablo 4-4).

GI grubu ile, DI ve GP grupları kıyaslandığında sonuçlar benzerlik gösterirken ($p=0,865$ ve $p=1,00$, sırasıyla), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). DI grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; GI ve GP grupları ile arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,865$ ve $p=0,752$, sırasıyla) diğer gruplar ile DI grubu arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$). Diğer taraftan, GP grubu ile DP, GV ve DV gruplara arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı iken ($p<0,001$), diğer gruplar ile arasındaki farklar anlamlı bulunmadı. DP grubu ile sadece DV grubu arasındaki fark anlamsız bulunurken ($p=0,253$), diğer tüm gruplar ile arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$). Benzer şekilde GV grubu ile sadece DV grubu arasındaki fark anlamsız bulundu ($p=0,963$). GV grubu ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0,05$). DV grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; DP ve GV grupları ile DV grubu arasındaki fark anlamsız bulunurken ($p=0,253$ ve $p=0,963$, sırasıyla), diğer gruplar ile DV grubu arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4-5).

Tablo 4-5: Gruplar arası marjinal ve internal aralık değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi.

			<i>p</i>				<i>p</i>
marjinal	GI	DI	,583	internal	GI	DI	,865
		GP	,251			GP	1,000
		DP	,053			DP	,000*
		GV	,598			GV	,000*
		DV	,004*			DV	,000*
	DI	GI	,583		DI	GI	,865
		GP	,002*			GP	,752
		DP	,834			DP	,000*
		GV	,016*			GV	,029*
		DV	,331			DV	,002*
	GP	GI	,251		GP	GI	1,000
		DI	,002*			DI	,752
		DP	,000*			DP	,000*
		GV	,993			GV	,000*
		DV	,000*			DV	,000*
	DP	GI	,053		DP	GI	,000*
		DI	,834			DI	,000*
		GP	,000*			GP	,000*
		GV	,000*			GV	,033*
		DV	,965			DV	,253
	GV	GI	,598		GV	GI	,000*
		DI	,016*			DI	,029*
		GP	,993			GP	,000*
		DP	,000*			DP	,033*
		DV	,000*			DV	,963
	DV	GI	,004*		DV	GI	,000*
		DI	,331			DI	,002*
		GP	,000*			GP	,000*
		DP	,965			DP	,253
		GV	,000*			GV	,963

* $p < 0,05$ ve gruplar arası anlamlılığı ifade eder.

Tablo 4-6’da premolar ve molar dayanak dişlerin marjinal ve internal aralık değerleri gösterilmiştir.

Premolar dayanak dişte, en yüksek marjinal aralık değeri GV grubunda görülürken ($148 \pm 81 \mu\text{m}$), en düşük marjinal aralık değeri DV grubunda ($116 \pm 73 \mu\text{m}$) görüldü (Tablo 4-6).

GI grubu ile DV grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,042$), GI grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). DI grubu ile diğer gruplar kıyaslandığında; sadece GV grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Diğer taraftan, GP grubu ile diğer tüm gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). DP grubu ile GV grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,001$), DP grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). GV grubu ile GI ve GP grupları benzer sonuçlar sergilerken ($p=1,000$), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). DV grubu ile GI ve GV grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı sonuçlar gösterirken (sırasıyla $p=0,042$ ve $p<0,001$), DV grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Premolar dayanak dişte en yüksek internal aralık değeri GI grubunda görülürken ($210 \pm 107 \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değeri DV grubunda ($174 \pm 102 \mu\text{m}$) görüldü (Tablo 4-6).

GI grubu ile DV grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,002$), GI grubu ile diğer tüm gruplar kıyaslandığında sonuçlar benzerlik gösterdi ($p>0,05$). DI grubu ile sadece DV grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,004$), diğer gruplar ile arasındaki farklar anlamlı bulunmadı. GP grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; DV grubu ile arasındaki farklılık anlamlı bulunurken ($p=0,002$), GP grubu ile diğer gruplar benzer sonuçlar sergiledi ($p>0,05$). DP grubu ile sadece DV grubu arasındaki farklılık önemli olarak tespit edildi ($p=0,11$). DP grubu ile diğer tüm gruplar kıyaslandığında benzer sonuçlar görüldü ($p>0,05$). GV grubu ile DV grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,11$), GV grubu ile diğer gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). DV grubu ile

sadece DP grubu benzer sonuçlar sergilerken ($p=1,000$), DV grubu ile diğer tüm gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Molar dayanak dişte, en yüksek marjinal aralık değeri GP grubunda görülürken ($150\pm 89 \mu\text{m}$), en düşük marjinal aralık değeri premolar dişte olduğu gibi DV grubunda ($111\pm 84 \mu\text{m}$) görüldü (Tablo 4-6).

GI grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; GP grubu ile arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p=0,025$), diğer tüm gruplar ile arasındaki farklılık anlamsız bulundu. DI grubu ile diğer tüm grupların aksine, sadece GP grubu ile arasındaki fark anlamlı bulundu ($p=0,016$). Diğer taraftan GP grubu incelendiğinde, GV grubu ile sonuçlar benzerlik gösterirken ($p=0,224$); diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar anlamlı olarak tespit edildi ($p<0,05$). DP grubu ile sadece GP grubu arasındaki fark anlamlı bulundu ($p<0,001$), diğer gruplar ile arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). GV grubu ile diğer tüm gruplar kıyaslandığında sonuçların benzerlik sergilediği görüldü ($p>0,05$). DV grubu ile GP grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,001$), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Molar dayanak dişte en yüksek internal aralık değeri GP grubunda görülürken ($213\pm 106 \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değeri DP grubunda ($142\pm 75 \mu\text{m}$) görüldü (Tablo 4-6).

GI grubu ile DI ve GP grupları kıyaslandığında aralarındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p=1,000$); DP, GV ve DV grupları ile arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,001$, $p<0,001$ ve $p=0,021$, sırasıyla). DI grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; DP ve GV grupları ile arasındaki farklar anlamlı olarak tespit edilirken ($p<0,001$), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar benzerlik sergiledi ($p>0,05$). GP grubu ile GI ve DI grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$); ancak DP, GV ve DV grupları ile arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,001$, $p<0,001$ ve $p=0,004$, sırasıyla). Diğer taraftan DP grubu değerlendirildiğinde; sadece GV grubu ile sonuçlar benzerlik gösterdi ($p>0,05$), diğer gruplar ile arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). GV grubu ile DP ve DV grupları arasındaki farklılıklar önemsiz olarak tespit edildi ($p>0,05$). GV grubu ile GI, DI ve GP grupları arasındaki farklar anlamlı bulundu ($p<0,001$). DV grubu incelendiğinde DI ve GV grupları ile arasındaki farklılıklar

istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$); GI, GP ve DP grupları ile arasındaki farklar anlamlı bulundu ($p=0,021$, $p=0,004$ ve $p<0,001$, sırasıyla) (Tablo 4-7).

Tablo 4-6: Grupların dayanak dişlere göre marjinal ve internal aralık değerleri ile standart sapma verileri.

			N	Ortalama (μm)	SS	Min. (μm)	Mak. (μm)
marjinal	premolar	GI	240	137	85	10	377
		DI	240	122	71	12	343
		GP	240	136	80	21	398
		DP	240	121	70	16	291
		GV	240	148	81	22	377
		DV	240	116	73	16	373
	molar	GI	240	127	86	11	427
		DI	240	126	75	16	398
		GP	240	150	89	16	389
		DP	240	115	71	10	305
		GV	240	132	75	16	399
		DV	240	111	84	12	405
internal	premolar	GI	300	210	107	11	527
		DI	300	208	119	30	534
		GP	300	209	115	13	506
		DP	300	187	103	19	526
		GV	300	205	117	27	531
		DV	300	174	102	19	547
	molar	GI	300	210	112	17	512
		DI	300	197	94	12	505
		GP	300	213	106	16	520
		DP	300	142	75	11	376
		GV	300	162	102	10	509
		DV	300	182	127	26	545

Tablo 4-7: Marjinal ve internal aralık değerlerindeki farklılıkların dayanak dişlere göre değerlendirilmesi.

Premolar					
Marjinal			İnternal		
		<i>p</i>			<i>p</i>
GI	DI	,409	GI	DI	1,000
	GP	1,000		GP	1,000
	DP	,294		DP	,191
	GV	1,000		GV	1,000
	DV	,042*		DV	,002*
DI	GI	,409	DI	GI	1,000
	GP	,590		GP	1,000
	DP	1,000		DP	,360
	GV	,002*		GV	1,000
	DV	1,000		DV	,004*
GP	GI	1,000	GP	GI	1,000
	DI	,590		DI	1,000
	DP	,430		DP	,251
	GV	1,000		GV	1,000
	DV	,068		DV	,002*
DP	GI	,294	DP	GI	,191
	DI	1,000		DI	,360
	GP	,430		GP	,251
	GV	,001*		GV	,731
	DV	1,000		DV	,011*
GV	GI	1,000	GV	GI	1,000
	DI	,002*		DI	1,000
	GP	1,000		GP	1,000
	DP	,001*		DP	,731
	DV	,000*		DV	,011*
DV	GI	,042*	DV	GI	,002*
	DI	1,000		DI	,004*
	GP	,068		GP	,002*
	DP	1,000		DP	1,000
	GV	,000*		GV	,011*

Molar					
Marjinal			İnternal		
		<i>p</i>			<i>p</i>
GI	DI	1,000	GI	DI	1,000
	GP	,025*		GP	1,000
	DP	1,000		DP	,000*
	GV	1,000		GV	,000*
	DV	,438		DV	,021*
DI	GI	1,000	DI	GI	1,000
	GP	,016*		GP	,958
	DP	1,000		DP	,000*
	GV	1,000		GV	,000*
	DV	,608		DV	1,000
GP	GI	,025*	GP	GI	1,000
	DI	,016*		DI	,958
	DP	,000*		DP	,000*
	GV	,224		GV	,000*
	DV	,000*		DV	,004*
DP	GI	1,000	DP	GI	,000*
	DI	1,000		DI	,000*
	GP	,000*		GP	,000*
	GV	,248		GV	,327
	DV	1,000		DV	,000*
GV	GI	1,000	GV	GI	,000*
	DI	1,000		DI	,000*
	GP	,224		GP	,000*
	DP	,248		DP	,327
	DV	,057		DV	,256
DV	GI	,438	DV	GI	,021*
	DI	,608		DI	1,000
	GP	,000*		GP	,004*
	DP	1,000		DP	,000*
	GV	,057		GV	,256

* $p < 0,05$ ve gruplar arası anlamlılığı ifade eder.

Tablo 4-8: Marjinal ve internal aralık değerlerinin dayanak dişlere göre değerlendirildiği ANOVA tablosu.

			Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
marjinal	premolar	Gruplar arası	,186	5	,037	6,219	,000
		Gruplar içinde	8,591	1434	,006		
		Toplam	8,777	1439			
	molar	Gruplar arası	,236	5	,047	7,226	,000
		Gruplar içinde	9,356	1434	,007		
		Toplam	9,592	1439			
internal	premolar	Gruplar arası	,321	5	,064	5,189	,000
		Gruplar içinde	22,213	1794	,012		
		Toplam	22,534	1799			
	molar	Gruplar arası	1,171	5	,234	21,547	,000
		Gruplar içinde	19,500	1794	,011		
		Toplam	20,672	1799			

4.2. Çalışma Gruplarına Ait Hacim Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tablo 4-9'da çalışma gruplarının siman hacmi değerleri mm^3 cinsinden gösterilmiştir.

Tablo 4-9: Siman hacmi değerlerinin mm^3 cinsinden ortalama ve standart sapma değerleri.

Gruplar	N	Ortalama (mm^3)	SS
GI	10	116,55 ^{ab}	17,254
DI	10	125,32 ^a	12,115
GP	10	128,45 ^a	26,697
DP	10	109,17 ^{ab}	26,582
GV	10	131,25 ^a	20,731
DV	10	93,69 ^b	18,641

Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade eder ($p<0,05$).

En yüksek siman hacmi değeri GV grubu örneklerinde görülürken ($131\pm 21\text{mm}^3$), DV grubu örneklerinin en düşük hacim değerlerini sergiledikleri görüldü ($94\pm 19\text{mm}^3$) (Tablo 4-9).

Tablo 4-10: Siman hacmi değerleri açısından gruplar arasındaki farklılıkların anlamlılık değerleri.

<i>p</i>			<i>p</i>		
GI	DI	0,936	DI	GI	0,936
	GP	0,800		GP	0,999
	DP	0,969		DP	0,524
	GV	0,623		GV	0,988
	DV	0,162		DV	0,017*
GP	GI	0,800	DP	GI	0,969
	DI	0,999		DI	0,524
	DP	0,326		GP	0,326
	GV	1,000		GV	0,191
	DV	0,006*		DV	0,570
GV	GI	0,623	DV	GI	0,162
	DI	0,988		DI	0,017*
	GP	1,000		GP	0,006*
	DP	0,191		DP	0,570
	DV	0,003*		GV	0,003*

* $p < 0,05$ ve gruplar arası anlamlılığı ifade eder.

DV grubu ile GI ve DP grupları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p=0,162$ ve $p=0,570$, sırasıyla), diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p < 0,005$). Diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı ($p > 0,005$) (Tablo 4-10).

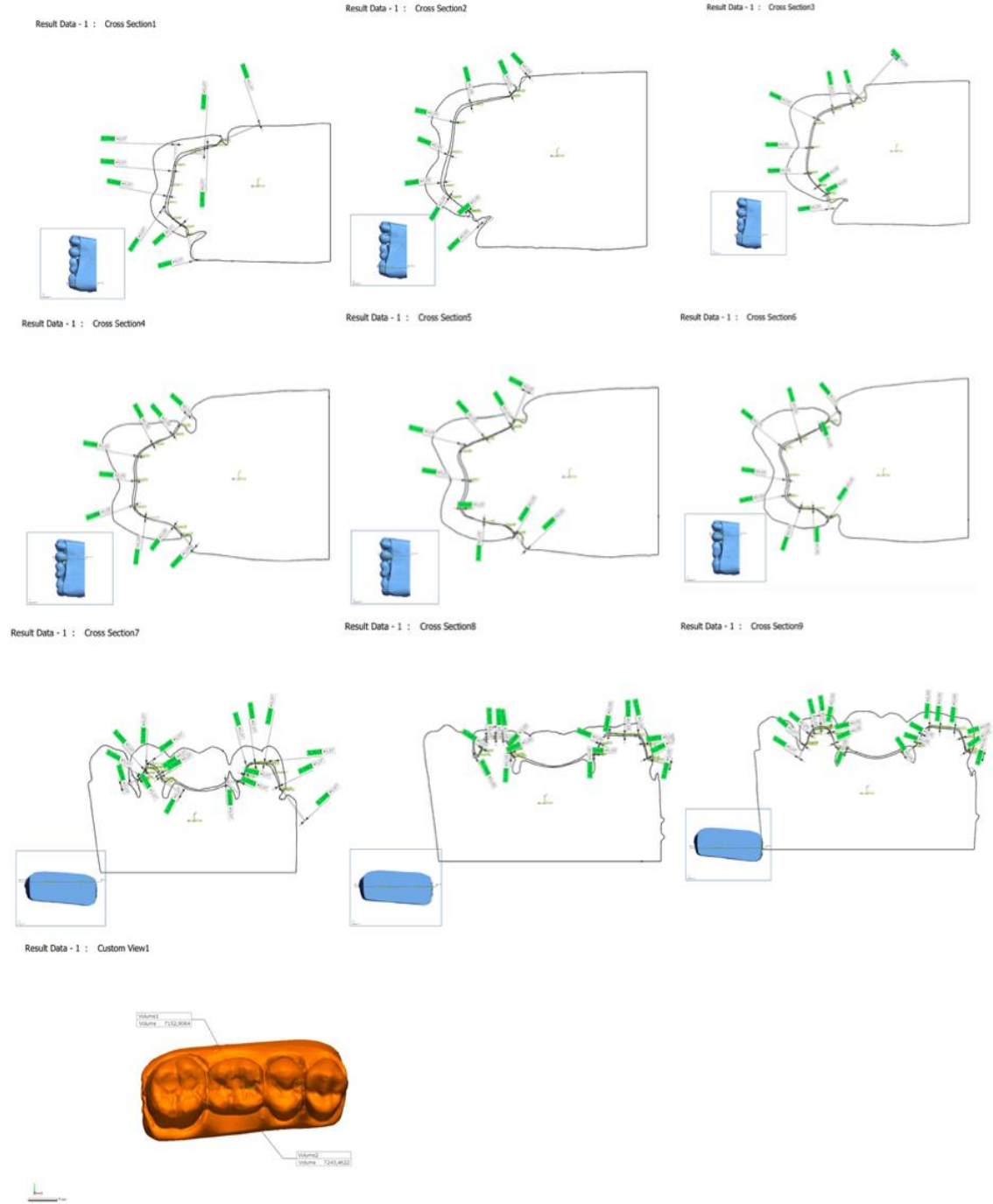
Uyum değerleri ile hacim değerleri arasında, Pearson korelasyon testi sonucuna göre korelasyon olduğu görüldü ($p=0,001$) (Tablo 4-11).

