



**GELENEKSEL VE DİJİTAL ÖLÇÜ
TEKNİKLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN
MONOLİTİK KURONLARIN KENAR VE İÇ
UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hilal OK BOSTAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

Uzmanlık Tezi – 2022

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**GELENEKSEL VE DİJİTAL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ
KULLANILARAK ÜRETİLEN MONOLİTİK
KURONLARIN KENAR VE İÇ UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hilal OK BOSTAN

Protetik Diş Tedavisi Programı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

RİZE

2022

T.C.
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

**GELENEKSEL VE DİJİTAL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ
KULLANILARAK ÜRETİLEN MONOLİTİK
KURONLARIN KENAR VE İÇ UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hilal OK BOSTAN

Tez Savunma Tarihi : 26.04.2022
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
(Karadeniz Teknik Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat ALKURT
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
RİZE - 2022

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
TABLolar DİZİNİ.....	xv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Diş Hekimliğinde Ölçü	4
2.1.1.Ölçü Maddeleri	4
2.1.1.1. Non Elastik Ölçü Maddeleri	5
2.1.1.1.1.Ölçü Alçısı	5
2.1.1.1.2. Çinko Oksit Öjenol	6
2.1.1.1.3.Stenç (Termoplastik Ölçü Materyalleri)	6
2.1.1.2. Elastik Ölçü Materyalleri.....	6
2.1.1.2.1.Hidrokolloidler.....	6
2.1.1.2.1.1.Reversible Hidrokolloid.....	6
2.1.1.2.1.2.İrreversible Hidrokolloid	7
2.1.1.2.2.Elastomerler	7
2.1.1.2.2.1.Polisülfid.....	7

2.1.1.2.2.2.Polieter	7
2.1.1.2.2.3.Kondensasyon Silikonlar	8
2.1.1.2.2.4.İlave Reaksiyonlu Silikonlar (Polivinil Siloksan)	8
2.1.1.2.2.5.Vinil Polieter Siloksan	9
2.1.2. Ölçü Teknikleri	9
2.1.2.1. Geleneksel Ölçü Teknikleri	9
2.1.2.1.1. İki Aşamalı (Tek Karıştırma) Ölçü Tekniği	9
2.1.2.1.2. Tek Aşamalı (Çift Karıştırma) Ölçü Tekniği.....	9
2.1.2.1.3. Double Ark Ölçü Tekniği	9
2.1.2.2. Dijital Ölçü Tekniği	10
2.1.2.2.1. İndirek Teknik (Ekstraoral Dijital Ölçü)	10
2.1.2.2.2. Direk Teknik (İntraoral Dijital Ölçü).....	10
2.2. CAD/CAM Sistemler.....	13
2.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri	14
2.2.1.1. Verilerin Elde Edilmesi	14
2.2.1.2. Restorasyonların Tasarımı (CAD)	14
2.2.1.3. Restorasyonların Üretimi	15
2.2.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri	16
2.2.2.1. Cerec Sistemi	16
2.2.2.1.2. E4D Dentist Sistemi.....	16
2.2.2.1.3. DCS Precident Sistem.....	17

2.2.2.1.4. Cercon Sistemi	17
2.2.2.1.5. Everest Sistemi	17
2.2.2.1.6. Katana Sistemi	18
2.2.2.1.7. Procera Sistemi	18
2.2.2.1.8. Lava Sistemi	18
2.2.2.1.9. Zeno TEC Sistemi.....	18
2.2.2.1.10. Zirkonzahn Sistemi	19
2.2.2.1.11. Ceramill Sistemi	19
2.2.2.1.12. Celay Sistemi	19
2. 3. Dental Seramikler	20
2.3.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	20
2.3.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Bileşenleri.....	20
2.3.3.Seramiklerin Sınıflandırılması.....	21
2.4. Zirkonyum	25
2.4.1. Zirkonyumun Tarihçesi.....	25
2.4.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı	25
2.4.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum	25
2.4.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum (Yarı Stabil Zirkonyum)	26
2.4.2.3. Tam Stabilize Zirkonya	27
2.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri	27
2.4.3.1. Zirkonyum ile Sertleştirilmiş Alümina (ZTA).....	27

2.4.3.2.Magnezyum Katyon Destekli Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)	27
2.4.3.3.İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri(Y-TZP)	28
2.4.4. Zirkonyum Restorasyonlarda Sinterleme	29
2.4.4.1.Yeşil Zirkonyum Bloklar (Pöröz Zirkonya, Green Stage, Dry-Pressed Zirkonya, Sinterlenmemiş Zirkonya)	29
2.4.4.2. Pre-sinterize Zirkonyum Bloklar (Non-HIP, Yarı Sinterlenmiş Zirkonya)	30
2.4.4.3.Sinterize Zirkonyum Bloklar (Hot Isostatic Pressing=HIP, Tam Sinterlenmiş Zirkonya)	30
2.4.5. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonya)	31
2.5. Marjinal ve İnternal Uyum	33
2.5.1. Sabit Protezlerde Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler	35
2.5.1.1. Direk Gözlem.....	36
2.5.1.2. Dokunma Hissi	36
2.5.1.3. Direk Day Üzerinden Ölçüm Tekniği.....	36
2.5.1.4. Kesit Alma Tekniği.....	37
2.5.1.5. Radyografiler	37
2.5.1.6. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler.....	37
2.5.1.7. Basınç Tespit Edici Ajanların Kullanılması	38
2.5.1.8. Ağırlık Ölçüm Tekniği.....	38
2.5.1.9. Rezin Replika Tekniği	38
2.5.1.10. Siman Aralığı-Silikon Replika Tekniği	38

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	40
3.1. Ana Modelin Hazırlanması.....	40
3.2. Ölçü Protokolü.....	41
3.2.1. Geleneksel Ölçü.....	41
3.2.2. Dijital Ölçü	42
3.3. Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.4. Silikon Replikaların Elde Edilmesi.....	46
3.5. Kenar ve İç Uyum Ölçümleri.....	49
3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. Kenar Uyumu.....	51
4.2. İç Uyum	52
5. TARTIŞMA.....	58
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	83
KAYNAKLAR	84
EKLER	98
EK-1 ÖZGEÇMİŞ	98

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince gösterdiği hoşgöründen ve yardımlarından dolayı sayın hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ'e,

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca destek olan, zaman ayıran, engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Mesleğimdeki ve bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Murat ALKURT ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Tez çalışmamın istatistik aşamasında yapmış olduğu değerli katkılarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Bu tez çalışmasını TDH-2021-1226 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Tez örneklerimin hazırlanmasını büyük bir dikkat ve titizlikle gerçekleştiren Özel Optimal Diş Protez Laboratuvarı sahibi Ahmet ÜNAL ve laboratuvar çalışanlarına,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan, her zaman çok şanslı olduğumu düşündüren canım annem, biricik babam ve sevgili abime,

Hayatımda var olduğu ilk günden itibaren bana sevgisini, anlayışını, desteğini esirgemeyen değerli eşime ve dünyaya gelişiyle hayatımıza renk katan canım oğluma teşekkürlerimi sunarım.