Tablo 4-11: Uyum ve hacim değerleri arasındaki korelasyon tablosu.

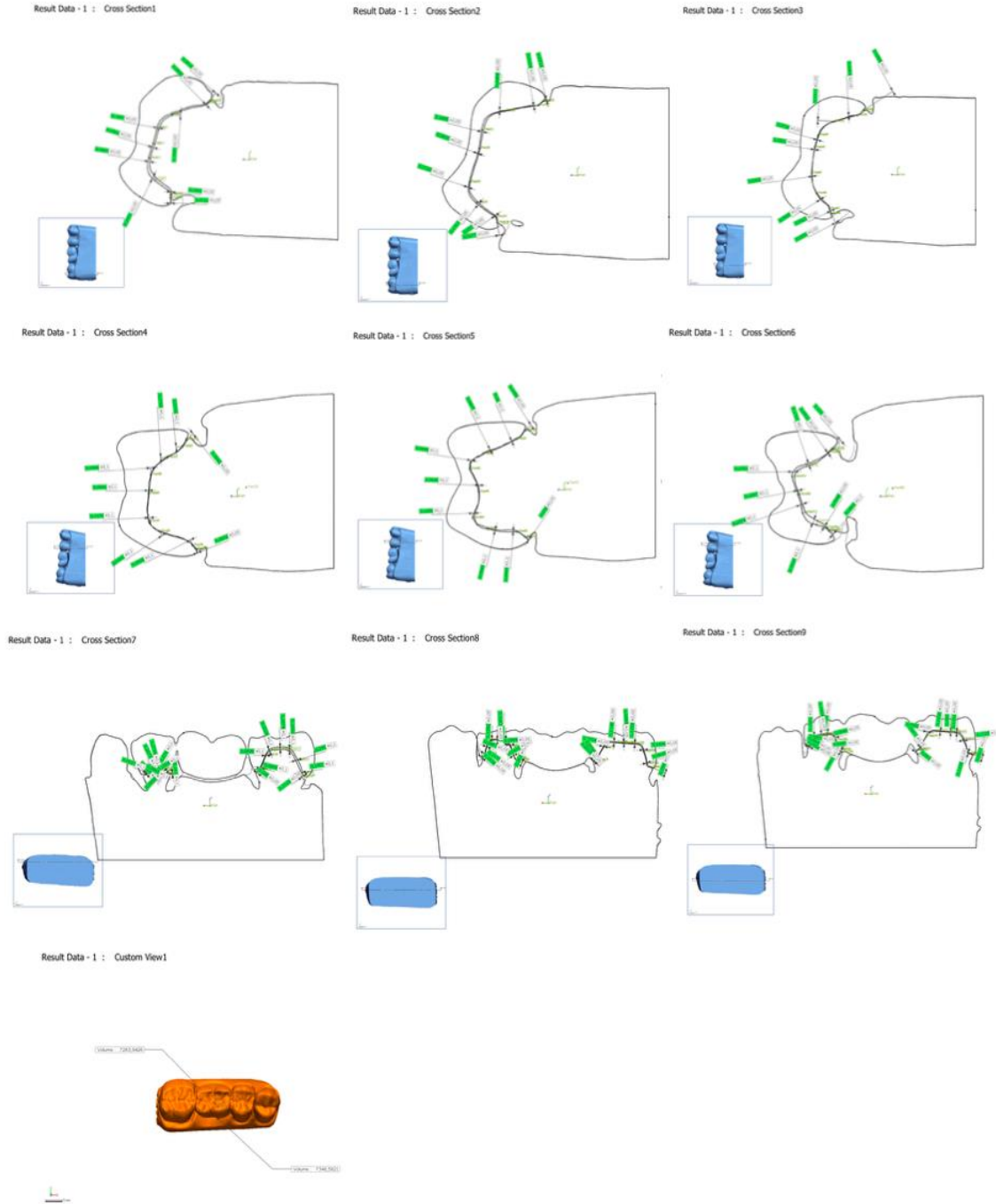
		Uyum	Hacim
Uyum	Pearson Correlation	1	,435**
	Sig (2-tailed)		,001
	N	6480	60
Hacim	Pearson Correlation	,435**	1
	Sig (2-tailed)	,001	
	N	60	60

** Korelasyon 0,01 düzeyinde anlamlıdır (2-tailed).

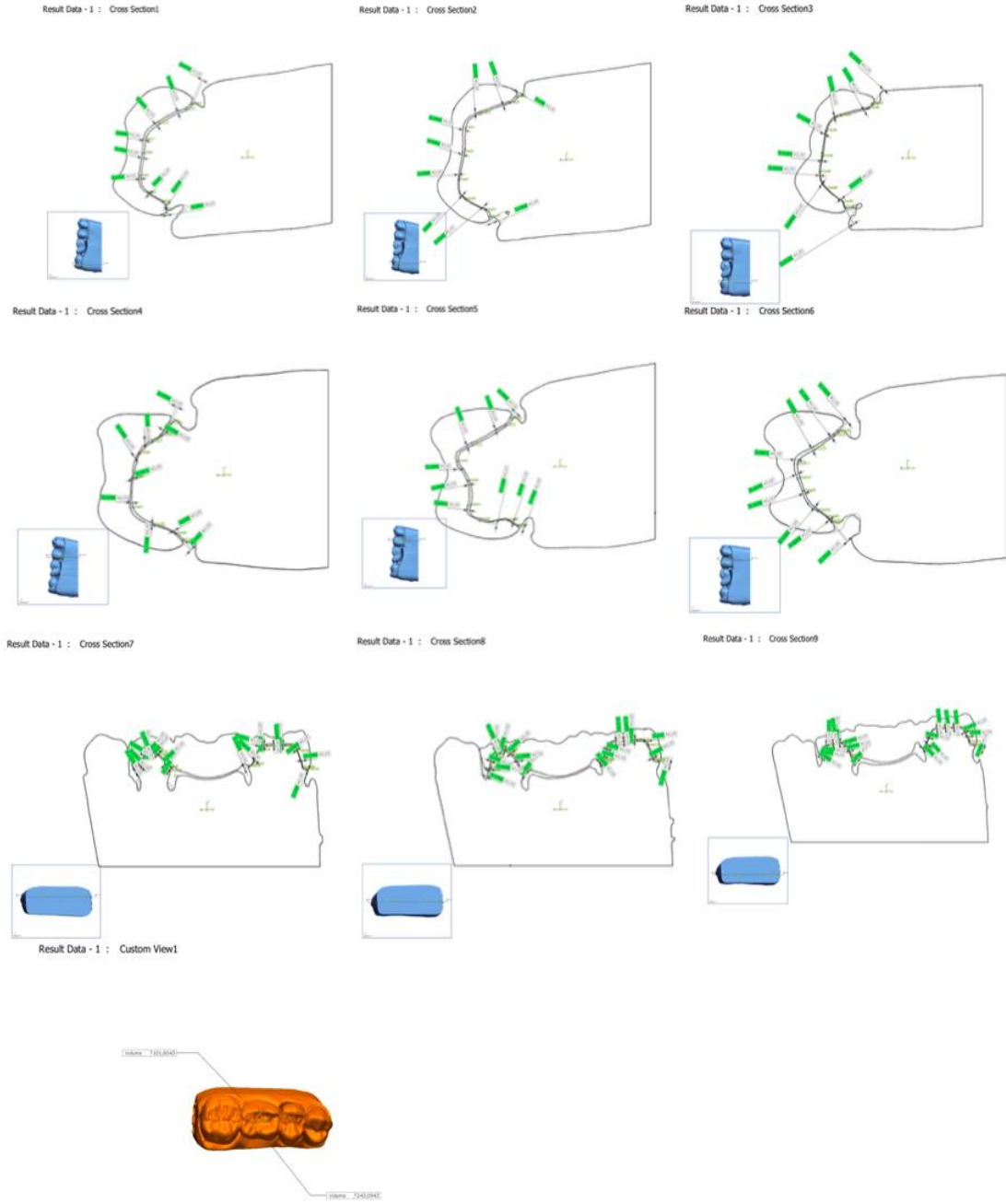
4.3. Çalışma Gruplarına Ait Örnek Görüntüler



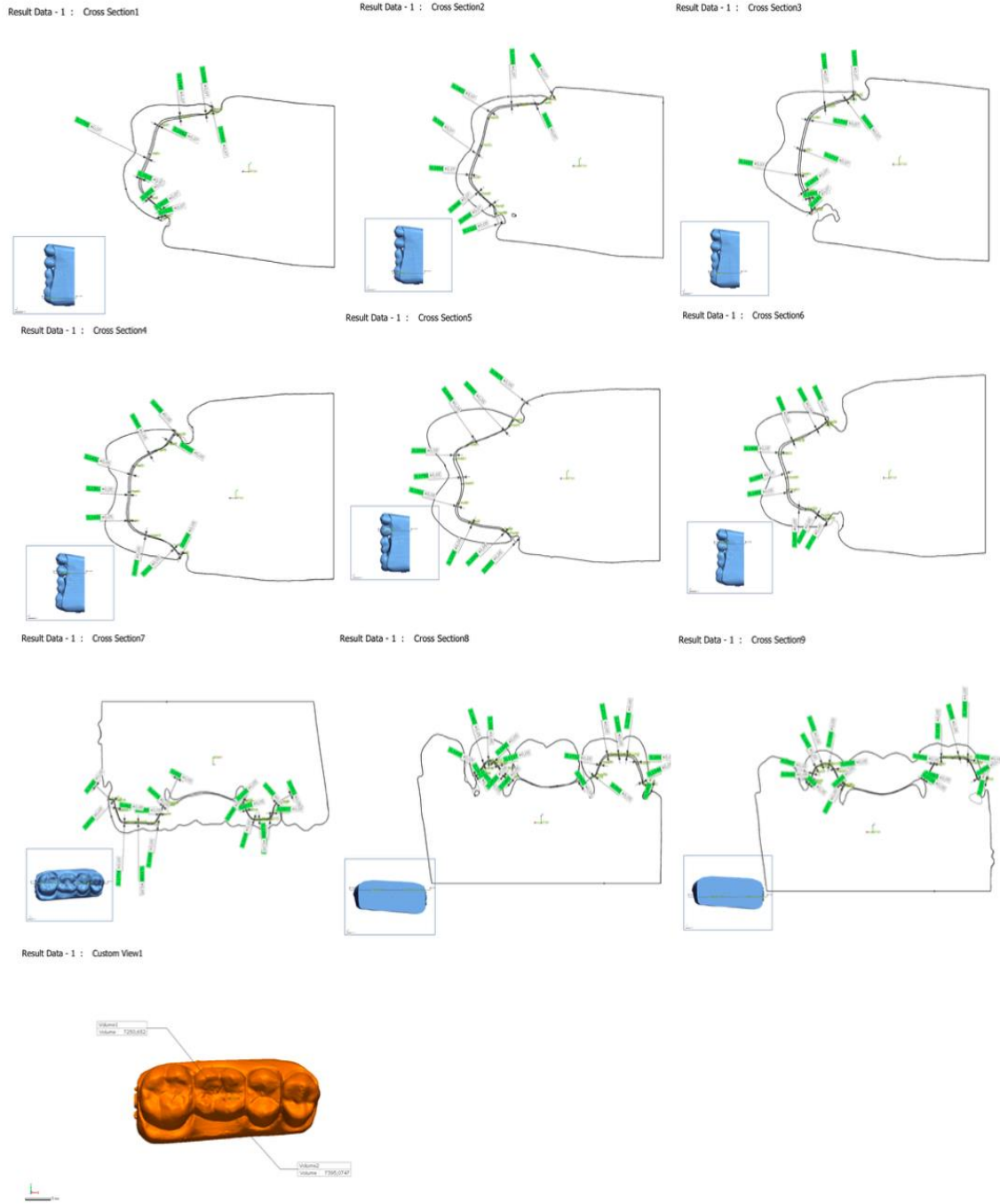
Şekil 4-1: Geleneksel Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri



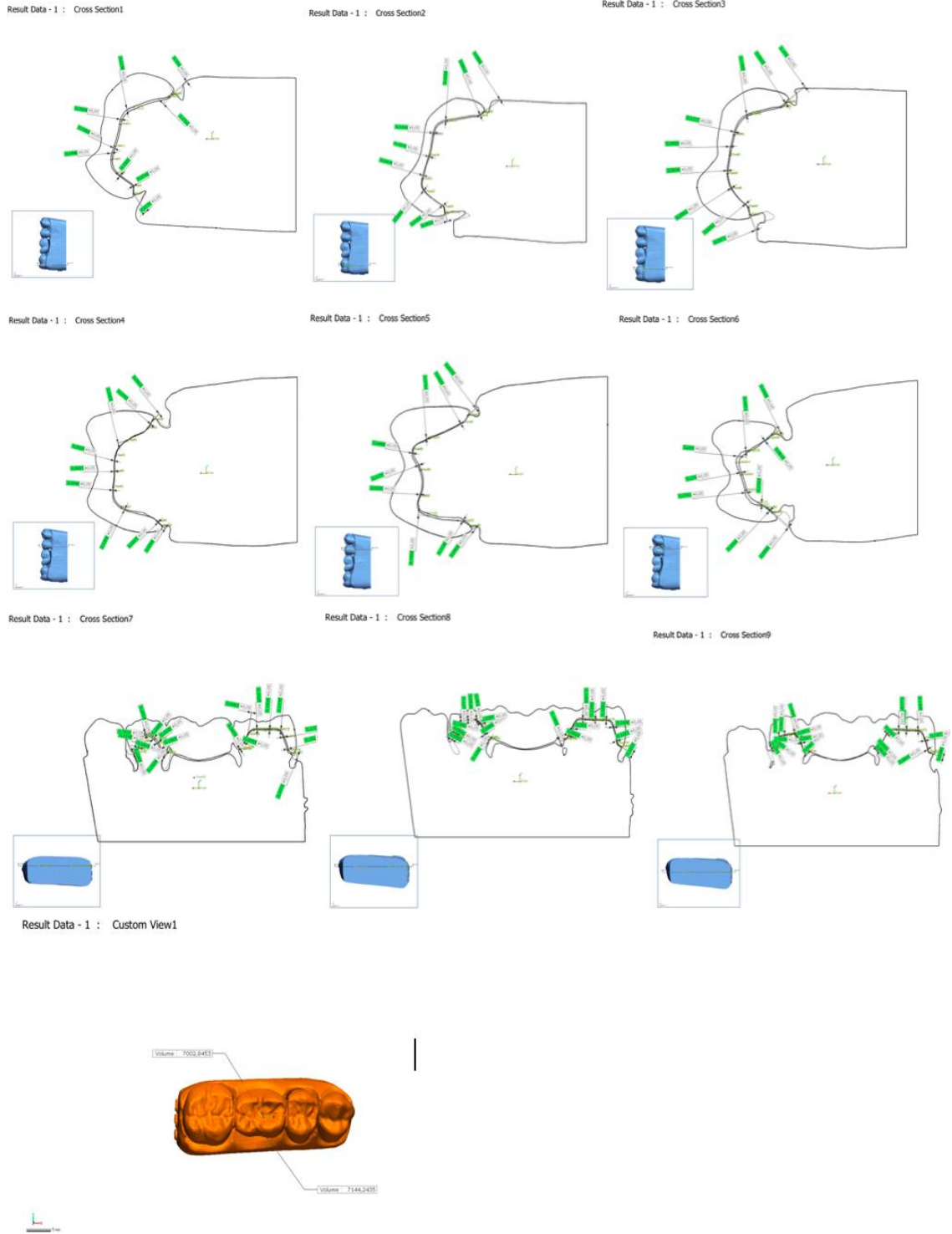
Şekil 4-2: Geleneksel Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri



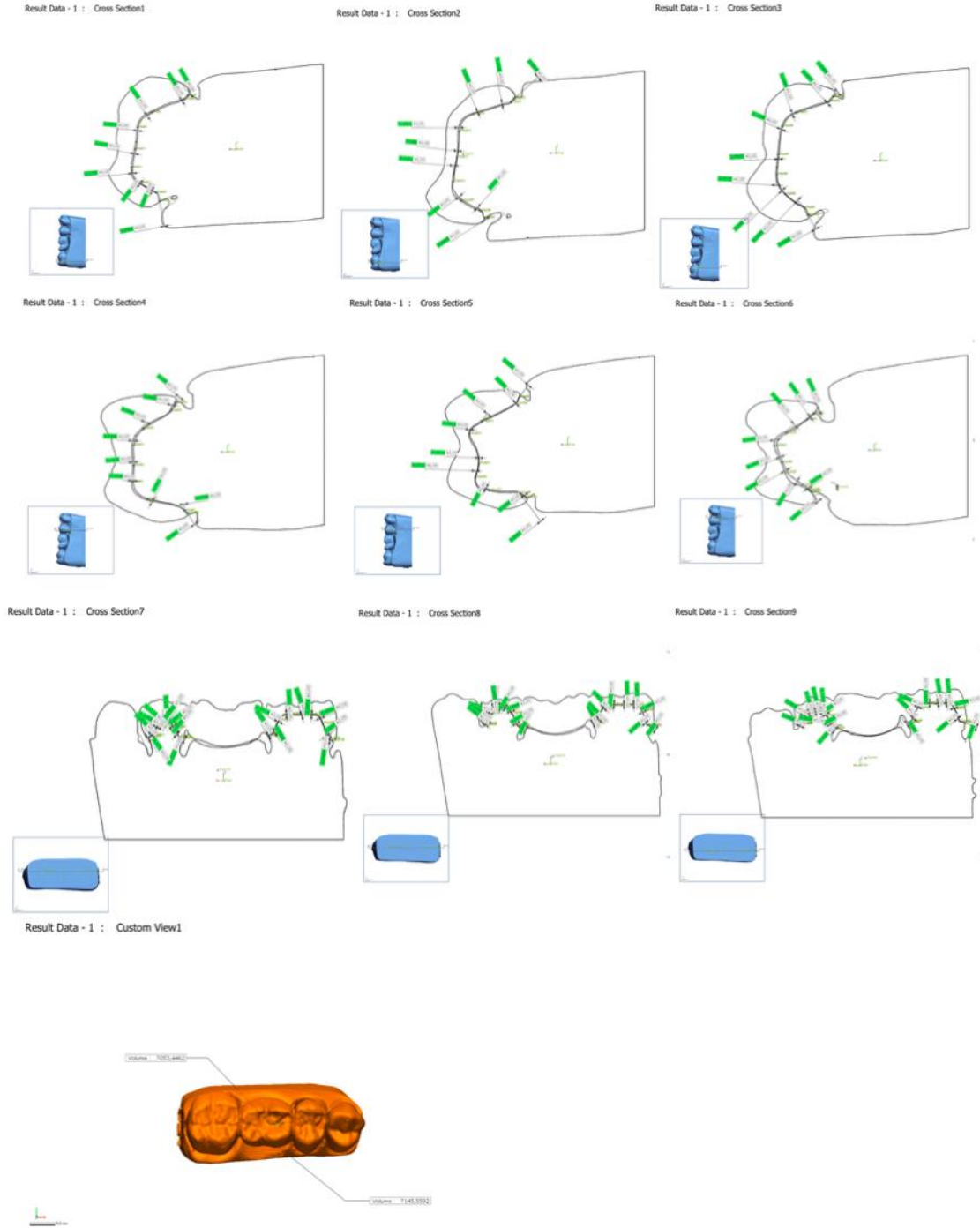
Şekil 4-3: Geleneksel Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri



Şekil 4-4: Dijital Ölçü Tekniği - Ice Zirkon Translucent Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri



Şekil 4-5: Dijital Ölçü Tekniği - Prettau 3 Dispersive Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri



Şekil 4-6: Dijital Ölçü Tekniği - VITA YZ ST Monolitik Zirkonya Grubuna Ait Örneğin Geomagic Control X Programında Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Görüntüleri

4.4. Kırılma Dayanımı Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

En yüksek kırılma dayanımı değerine DI grubunda rastlanırken (1060 ± 448 N), en düşük kırılma dayanımı sonucu ise GP grubunda görüldü (584 ± 108 N) (Tablo 4-12).

Tablo 4-12: Ortalama kırılma dayanımı ve standart sapma sonuçları.

Gruplar	N	Ortalama (N)	SS
GI	10	1046 ^a	370
DI	10	1060 ^a	448
GP	10	584 ^b	108
DP	10	672 ^b	178
GV	10	677 ^b	185
DV	10	665 ^b	131

Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade eder ($p < 0,05$).

GI grubu ile DI grubu benzer sonuçlar sergilerken ($p=1,00$), bu gruplar diğer tüm gruplar ile kıyaslandığında, farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Diğer taraftan; GP, DP, GV ve DV grupları kendi aralarında kıyaslandığında benzer sonuçlar gösterdikleri tespit edildi ($p < 0,05$) (Tablo 4-13).

Tablo 4-13: Gruplar arası kırılma dayanımı değerlerindeki farklılıkların değerlendirilmesi.

			<i>p</i>
Kırılma dayanımı	GI	DI	1,000
		GP	,004*
		DP	,033*
		GV	,037*
		DV	,029*
	DI	GI	1,000
		GP	,003*
		DP	,025*
		GV	,027*
		DV	,021*
	GP	GI	,004*
		DI	,003*
		DP	,976
		GV	,970
		DV	,983
	DP	GI	,033*
		DI	,025*
		GP	,976
		GV	1,000
		DV	1,000
	GV	GI	,037*
		DI	,027*
		GP	,970
		DP	1,000
		DV	1,000
	DV	GI	,029*
		DI	,021*
		GP	,983
		DP	1,000
		GV	1,000

* $p < 0,05$ ve gruplar arası anlamlılığı ifade eder.

Kırılma dayanımı testi sonucunda; tüm restorasyonların bağlantı alanından kırıldığı tespit edildi. 60 adet örnekte meydana gelen kırık hattı; örneklerin 47 tanesinde köprü gövdesi ile 2. molar diş arasındaki bağlantı alanında, 13 tanesinde ise köprü gövdesi ile 2. premolar diş arasındaki bağlantı alanında meydana geldi (Tablo 4-14).

Tablo 4-14: Restorasyonların bağlantı alanlarında meydana gelen kırıkların dayanak dişlere göre sınıflandırılması.

	2. Premolar	2. Molar
Kırılma hattı	13	47

Kırılma dayanımı ile marjinal ve internal uyum arasında korelasyon analizi, Pearson korelasyon testi ile değerlendirildi. Uyum ile kırılma dayanımı arasında korelasyon olmadığı görüldü ($p=0,438$) (Tablo 4-15).

Tablo 4-15: Kırılma dayanımı ve uyum arasındaki korelasyon tablosu.

		Kırılma Dayanımı	Uyum
Kırılma dayanımı	Pearson Korelasyon	1	-,102
	Sig (2-tailed)		,438
	N	60	60
Uyum	Pearson Korelasyon	-,102	1
	Sig (2-tailed)	,438	
	N	60	6480

Tablo 4-16: Kırılma dayanımı ve hacim verilerinin değerlendirildiği ANOVA tablosu.

		Kareler Toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig.
Uyum	Gruplar arasında	,231	2	,115	10,996	,000
	Gruplar içinde	67,900	6477	,010		
	Toplam	68,130	6479			
Kırılma dayanımı	Gruplar arasında	2191748,725	2	1095874,3	15,861	,000
	Gruplar içinde	3938220,425	57	63		
	Toplam	6129969,150	59	69091,586		
Hacim	Gruplar arasında	775,451	2	387,725	,668	,517
	Gruplar içinde	33069,716	57	580,170		
	Toplam	33845,167	59			

5. TARTIŞMA

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri, protetik restorasyonların üretim sürecini basitleştirmek ve daha uyumlu protezler elde edebilmek amacıyla günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Önceki sistemlerde mevcut olan düşük çözünürlüklü tarama ve yetersiz bilgi işlem gücü nedeniyle CAD/CAM ile üretilen protezlerin marjinal ve internal uyumlarının yetersiz kaldığı bilinmektedir. Ancak gelişen teknoloji ile birlikte son derece hassas tarayıcılar kullanılarak yüksek doğrulukta dijital veriler elde edilebilmektedir. Ayrıca yeni geliştirilen üstün özelliklere sahip materyallerin bir kısmı da geleneksel tekniklerin aksine sadece CAD/CAM cihazları ile üretilmektedir¹¹¹.

Dijital iş akışında direkt ve indirekt teknikler aracılığıyla dijital veriler toplanabilmektedir. Direkt teknik, klinik koşullarda ağız içi tarayıcılar ile hasta ağzından alınan ölçü iken; indirekt teknik hasta ağzından alınan geleneksel ölçülerin ve alınan ölçülerden elde edilen alçı modellerin laboratuvar tarayıcıları ile taranması şeklinde olabilmektedir. Bu tekniklerin hassasiyeti final restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkilemektedir. Kullanılan geleneksel ölçü materyalinin ve alçının taranmasından önce meydana gelebilecek olası boyutsal değişiklikler indirekt tekniğin dezavantajları arasındadır¹¹². Bununla birlikte literatürde geleneksel ve dijital olmak üzere her iki ölçü tekniğinin birbirine üstünlüğü konusunda herhangi bir fikir birliğine varılamamıştır. Birçok çalışmada, bu doktora çalışması ile paralel olacak şekilde; dijital ölçü tekniğinin, geleneksel ölçü tekniğine alternatif olarak kullanılabileceği^{113,114} ve hatta dijital tekniğin, geleneksel ölçü tekniğinden daha iyi sonuçlar sergilediği bildirilmiştir¹¹⁵⁻¹¹⁹.

Vaz ve ark. çalışmalarında geleneksel ve dijital ölçü teknikleri ile üretilen zirkonya kuronların marjinal uyumunu değerlendirmişlerdir. Geleneksel ölçü materyali olarak polivinil siloksan, ağız içi tarayıcı olarak da çalışmamız ile benzer şekilde TRIOS 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanmışlardır. Elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda; dijital ölçü tekniğinin vertikal marjinal tutarsızlığının, geleneksel ölçü tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı derece daha düşük olduğunu ve dijital ölçü tekniğinin geleneksel ölçü tekniğinden daha iyi sonuçlar sergilediğini rapor etmişlerdir¹¹⁷. Mevcut doktora çalışmasında da, TRIOS 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcı ile dijital ölçüler alınmış ve bağımsız örneklem T testi

sonuçlarına göre; dijital ölçü tekniğinin geleneksel ölçü tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler sergilediği bulunmuştur ($p<0,001$).

Artan estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla metal destekli seramik restorasyonlar yerini tam seramik restorasyonlara bırakmaya başlamıştır. İlk zamanlar doğal bir görünüm sağlamak amacıyla opak zirkonya altyapı üzerine porselen ile venerleme prosedürü uygulanmıştır. Ancak altyapı materyali ile üstyapı arasındaki bağlantı başarısızlığı, materyallerin farklı tokluk değerleri ve sistemin birden fazla üretim basamağı içermesi gibi dezavantajların önüne geçebilmek amacıyla monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir. Ayrıca monolitik restorasyonların, altyapılı restorasyon türüne göre daha ince üretilmesi sayesinde dayanak dişler daha az düzeyde aşındırılarak sağlıklı diş dokusu korunabilmektedir¹²⁰. Güncel monolitik translusent zirkonya materyallerinin, servikal bölgeden insizal bölgeye kadar farklı renk katmanları içermeleri nedeniyle, ilave boyama işlemlerine gerek kalmadan restorasyonlar üretilmektedir¹²¹. Bu doktora çalışmasında kullanılan hem estetik hem de iyi mekanik özellikler sergileyen monolitik translusent zirkonya materyalleri sadece dijital iş akışının bir parçası olan CAD/CAM cihazları ile üretilmektedir¹¹⁹.

Seramik restorasyonların klinik başarısı; başlıca marjinal uyum, kırılma dayanımı ve estetik gibi faktörlerden etkilenmektedir. Marjinal uyum üzerinde; ölçü tekniği, restorasyon materyali, üretim yöntemi, dayanak diş preparasyonu ve kenar bitim sınırının dizaynı gibi birçok parametre etkili olmaktadır¹²². Marjinal uyumu iyi olmayan restorasyonlarda; mikrosızıntı, buna bağlı olarak siman çözünmesi, sekonder çürükler, artan dental plak birikimi, periodontal hastalık ve hatta diş kayıpları görülebilmektedir. Yetersiz internal uyum ise restorasyonun tutuculuğunda, dayanıklılığında ve kırılma direncinde azalma ile sonuçlanabilmektedir. Literatürde çok farklı görüşler mevcut olsa da; Mc Lean ve von Fraunhofer kabul edilebilir marjinal aralık değerini 120 μm olarak rapor etmişlerdir. İnternal aralık değerinin ise oklüzal yüzeyde aksiyal yüzeylere kıyasla daha yüksek olduğu ve 100 μm ile 200 μm değer aralığının kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir⁸⁹. Diğer taraftan, literatürde birçok çalışmada marjinal aralık değerlerinin 120 μm ile 150 μm arasında¹²³, ya da 100 μm ile 200 μm arasında⁹⁰ kabul edilebilir olduğu da rapor edilmiştir¹²⁴. Bu doktora çalışmasında kabul edilebilir marjinal aralık değerleri 150 μm olarak ve internal aralık değerleri ise 200 μm olarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda gerek dijital

ölçülerle üretilen örneklerin ve gerekse de geleneksel ölçülerle üretilen örneklerin marjinal ve internal aralık değerleri kabul edilebilir sınırlar içerisinde (118µm ve 182µm, 138µm ve 201µm, sırasıyla) bulunmuştur. Kullanılan zirkonya materyalleri açısından değerlendirdiğimizde; grupların tamamı kabul edilebilir marjinal aralık değerleri sergilerlerken, sadece DP, GV ve DV grupları için internal aralık verileri kabul edilebilir sınırlar dahilindedir.

Bu doktora çalışmasında kullanılan monolitik zirkonyaların marjinal ve internal aralık değerleri, istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermektedir. Marjinal aralık değerleri dikkate alındığında; geleneksel ölçü tekniği ile dijital ölçü tekniği kıyaslandığında, zirkonya altyapı grupları (GI ve DI) arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı değilken; monolitik zirkonya gruplarındaki (GP, DP, GV ve DV) farklılık anlamlı bulunmuştur. İnternal aralık değerleri analiz edildiğinde ise; sadece Prettau 3 Dispersive monolitik zirkonya grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede fark tespit edilmiştir. Bu nedenle “Geleneksel ve dijital ölçü teknikleri olmak üzere iki farklı ölçü tekniğiyle üretilen farklı kimyasal bileşene sahip monolitik restorasyonların, marjinal ve internal uyumları arasında fark yoktur.” hipotezi reddedilmiştir.

Altyapılı zirkonya gruplarının kırılma dayanımı değerleri ile monolitik zirkonya gruplarının verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu sebeple “Monolitik zirkonyaların kırılma dayanımı ile geleneksel altyapılı zirkonya sistemlerin kırılma dayanımları arasında fark yoktur.” hipotezi reddedilmiştir.

Ueda ve ark. sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdiği çalışmalarında; altyapı ve translusent zirkonyalardan üretilen monolitik restorasyonları değerlendirmişlerdir. Altyapı restorasyonlarında marjinal aralık (marjinal açıklık - chamfer alanı) değerini 101 µm, internal aralık (aksiyal duvar - oklüzal alan) değerini 115 µm olarak rapor etmişlerdir. Monolitik restorasyonlarda ise marjinal aralık değerini 127 µm, internal aralık değerlerinin ortalamasını 147 µm olarak kaydetmişlerdir. Çalışmamız ile benzer şekilde monolitik üç üyeli bir köprü restorasyonu tasarlamışlardır. Bu doktora çalışmasında da; monolitik üç üyeli köprü restorasyonlarının (GP, DP, GV ve DV grupları) marjinal aralık değerlerinin ortalaması alındığında 128 µm olduğu görülmüştür. Ueda ve ark.’nın monolitik zirkonya grubunda bulunduğu marjinal aralık değerleri ile çalışmamızdaki değerler örtüşmektedir. İnternal

aralık değerleri mukayese edildiğinde ise, çalışmamızdaki monolitik zirkonya gruplarının ortalamasının (184 μm) Ueda ve ark.'nın sonuçlarından yüksek olduğu görülmüştür. Çalışmamızdaki altyapı tasarımı yapılan zirkonya gruplarında (GI ve DI) marjinal aralık değeri ortalama 128 μm , internal aralık değeri ise 206 μm olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızdaki altyapı gruplarında ölçülen marjinal ve internal aralık değerleri bu çalışmadaki değerlerden yüksek çıkmıştır¹²⁵. Bunun sebeplerinden biri olarak, araştırmacıların altyapılar üzerine porselen venerleme işlemi gerçekleştirmeden ölçüm yapmış olmaları gösterilebilir.