Hilal OK BOSTAN

ÖZET

Geleneksel ve Dijital Ölçü Teknikleri Kullanılarak Üretilen Monolitik Kuronların Kenar ve İç Uyumlarının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı; sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılan farklı ölçü teknikleri ve monolitik yapıdaki malzemelerin restorasyonların kenar ve iç uyumuna etkisini araştırmaktır.

Gereç ve yöntem: Ana modeli temsil etmesi amacıyla fantom model üzerinde 11 numaralı diş kesim prensipleri doğrultusunda prepare edildi. Bu ana model üzerinden iki farklı ölçü tekniği kullanılarak üç farklı malzemeden monolitik esaslı kuronlar üretildi. Her bir malzeme grubundan 20'şer adet olmak üzere toplam 60 adet monolitik kuron üretildi. Grup 1; Geleneksel silikon ölçü kullanarak üretilen monolitik zirkonyum kuron. Grup 2; Geleneksel silikon ölçü kullanarak üretilen lösit içerikli cam seramik kuron. Grup 3; Geleneksel silikon ölçü kullanarak üretilen lityum disilikat içerikli cam seramik kuron. Grup 4; dijital ölçü kullanarak üretilen monolitik zirkonyum kuron. Grup 5; dijital ölçü kullanarak üretilen lösit içerikli cam seramik kuron. Grup 6; dijital ölçü kullanarak üretilen lityum disilikat içerikli cam seramik kuron. Örneklerin kenar ve iç uyumunu değerlendirmek için silikon replika tekniği kullanıldı. Kuronların kenar ve iç uyum değerlendirmeleri stereomikroskop kullanılarak yapıldı. Bu görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerden elde edilen kenar ve iç uyum değerleri için gruplar arası karşılaştırmalar iki yönlü ANOVA testi ve Tukey's Post Hoc testi (çoklu karşılaştırma testi) ile gerçekleştirildi. Sonuçlar $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Çalışma sonuçlarına göre, lityum disilikat kuronların kenar uyumu ölçü tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenirken ($p<0.05$), monolitik zirkonyum ve lösit kuronların kenar uyumu ölçü tekniğinden etkilenmemiştir ($p>0.05$). Monolitik zirkonyum kuronların iç uyumu ölçü tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı

ABSTRACT

Comparison of Marginal and Internal Adaptation in the Monolithic Crowns Produced Using Traditional and Digital Impression Techniques

Purpose: The purpose of this study was to compare the marginal fit and internal adaptation of monolithic crowns produced different impression techniques in fixed dentures

Material and Method: In order to exemplify the main model, tooth number 11 was prepared on the phantom model in accordance with the cutting principles. Monolithic crowns were produced from three different materials using two different impression techniques on this main model. A total of 60 monolithic crowns were produced, 20 from each material group. Group 1; Monolithic zirconium crown manufactured using conventional silicone impressions. Group 2; Leucite-containing glass-ceramic crown produced using conventional silicone impressions. Group 3; Lithium disilicate-containing glass-ceramic crown manufactured using conventional silicone impressions. Group 4; Monolithic zirconium crown manufactured using digital impressions. Group 5; Leucite-containing glass-ceramic crown produced using digital impressions. Group 6; Lithium disilicate-containing glass-ceramic crown manufactured using digital impressions. The silicone replica technique was implemented so as to evaluate the marginal and internal adaptation of the frameworks. The measurements for evaluation was carried out by a stereomicroscope (at $\times 20$ magnification). An intergroup comparison was made in concern with the marginal and internal gap obtained from the photomicrographs. Intergroup comparisons were made by using two-way ANOVA test and Tukey's Post Hoc Test (multiple comparison test). As for the differences between the teeth, Independent T Test was carried out. Results were evaluated at a significance level of $p < 0.05$.

Results: According to the results of the study, the marginal fit of lithium disilicate crowns was statistically significantly affected by the impression technique ($p<0.05$), while the marginal fit of monolithic zirconium and leucite crowns was not affected by the impression technique ($p>0.05$). While the internal fit of monolithic zirconium crowns was statistically significantly affected by the impression technique ($p<0.05$), the internal fit of lithium disilicate and leucite crowns was not affected by the impression technique ($p>0.05$).

Conclusion: It was determined that the marginal and internal fit values of all monolithic crowns produced with conventional and digital impressions were within the clinical limit values accepted in the literature.

Key Words: CAD/CAM, Monolithic crown, Internal adaptation, Marginal fit, Fixed denture

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
AG	: Aksiyo-gingival
AI	: Aksiyo-insizal
$\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2.2\text{H}_2\text{O}$	: Hidrat alümina silikat
Au	: Altın
°C	: Derece santigrat
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
Ce	: Seryum
CEREC	: Computer aided ceramic reconstruction
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
Co-Cr	: Kobalt-krom
HIP	: Tam sinterlenmiş zirkonya
K₂O	: Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{O}.5\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$	: Potasyum alumina silikat
LED	: Light-emitting diode
LTD	: Düşük ısı bozunması
LED	: Light-emitting diode
LTD	: Düşük ısı bozunması
μCT	: Mikro bilgisayarlı tomografi
μm	: Mikrometre
I	: İnsizal

ISO	: International Organization for Standardization
M	: Marjinal
mm³	: milimetreküp
MgO	: Magnezyum oksit
Mg-PSZ	:Magnezyum Katyon Destekli Kısmi Stabilize Zirkonya
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
Na₂O. Al₂O₃. 6SiO₂	: sodyum alumina silikat
Non-HIP	: Yarı sinterlenmiş zirkonya
n	: Örnek sayısı
O⁻	: Oksijen iyonu
P	: Anlamlılık
Pd-Ag	: Palladyum-Gümüş
PSZ	: Yarı stabil zirkonya
PVS	: Polivinilsiloksan
Si⁺⁴	: Silisyum iyonu
TZP	: Tetragonal Polikristalin Zirkonya
Y₂O₃	: Yitriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum-stabilize tetragonal zirkonyum
ZnO	: Çinko oksit
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat
ZTA	: Zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2. 1. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi	34
Şekil 3. 1. Ana modelin hazırlanması.....	40
Şekil 3. 2. Geleneksel ölçünün alınması.....	42
Şekil 3. 3. Dijital ölçünün alınması	43
Şekil 3. 4. 3Shape D700 laboratuvar tarayıcı	44
Şekil 3. 5. Kuronların tasarımı.....	45
Şekil 3. 6. Dentifa pro 2 frezeleme ünitesi	45
Şekil 3. 7. Gruplara ait örnekler	46
Şekil 3. 8. Elde edilen kuronların ana model üzerinde kontrol edilmesi.....	46
Şekil 3. 9. Silikon replikanın hazırlanışı.....	48
Şekil 3.10. Bukkolingual kesitin şematik görünümü.....	49
Şekil 3.11. Mesiodistal kesitin şematik görünümü.....	50
Şekil 3. 12. Silikon replikanın stereomikroskop altında incelenmesi.....	50
Şekil 4. 1. Kenar uyum değerlerinin dağılımı (μm)	51
Şekil 4. 2. İç uyum değerlerinin dağılımı (μm)	53
Şekil 4.3. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri.....	55
Şekil 4.4. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri.....	55
Şekil 4.5. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen lösit kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri.....	56