Literatürdeki birtakım çalışmalar; altyapıların üzerine porselen venerleme uygulaması sürecinden, marjinal ve internal uyumun etkilenebileceğini öne sürmektedir. Çalışmamızda zirkonya altyapı restorasyonlarında, venerleme öncesi ve sonrası uyum değerlendirilmesi yapılmadığı için çalışma dahilinde bu konu üzerine çıkarım yapılamamaktadır. Ancak çalışmamızın sonuçlarının literatürdeki venerleme yapılmamış zirkonya altyapı restorasyonlar ile mukayese edilmesinde ortaya çıkan farklılıklar bu şekilde açıklanabilmektedir. 1994-2012 yılları arasında yayınlanan 48 *in vitro*, 6 *in vivo* olmak üzere toplam 54 çalışmanın dahil edildiği, seramik kuronların marjinal adaptasyonunu konu alan bir derlemede; venerleme sürecinin marjinal uyuma etkisi üzerinde fikir birliğine varılamadığı kaydedilmiştir. Çalışmaların bir kısmı venerlemenin marjinal uyum üzerine etkisi olmadığını bildirirken, bazı çalışmalar ise venerlemenin marjinal aralığı önemli ölçüde genişleterek marjinal uyumsuzluğa sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Bu konuda herhangi bir fikir birliği bulunmamaktadır¹²⁶.

Ueda ve ark. çalışmalarında marjinal aralık değerlendirme yöntemi olarak silikon replika yöntemini tercih etmişlerdir¹²⁵. Silikon replika yönteminde kullanılan ölçü materyalinde meydana gelebilecek boyutsal değişikliklerin sonuçları etkileyebileceği düşünülmektedir. Ek olarak replika yönteminde sadece 2 boyutlu ve sınırlı sayıda noktadan ölçümler yapılabilmektedir⁹⁸. Bu doktora çalışmasında; hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu ölçümler, üçlü tarama protokolü (triple-scan protocol)¹⁰⁰ esasına dayanarak Geomagic Control X 2020.1 (3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) yazılım programı ile gerçekleştirilmiştir.

Benic ve ark. çalışmalarında farklı dijital tarayıcılar ile ürettikleri üç üyeli zirkonya köprülerin marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Üç farklı tarayıcı ile alınan ölçülerden üretilen zirkonya altyapıların marjinal aralık (marjinal

açıklık - shoulder basamak alanı) değerlerinin ortalamasını 103µm, internal aralık (aksiyal duvar - tüberkül tepesi bölgesi - oklüzal alan) değerlerinin ortalamasını ise 146µm olarak rapor etmişlerdir. Çalışmamızda altyapı seramiği olarak kullanılan DI grubunun marjinal aralık değerlerinin ortalaması 124µm, internal aralık değerlerinin ortalaması ise 202µm şeklinde bulunmuştur. Benic ve ark. kaydettiği sonuçların bu doktora çalışmasında elde edilen sonuçlardan farklı olmasının sebepleri arasında ölçüm yöntemi olarak silikon replika tekniğinin kullanılması gösterilebilir. Ayrıca sunulan bu çalışmada, bizim çalışmamızda kullanılan farklı dijital tarayıcılar ile ölçü alınmasının da elde edilen sonuçlarda farklılık yaratabileceği ve tarayıcıların farklı çalışma prensipleri nedeniyle üretilecek olan restorasyonun hassasiyetini ve uyumunu etkileyebileceği bilinmektedir⁴.

Arezoobakhsh ve ark. yaptıkları çalışmalarında direkt ve indirekt dijital ölçü ile üretilen üç üyeli zirkonya altyapıların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. İki farklı ağız içi tarayıcı ile modeli tarayarak direkt dijital ölçü, modelden geleneksel ölçü materyali ile alınan ölçüyü ve elde edilen alçı modeli tarayarak da indirekt dijital ölçü grupları oluşturmuşlardır. Ağız içi tarayıcı olarak çalışmamızla benzer şekilde TRIOS (3Shape, Kopenhag, Danimarka) tercih etmişlerdir. En yüksek marjinal aralık değerini 106µm olarak alçı modelin tarandığı grupta kaydetmişlerdir. Yine bu grupta internal aralık değerini 232µm olarak ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da Arezoobakhsh ve ark. ile benzer şekilde; geleneksel ölçü ile üretilen altyapılı restorasyon grubunda (GI) marjinal aralık değeri 132µm ve internal aralık değeri 210µm bulunmuştur. TRIOS ile alınan ölçülerden elde edilen restorasyonlarda marjinal aralık değerini 60µm, internal aralık değerini ise 115µm olarak tespit etmişlerdir. Farklı bir ağız içi tarayıcı ile alınan ölçülerden üretilen restorasyonlarda marjinal aralık değerini 55µm olarak, internal aralık değerini ise 137µm şeklinde saptamışlardır. Çalışmamızda dijital ölçü ile üretilen altyapılı restorasyon grubunda (DI) marjinal aralık değeri 124µm, internal aralık değeri ise 202µm olarak kaydedilmiştir. Arezoobakhsh ve ark.'nın dijital ölçü grubunda elde ettiği sonuçlar, bizim çalışmamızdaki sonuçlardan düşük bulunmuştur. Uyum değerlendirmesi amacıyla silikon replika yöntemi tercih etmişlerdir. Ayrıca çalışmamızın aksine altyapı restorasyonların, venerleme uygulaması yapılmadan teste tabii tutulması gibi farklılıkların da sonuçlar üzerinde etkili olabileceği bilinmektedir⁸⁹. Balkaya ve ark. tam seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında; porselen

fırınlanması esnasında altyapının boyutsal stabilitesini koruyamama ihtimalini ve buna bağlı olarak da uyumun etkilenebileceğini ileri sürmüşlerdir¹²⁷. Pak ve ark. çalışmalarında elde ettikleri marjinal aralık değerleri ile literatür verilerinin farklı olmasını, altyapı üzerine porselen vener uygulaması esnasında meydana gelebilecek olası boyutsal hatalar ve bozulmalar ile açıklamaktadırlar¹²⁸. Ayrıca literatürde; ısı işlem uygulanan laboratuvar aşamalarının, marjinal aralıkta yaklaşık 12 ila 44 μm 'a kadar artışa sebep olabileceği bildirilmiştir¹²⁹.

Torabi ve ark. çeşitli venerleme tekniklerinin zirkonya altyapıların marjinal uyumuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; geleneksel, pressleme ve CAD-on olmak üzere üç farklı teknik ile çalışma grupları oluşturmuşlardır. Tüm gruplarda venerleme uygulamasının ardından, zirkonya altyapıların marjinal aralığının arttığı sonucuna varmışlardır. Özellikle en fazla marjinal aralık artışını geleneksel yöntem ile venerleme tekniğinde rapor etmişlerdir. Bu doktora çalışmasında da altyapılı zirkonya gruplarında geleneksel yöntem ile venerleme prosedürü uygulanmıştır. GI ve DI grupları için sırasıyla ortalama marjinal aralık değerleri 132 μm ve 124 μm olarak bulunmuştur. Torabi ve ark. marjinal aralık değerlerindeki artışı; porselen fırınlanması gibi ısı işlemler esnasında meydana gelebilecek olası boyutsal değişiklikler ve altyapı zirkonya materyali ile üstyapı porseleni arasındaki termal uyumsuzluk ile açıklamışlardır⁴⁸.

Moustapha ve ark. farklı ölçü teknikleri ile üretilen zirkonya üç üyeli sabit protetik restorasyonların altyapılarının uyumlarını incelemişlerdir. Geleneksel ölçünün taranması, geleneksel ölçüden elde edilen alçı modelin taranması, ve ağız içi tarayıcı ile alınan direkt ölçü olmak üzere üç gruba kıyaslamışlardır. Çalışmamızla benzer şekilde geleneksel ölçü materyali olarak polivinil siloksan ve ağız içi tarayıcı olarak TRIOS 3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanmışlardır. Moustapha ve ark. bu doktora çalışması ile paralel olacak şekilde dijital ölçüler ile üretilen restorasyonların, geleneksel ölçü ile üretilen restorasyonlardan daha iyi marjinal uyum sergilediğini bildirmişlerdir¹³⁰.

Berrendero ve ark. geleneksel ve dijital ölçü teknikleri ile üretilen zirkonya kuronların uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında; geleneksel ölçü materyali olarak polivinil siloksan, ağız içi tarayıcı olarak da çalışmamız ile benzer şekilde TRIOS (3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanmışlardır. Restorasyonların uyumunu silikon

replika ile ölçmüşlerdir. Geleneksel ölçü grubunun ortalama uyum değerini 185,4 μm , dijital ölçü grubunun ortalama uyum değerini ise 170,9 μm olarak kaydetmişlerdir. Bu doktora çalışmasında geleneksel ölçü grubunun ortalama uyum değeri 173 μm iken, dijital ölçü grubunun değeri 154 μm olarak rapor edilmiştir. Berrendero ve ark., çalışmamızdaki değerlerden daha yüksek sonuçlar elde etmişlerdir. Yine de her iki çalışmada da; dijital ölçü grubunun geleneksel ölçü grubuna kıyasla daha iyi uyum sergilediği görülmektedir¹²⁹.

Su ve Sun; yaptıkları çalışmalarında üç üyeli zirkonya altyapı restorasyonlarda, geleneksel ve dijital ölçü tekniklerinin marjinal ve internal uyum üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Üst sol kanin ve 2. premolar dişin dayanak dişleri oluşturduğu bir çalışma modeli üzerinde deneylerini gerçekleştirmişlerdir. Dijital ölçü tekniğinde TRIOS (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcı, geleneksel ölçü materyali olarak polivinil siloksan kullanmışlardır. Ölçülerden elde edilen alçı modelleri laboratuvar tarayıcısı ile taramışlardır. Marjinal aralık ölçümlerini silikon replika tekniği ile ışık mikroskobu altında inceleyerek yapmışlardır. Dijital grupta hem marjinal aralık hem de internal aralık değerlerini, geleneksel ölçü grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulmuşlardır. Bu doktora çalışmasında da son tanıtılan TRIOS 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) bir tarayıcı kullanılmış olup, dijital ölçü ile üretilen altyapı restorasyonlarında marjinal ve internal aralık değerleri, geleneksel ölçü grubundan daha iyi sonuçlar sergilemiştir. Su ve ark. çalışmalarının sonuçları ile çalışmamızın sonuçları örtüşmektedir¹¹⁶.

Keul ve ark. yaptıkları çalışmada dijital ve geleneksel ölçü teknikleri ile üretilen 4 üyeli zirkonya altyapıların uyumlarını değerlendirmişlerdir. 1. premolar ve 2. molar dişlerin dayanak dişleri oluşturduğu titanyum bir üst çene çalışma modeli kullanmışlardır. Geleneksel ölçüler polieter ölçü materyali ile alınmış olup, elde edilen alçı modelleri laboratuvar tarayıcısı ile taramışlardır. Dijital ölçü grubunda ise çalışmamızdan farklı bir tarayıcı (iTero, Align Technology, Carlstadt, ABD) tercih etmişlerdir. Uyum değerlendirmelerini silikon replika ve ışık mikroskobu ile yapmışlardır. Dijital ölçü grubunda (DD-Z) marjinal aralık değerini ortalama 108 μm (marjinal açıklık 127 ± 67 μm , chamfer alanı 89 ± 33 μm), internal aralık değerini ortalama 186 μm (aksiyal duvar 96 ± 35 μm , oklüzal yüzey 276 ± 110 μm) olarak kaydetmişlerdir. Geleneksel ölçü grubunda (ID-Z) ise marjinal aralık değerini ortalama

124 μm (marjinal açıklık 141 ± 193 μm , chamfer alanı 106 ± 64 μm), internal aralık değerini ortalama 196 μm (aksiyal duvar 117 ± 51 μm , oklüzal yüzey 275 ± 298 μm) olarak rapor etmişlerdir. Keul ve ark. da bu doktora çalışması ile benzer sonuçlar bulmuşlardır. Dijital ölçü ile üretilen köprü restorasyonlarının uyumunun, geleneksel ölçü ile üretilen restorasyonlardan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir¹¹.

Elisa Kauling ve ark. sinterlemenin, üç üyeli monolitik zirkonya restorasyonların uyumu ile kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; çalışmamızla benzer şekilde 1. molar dişin eksik olduğu, 2. premolar ve 2. molar dişlerin dayanak olduğu bir köprü tasarlamışlardır. Marjinal ve internal uyum ölçümlerini silikon replika tekniği ve ışık mikroskobu ile yapmışlardır. Köprü restorasyonunun uyumunun değerlendirilmesinin yanı sıra, bu doktora çalışmasında da olduğu gibi premolar ve molar dişler olmak üzere diş bazında ayrı ayrı ölçümler yapmışlardır. Yapılan ölçümler doğrultusunda; premolar dişin marjinal ve internal aralık değerlerinin, molar diştten daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen verilere göre de molar dayanak dişin uyumu, premolar dayanak diştten daha iyi sonuçlar sergilemiştir. Kauling ve ark. çalışmasının sonuçları ile mevcut doktora çalışmasının sonuçları örtüşmektedir¹³¹.

Sakornwimon ve Leevailoj, farklı ölçü teknikleri ile hastalardan aldıkları ölçüler ile üretilen monolitik zirkonya kuronların marjinal uyumlarını analiz etmişlerdir. Geleneksel ölçü materyali olarak polivinil siloksan, ağız içi tarayıcı olarak da 3M True Definition (3M ESPE, St. Paul, ABD) kullanmışlardır. Restorasyonların uyumlarını hastaların ağız içerisinde stereomikroskop altında silikon replika tekniği ile değerlendirmişlerdir. Geleneksel ölçü ile üretilen protezlerin marjinal aralık değerini dijital ölçüye kıyasla daha düşük bulmalarına karşın; geleneksel ve dijital ölçü yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir¹³². Bizim çalışmamızda tam aksine geleneksel ölçü gruplarının marjinal aralık sonuçları, dijital ölçü gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Sakornwimon ve Leevailoj'un çalışmalarının *in vivo* ortamda gerçekleştirilmesinin elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir. Ağız içerisinde var olan tükürük, nem, ısı gibi faktörlere ek olarak; yanak, dudak, dil gibi dokuların varlığı da hem geleneksel hem de dijital teknikler ile alınan ölçülerin başarısını etkilemektedir¹¹⁷. Ayrıca, mevcut doktora çalışmamızdan farklı çalışma

prensipine sahip olan bir dijital tarayıcı ile ölçü alınmasının da karşılaştırma yapılırken sonuçlar üzerinde farklılık yaratabileceği düşünülmektedir. Yazarların da bildirdiği üzere; silikon replika tekniği ile sınırlı noktadan ölçüm yapmak mümkün olup, silikon ölçü materyalinin boyutsal doğruluğunu korumasındaki güçlük nedeniyle, bu yöntemin tercih edilmesi marjinal aralık ölçümleri üzerinde yanıltıcı sonuçlar doğurabilmektedir. Çalışmamız ile farklı sonuçlar ortaya çıkmasının; silikon replika tekniğinin, bizim çalışmamızda kullanılan üçlü tarama protokolü kadar yüksek hassasiyete sahip olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olabileceği düşünülen en önemli farklılık ise; sunulan bu çalışmada, bizim çalışmamızdaki üç üyeli köprü örneklerinin aksine, kuron restorasyonları üzerinde uyum değerlendirmesi yapılmış olmasıdır¹³². Literatürde restorasyon türünün uyumu etkileyebileceği rapor edilmiş olup, sabit protetik restorasyonların üye sayısı arttıkça da uyumun olumsuz yönde etkileneceği konusunda çeşitli görüşler mevcuttur^{133,134}.