Şekil 4.6. Dijital ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri.....	56
Şekil 4.7. Dijital ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlara ait stereomikroskop; görüntüleri.....	57
Şekil 4.8. Dijital ölçü tekniği ile üretilen lösit kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri	57



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No

Sayfa No

Tablo 2.1. Ağız içi tarayıcı sistemlerin özellikleri	11
Tablo 4.1. Monolitik kuronların kenar uyum ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri	51
Tablo 4.2. Monolitik kuronların iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri	53



1. GİRİŞ

Protetik diş tedavisi, kaybedilen dişler ve ağız içi çevre dokuların hastaya tekrar kazandırılmasını hedefleyen diş hekimliği bölümüdür. Eksik dişin veya bölgenin tedavisinde farklı tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir. Diş protezleri temel olarak sabit protezler ve hareketli protezler olarak sınıflandırılmaktadır.

Sabit protezler, mevcut dişlerden veya implantlardan destek alınarak yapılan ve bu dişlere veya implantlara yapıştırılarak sabitlenen protezlerdir. Sabit protezleri kuronlar, köprüler, laminalar, inley-onleyler ve implant üstü sabit kuron, köprüler oluşturmaktadır. Hareketli protezler, dişlerden, kaybedilen dişler bölgesindeki kalan diş eti ve kemik dokudan veya implantlardan destek alınarak yapılan ve takıp çıkarılabilen protezlerdir.

Protetik diş tedavilerini büyük oranda sabit protezler oluşturmaktadır. Sabit protetik restorasyonlar başarılı sayılabilmesi için yeterli estetiğe sahip olmalı, fonksiyon ve fonasyon ihtiyacını karşılayabilmeli, doku uyumu iyi olmalı, toksisite oluşturmamalı, yeterli dayanıklılıkta olmalı, periodontal açıdan sorun yaratmamalı, ağız ısısında yapısal ve renk değişikliğine uğramamalıdır.^{1, 2}

Sabit protetik diş tedavilerinde destek dişlerin preparasyonundan sonra ilgili bölgenin negatifini elde etmek, restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Yapılacak preparasyon kadar, kullanılan ölçü maddesi ve ölçü tekniği de önem kazanmaktadır. Bunun yanı sıra elde edilen ölçü, uygulayıcının becerisi gibi faktörlerden de etkilenmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing; CAD/CAM) teknolojisindeki gelişmeler, bu sistemlerin diş hekimliğinde de kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Geliştirilen

CAD/CAM sistemleri ile birlikte dijital ölçüler alınabilmektedir. Dijital ölçü; geleneksel ölçü tekniklerinin istenmeyen özelliklerini ortadan kaldıran, hem hekim, hem de hasta için oldukça pratik bir ölçü alma işlemine olanak sağlamaktadır.³

Teknolojik ilerlemeyle birlikte kullanılan malzeme çeşitliliği de hızlı bir artış göstermektedir. Metal destekli seramik kuronlar dayanıklı metal alt yapı ile desteklenmesi ve seramiğin farklı renk seçeneklerine sahip olması sebebiyle günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.^{4, 5} İlk etapta metal destekli seramik kuronlar önemli bir gelişme olarak görülmüş olsa da, bu iki farklı malzeme arasında gözlenen kırılma, çipping, delaminasyon, çatlak oluşumu ve metal alt yapının görünür olması gibi problemler kullanımlarını sınırlandırmaktadır.^{6, 7} Zirkonya seramik restorasyonlarda ise zirkonya alt yapı üzeri porselen ile tabakalanmaktadır fakat bu tip restorasyonlarda da metal seramik ve cam seramik restorasyonlara göre kopma ve kırılma oranı daha fazladır.⁸⁻¹⁰ Bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla monolitik kuron kullanımı ortaya çıkmıştır. Monolitik kuron; veneer porselen uygulanmadan tek bir malzeme kullanılarak yapılan kuron anlamına gelmektedir ve günümüzde üstün mekanik özellikleri sebebiyle yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Monolitik kuron ve köprü restorasyonların daha homojen, dayanıklı ve uzun süreli kullanıma uygun olmaları sebebiyle hem hastalar hem de diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir.¹¹

Restorasyonların çeşidi ne olursa olsun başarılı klinik performans için esas belirleyici faktörler yüksek kenar doğruluğu ve yeterli iç uyumdur. Geniş kenar açıklıkları, simanın hızlı şekilde çözünerek plak ve bakteri birikimine neden olur. Periodontal hastalıklar ve çürükler de artış meydana gelir. Bu durumun sonucu olarak da restorasyonların uyumu bozulur ve kullanım süresi kısalmış olur.

Gelişen teknolojiyle beraber CAD/CAM sistemleri ve kullanıma yeni sunulan dental malzemelerin klinik başarısı hakkında literatürde yeterli düzeyde çalışma

bulunamamıştır. Bu çalışmanın amacı; sabit restorasyonlarda farklı ölçü teknikleri ve malzemeler kullanılarak üretilen monolitik esaslı kuronların kenar ve iç uyumunu karşılaştırmaktır. Bu doğrultuda çalışmanın sıfır hipotezi; farklı ölçü tekniği ve malzemelerin kullanılmasının monolitik esaslı kuronların kenar ve iç uyumunu etkilemeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Ölçü

Ölçü işlemi; çeşitli maddeler ve uygulamalarla preparasyon yapılan bölgenin, ağız içinin veya herhangi bir alanın negatifinin elde edilmesi olarak açıklanmaktadır.¹² Restorasyonların başarısı birçok faktöre bağlı olmakla birlikte uygulanan ölçü tekniğine ve kullanılan ölçü maddesinin özelliklerine de bağlıdır.¹³ Geleneksel ölçü teknikleri halen birçok uygulamada yaygın olarak kullanılmakla birlikte teknolojinin gelişmesiyle CAD/CAM sistemlerinin bir parçası olan dijital ölçü tekniği de popüler hale gelmeye başlamıştır.

2.1.1. Ölçü Maddeleri

Ölçü maddeleri viskoziteleri, sertleşme mekanizmaları, fiziksel özellikleri ve uygulamalarına göre sınıflandırılabilir. Viskozitelerine göre ölçü maddeleri mukostatik (alçı), mukokompresif (aljinat, stenç) ve pseudoplastik (ZnO öjenol) ölçü maddeleri olmak üzere üç sınıfa ayrılır. Sertleşme mekanizmaları temel olarak geri dönüşümlü (reversible) ve geri dönüşümsüz (irreversible) olmak üzere ikiye ayrılır. Geri dönüşümsüz (irreversible) ölçü maddeleri, kimyasal reaksiyon sonucunda sertleşirler ve ölçü maddesi sertleştikten sonra önceki haline geri dönemez. Aljinat, çinko oksit-öjenol, ölçü alçısı ve elastomerik ölçü maddeleri geri dönüşümsüz ölçü maddelerine örnektir. Agar ve stenç gibi ölçü maddeleri geri dönüşümlü (reversible) ölçü maddeleridir; bunlar ısı ile şekil değiştirir, kimyasal bir değişiklik olmadan sertleşir ve sertleştikten sonra tekrar eski hallerine geri dönebilirler.¹⁴ Sertleşmiş ölçü maddeleri rijit ya da elastik olabilir. Sertleşmiş rijit ölçü maddesi bükülmeye karşı yüksek dirençlidir ve yük altında aniden kırılabilir. Çinko oksit-öjenol ölçü patı, ölçü alçısı ve stenç elastik olmayan rijit ölçü maddeleridir. Elastik terimi ise, ölçü maddesinin büküldüğü zaman tekrar eski haline dönebilmesi anlamına gelir. Agar, aljinat ve elastomerler elastik ölçü maddelerine örnek

verilebilir. Yaygın olarak kullanılan sınıflandırma sistemi ise ölçü maddelerinin sertleştikten sonra elastik olup olmamasına göre yapılan sınıflandırmadır.

1. Non Elastik Ölçü Maddeleri

- a. Ölçü alçısı
- b. Çinko oksit öjenol
- c. Stenç

2. Elastik Ölçü Maddeleri

a. Hidrokolloidler

Agar

Aljinat

b. Elastomerler

Polisülfid

Polieter

Kondense polimerize silikon

İlave polimerize silikon (polivinil siloksan)

Vinil siloksan eter

2.1.1.1. Non Elastik Ölçü Maddeleri

2.1.1.1.1. Ölçü Alçısı

Diş hekimliğinde kullanılan alçının kimyasal formülü mineral alçı taşı olan saf kalsiyum sülfat dihidrattır ve bu alçı farklı derecelerde ısıtılarak değişik özelliklerdeki alçı tipleri elde edilir. Kalsiyum sülfat dihidratın 110-130 derecede ısıtılmasıyla elde edilen kalsiyum sülfat hemihidrat ölçü alçısının ve sert alçının temel bileşenidir. Kalsiyum sülfat hemihidrattan oluşan ölçü alçısı su ile reaksiyona girerek kalsiyum sülfat dihidratı oluşturur.¹⁵ Akıcı kıvamından dolayı yumuşak ve sert dokularda yüksek hassasiyetli ölçü alınmasını sağlar.¹⁵ Sertleştikten sonra rijit hale gelmesinden dolayı

andırıkatlı alanlarda kırılma özelliği gösterir. Boyutsal stabilitesi iyidir.¹⁵ Diş hekimliğinde ağız içi ölçü alınmasında, kapanış kaydının alınmasında, model elde edilmesinde kullanılabilmektedir.

2.1.1.1.2. Çinko Oksit Öjenol

Yapısında bulunan çinko oksit ve öjenol sertleşme reaksiyonundan, çinko asetat sertleşme reaksiyonunun hızlanmasından, yağ ve diğer maddeler ise materyalin kıvamından sorumludur.¹⁶ Çinko oksit öjenol ölçü materyali akıcı kıvamlıdır ancak sertleştikten sonra kırılğan bir hale gelir. Bu özelliğinden dolayı alçı gibi derin andırıkatlı alanlarda kullanımı sınırlıdır.¹⁶ Sertleşirken az miktarda büzülme gösterdiğinden boyutsal stabilitesi iyidir.¹⁵

2.1.1.1.3. Stenç (Termoplastik Ölçü Materyalleri)

Kimyasal bir reaksiyon olmaksızın ısıtılınca yumuşayan, soğutulunca sertleşen maddelerdir. Sertleştikten sonra rijit hale geldiklerinden ağızdan çıkarılırken kırılabilirler. Viskositesi yüksek, akıcılığı düşüktür. Yüzey ayrıntılarını iyi kaydedemez. Çoğunlukla tam protezlerin kenar şekillendirilmesinde kullanılmaktadır. Ölçü alındıktan sonra 1 saat içinde model oluşturulmalıdır.¹⁵

2.1.1.2. Elastik Ölçü Materyalleri

2.1.1.2.1. Hidrokolloidler

2.1.1.2.1.1. Reversible Hidrokolloid

Agar-agar ölçü maddeleri olarak da bilinirler. Termoplastik niteliktedir. Ölçü alındıktan sonra model hemen dökülmelidir. Alınan ölçü kısa süre içinde döküldüğünde boyutsal olarak stabildir ve yüzey detaylarını iyi aktarır. Materyal katı halde bulunur, ısıyla beraber sıvı forma geçer ancak bu dönüşüm reversible olduğundan tekrar katı hale geçebilmektedir. Bu katı-sıvı döngü sayısının artması maddenin kırılğanlığını artırır.

2.1.1.2.1.2. İrreversible Hidrokolloid

Aljinat olarak da bilinir. Aljinat toz halde bulunan bir ölçü maddesidir. Belirli oranlarda su ile karıştırılarak akıcı kıvamdan katı hale dönüşür. Önerilen su oranından daha fazla su kullanılması direncin düşmesine, daha az su kullanılması ise yapının porözlü olmasına sebep olur. Kopma dayanımlarının, yüzey netliğinin ve boyutsal stabilitelerinin iyi olmaması sebebiyle sabit protez ölçüsü alımında kullanımları önerilmez.¹⁵

Aljinat ölçü materyalleri, düşük maliyetli olmaları ve iyi ıslanabilme özellikleri (hidrofilik) nedeniyle tam ark ölçü alınması için sıklıkla kullanılır.¹⁷ Teşhis modellerinin elde edilmesi için tercih edilir. Hidrofilik yapısı sayesinde ağız sıvılarından etkilenmez. Ağızdan çıkarıldıktan sonra 10 dk içinde dökülmelidir.¹⁸

2.1.1.2.2. Elastomerler

2.1.1.2.2.1. Polisülfid

Lastik esaslı hidrofobik ölçü maddeleridir. Boyutsal stabilite ve yırtılma dirençleri hidrokolloid grubu ölçü maddelerinden daha iyidir. Aynı zamanda tüm elastomerler içinde yırtılmaya karşı en yüksek direnci gösterirler.¹⁵ Polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik olduğundan nemden ve sıcaklıktan etkilenirler. Polimerize olduklarında büzülürler, bu nedenle ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saatten daha kısa sürede dökülmelidir. Sertleştikten sonra su kaybına uğradıkları için uzun dönem boyutsal stabiliteyi kötüdür.