Kunii ve ark. sinterleme prosedürünün CAD/CAM ile üretilen zirkonya altyapıların marjinal ve internal uyumları üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında; kuron, üç üyeli köprü, dört üyeli köprü ve beş üyeli köprü restorasyonları üzerinde ölçüm yapmışlardır. Tüm restorasyon tasarımlarında basamakta siman aralığı bırakılmamış olup, aksiyal ve oklüzal yüzeylerde siman aralığını 50 µm olarak belirlemişlerdir. Restorasyonlar metal ana model üzerine dual-cure siman ile simante edilmiş, restorasyonlar kesitlere ayrıldıktan sonra marjinal ve internal uyum dijital mikroskop ile değerlendirilmiştir. Ölçümler 5 noktadan (2 marjinal, 2 aksiyal ve 1 oklüzal) yapılmıştır. Kunii ve ark. zirkonya kuron altyapıları ile köprü altyapılarının uyumlarını karşılaştırdığı çalışmalarında; sinterleme esnasında köprü gövdesinde meydana gelen büzülmenin açıkça köprünün uyumunu etkilediği sonucuna varmışlardır¹³³. Bu doktora çalışmasında da üç üyeli köprü restorasyonlarının uyumu değerlendirilmiş olup; elde edilen verilerin literatüre oranla daha yüksek çıkmasının nedenlerinden biri olarak da Kunii ve ark. öne sürdüğü üzere sinterleme sonrası gövdede meydana gelen büzülme gösterilebilir.

Anunmana ve ark. tek üyeli ve üç üyeli sabit protetik zirkonya altyapı restorasyonlarının uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, üye sayısının uyum ile ters orantılı olduğunu bildirmişlerdir. Üç üyeli restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerinin tek üyeli restorasyonlara kıyasla daha yüksek oluşu nedeniyle;

restorasyondaki üye sayısı arttıkça marjinal ve internal uyumun da azaldığı sonucunu rapor etmişlerdir. Ayrıca dayanaklar arasında önemli ölçüde farklılıklar olduğunu tespit etmiş, özellikle molar dayanak dışın kompleks bir oklüzal yüzeye sahip oluşu nedeniyle uyumu etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, posterior üç üyeli köprü restorasyonları değerlendirilmiş olup, elde edilen marjinal ve internal aralık verilerinin literatürdeki çalışmalar ile farklılık göstermesi üzerinde bu durumun etkili olduğu düşünülmektedir¹³⁴. Ek olarak oklüzal yüz geometrisinin freze edilmesi esnasında yeterli hassasiyetin sağlanamamasındaki zorluk nedeniyle ortaya çıkan hatalar, internal uyumsuzluk değerlerinin marjinal uyumsuzluktan fazla olmasını da açıklayabilmektedir.

Literatürde marjinal ve internal uyumu değerlendiren çalışmalarda kaydedilen değerlerin birbirinden farklılık göstermesinin başlıca sebebi standart bir ölçme yönteminin bulunmamasıdır. Çok farklı uyum değerlendirme yöntemleri olmasına karşın, yayımlanan çalışmalar arasında en çok uygulanan yöntemin silikon replika olduğu görülmektedir. Marjinal ve internal uyum değerlendirilmesinde; sabit protetik restorasyonlarda mümkün olduğunca fazla noktadan ölçüm yapılarak ve bu değerlerin ortalaması alınarak daha doğru sonuçlara ulaşılabilmektedir. Silikon replika yöntemi; hem *in vitro* hem de *in vivo* çalışmalarda ağız içerisinde dahi uygulama kolaylığı ve diğer yöntemlere nazaran düşük maliyeti gibi öne çıkan özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak kullanılan silikon ölçü materyalinin sertleşmesini takiben meydana gelebilecek yırtılma gibi deformasyonlar, polimerizasyon büzülmesi sonucu boyutsal stabilitesinden kaynaklanabilecek hatalar ve ölçüm yapılacak noktalardaki standardizasyonun sağlanmasındaki zorluklar tekniğin dezavantajları arasındadır. Ek olarak silikon replika ile sadece 2 boyutlu ölçümler yapılabilmesi de yöntemin önemli limitasyonlarından biridir⁹⁸. Çalışmamızda marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde; optik bir tarayıcı ile hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu analizler yapılabilen Geomagic Control X 2020.1 (3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) yazılım programı kullanılarak uygulanan üçlü tarama protokolü tercih edilmiştir.

Boitelle ve ark. zirkonya altyapıların marjinal uyumlarını 2 boyutlu ve 3 boyutlu olarak değerlendirdikleri çalışmalarında; replika tekniği ve çalışmamızda olduğu gibi Holst'un üçlü tarama protokolünü uygulamışlardır. Dayanak dış modelini, altyapıyı ve model üzerine konumlandırılmış altyapıyı (bütünü) taramış ve bu üç dijital veriyi

Geomagic Inspect (3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) programında akıştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda; her iki yöntemin de marjinal uyum değerlendirilmesinde kabul edilebilir olduğunu öne sürmüşlerdir. Ancak l tarama protokolünün tekrarlanabilir ve daha güvenilir bir yöntem olduğunu rapor etmişlerdir. Literatürde uyum değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemin silikon replika olmasının yanı sıra; herhangi bir altın standart olmadığını ve bu konuda bir fikir birliği bulunmadığını bildirmiřlerdir¹³⁵. Bu doktora çalışmasında da l tarama protokolü yöntemi ve Geomagic Control X 2020.1 yazılım programı ile güvenilir sonuçlar elde edilmiştir.

Dahl ve ark. alışmalarında farklı materyallerden üretilen tek ye restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. CAD/CAM ile freze edilen presinterize zirkonyum-dioksit, HIP (sıcak izostatik preslenmiş) zirkonyum-dioksit, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, kobalt-krom alaşımı ve lazer sinterleme yöntemi ile üretilen kobalt-krom alaşımı olmak üzere 5 farklı çalışma grubunu incelemişlerdir. Kayıp mum tekniği ile geleneksel yolla üretilen kobalt-krom altyapı restorasyonlar ile kontrol grubu oluşturmuşlardır. Altyapı zirkonya restorasyonlarda siman aralığını marjinalde 30 μm , internalde ise 70 μm olarak tasarlamışlardır. Çalışmamızdaki gibi Geomagic (3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) yazılım programı ile Holst'un l tarama protokolünü kullanmışlardır ve zirkonyanın internal uyumunu 135 μm , marjinal açıklık değerini ise 78 μm olarak açıklamışlardır. Dahl ve ark. elde ettiği sonuçların bizim çalışmamıza göre farklılık göstermesinin; ölçümlerin anterior kuron restorasyonunda yapılmış olmasından ve çalışmamızdakinden kimyasal içerik açısından farklı bir zirkonya materyali kullanılmasından kaynaklandığı dřnlmektedir¹³⁶.

Marjinal ve internal uyumu değerlendirme amacıyla kullanılan bir diğer yöntem ise Mikro-BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile ölçüm yöntemidir. Mikro-BT ile çalışmamızda tercih edilen Geomagic yazılım programı kullanılarak l tarama protokolü yönteminde olduğu gibi sınırsız sayıda lineer ölçüm yapılabilmekte ve siman hacmi hesaplanabilmektedir. Ancak taranacak çalışma örneğinin konumunun ve ölçüm yapılacak noktaların standardizasyonunu sağlamadaki güçlük, belirli yüzeylerde ölçüm yapılamaması, 90 dakikaya varan uzun tarama süreleri, teknik hassasiyet gerektirmesi ve yüksek maliyeti yöntemin dezavantajları arasında gsterilebilmektedir^{137,138}. Yüksek

hassasiyete sahip bir tarayıcı ile yazılım programı vasıtasıyla görüntülerin karşılaştırılması esasına dayanan üçlü tarama protokolünde; bu dezavantajların kısmen önüne geçilebilmiş olup, çok daha kısa tarama süreleri ile ölçüm noktalarının standardizasyonu sağlanarak, tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmiştir.

Daou ve ark. zirkonya üç üyeli köprü restorasyonların altyapılarının uyumunu Mikro-BT ile incelemiş olup, bizim çalışmamızdaki referans noktalara benzer noktalardan ve eşit sayıda (9 nokta) ölçüm yapmışlardır. Restorasyonların uyumunu değerlendirmelerinin yanı sıra, dayanak dişler olan 1. premolar ve 1. molar dişler için de ayrı ayrı ölçümler yapmışlardır. Her iki dayanak dişin marjinal ve internal aralık değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Bu doktora çalışmasında da; 2. premolar ve 2. molar dayanak dişlerin ortalama marjinal ve internal aralık değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır¹³⁹.

Hamza ve ark. farklı CAD/CAM sistemler ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonların marjinal aralığını değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı zirkonya materyalleri ve freze cihazı kullanmışlardır. Çalışmamızla benzer şekilde restorasyonları Prettau (Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) zirkonya materyalinden üretmişlerdir. Hamza ve ark. 5 akslı freze cihazları ile üretilen restorasyonlarının uyumunun 4 akslı freze cihazlarından daha başarılı sonuçlar sergilediğini bildirmişlerdir. Bu doktora çalışmasında da standardizasyonu sağlamak amacıyla, güvenilirliği kanıtlanmış olan 5 akslı bir freze cihazı olan YENA D43 (Yenadent Ltd. Sti., İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır¹⁴⁰.

Liang ve ark. geleneksel ve dijital ölçü tekniği ile üretilen seramik kuronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; bizim çalışmamızda olduğu gibi Geomagic yazılım programı ile görüntü karşıtırmaları yaparak ölçüm yapmışlardır. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen seramik kuronların marjinal aralık değerini $115\pm15,2\text{ }\mu\text{m}$, dijital ölçü tekniği ile üretilen seramik kuronların marjinal aralık değerini ise $110\pm14,3\text{ }\mu\text{m}$ şeklinde kaydetmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda; hem dijital hem de geleneksel ölçü teknikleri ile üretilen restorasyonların kabul edilebilir marjinal aralık değerlerine sahip olduğunu ve bu iki teknik arasında anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir¹⁴¹. Liang ve ark.'nın aksine bizim çalışmamızda bağımsız örneklem T testi sonuçlarına göre; dijital ölçü tekniği ile üretilen restorasyonlar, geleneksel ölçü tekniği ile üretilen restorasyonlara kıyasla istatistiksel

olarak anlamlı derecede daha düşük marjinal aralık değerleri göstermiştir. Dijital ölçü tekniği, geleneksel ölçü tekniğinden daha başarılı sonuçlar sergilemiştir.

Çalışmamızda ayrıca Geomagic yazılım programının yüzey hacmi ölçebilme özelliği sayesinde restorasyonların internal uyumu değerlendirilmiş ve siman hacmi verileri de mm^3 cinsinden elde edilmiştir. Yani kesitlerdeki marjinal ve internal yüzeylerde alınan noktalar dışında, dayanak diş ile restorasyon arasındaki boşluğun hacmi tespit edilmiştir. Mevcut çalışmadaki siman hacmi verileri ile marjinal ve internal aralık değerleri birbirleri ile örtüşmektedir. Literatürde sınırlı sayıda çalışmada 3 boyutlu analizler yapılmıştır. Bunun sebebi ise; siman hacminin sadece bir optik tarayıcı ve Geomagic yazılım programını içeren üçlü tarama protokolü yöntemi ve mikro-BT yöntemi ile mm^3 cinsinden hesaplanabilmesidir. Her iki yöntem ile de incelenen çalışmalarda uyum değerlendirilmesi yapılmasına karşın, çoğu çalışmada siman hacmi araştırılmamıştır. Literatürde sunulan çalışmalarda; polimer infiltre seramik, lityumdisilikat ve akrilik rezin materyallerinden üretilen restorasyonlar değerlendirilmiştir¹⁴²⁻¹⁴⁵. Çalışmalar arası karşılaştırma yapılabilmesi için, aynı materyaller ile benzer restorasyon türleri incelenmiş olmalıdır. Zirkonya restorasyonlarını içeren bir siman hacmi verisi olmaması nedeniyle, çalışmamızda elde edilen hacim verileri literatür ile mukayese edilememiştir. Elde edilen siman hacmi verilerinin sadece mevcut çalışmamız dahilindeki gruplar arasında karşılaştırılması mümkün olmuştur. Bu doktora çalışmasında en yüksek siman hacmi değeri geleneksel ölçü tekniği ile üretilen VITA YZ ST monolitik zirkonya grubu (GV) örneklerinde görülürken ($131 \pm 21 \text{ mm}^3$), en düşük siman hacmi değeri ise dijital teknik ile üretilen VITA YZ ST monolitik zirkonya grubu (DV) örneklerinde görülmüştür ($94 \pm 19 \text{ mm}^3$). DV grubu ile GI ve DP grupları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p=0,162$ ve $p=0,570$, sırasıyla), diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılıklar bulunmuştur ($p<0,005$). Diğer tüm gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$).

Yetişkin bir insanın çiğneme kuvveti molarlar bölgesinde 350-400 N civarında iken, premolarlar bölgesinde 300 N, anterior bölgede ise 200 N'dur²². Bu kuvvetin, bruksizm hastalarında 500-800 N civarında olduğu tespit edilmiştir¹⁴⁶. Çalışmamızda, en düşük kırılma kuvveti 583 N ile geleneksel ölçü tekniği kullanılan Prettau 3

Dispersive (Zirkonzahn, Gais, İtalya) monolitik zirkonya grubu örneklerinde bulunmuştur. Monolitik zirkonya gruplarının tamamı molar bölgede köprü tasarımıyla bile güvenle kullanılabilecek değerler sergilemişlerdir.

Literatürde sınırlı sayıda çalışmada köprü tasarımı kullanılmıştır. Sıklıkla dikdörtgen şeklinde bar çubuklar test edilmiştir. Örnek kalınlıkları 1,2 mm ile 4 mm arasında değişmektedir. Klinik koşulları yansıtabilmek ve gerçeğe yakın kırılma değerleri elde edebilmek amacıyla, çalışma örneklerinin anatomik formda hazırlanmasına karar verilmiştir. Çalışmamızda monolitik köprü tasarımı kullanılmış ve aksiyal duvarda materyal kalınlığı 1 mm, oklüzalda ise 1,5-2 mm olacak şekilde üretim yapılmıştır. Zirkonya altyapı grubunda ise köprülerde altyapının materyal kalınlığı 0,6 mm, oklüzalda ise 1,5-2 mm porselen olacak şekilde tasarım yapılmasına karar verilmiştir. Örnekler üzerine kuvvet universal test cihazında, köprü gövdesi üzerinden uygulanmıştır. Kırık tipleri açısından değerlendirme yaptığımızda örneklerin tamamının bağlantı alanından kırıldığı görülmüştür.

Bu doktora çalışmasında; geleneksel ve dijital ölçü teknikleri arasında gerek marjinal ve internal uyumda gerekse de kırılma kuvveti açısından farklılık olup olmadığının tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu alanda da sınırlı sayıda araştırma karşımıza çıkmaktadır. Diğer parametremiz ise test edilen zirkonya materyalleridir.

Ice Zirkon Translucent (Zirkonzahn, Gais, İtalya) materyalinin içeriğinde ZrO_2 asıl komponenti oluştururken; ek olarak %4-6 oranında Y_2O_3 , < %3 Hf_2O_2 , ≤ %1 Al_2O_3 , ≤ %0,02 SiO_2 , ≤ %0,01 Fe_2O_3 , ≤ %0,04 Na_2O bulunmaktadır. Prettau 3 Dispersive (Zirkonzahn, Gais, İtalya) zirkonya materyalinin de asıl komponenti ZrO_2 'dir. Ayrıca içeriğinde %8-10 oranında Y_2O_3 , ≤ %3 Hf_2O_2 , ≤ %2 Er_2O_3 , ≤ %0,25 Fe_2O_3 , %0,10 Al_2O_3 , %0,05 SiO_2 ve %0,05 oranında Co_3O_4 bulunmaktadır. Çalışmamızda kullanılan aynı markanın farklı zirkonya tiplerinin içerikleri dahi birbirlerinden farklılık göstermektedir. Bu nedenle, farklı içeriklere sahip zirkonyaların farklı sonuçlar göstermesi öngörülebilir bir durumdur. Üretici firma verilerine göre; Ice Zirkon Translucent 1200-1400 MPa değerinde bükülme dayanımına sahipken, Prettau 3 Dispersive'in bükülme dayanımı 670-1200 MPa'dır. Prettau 3 Dispersive çok yeni bir materyal olup henüz yeterli literatür bilgisi bulunmamaktadır. Bu nedenle ancak sınırlı sayıda çalışma ile kıyaslama imkanı olmuştur. Çalışmamız bu alanda da literatüre ışık tutacaktır.

Çalışmada kullanılan tüm zirkonya materyallerinin altyapı seramiği olarak kullanımı endikedir. Bu nedenle hem monolitik olarak hem de altyapı olarak kullanılabilen Prettau 3 Dispersive ile VITA YZ ST zirkonya materyalleri kullanılmıştır.

Hafezeqoran ve ark. çalışmalarında, bağlantı alanı boyutunun ve dizaynının monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Oklüzal kalınlığı 1mm, aksiyal kalınlığı 0,8mm ve gövde uzunluğu 8mm olan üç üyeli posterior monolitik zirkonya restorasyonlar üretmişlerdir. Çalışma örnekleri 9mm² ve 12mm² bağlantı alanına sahip olacak şekilde deney grupları oluşturulmuştur. Çalışmamızda olduğu gibi universal test cihazında kırılma testleri gerçekleştirilmiştir. 9mm² bağlantı alanına sahip köprülerin kırılma yüklerini 1327 N olarak, 12mm² bağlantı alanına sahip köprülerin ise kırılma yüklerini 1599 N olarak açıklamışlardır. Bağlantı alanı boyutu ile kırılma dayanımı arasında doğru orantı olduğunu; bu nedenle bağlantı alanı artırıldıkça kırılma dayanımının da artacağı sonucuna varmışlardır. Bu doktora çalışmasında da 9mm² bağlantı alanı kullanılmıştır. Ancak benzer bağlantı alanına rağmen; Hafezeqoran ve ark., bizim çalışmamızdan daha yüksek veriler elde etmişlerdir. Çalışmamızda hazırlanan test örneklerinde 1. molar diş gövdeyi (gövde uzunluğu 10mm) oluşturmaktadır. Hafezeqoran ve ark. çalışmalarında ise daha kısa bir gövde uzunluğuna sahip olan 1. premolar (gövde uzunluğu 8mm) diş test edilmiştir. Gövde uzunluğu arttıkça kırılma dayanımının azalacağı bilinmektedir. Sonuçlar arasındaki farklılık üzerinde bu durumun etkili olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca mevcut çalışmada araştırmacılar, çalışmamızdan farklı kimyasal içeriğe sahip bir monolitik zirkonya (In Coris TZI, Sirona Dental Systems GmbH, ABD) materyalinin kırılma dayanımını analiz etmişlerdir. In Coris TZI %5,4 Y₂O₃ ile stabilize edilmiştir¹⁴⁷. Bu doktora çalışmasında kullanılan monolitik zirkonya materyallerinden Prettau 3 Dispersive %8-10 oranında Y₂O ile ve VITA YZ ST ise %6-8 oranında Y₂O₃ ile stabilize edilmiştir. Stabilizatörün mol oranı arttıkça translusentlik gibi estetik özelliklerin geliştiği, kırılma ve bükülme dayanımı gibi mekanik özelliklerin zayıfladığı bildirilmiştir¹⁴⁸. In Coris TZI zirkonya materyalinin, bizim çalışmamızda kullanılan her iki monolitik zirkonyadan da daha düşük oranda stabilizatör içermesi nedeniyle; elde edilen sonuçların örtüşmediği düşünülmektedir. Sunulan çalışmanın limitasyonlarından biri de yapay yaşlandırma uygulanmadan kırma testinin gerçekleştirilmiş olmasıdır¹⁴⁷. Bu durumun da materyallerin performansını etkileyeceği bilinmektedir¹⁴⁹. Bizim

çalışmamızda, ağız içinde 1 yıl süresince meydana gelen ısı değişikliklerinin taklit edilebilmesi amacıyla örneklere termal siklus cihazında 5-55°C arasında 10.000 siklus yaptırılmıştır.

Lopez-Suarez ve ark. üç üyeden oluşan monolitik ve zirkonya altyapılı restorasyonların kırılma yüklerini inceledikleri çalışmalarında, örneklerin bağlantı alanı boyutunu çalışmamızla aynı şekilde 9mm² olarak tasarlamışlardır. Zirkonya altyapı grubunda oklüzal kalınlığı 2mm olacak şekilde, monolitik zirkonya grubunda ise 2,5mm olacak şekilde belirlemişlerdir. Zirkonya altyapı grubunda; viner seramiğinin altyapıdan ayrılmasını takiben total kırığın meydana geldiği kırılma yükünü 1966 N olarak rapor etmişlerdir. Monolitik zirkonya grubunda ise kırılma yükünü 2181 N olarak açıklamışlardır. Ayrıca zirkonya altyapı grubunda; kırılma testi esnasında, total kırık meydana gelmeden üst yapı porseleninin altyapıdan ayrıldığını kaydetmişlerdir. Çalışmamız ile Lopez-Suarez ve ark.'nın çalışmaları arasında, sonuçlar üzerinde etkili olabilecek önemli farklılıklar bulunmaktadır. Materyal kalınlığı çalışmamızda monolitik zirkonya materyallerinde 1,5mm, altyapılı zirkonya grubunda 0,6mm iken; Lopez-Suarez ve ark.'nın çalışmalarında monolitik zirkonya grubunda 2,5mm, altyapı zirkonya grubunda ise 2mm olarak üretim yapılmıştır¹⁵⁰. Literatürde farklı materyal kalınlıklarının, zirkonyanın kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak önemli ölçüde etkili olacağı bildirilmiştir. Materyal kalınlığının artırılmasının, zirkonyanın kırılma dayanımını artıracığı rapor edilmiştir¹⁵¹. Ayrıca bizim çalışmamızda molar diş gövdeyi oluştururken, Lopez-Suarez ve ark.'nın çalışmalarında gövde premolar dişdir. Premolar ve molar dişler değerlendirildiğinde; molar dişin gövde uzunluğunun daha uzun olması sebebiyle kırılma dayanımının olumsuz yönde etkileneceği düşünülmektedir. Ek olarak, çalışmalarda farklı içeriğe sahip zirkonya materyalleri test edilmiştir. Mevcut çalışmada araştırmacılar; %3 mol Y₂O₃ ile parsiyel stabilize edilmiş Lava Zirconia ve Lava Plus (3M ESPE, St. Paul, ABD) zirkonya materyallerini test etmişlerdir¹⁵⁰. Çalışmamızda altyapı olarak kullanılan Ice Zirkon Translucent %4-6 mol, monolitik olarak kullanılan Prettau 3 Dispersive %8-10 mol ve VITA YZ ST ise %6-8 mol Y₂O₃ ile stabilize edilmiştir. Zirkonya yapısına katılan stabilizatörün mol konsantrasyonunun düşürülmesinin, materyalin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi mekanik özellikler sergileyerek daha yüksek kırılma dayanımına sahip olacağı rapor edilmiştir¹⁵¹. Ayrıca mevcut çalışmada araştırmacılar dayanak dişleri simüle etmek amacıyla metalden bir model hazırlayıp, kırılma testlerini bu model üzerinde gerçekleştirirken; bu doktora

çalışmasında elastisite modülü dentine yakın olan rezin materyallerinden üretilen dayanak dişler kullanılmıştır. Protezi destekleyen yapının da kırılma dayanımı gibi mekanik direnci etkileyebileceği bilinmektedir¹⁴⁶. Bu bilgiler ışığında Lopez-Suarez ve ark.'nın, bu doktora çalışmasındakinden farklı sonuçlar elde etmeleri açıklanabilmektedir.

Tsumita ve ark. üç üye posterior bir köprü tasarımı yaptıkları çalışmalarında, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile kırılma yükünü değerlendirmişlerdir. Kırıcı uçun yarıçapı 2 mm (bizim çalışmamızda 3 mm) olacak şekilde, köprülerde ilk kırık meydana gelene kadar 0,5 mm/dk hızla yükleme yapmışlardır. Geleneksel tasarım ile üretilen zirkonya altyapılı köprülerin kırılma kuvvetini $916 \pm 150,1$ N olarak tespit etmişlerdir. Tsumita ve ark. çalışmalarında altyapı olarak kullanımı endike olan bir zirkonya materyali test etmeleri nedeniyle, elde ettikleri sonuçlar, bizim çalışmamızdaki Ice Zirkon Translucent grubu örneklerinin sonuçları ile mukayese edilebilmiştir. Bizim çalışmamızda GI ve DI gruplarında kırılma kuvveti 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak bulunmuştur. Tsumita ve ark.'nın rapor ettikleri sonuçlar, çalışmamız verilerinden daha düşüktür. Üstelik test ettikleri köprü restorasyonunda gövdeyi, meziodistal genişliği 8 mm olan premolar diş oluşturmaktadır. Çalışmamızda köprü restorasyonunun gövdesini meziodistal genişliği 10 mm olan molar diş oluşturmaktadır. Buldukları sonucun düşük olmasını; 9 mm²'lik minimum bağlantı alanına sahip posterior köprü tasarımı yapmaları ile açıklamışlardır. Ayrıca tasarladıkları restorasyonlarda oklüzal morfoloji anatomiye uygun işlenmemiştir¹⁵².

Rismanchian ve ark. çalışmalarında posterior üç üye implant destekli zirkonya altyapılı köprülerin kırılma kuvvetini analiz etmişlerdir. Bağlantı alanını çalışmamızla aynı olacak şekilde 9 mm² olarak belirlemişlerdir. Örneklere termal siklus cihazında 5°C ila 55°C ısılarında 2000 siklus (bizim çalışmamızda 10.000 siklus) olacak şekilde yapay yaşlandırma uygulamışlardır. İki farklı kimyasal bileşene sahip zirkonya materyallerinden ürettikleri restorasyonların kırılma kuvvetlerini 1520 N ve 1700 N olarak kaydetmişlerdir. Rismanchian ve ark.'nın çalışmalarının verileri ile bizim çalışmamız sonuçları arasındaki farklılığın en önemli sebeplerinden birinin, kullanılan materyallerin farklılığı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda translusentlik özelliği yüksek olan bir materyal tercih edilmiş olup, translusentlik ile kırılma ve bükülme dayanımının ters orantılı olduğu bilinmektedir¹⁴⁶. Ayrıca çalışmamızda zirkonya

altyapılar üzerine vener seramiği uygulanmıştır. Zirkonya restorasyonlara venerleme ve venerlemeye benzer ısıl işlemlerin uygulanmasının kırılma dayanımına olumsuz yönde etki ettiği bildirilmiştir. Literatürde sunulan çalışmalar ile mevcut çalışmamız arasındaki farklılıklar venerleme prosedürü ile de açıklanabilmektedir¹⁵³. Ek olarak Rismanchian ve ark.'nın çalışmalarında köprü gövdesi premolar diş iken, bu doktora çalışmasında molar diş gövdeyi oluşturmaktadır. Premolar dişin molar dişe oranla daha az meziodistal boyuta sahip olmasının da, köprünün kırılma mukavemetini olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir. Mevcut çalışmada araştırmacılar; çalışmamızın aksine, elastisite modülü dentine yakın olan rezinden elde edilen dayanak diş modellerinin yerine implant destekli restorasyonların kırılma dayanımını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar; destekleyen doku ya da materyalin, elastik modülünün arttıkça kırılma direncinin artacağını ve dolaylı olarak destekledikleri zirkonya restorasyonun da mekanik dayanımını artıracığını öne sürmüşlerdir¹⁴⁶.

Hamza ve ark. zirkonya restorasyonların bağlantı alanlarının kırılma kuvveti üzerindeki etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında; 3 üyeli bir köprüyü taklit etmesi amacıyla dikdörtgen bar şeklinde örnekler hazırlamışlardır. 2 mm kalınlıkta hazırlanan zirkonya örneklerin kırılma kuvvetini $583,6 \pm 49,7$ N olarak, 3 mm kalınlıkta hazırlanan zirkonya örneklerin kırılma kuvvetini ise $682,9 \pm 36,8$ N olarak rapor etmişlerdir. Bu doktora çalışmasında test edilen örneklerin zirkonya kalınlığı 0,6 mm olup; oklüzal kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde porselen ile venerleme işlemi uygulanmıştır. Hamza ve ark. çalışmalarında kullandıkları zirkonya materyali ile benzer kimyasal içerik ve stabilizatör oranına sahip olan bu doktora çalışmasındaki zirkonya altyapı gruplarında, kırılma kuvveti 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak rapor edilmiştir. Araştırmacılar çalışmamızda kullanılan zirkonya örneklerden daha fazla materyal kalınlığı olan örnekleri test etmelerine karşın, daha düşük kırılma dayanımı kaydetmişlerdir¹⁵⁴.

Lüthy ve ark. 4 üyeli posterior köprülerin dayanıklılığını araştırdıkları çalışmalarında %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyali kullanmışlardır. Bağlantı alanını $7,3 \text{ mm}^2$ olarak belirlemişlerdir. Zirkonya köprü örneklerinin ortalama kırılma yükünü 706 ± 123 N olarak rapor etmişlerdir¹⁵⁵. Bu doktora çalışmasında altyapı zirkonya grubunda; %4-6 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya kullanılmış ve kırılma yükleri 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak kaydedilmiştir. Zirkonya yapısına katılan stabilizatörün mol konsantrasyonu arttıkça,

materyalin translusentlik gibi estetik özellikleri gelişirken, mekanik özelliklerinin zayıflayacağı ve dolayısıyla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük kırılma dayanımına sahip olacağı bildirilmiştir¹⁵¹. Buna karşın mevcut çalışmada araştırmacıların elde ettiği veriler, bizim çalışmamızdaki sonuçlardan çok daha düşüktür. Lüthy ve ark. çalışmalarında; daha küçük bir bağlantı alanına ek olarak daha uzun bir köprü tasarımı tercih etmelerinin bu farklılık üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir. Elde ettikleri veriler doğrultusunda; 4 üyeli köprü tasarımları için 7,3mm²'den daha büyük bağlantı alanı tasarlanması gerektiği sonucuna varmışlardır¹⁵⁵.

Ambre ve ark. farklı kalınlıklara ve bağlantı alanına sahip 3 üyeli posterior zirkonya restorasyonların kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; dayanak dişleri 1. premolar ve 1. molar dişler olarak belirlemişlerdir. Dayanak dişler çalışmamızda olduğu gibi rezin materyalinden üretilmiştir. Tüm zirkonya altyapıların üzerine, bu doktora çalışmasında da olduğu gibi venerleme ve glazür işlemleri uygulanmıştır. Çalışma grupları 0,3 mm, 0,5 mm ve 0,7 mm materyal kalınlığına sahip zirkonya restorasyonlardan oluşmaktadır. Çalışmamızda 0,6 mm kalınlığında zirkonya restorasyonlar üretilmesi nedeniyle; değerlendirmeler 0,5 mm ve 0,7 mm kalınlıktaki restorasyonlar ile karşılaştırmalı olarak yapılmıştır. 0,5 mm kalınlıkta ve 3 mm bağlantı çapına (9 mm² bağlantı alanına eşdeğer) sahip zirkonya restorasyonlarda kırılma kuvvetini 949±160 N olarak, 0,7 mm kalınlıkta ve yine 3 mm bağlantı çapına sahip zirkonya restorasyonlarda kırılma kuvvetini 892±158 N olarak kaydetmişlerdir. Örneklerin tümü, çalışmamızda da olduğu gibi bağlantı alanından kırılmıştır. Bu doktora çalışmasında; 0,6 mm kalınlığında ve 3 mm bağlantı çapına sahip zirkonya altyapılı restorasyonların kırılma dayanımları sırasıyla 1046±370 N ve 1060±448 N olarak rapor edilmiştir. Ayrıca çalışmamızla benzer şekilde her bir örnek için termal siklus ile yaşlandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Mevcut çalışmada 5000 siklus yapılırken, bizim çalışmamızda 1 yıllık ağız ortamındaki yaşlanmayı taklit edecek şekilde 10.000 siklus yapılmıştır. Elde ettiğimiz kırılma dayanımı verileri, Ambre ve ark.'nın mevcut çalışmadaki değerlerinden yüksek bulunmuştur. Bu farklılık üzerinde her iki çalışmada kullanılan zirkonya materyallerinin kimyasal içeriklerinin aynı olmamasının etkisi olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak; araştırmacılar, aynı bağlantı alanına sahip farklı kalınlıklardaki (0,3 mm, 0,5 mm ve 0,7 mm) zirkonya restorasyonların kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Zirkonya restorasyonların kırılma dayanımının, materyal

kalınlığından ziyade daha çok bağlantı alanının boyutundan etkilendiği sonucunu rapor etmişlerdir. Ek olarak çalışmalarının sonuçları doğrultusunda; molar dişi içeren uzun köprülerde 4x4 mm bağlantı alanına sahip restorasyonların daha iyi kırılma dayanımı değerleri sergileyeceğini bildirmişlerdir¹⁵⁶.