2.1.1.2.2.2. Polieter

Elastomerik ölçü materyalleri içinde hidrofilik özelliği en fazla olan ölçü materyalidir. Sertleşme reaksiyonu sonucunda herhangi bir yan ürün oluşmaz.¹⁹ Yüksek boyutsal stabilitesi sayesinde geç dökülmekten etkilenmez. Elastik geri dönüşümün iyi olması ölçünün çok kez dökülebilmesini sağlar. Yırtılma direnci yüksektir ve yüzey

ayrıntılarını iyi verir. İstenmeyen tat ve kokusu vardır. Polimerizasyon sonrası sertleşip kırılğan hale gelir. Maliyeti yüksektir. Yapısındaki sülfonik asit esterden dolayı alerjik reaksiyonlara sebep olabilir.

Polieter ölçü materyalleriyle ölçü alınırken bireysel veya fabrikasyon kaşıklar kullanılabilir fakat her iki koşulda da kaşık adezivi kullanmak gereklidir. Adeziv kullanımı bu tip ölçülerin kaşıktan ayrılmaması için önemlidir.

2.1.1.2.2.3. Kondensasyon Silikonlar

C tipi silikon olarak da bilinir. Kondenzasyon reaksiyonu etil ve metil alkolün eliminasyonu sonucu gerçekleşir. Etil alkolün sonradan buharlaşması sebebiyle sertleşen ölçüde büzülme meydana gelmektedir. Hidrofobik yapıdaki bu ölçü maddeleri düşük boyutsal stabilite gösterdiği için ölçünün 30 dakika içerisinde dökülmesi gerekir.¹⁴

2.1.1.2.2.4. İlave Reaksiyonlu Silikonlar (Polivinil Siloksan)

A tipi silikon olarak da bilinir. Karıştırma doğru oranlarda uygulandığında reaksiyon sonucu yan ürün oluşmaz. Ancak, materyal içindeki artık polimetilhidrosiloksan, kendi içerisinde ya da nem ile birlikte hidrojen gazı açığa çıkaran ikincil bir reaksiyona sebep olabilir. Hidrojen gazı, ölçünün boyutsal stabilitesini etkilemeyen reaksiyon yan ürünüdür.¹⁴ İlave silikonların boyutsal doğruluğu ve stabilitesi yüksektir. Düşük yırtılma direncinden dolayı andırkat alanlardan çıkarılırken dikkatli olunmalıdır. Çoğunlukla hidrofobiktirler fakat içerisine sürfaktan eklenerek hidrofilik hale getirilebilir. Yüksek elastik geri dönüşüm özelliği sebebiyle geç veya ikinci kez dökmekten en az etkilenen ölçü maddesidir. Lateks eldivenden kükürt kontaminasyonu, ölçü materyalinin sertleşmesini engellemektedir.

2.1.1.2.2.5. Vinil Polieter Siloksan

Bu ölçü maddesi; polivinil siloksanın ağızdan kolay çıkarılabilmesi ve polieterin hidrofilik özelliklerinin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Katalizör olarak platin içerir. Pudralı eldiven ile karıştırıldığında sertleşme reaksiyonu kontamine olur.²⁰

2.1.2. Ölçü Teknikleri

2.1.2.1. Geleneksel Ölçü Teknikleri

Ölçü maddesi ve kaşık yardımıyla alınan ölçüler geleneksel ölçü olarak ifade edilir. İki farklı viskozitedeki maddeyi kullanarak alınan ölçülerin tümüne “putty-wash” ölçü tekniği adı verilir.

2.1.2.1.1. İki Aşamalı (Tek Karıştırma) Ölçü Tekniği

Wash tekniği olarak da bilinir. Her kıvam ölçü maddesi ayrı ayrı uygulanır. İlk olarak katı kıvamlı ölçü maddesi kaşık aracılığıyla ağza uygulanır. Daha sonra alınan ilk ölçü, ölçü kaşığı görevi görür ve içerisine koyulan akıcı ölçü maddesi ile bir ölçü daha alınır. Bu uygulama ile iki farklı yoğunluktaki ölçü maddesi iki aşamada uygulanarak ölçü işlemi tamamlanır.

2.1.2.1.2. Tek Aşamalı (Çift Karıştırma) Ölçü Tekniği

Sandwich tekniği olarak da bilinir. Akıcı kıvamlı ölçü maddesi ölçü tabancası yardımı ile dişe uygulanır. Kaşık içerisine daha koyu kıvamlı ölçü materyali konur ve diş arkının geleceği bölgeler parmakla çukurlaştırılıp bu bölgeye orta viskozitedeki ölçü maddesi konularak ağza uygulanır. Böylece üç ölçü maddesi de aynı anda polimerize olmaya başlar.

2.1.2.1.3. Double Ark Ölçü Tekniği

Özel bir kaşık yardımıyla alt ve üst dental arkların ölçüsü tek aşamada elde edilir. Kaşığın özelliği ağız anatomisine uygun fasial ve lingual plağa sahip olması ve plakların

bir bar veya çok ince bir file ile birleşmesidir. Böylece hem ölçü hem de interokluzal kayıt aynı anda alınmış olur.

2.1.2.2. Dijital Ölçü Tekniği

CAD/CAM teknolojisinin protetik diş tedavisi alanına girmesi ile birlikte dijital iş akışı terimi gündeme gelmiştir.²¹ Dijital sistemlerde görüntüleme; teknisyenin aktif olduğu indirekt teknik ve hekimin aktif olduğu direkt teknik olmak üzere iki grupta değerlendirilebilir.²²

2.1.2.2.1. İndirek Teknik (Ekstraoral Dijital Ölçü)

İlk olarak geleneksel yöntemlerle ölçü alınır. Daha sonra direk ölçü yüzeyi ya da ölçüden elde edilen alçı model taranır. Tarama sonucunda elde edilen sanal model üzerine restorasyon dijital olarak tasarlanır.²³

2.1.2.2.2. Direkt Teknik (İntraoral Dijital Ölçü)

Bu teknikte, geleneksel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Restorasyon bölgesi ağız içi görüntüleme sistemleri ile taranır ve veriler bilgisayar ortamına aktarılır.²⁴

Avantajları;

- Ölçü ve alçı malzemesinden kaynaklanacak hatalar elimine edilmiş olur.
- Hasta memnuniyeti yüksektir.
- Veriler dijital ortamda kolaylıkla arşivlenebilir.
- Ölçü kontaminasyon riski yoktur.
- Ölçü transferi dijital ortamda yapılacağı için zamandan ve iş gücünden tasarruf edilir.

Dezavantajları;

- Ekipman ve yazılım ücretleri yüksektir.
- Kan ve tükürük varlığında ölçü alımı zorlaşmaktadır.

- Tarama sırasında hassasiyet gerektirir aksi takdirde ölçünün doğrulunda sapmalar olur.²⁵

- Derin andırkat ve subgingival alanlarda kayıt alınması zordur.