Alrahaem ve ark. farklı kalınlıklarda üretilen farklı zirkonya materyallerinin kırılma yükünü araştırdıkları çalışmalarında disk şekilli örnekler hazırlamışlardır. %5 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (5Y-PSZ) ve %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (3Y-PSZ) materyalleri kullanmışlardır. 1,2 mm ve 0,7 mm kalınlığa sahip olan örnekler üreterek çalışma gruplarını oluşturmuşlardır. Örneklerle yorulma testi ve termal siklus ile yaşlandırma uygulamışlardır. Çalışmamızda yorulma testi uygulanmaması nedeniyle; elde ettiğimiz veriler ancak yorulma testi uygulanmayan grupla karşılaştırmalı olarak değerlendirilebilmiştir. 1,2 mm kalınlığa sahip 5Y-PSZ çalışma grubunda kırılma yükünü 401 ± 23 N olarak; 0,7 mm kalınlığa sahip 5Y-PSZ çalışma grubunda ise kırılma yükünü 258 ± 23 N olarak bulmuşlardır. Diğer taraftan; 1,2 mm kalınlığa sahip 3Y-PSZ çalışma grubunda kırılma yükünü $1185 \pm 21,8$ N olarak; 0,7 mm kalınlığa sahip 3Y-PSZ çalışma grubunda ise kırılma yükünü 365 ± 21 N olarak bulmuşlardır. Bu doktora çalışmasında araştırılan zirkonya materyalleri %4-6 mol, %6-8 mol ve %8-10 Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiştir. Bu durumda Alrahaem ve ark.'nın elde ettiği verilerin; %4-6 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş Ice Zirkon Translucent (Zirkonzahn, Gais, İtalya) zirkonya materyali ile kıyaslanması mümkün olmuştur. Bu doktora çalışmasında kırılma yükleri sırasıyla, 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak rapor edilmiştir. Mevcut çalışmada araştırmacılar, çalışmamızdakinden daha kalın zirkonya örnekler test etmelerine rağmen; 1,2 mm ve 0,7 mm kalınlığa sahip 5Y-PSZ çalışma gruplarında ve 0,7 mm kalınlığa sahip 3Y-PSZ çalışma grubunda daha düşük kırılma dayanımı verileri bulmuşlardır. Sadece 1,2 mm kalınlığa sahip 3Y-PSZ çalışma grubu ile çalışmamızda elde edilen kırılma yükleri benzer sonuçlar sergilemiştir. Ayrıca çalışmamızda kullanılan tam anatomik dizayna sahip köprü restorasyonlarının aksine, disk şekilli zirkonya örnekleri test etmişlerdir. Farklı üreticiye ait ve farklı kimyasal içeriğe sahip zirkonya materyallerinin değerlendirilmesinin; sonuçların benzer çıkmaması üzerinde etkili olduğu düşünülmektedir. Ek olarak; zirkonya yapısına katılan Y_2O_3 konsantrasyonunun kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediğini bildirmişlerdir. Analizleri sonucunda; %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonyanın, %5 mol Y_2O_3 ile

parsiyel stabilize edilmiş zirkonyadan daha yüksek kırılma yüküne sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Bu doktora çalışmasında; Alrahaem ve ark.'nın kullandıkları zirkonya materyalinden (%3 mol Y_2O_3), daha yüksek stabilizatör oranına sahip zirkonya (%4-6 mol Y_2O_3) test edilmesine karşın; daha yüksek kırılma yükleri bulunmuştur. Alrahaem ve ark. materyal kalınlığının kırılma dayanımına etkisini de araştırmışlardır ve 1,2 mm kalınlığa sahip olan örneklerin, 0,7 mm kalınlığındaki örneklerden daha yüksek kırılma dayanımı sergilediğini kaydetmişlerdir. Sonuç olarak; uzun vadede %5 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya restorasyonların mekanik dayanımlarının yeterli olmayacağı; bu nedenle oklüzal kuvvetlerin yoğunlaştığı arka bölge restorasyonlarda %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonyadan üretilen restorasyonların daha başarılı olacağı yönünde görüş bildirmişlerdir¹⁵⁷.

Mahmood ve ark. yüksek translusentlikteki zirkonya materyallerinin kırılma yükünü değerlendirdikleri çalışmalarında üç üyeli köprü tasarımı yapmışlardır. Restorasyonlar 0,7 mm materyal kalınlığına ve 3x3 mm bağlantı alanına sahip altyapı formunda üretilmiştir ve üzerine venerleme işlemi uygulanmamıştır. %5 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş iki farklı zirkonya materyali ile renklendirme işlemi uygulanmış ve uygulanmamış olacak şekilde dört farklı çalışma grubu oluşturmuşlardır. Renklendirme işlemi uygulanan grupta kırılma yükünü 557 ± 88 N ve 690 ± 81 N olarak; renklendirme uygulanmayan grupta ise 821 ± 35 N ve 681 ± 48 N olarak rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan zirkonya materyallerinden benzer stabilizatör oranına sahip (%4-6 Y_2O_3) sadece Ice Zirkon Translucent olması nedeniyle, Mahmood ve ark.'nın sonuçları, çalışmamızdaki monolitik translusent zirkonya gruplarının kırılma dayanımı verileri ile mukayese edilememiştir. Bu doktora çalışmasında; belirtilen zirkonya materyalinin kırılma yükleri 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak kaydedilmiştir. Mevcut çalışmada araştırmacıların elde ettiği veriler, çalışmamızdaki değerlerden daha düşüktür. Bu farklılığın, başka üreticilere ait zirkonya materyallerinin test edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu doktora çalışması ile paralel olacak şekilde; Mahmood ve ark. köprü restorasyonlarındaki kırığın bağlantı alanında meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Ek olarak; renklendirme işlemi uygulanan ve uygulanmayan zirkonya restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmamıştır¹⁵⁸.

Abdulmajeed ve ark. farklı kimyasal bileşene sahip zirkonya materyallerinin kırılma yükünü araştırdıkları çalışmalarında; 0,7 mm ve 1,2 mm olmak üzere iki farklı kalınlıkta disk şekilli örnekler hazırlamışlardır. %3 mol (3Y-PSZ), %4 mol (4Y-PSZ) ve %5 mol (5Y-PSZ) Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyallerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. 3Y-PSZ çalışma grubu örnekleri hem 0,7 mm hem de 1,2 mm kalınlıkta en yüksek (538 ± 45 N ve 1199 ± 113 N, sırasıyla; 5Y-PSZ çalışma grubu örnekleri ise en düşük (307 ± 31 N ve 506 ± 46 N, sırasıyla) kırılma dayanımı değerlerini sergilemiştir. 4Y-PSZ çalışma grubunda ise 0,7 mm kalınlıktaki örneklerde kırılma dayanımı 454 ± 39 N olarak; 1,2 mm örneklerde ise 690 ± 63 N olarak rapor edilmiştir. Bu doktora çalışmasında %4-6 mol, %6-8 mol ve %8-10 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya materyalleri test edilmiştir. Stabilizatör oranı açısından değerlendirildiğinde; Abdulmajeed ve ark.'nın çalışmaları ile sadece çalışmamızdaki %4-6 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya restorasyonların değerlendirilme imkanı olmuştur. Çalışmamızda bu zirkonya grubunda restorasyonlar 0,6 mm kalınlığında hazırlanmış ve üzerine 1,5 mm olacak şekilde porselen vener uygulaması yapılmıştır. Kırılma dayanımı 1046 ± 370 N ve 1060 ± 448 N olarak kaydedilmiştir. Her iki çalışma mukayese edildiğinde; benzer stabilizatör oranına sahip zirkonya materyallerinden üretilen restorasyonlar, bizim çalışmamızda daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Mevcut çalışmada araştırmacılar; translusent monolitik zirkonya materyallerini değerlendirmiştir. Bu doktora çalışmasında kullanılan translusent monolitik zirkonya restorasyonlarda; 584 ± 108 N, 672 ± 178 N, 677 ± 185 N ve 665 ± 131 N şeklinde kırılma dayanımı değerleri bulunmuştur. Stabilizatör oranı ve translusentlikleri değerlendirildiğinde; çalışmamızdaki tüm gruplar, Abdulmajeed ve ark.'nın çalışmalarından daha iyi sonuçlar sergilemiştir. Bu farklılığın; çalışmamızda kullanılan farklı zirkonya materyalleri test edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Mevcut çalışmada yazarlar; stabilizatör oranı arttıkça translusentliğin arttığını ve kırılma dayanımı gibi mekanik özelliklerin istatistiksel olarak anlamlı derecede zayıfladığı sonucuna varmışlardır. Bu sonuç, çalışmamızın sonucu ile örtüşmektedir¹⁵¹.

Moilanen ve ark. tarafından yapılan çalışmada, implant destekli monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımını değerlendirilmiştir. Restorasyon materyali olarak çalışmamızla benzer şekilde Prettau (parsiyel-stabilize) ve Prettau Anterior (tam-stabilize) (Zirkonzahn, Gais, İtalya) ürünleri kullanılmıştır. Çalışma örneklerinin bir

kısmını; implant üzerine direkt tasarlanan monolitik zirkonya kuronlar, diğer kısmını ise Ti-base üzerine yapılan monolitik zirkonya kuronlar oluşturmaktadır. Parsiyel stabilize zirkonya gruplarında (PSZ ve PSZ-Ti) kırılma yüklerini sırasıyla $259\pm 23\text{N}$ ve $453\pm 25\text{N}$ olarak, tam stabilize zirkonya gruplarında (FSZ ve FSZ-Ti) ise $140\pm 13\text{N}$ ve $439\pm 41\text{N}$ olarak rapor etmişlerdir. Monolitik tam stabilize zirkonya kuronların kırılma dayanımını, parsiyel stabilize zirkonya kuronlardan düşük bulmuşlardır. Bu sonuç çalışmamızla paralellik gösterse de, sayısal veriler örtüşmemektedir. Bu doktora çalışmasında kullanılan; Prettau 3 Dispersive (Zirkonzahn, Gais, İtalya) monolitik zirkonya restorasyonların kırılma yükleri $584\pm 108\text{ N}$ ve $672\pm 178\text{ N}$ olarak bulunmuştur. Mevcut çalışmada araştırmacılar; kuron restorasyonları test ederken, bizim çalışmamızda köprü restorasyonları araştırılmıştır. Kuron restorasyonların kırılma yükünün, köprü restorasyonlarından daha yüksek olması beklenirken; Moilanen ve ark.'nın bulduğu sonuçlar çalışmamızdakilerden daha düşüktür. Ayrıca çalışmamızda dayanak dişleri taklit etmek amacıyla rezin materyalinden örnekler hazırlanmıştır. Mevcut çalışmadaki araştırmacılar ise implant destekli restorasyonlar üretmiştir¹⁵⁹. Destekleyen yapının elastik modülüsü arttıkça, restorasyonun kırılma yükünün de doğru orantılı olarak artacağı bildirilmiştir¹⁶⁰. Bu nedenle yine Moilanen ve ark.'nın elde ettikleri sonuçların daha yüksek olması beklenmektedir. Bu farklılık üzerinde etkili olabilecek iki önemli faktör vardır. Bunlardan ilki; her iki çalışmada da araştırılan zirkonya materyallerinin aynı üreticiye ait olmasına karşın, farklı kimyasal içeriğe sahip olmalarıdır. Diğer neden ise implant üzerine yerleştirilen restorasyonların simante edilmeden vidalanmalarıdır. Siman kullanımının tam seramik restorasyonların kırılma dayanımını gibi mekanik özelliklerini önemli ölçüde geliştirdiği bilinmektedir¹⁶¹. Bu doktora çalışmasında restorasyonların tümü dual-cure siman ile simante edilmiştir. Yazarlar elde ettikleri kırılma dayanımı verilerinin düşük olmasını, translusent zirkonya materyalleri kullanmaları ile açıklamıştır. Translulentlik artıkça kırılma ve bükülme dayanımı değerlerinin azaldığı bilinmektedir¹⁵⁹.

Literatürde zirkonya köprü restorasyonlarının kırılma ve bükülme dayanımını değerlendiren çalışmaların çoğunda kırık hattının stresin yoğunlaştığı bağlantı alanlarında meydana geldiği bildirilmiştir^{157,160,162-165}. Bu doktora çalışmasında kullanılan zirkonya materyallerinin üretici firma talimatları da dikkate alınarak; hem 2. premolar diş ile gövde arasında, hem de 2. molar diş ile gövde arasında 9 mm^2 bağlantı alanı tasarımı yapılmıştır. Tüm köprü restorasyonlarına kırılma testi uygulanmış olup,

restorasyonlar bağlantı alanından kırılmıştır. 60 adet restorasyonun; 13 tanesinde kırık hattının premolar diş ile gövde arasındaki bağlantı alanında, büyük çoğunluğu olan 47 tanesinde ise kırık hattının molar diş ile gövde arasındaki bağlantı alanında meydana geldiği tespit edilmiştir. Oklüzal kuvvetler en fazla molar dişler bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Molar dişleri takiben, kuvvet dağılımının premolar dişlerden anterior dişlere doğru gidildikçe azaldığı bilinmektedir¹⁶⁶. Çalışmada test edilen köprü restorasyonlarının 2. molar diş ile gövde arasındaki bağlantı alanından kırılması da; posterior bölgeye doğru gidildikçe çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaşması ve bağlantı alanlarında meydana gelen stres konsantrasyonunun artması ile açıklanabilmektedir. Restorasyonlarda bağlantı alanının artırılması sayesinde; kuvvet altında bölgeye gelen stres konsantrasyonu azaltılabilmektedir. Kamposiora ve ark. 3 mm olan bağlantı yüksekliğinin (9 mm²) 4 mm'ye çıkarılmasının (16 mm²); bağlantı alanında meydana gelen stresi %40 ila %50 oranında azaltacağını öne sürmüşlerdir¹⁶⁷. Literatürde yayımlanan çalışmalarda; bizim çalışmamız ile aynı zirkonya materyali kullanılarak üretilen kuron restorasyonlarında kaydedilen kırılma yüklerinin, köprü restorasyonlarından daha yüksek olması, bu veriler ışığında açıklanabilmektedir.

Çalışmamızda, ana model olarak, metal alaşımları ya da zirkonya gibi rijit bir materyal yerine diş dokusuna daha yakın bir materyal olan fotosensitif rezin materyali tercih edilmiştir. Bu nedenle, suda çözünmeyen ve 25°C'de, 1,04-1,1g/ml yoğunluğa sahip bir rezin materyalinden ana modeller üretilmiştir. Çalışmamızda çekilmiş dişler dayanak olarak kullanılmamıştır. Bunun nedeni, standart bir diş kesiminin tüm ana modeller için yapılabilmesinin mümkün olmamasıdır. Resin esaslı kesik diş dayanakları üretici firmadan temin edilip tüm ana modeller standart olarak hazırlanmıştır.

Bu doktora çalışması *in vitro* ortamda gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle; tükürük, nem ve sıcaklık gibi oral kavitede bulunan parametrelerin değerlendirilme imkanı olmamıştır¹¹⁷. Ayrıca hasta uyumu ve dudak, yanak, dil gibi dokuların doğurabileceği yanıltıcı sonuçlar da öngörülememiştir¹¹⁴. Bu durum dijital ve geleneksel ölçünün doğruluğunu etkileyebilmektedir. Çalışmamızda ağız içi tarayıcı ile alınan ölçülerde; ağız içerisinde ulaşılması güç posterior bölgeler ve ağız açıklığının kısıtlı olduğu durumlar var olmadığı için, ölçüde meydana gelebilecek hatalar değerlendirilememiştir. Diğer taraftan; geleneksel ölçüler oda sıcaklığında alınmış olup, ölçü materyallerinin ani ısı değişikliklerinden etkilendiği bilinmektedir. *In vivo* şartlarda 37°C olan ağız

ortamından alınan ölçülerin, ağızdan çıkarılmasını takiben oda sıcaklığına maruziyeti sonucu, soğuma esnasında materyalde büzölmeler meydana gelebilmektedir¹¹⁷. Çalışmamızda tüm geleneksel ölçüler oda sıcaklığında alınmıştır. Belirtilen limitasyonlar dahilinde; elde edilen sonuçlar, kesin klinik koşulları yansıtmamakla birlikte, kliniğe rehberlik etmesi amaçlanmıştır.

Marjinal ve internal uyum ile kırılma dayanımının değerlendirildiği bu doktora çalışmasında; araştırılan materyallerin klinik performansını içeren yeterli veri mevcut değildir. Ek olarak; çalışmamızda üç üyeli posterior bir köprü tasarımı yapılmış olup, materyallerin uzun gövdeli ve kavisli köprülerdeki güvenilirliğinin tespit edilmesi amacıyla, ileriki dönemde daha çok araştırmaya gerek duyulmaktadır.

Yapılan bu doktora çalışmasının şartları ve sınırlamaları dahilinde aşağıda belirtilen sonuçlara varılmaktadır:

- Dijital ölçü tekniği ile üretilen restorasyonlar, geleneksel ölçü tekniğine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi marjinal ve internal uyum değerleri sergilemiştir ($p<0,001$). Bu nedenle dijital ölçü tekniği, geleneksel ölçü tekniğine alternatif olarak kullanılabilir.
- Üç üyeli köprü protezleri marjinal alanda, internal bölgeye oranla daha uyumlu üretilebilmektedir.
- Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklar bulunmasına rağmen, tüm grupların marjinal aralık sonuçları klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.
- Marjinal ve internal uyum değerlendirmesi yapıldığında; dijital ölçü ile üretilen Prettau 3 Dispersive monolitik zirkonya grubu örneklerinde en düşük marjinal aralık değerlerine rastlanmıştır.
- Üç üyeli zirkonya köprü protezlerinde, premolar dayanak dişlerdeki uyumsuzluk molar dayanak dişlerine göre daha fazladır.
- Monolitik zirkonyalar, altyapı olarak kullanılan zirkonyalardan daha düşük kırılma dayanımına sahiptir.

- Tüm grupların ortalama kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde; en düşük kırılma dayanımı değerini geleneksel ölçü tekniği ile üretilen Prettau 3 Dispersive monolitik zirkonya grubu, en yüksek kırılma dayanımını ise dijital ölçü tekniği ile üretilen Ice Zirkon Translucent zirkonya grubu sergilemiştir.
- Tüm köprü restorasyonlarında kırık hattı bağlantı alanında meydana gelmiştir.
- Köprü restorasyonlarının çoğu 2. molar diş ile gövde arasındaki bağlantı alanından kırılmıştır.



KAYNAKLAR

1. Silva N.R.F.A, Bonfante E.A, Zavanelli R.A, Thompson V.P, Ferencz J.L, Coelho P.G. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of dental research*, 2010, 89(10): 1051-1056.
2. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013; 57: 236-261.
3. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation* 2010; 37(8), 641-652.
4. Benic GI, Sailer I, Zeltner M, Gütermann JN, Özcan M, Mühlemann S. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit. *J Prosthet Dent*. 2019 Mar;121(3):426-431.
5. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, et al. Thermal-induced residual stresses affect the life- time of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater* 2013; 29: 181- 190.
6. Mahmood D.J.H, Linderöth E.H, Wennerberg A, Von Steyern P.V, Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split file, over-pressing, and manually built-up veneers. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 2016;8 15-27.
7. Yoon HI, Yeo IS, Yi YJ, Kim SH, Lee JB, Han JS. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;40:369-74.
8. Zhang Y, Lee J.J.W, Srikantha R, Lawn B.R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013 December; 29(12): 1201–1208.
9. Nam MG, Park MG. Changes in the flexural strength of translucent zirconia due to glazing and low-temperature degradation. *J Prosthet Dent*. 2018 Dec;120(6):969.e1-969.e6.
10. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 2016; 20: 283-9.

11. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalisation a laboratory study. *Dent Mater* 2014; 30:400-407.
12. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 2008; 139:761–3.
13. Tamim H, Skjerven H, Ekfeldt A, Rønold HJ. Clinical evaluation of CAD/CAM metal-ceramic posterior crowns fabricated from digital impressions. *Int J Prothodont* 2014; 27:331-337.
14. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodessa J. Clinical evaluation of all ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010; 38:553–9.
15. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):83-96.
16. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 1983: 1-26, 207-219.
17. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent*. 1996;75:18-30.
18. Anusavice K J. Phillips' Science of Dental Materials. 11th edition, Elsevier, W.B. Saunders, St. Louis, 2003; 7, 660-663.
19. Shillingburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3rd edition, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
20. Palmer DS, Barco MT, Pelleu GB, McKinney JE. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *J Prosthet Dent*. 1991;65(2):192-5.
21. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(2):134-43.
22. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007 Aug;98(2):120-8.
23. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):441-8.
24. The glossary of prosthodontic term. 8 ed. 2005, Mosby, St. Louis. s.22.

25. Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci*. 1997; 27:443–468.
26. Craig R. Restorative dental materials. 10 ed. 1996, Mosby, St. Louis. p. 467-468.
27. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3 ed. 2002, Chicago, Quintessence. p. 210-224.
28. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2014;35(1):38- 43.
29. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside Dentistry*. 2009;5(9):94-105.
30. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NS, Bonfante EA. New Classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28:227–235.
31. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98:389-404.
32. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):396-401.
33. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002 Jul-Aug;15(4):339-46.
34. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J* 2014;33:79–85.
35. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal- monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92:1901–1920.
36. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res* 2012;91:800–804.
37. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.
38. 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;4:130-151.

39. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2006;.34(3):195-206.
40. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*. 2010 Aug;26(8):807-20.
41. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):viii, 513-30.
42. 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 Jan;23(1):45-61.
43. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):299-307.
44. Sorensen JA. The lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol*, 2004. 26: p. 57-67.
45. Silva N, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*. 2010;3:863-896.
46. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*. 2005;14:39-45.
47. Raigrodski AJ. Contemporaryall-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 531-544.
48. Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(3):233-239.
49. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90:937-952.
50. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*, 2017, 33: 1012-1020.
51. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: a review of the literature. *Biomedical research*, 2016, 27: 1427-1436.

52. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 2016, 30: 644-652.
53. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35: 93-101.
54. Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *J Dent Fac Ataturk Uni*. 2016;15:67-72.
55. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2015, 35: 315-323.
56. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil* 2014;41:314-22.
57. Van Noort, R. *Introduction to dental materials*, Second edition, Mosby Inc.Co. 2002, s.181-209.
58. Powers J, Wataha J. *Dental materials foundations and applications*. 11th edition. St. Louis (MO): Elsevier; 2017; p. 99.
59. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):779-796.
60. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002; 145-168.
61. Philips RW, Anusavice KJ. *Philips Science of Dental Materials*, 11th Ed. Philadelphia: Saunders Co.: 2007; 93-102.
62. Reddy NK, Aparna I. Effect of frequency and amplitude of vibration and role of a surfactant on void formation in models poured from polyvinyl siloxane impressions. *J Conserv Dent*. 2011;14(2):151-155.
63. Ellakany P, Tantawi ME, Mahrous AA, Al-Harbi F. Evaluation of the Accuracy of Digital Impressions Obtained from Intraoral and Extraoral Dental Scanners with Different CAD/CAM Scanning Technologies: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2021 Jun 4.

64. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44–56.
65. Galhano G, Pellizzer P, Mazaro J. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012;23:575-579.
66. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017 Dec 12;17(1):149.
67. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *Journal of dentistry* 42 (2014) 677–683.
68. Zimmerman M, Mehl A, Mormann WH, et al. Intraoral scanning systems- a current overview. *Int J Comput Dent* 2015; 18(2): 101-29.
69. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):52-56.
70. <https://instituteofdigitaldentistry.com/ios-reviews/trios-4-intra-oral-scanner-review/>
71. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005 Dec;32(10):566-72.
72. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):346–53.
73. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010 Nov;37(11):866–76.
74. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. 2011. p. 559–70.
75. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc*. 1992 Apr;58(4):283, 287-8.
76. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004. 7(1): p. 25-45.
77. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289- 1296.

78. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt: 32, Sayı: 2, Sayfa: 58-72, 2008.
79. Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2015, Sayfa: 129-136.
80. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. Journal of International Oral Health 2015; 7(4):96-104.
81. Van Noort R. the future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28:3–12.
82. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS – Development history and state of the art. In Erlangen, Germany; 2004.
83. Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. J Dent Fac Atatürk Uni. Cilt:23, Sayı: 3, Yıl: 2013, Sayfa: 430-435
84. ASTM F2792-12. Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. ASTM International. 2012.
85. Uludamar A, Akalın B, Özkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J 2011;14(2):140-153.
86. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surface. Dent Mater. 2005; 21(12):1158-62.
87. Cunali RS, Saab RC, Correr GM, Cunha LFD, Ornaghi BP, Ritter AV, Gonzaga CC. Marginal and Internal Adaptation of Zirconia Crowns: A Comparative Study of Assessment Methods. Braz Dent J. 2017 Jul-Aug;28(4):467-473.
88. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. J Prosthet Dent. 2001;85:575-84.
89. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Jamali Ghomi A, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. J Prosthet Dent. 2020 Jan;123(1):105-112.
90. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 2000 Oct;84(4):419-24.
91. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 1996.

92. Asapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2013;109:226-33.
93. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(6):587-92.
94. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*. 2013 Jul;22(5):419-28.
95. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*. 2004 Jun 26;196(12):766-70.
96. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 1988, 164: 39-43.
97. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 1997, 22: 173-185.
98. Son K, Lee S, Kang SH, Park J, Lee KB, Jeon M, Yun BJ. A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. *J Clin Med*. 2019 Jun 1;8(6):785.
99. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(6):680-5.
100. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RE. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int*. 2011 Sep;42(8):651-7.
101. Anusavice K J. Phillips' Science of Dental Materials. 11th edition, Elsevier, W.B. Saunders, St. Louis, 2003; 7: 89-90.
102. Duymus ZY, Özdoğan A. Dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan bükülme dayanımı testleri. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 2018, Cilt:28, Sayı: 4, Sayfa: 625-628.
103. ISO 6872, International Organization for Standardization, Dental ceramic. Geneva, 1995.
104. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1999 Jan-Feb;12(1):28-37.

105. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992 May;8(3):181-4.
106. El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Prac* 2007; 8(2): 17-24.
107. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Jan;29:295-308.
108. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999, 27: 89-99.
109. ISO 11405, International Organization for Standardization, Dental Materials-testing of adhesion to tooth structure, 1994.
110. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118: 658-665.
111. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, Qian F. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent.* 2015 Apr;113(4):304-9.
112. Hasanzade M, Aminikhah M, Afrashtehfar KI, Alikhasi M. Marginal and internal adaptation of single crowns and fixed dental prostheses by using digital and conventional workflows: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Sep;126(3):360-368.
113. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont.* 2018 Jan;27(1):35-41.
114. D'haese R, Vrombaut T, Roeykens H, Vandeweghe S. In Vitro Accuracy of Digital and Conventional Impressions for Full-Arch Implant-Supported Prostheses. *J Clin Med.* 2022 Jan 25;11(3):594.
115. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):555-60.

116. Su TS, Sun J. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):362-7.
117. Carrilho Baltazar Vaz IM, Pimentel Coelho Lino Carracho JF. Marginal fit of zirconia copings fabricated after conventional impression making and digital scanning: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020 Aug;124(2):223.e1-223.e6.
118. Tabesh M, Nejatidanesh F, Savabi G, Davoudi A, Savabi O, Mirmohammadi H. Marginal adaptation of zirconia complete-coverage fixed dental restorations made from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Apr;125(4):603-610.
119. Morsy N, El Kateb M, Azer A, Fathalla S. Fit of monolithic multilayer zirconia fixed partial dentures fabricated by conventional versus digital impression: a clinical and laboratory investigations. *Clin Oral Investig*. 2021 Sep;25(9):5363-5373.
120. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *J Prosthodont Res*. 2021 Aug 21;65(3):291-297.
121. Suzuki S, Katsuta Y, Ueda K, Watanabe F. Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *J Prosthodont Res*. 2020 Oct;64(4):460-467.
122. Akhlaghian M, Khaledi AA, Farzin M, Pardis S. Vertical marginal fit of zirconia copings fabricated with one direct and three indirect digital scanning techniques. *J Prosthet Dent*. 2021 Sep;126(3):421-426.
123. Kocağaoglu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent*. 2017 Jan;117(1):102-108.
124. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps A I. Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *J Prosthet Dent*. 2019 May;121(5):811-820.
125. Ueda K, Watanabe F, Katsuta Y, Seto M, Ueno D, Hiroyasu K, Suzuki S, Erdelt K, Güth JF. Marginal and internal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated from translucent multicolored zirconia: Framework versus complete contour design. *J Prosthet Dent*. 2021 Feb;125(2):340.e1-340.e6.

126. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013 Dec;110(6):447-454.e10.
127. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):346-55.
128. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2010 Jun;2(2):33-8.
129. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradíes G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2016 Dec;20(9):2403-2410.
130. Moustapha G, Azzam K, AlShwaimi E, Silwadi M, Ferrari M, Salameh Z. Evaluation of the fit of zirconia three-unit fixed partial dentures fabricated by different impression techniques. *J Investig Clin Dent*. 2019 Aug;10(3):e12413..
131. Elisa Kauling A, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2020 Sep;124(3):380-386.
132. Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep;118(3):386-391.
133. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*. 2007 Nov;26(6):820-6.
134. Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont*. 2014 Aug;6(4):253-8.
135. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent*. 2018 Jan;119(1):75-81.
136. Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*. 2017 Mar;117(3):400-404.

137. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent*. 2015 Aug;114(2):223-8.
138. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1134-40.
139. Daou EE, Ounsi H, Özcan M, Al-Haj Husain N, Salameh Z. Marginal and internal fit of pre-sintered Co-Cr and zirconia 3-unit fixed dental prostheses as measured using microcomputed tomography. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):409-414.
140. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2017 Jun;117(6):762-766.
141. Liang S, Yuan F, Luo X, Yu Z, Tang Z. Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: A comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent*. 2018 Oct;120(4):525-529.
142. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*. 2016 Oct;116(4):551-557.
143. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017 Aug;118(2):200-207.
144. Dauti R, Cvikl B, Lilaj B, Heimel P, Moritz A, Schedle A. Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of cemented polymer infiltrated ceramic network material crowns manufactured after conventional and digital impressions. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan;63(1):40-46.
145. Peng CC, Chung KH, Yau HT, Ramos V Jr. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *J Prosthet Dent*. 2020 Mar;123(3):514-522.
146. Rismanchian M, Shafiei S, Nourbakhshian F, Davoudi A. Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. *J Adv Prosthodont*. 2014 Oct;6(5):346-50.

147. Hafezeqoran A , Koodaryan R, Hemmati Y, Akbarzadeh A. Effect of connector size and design on the fracture resistance of monolithic zirconia fixed dental prosthesis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2020, 14(4), 218-222.
148. Lawson NC, Jurado CA, Huang CT, Morris GP, Burgess JO, Liu PR, Kinderknecht KE, Lin CP, Givan DA. Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont*. 2019 Jul;28(6):659-665.
149. İrem DÖ, Cömert ZY, Alpkılıç DŞ, Keleşoğlu E, İşler Değer S. The Effect of Preceramic Soldering on Fracture Resistance of 4-Unit Zirconia Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont*. 2022 Feb 3.
150. Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez MJ. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J*. 2017 Nov 29;36(6):816-821.
151. Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Närhi T. Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *J Prosthodont*. 2020 Dec;29(9):787-791.
152. Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont*. 2008 Jun;17(4):274-85.
153. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):476-82.
154. Hamza TA, Attia MA, El-Hossary MM, Mosleh IE, Shokry TE, Wee AG. Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016 Feb;115(2):224-9.
155. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):930-7.
156. Ambré MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodont*. 2013 Jul;22(5):377-82.

157. Alraheam IA, Donovan T, Boushell L, Cook R, Ritter AV, Sulaiman TA. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *J Prosthet Dent*. 2020 Apr;123(4):635-640.
158. Mahmood DJH, Braian M, Khan AS, Shabaz A, Larsson C. Fracture load of colored and non-colored high translucent zirconia three-unit fixed dental prosthesis frameworks. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018 Apr 4;4(1):38-43.
159. Moilanen P, Hjerppe J, Lassila LVJ, Närhi TO. Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *J Oral Implantol*. 2018 Oct;44(5):330-334.
160. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*. 1993 Sep-Oct;6(5):462-7.
161. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægreid SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2016 Jan 1;2(1):12-19.
162. Rosentritt M, Preis V, Schmid A, Strasser T. Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2022 Jan;127(1):141-145.
163. Zacher J, Bauer R, Strasser T, Rosentritt M. Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *J Dent*. 2020 May;96:103326.
164. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):536-42.
165. Bakitian F, Seweryniak P, Papia E, Larsson C, Vult von Steyern P. Load-Bearing Capacity of Monolithic Zirconia Fixed Dental Prostheses Fabricated with Different Connector Designs and Embrasure Shaping Methods. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1):64-70.
166. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil*. 1999 Dec;26(12):932-5.
167. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996 Oct;27(10):701-6.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI ÖLÇÜ TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN ZİRKONYA KÖPRÜ PROTEZLERİNİN MARJİNAL UYUM VE MEKANİK DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLIK RAPORU

% 15	% 14	% 4	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 6
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
4	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
5	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
7	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
8	libratez.cu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1