Piyasada bulunan temel direk dijital ölçü sistemleri CEREC, Lava C.O.S. sistem, LAVA True Definition, iTero, E4D, CS 3600 ve TRIOS'dur. Bu sistemlerde görüntü farklı çalışma prensipleriyle oluşturulmaktadır. Aynı zamanda ışık kaynağının cinsi, toz kullanım zorunluluğu, görüntüyü yakalama şekli gibi özelliklerle birbirlerinden farklılıklar gösterirler. Diş hekimliğinde kullanılan bazı ağız içi tarama sistemlerinin özellikleri Tablo 2.1'de ayrıntılı olarak verilmiştir.

Tablo 2. 1. Ağız içi tarayıcı sistemlerin özellikleri

İntraoral Tarayıcı	Üretici Firma	Çalışma Prensibi	Işık Kaynağı	Görüntüleme Tipi	Yüzey Kaplaması (pudra)
CEREC BLUECAM	Sirona	Aktif Triangulasyon ve Optik Mikroskobi	Mavi LED	Tek bir yönden (Fotoğraf)	Var
CEREC OMNİCAM	Sirona	Aktif Triangulasyon ve Optik Mikroskobi	Beyaz LED	Birçok yönden (Video)	Yok
iTero	Cadent	Paralel Konfokal Mikroskobi	Kırmızı Lazer ve Beyaz LED Emisyon	Multi İmaj	Yok
TRIOS	3Shape	Konfokal Mikroskobi	Lazer ve LED	Multi İmaj, Yapılandırılmış Işık Görüntüleme	Yok
Lava C.O.S	3M ESPE	Aktif Öndalga Sistemi	Mavi LED	Video	Var

Lava True Definition	3M ESPE	Aktif Öndalga Sistemi	Mavi LED	3 Resim Görüntüleme ve Video	Var
----------------------	---------	-----------------------	----------	------------------------------	-----

CS 3600®, Carestream tarafından üretilen ikinci ağız içi tarayıcıdır. 2016'da piyasaya sürülen CS 3600®, 2014'ten beri piyasada bulunan firmanın ilk ağız içi tarayıcısı olan CS 3500®'den alınan geri bildirimlere göre geliştirilmiştir. CS 3500® optik üçgenleme ilkesini kullanırken CS 3600®, aktif hızlı 3D video ilkesine göre çalışır. CS 3600®, güçlü bir yapılandırılmış LED ışık tarayıcıdır; pudra gerektirmez ve yüksek kaliteli renkli görüntüler sağlayabilir. Bu renkli görüntüler, doğal dişleri tararken kenar çizgisini belirlenmesine de yardımcı olmaktadır.²⁶

Bu çalışmada intraoral tarayıcı olarak CS 3600® (Carestream, Rochester, NY, USA) kullanılmıştır. Bu sistem, resimleri kesintisiz bir şekilde birbirine geçirir ve bir görüntü oluşturur. Görüntü oluşturabilmek için triangulasyon yöntemini kullanır.²⁷ Ağız içinde özel bir kurutmaya ihtiyaç duymayan sistem, yanıp sönen LED ışığı ile kullanıcıya görüntünün net alınıp alınmadığı hakkında bilgi verir.²⁸ Ağızdaki mevcut metal restorasyonları da rahatlıkla okuyabilmektedir. Ölçü hassasiyetinin 10 mikronun altında olduğu bildirilmiştir.²⁹

CS 3600® saniyede 64 kare görüntü yakalayarak ultra hızlı dijital ölçü alımı sağlar. Bu sistem açık bir sistem olduğundan alınan ölçüler farklı sistemlerde tasarım ve üretime izin verir. Tarama ile oluşturulan eşzamanlı model HD renkli formatta olduğundan dokular yüksek detay ve gerçeklik içermektedir.²⁹ Kamera uçları çıkarılabilir özelliği sayesinde otoklavda steril edilebilmekte ve iki farklı boyutta olduğundan ağız açıklığı kısıtlanmış hastalarda veya çocuk hastalarda küçük ve açılı başlık imkanı sunmaktadır. CS 3600 cihazı, protetik tedavilerin ölçü aşamalarında kullanılmasının yanısıra, implant planlamasında cerrahi rehber hazırlığı ve ortodontik apareylerin hazırlığı için de kullanılabilir.²⁹ Geleneksel laboratuvar iş akışı aracılığıyla, CS

3600®'den elde edilen veriler, aynı zamanda implant destekli birden fazla üyeli restorasyonlar, iskelet ve bar gibi daha karmaşık restorasyonların üretimi için kullanılabilir.

2.2. CAD/CAM Sistemler

CAD, 'bilgisayar destekli tasarım' CAM, 'bilgisayar destekli üretim' anlamına gelmektedir.³⁰ Endüstriyel alanda 1950'den itibaren kullanılan CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımı 1970'den itibaren gündeme gelmiştir. İlk olarak CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois DURET tarafından 1971 yılında geliştirilen sistemle diş hekimliğinde restorasyonların otomatik olarak yapımı gündeme gelmiştir.^{31, 32} İlk dental CAD/CAM sistemi 1983 yılında Fransa'da yapılan Garanciere konferansında sunulmuştur. 1985'te klinik ortamında hazırlanan ve herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilerek ağıza uygulanan ilk kron protezi yapılmıştır.³³ Günümüzde, bilimsel açıdan kabul edilebilir prensiplere dayanan ilk dental CAD/CAM sistemi, Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından geliştirilen Cerec sistemi olarak kabul edilmektedir.³⁴ CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü tekniklerini ortadan kaldırmak, doğal diş anatomisine benzer restorasyonlar üretebilmek ve daha kısa sürede yüksek kaliteli ve estetik restorasyonların ortaya çıkmasını sağlamaktır.³⁵

Avantajları;

- CAD/CAM sistemleri, güncel materyallerin kullanılabilmesine olanak sağlar.
- Zaman tasarrufu sağlayarak yüksek kalitede restorasyon üretimi sağlar.
- Geleneksel ölçü malzemelerinden ve teknisyenden kaynaklı hatalar en azıner.
- Seans sayısı azaldığı için hasta başında geçen süre azalır.

- Tek seansta üretim yapılabilen sistemlerde geçici restorasyonlara ihtiyaç duyulmaz.
- Geleneksel indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon, enfeksiyon gibi riskleri azaltır.³⁶
- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde süreklilik sağlar.³²
Dezavantajları ise;
- Maliyetleri yüksektir.
- Uzman kullanıcılar gerektirir.
- Prefabrik blok kullanımı nedeniyle renk seçenekleri sınırlıdır.
- Kullanılan tarayıcı ve kameraların çözünürlükleri sınırlıdır.

2.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri temel olarak verilerin elde edilmesi, restorasyonların tasarımı, restorasyonların üretimi olmak üzere 3 farklı bileşen içerir.

2.2.1.1. Verilerin Elde Edilmesi

Ölçünün alınma işlemi alçı model üzerinden veya direkt ağız içinden farklı tipteki tarayıcılar yardımıyla iki veya üç boyutlu olarak elde edilebilir. Dental uygulamalarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere üç farklı tip tarayıcı vardır.³⁷ Mekanik tarayıcı sistemlerde; iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak model üzerinden mekanik veri toplama işlemi yapılır.^{31, 32, 38} İntraoral tarayıcılarda ağız içinde diş ve çevre dokuların görüntüleri kayıt altına alınarak dijital bir görüntü oluşturulur.³⁹ Optik tarayıcılar da ise beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak optik tarama yapılır.^{38, 39}

2.2.1.2. Restorasyonların Tasarımı (CAD)

CAD yazılımları sayesinde restorasyonlar bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak tasarlanır. Tasarımlar, yazılımda bulunan şablonlardan seçilebileceği gibi kişiye özgü tasarımlar da yapılabilir. Yazılım programları CAD/CAM sistemine özgü olabileceği gibi ve farklı sistemlerle uyumlu da olabilir. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra

CAD yazılımı, sanal modeli üretimin yapılabilmesi için farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesine aktarır.³⁹

2.2.1.3. Restorasyonların Üretimi

Bilgisayar ortamında özel yazılımlarla restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra sanal model, üretim için freze ve aşındırma ünitelerinden oluşan bölüme aktarılır. Üretim eksiltme ya da ekleme yöntemi ile gerçekleştirilir. Eksiltme yönteminde prefabrik bloklar frezler veya elmas diskler yardımıyla mekanik olarak yontularak üretim yapılır. Restorasyon üretimi için etkin bir yöntem olmasına rağmen blokların büyük kısmı boşa gitmektedir ve malzeme israfı olmaktadır. Ekleme yöntemi ile üretim yapan sistemlerde ise dijital veriler tabaka tabaka birleştirilip üç boyutlu hale getirilir. Bu sistemler hızlı prototipleme olarak da adlandırılır. Eklemeli üretim yapan sistemlerinin en önemli avantajı malzeme israfı olmamasıdır.

CAD/CAM sistemleri için farklı sınıflandırmalar bulunmaktadır. Dijital veri paylaşım kapasitelerine göre açık ve kapalı sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Açık sistemlerde dijital veriler farklı CAD yazılımı ve CAM cihazları tarafından kullanılmaya imkân verir. Kapalı sistemler ise CAD/CAM sistemlerinin üç temel bileşenini de içerir ve farklı sistemlerle çalışmaya imkan vermez. CAD/CAM sistemleriyle ilgili yapılan diğer bir sınıflandırma ise kullanım yerlerine göre yapılmıştır. Restorasyon direk klinikte ve tek seansta üretiliyorsa buna hasta başı konsepti ya da chair-side, restorasyonun üretilmesi için laboratuvar işlemi gerekiyorsa buna da laboratuvar konsepti ya da lab-side adı verilir. CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre üç gruba ayrılmıştır.⁴⁰ Birinci grup direk klinikte kullanılan sistemlerdir. Sistemin bütün elemanları klinikte mevcuttur, laboratuvara ihtiyaç duyulmaz ve tek seansta restorasyon bitirilir. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ve E4D Dentist sistemleridir. İkinci grup laboratuvar da kullanılan sistemlerdir. Geleneksel veya dijital yöntemle alınan ölçülerin bilgisayar ortamında

tasarımı yapılır ve üretim laboratuvarında tamamlanır. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır. Üçüncü grup ise üretim merkezli CAD/CAM sistemleridir. Bilgisayar ortamına aktarılan veriler internet aracılığıyla üretim merkezine gönderilir ve tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla en uygun kalite kontrolü sağlanmış olur. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır.

CAD-CAM sistemlerde hem tasarım hem de üretim kısmı dijital olarak yapılmaktadır. Bazı sistemlerde ise tasarım kısmı manuel olarak teknisyen tarafından yapıp üretim kısmı dijital olarak yapılabilir. Literatürde bu sistemler MAD-CAM olarak geçmektedir.⁴¹ Bu sistemlere örnek olarak Zirkonzahn, Ceramill, Celay örnek verilebilir.

2.2.2. Güncel CAD/CAM Sistemleri

2.2.2.1. Cerec Sistemi

Cerec (CEramic REConstruction; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. Hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılabilen tek sistemdir. İlk olarak 1985 yılında üretilen Cerec 1 sistemi yıllar içinde geliştirilerek Cerec 2, Cerec 3, Cerec SW 4.2.4. sistemleri piyasaya sürülmüştür.³⁶ Farklı Cerec sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç; restorasyonların zayıf marjinal uyum göstermeleri ve okluzal yüzey şekillendirilmesinde yaşanan başarısızlıklar olmuştur.⁴² CEREC sistemiyle feldspatik, lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat içerikli cam seramikler, titanyum içerikli metal bloklar, nanoseramikler ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar kullanılabilir.

2.2.2.1.2. E4D Dentist Sistemi

2005 yılında piyasa sürülen E4D Dentist sistemi (E4D Technologies, Texas, United States) ile yansıtıcı toz olmadan ağız içinden, modellerden veya ölçülerden tarama yapılarak tek seansta restorasyon tamamlanabilmektedir. Sistemdeki ICEverything (ICE)

dentologic yazılım sistemi ile preparasyon öncesi ve sonrasındaki yumuşak ve sert dokulara ait görüntüler karşılaştırarak diş kenar sınırları başarılı bir şekilde aktarılmış olur.¹² Bu sistem ile lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat içerikli cam seramik bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan bloklar kullanılabilir.⁴³

2.2.2.1.3. DCS Precident Sistem

1990 yılında kullanılmaya başlanan DCS Precident sistem (DCS Dental AG, Allscwill, İsviçre) ile porselen, cam seramik, zirkonya, metaller ve fiber destekli kompozitler frezelenmektedir. Bununla beraber tam sinterlenmiş zirkonya ve titanyumu frezeleyebilen özel bir CAD/CAM sistemidir.⁴⁴

2.2.2.1.4. Cercon Sistemi

2002 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan Cercon sistemi (Degussa Dental GmbH, Hanau, Almanya) sadece CAM ünitesine sahip bir sistemdir. Teknisyen tarafından yalancı kök üzerine sisteme özel mumlarla modelaj yapıp yarı sinterize zirkonyum bloklardan altyapı üretimi yapılır. İlk üretilen Cercon sisteminde ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırını (Cercon Heat) bulunmaktadır. Sisteme 2005 yılında Cercon Art CAD tasarım yazılımı, 2006 yılında ise üç boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) eklenerek bir CAD/CAM sistemi olmuştur.

2.2.2.1.5. Everest Sistemi

2002 yılında üretilen Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), frezeleme ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Diğer birçok CAD/CAM sistemden farklı olarak beş eksenle frezeleme yapabilme özelliği sayesinde detaylı kazıma işlemi yapılır. Bu sistem ile yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum bloklar, lityum disilikat içerikli cam seramik ve lösit içerikli cam seramik bloklar,

titanyum bloklar, geçici restorasyonlar için üretilmiş kompozit bloklar, titanyum bloklar kullanılabilir.36

2.2.2.1.6. Katana Sistemi

Katana sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya) sadece sinterlenmemiş zirkonyum bloklardan üretim yapmaktadır. Sistemde bulunan farklı renk seçenekleri sayesinde diğer sistemlerdeki gibi blokların renklendirilmesi için ek bir işlem gerekmez.³⁶

2.2.2.1.7. Procera Sistemi

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 1986 yılında titanyum altyapı üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Ancak daha sonraki yıllarda alüminyum oksit alt yapılar da üretilmeye başlanmıştır. Günümüzde ise zirkonyumoksit altyapılı restorasyonlar, titanyum altyapılı restorasyonlar, titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi yapılabilmektedir.⁴⁵

2.2.2.1.8. Lava Sistemi

2002 yılında piyasaya sürülen Lava sistem (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanılmaktadır. Lava sistemi ile ön ve arka bölge kuron ve üç veya dört üyeli köprü protezlerin üretimi yapılabilmektedir.

2.2.2.1.9. Zeno TEC Sistemi

2005 yılında piyasaya sürülen Zeno TEC sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya) ile tam seramik restorasyonların yanısıra metal destekli seramik köprü alt yapıları da işlenebilmektedir. Firmanın zirkonyum oksit, alüminyum oksit, titanyum ve geçici kuron üretimi için akrilik polimer blokları mevcuttur.

2.2.2.1.10. Zirkonzahn Sistemi

Zirkonzahn sistemi (ICE Zirconia, Gais, İtalya) hem bir CAD-CAM sistemi hem de mekanik yöntemlerle üretim yapabilen bir MAD-CAM sistemidir.⁴⁶ MAD-CAM sisteminde alçı model tarandıktan sonra alt yapı tasarımı teknisyen tarafından firmanın ürettiği özel kompozit rezinler ile yapılır. Restorasyonun üretimi iki bölmeli makinenin okuyucu uç kısmına kompozit rezin alt yapı, aşındırıcı ucun olduğu kısma ise Zirkonzahn bloğun (ICE Zirconia veya Prettau) yerleştirilmesiyle gerçekleştirilir.

2.2.2.1.11. Ceramill Sistemi

Ceramill sisteminde (Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) altyapı tasarımı manuel olarak yapılmaktadır. Alt yapı tasarımları jel formunda bulunan ışıkla sertleşen malzemeler (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) ile yapıldıktan sonra sistemin özel ışık cihazı (Ceramill UV) ile sertleştirilir. Freze işlemi ise okuyucu ucun hazırlanan alt yapı tasarımını okuması ve buna uygun olarak aşındırıcı uçların yarı sinterize Y-TZP blokları (Ceramill Zi) şekillendirmesi ile gerçekleşir.

2.2.2.1.12. Celay Sistemi

Celay sistemi (Vita, Bad Sackingen, Almanya) kopya/freze sistemine dayanır. Bu sistem ile Vita firması tarafından üretilen zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks) , alümina esaslı bloklar (Vita Celay Alümina Blanks) ve spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) kullanılabilir.⁴⁷

Güncel CAD/CAM sistemleri ile farklı materyaller kullanılarak restorasyon üretimleri yapılabilmektedir. Üretimde kullanılan blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihiye göre değişkenlik göstermektedir. Günümüzde klinikte CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyalleri; feldspatik seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, cam

infiltrate oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler, nanoseraimikler, hibrit seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler, kompozitler, polimerler ve metallerdir.

2. 3. Dental Seramikler

Dental seramikler, esas olarak bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elementin oksijen ile bileşik oluşturmaı sonucu oluşan inorganik yapılarıdır.⁴⁸ Seramikler kimyasal olarak aktif olmamaları, renk stabilitelelerinin iyi olması, su absorbe etmemeleri, yüksek aşınma dirençleri ve düşük ısı iletkenliği, biyouyumlu olmaları ve gösterdiği yüksek estetik görünümüleri sebebiyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan materyallerdir.^{49, 50} Baskı tarzı kuvvetlere karşı (300-350 MPa) yüksek dirence sahip olan seramiklerin gerilim tipi kuvvetlere karşı (20-60 MPa) dirençleri düşüktür.⁵¹

2.3.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, inorganik cam fazlı kristalin yapıda bir materyaldir.⁵² İlk olarak Dr. Charles Land platin yaprak üstüne feldspatik porseleni tabaklayarak protez malzemesi olarak kullanmıştır. Dr. Land, önce inley ve kuron üretimi için daha sonra jaket kuron üretimi için porseleni kullanmıştır.⁵³ Daha sonraki yıllarda Weinstein, porselenin içerisine farklı miktarda K₂O (potasyum oksit) ilave edip ve ısıyı daha yüksek dereceye çıkartarak yüksek genleşme katsayısına sahip porselenin metale bağlantı kuvvetini arttırmıştır.⁵⁴ 1965 yılında Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir.⁵⁴ 1980'li yıllardan itibaren artmış dayanıklılık ve yüksek estetik özellikleri sebebiyle tam porselen sistemlere olan ilginin artmıştır.

2.3.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Bileşenleri

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik, bir veya birden fazla metal ve yarı metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşim olarak

tanımlanmaktadır.⁵⁵ Yüksek oranda camsı yapıda olup düşük oranda kristalin özelliktedir. Yapısındaki atomların oluşturduğu güçlü kovalent ve iyonik bağlar seramiklerin olumlu birçok mekanik özelliklerinin sebebiyken bu bağlar aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin da nedenidir.⁵⁶

Porselen, temel olarak kaolin (kil), kuartz (silika) ve feldspar'ın farklı oranlarda karıştırılıp ve farklı sıcaklıklarda pişirilerek üretilmesi sonucu oluşan seramik materyallerinin özel bir birleşimidir.⁵⁷ Bu üç temel madde dışında içeriklerine ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, renklendirici, opaklaştırıcı ve güçlendirici ajanlar ilave edilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik % 12-22 kuartz (silika, kum), % 3-5 kaolin (kil), % 75-85 feldspar'dan meydana gelir.⁵⁸ Feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot 5Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Dental seramiklere şeffaflık özelliğini veren ve ana yapıyı oluşturan birleştirici maddedir. Feldspar, sahip olduğu düşük erime derecesi sebebiyle fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlayarak birleştirici görev görür.⁵⁹ Feldspar ve kaoline göre daha yüksek erime derecesine sahip olan kuartz, doldurucu görev üstlenmektedir. Fırınlama sonucunda oluşan büzölmeleri önlemektedir. Yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir.⁶⁰ Kaolin, ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrat alumina silikat'tır. Çin kili olarak da bilinen kaolin, kitleyi bir arada tutarak seramiğin modelajına yardımcı olmaktadır. Kaolin opak yapıda olduğu için seramik hamuru içerisine daha az oranda ilave edilmektedir.⁵⁹

2.3.3. Seramiklerin Sınıflandırılması

Literatür incelemesi yapıldığında dental seramikler için yapılmış farklı sınıflandırmaların olduğu görölmektedir. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına, yapım tekniklerine, porselenin fırınlama ısılarına, kullanım yerlerine göre sınıflandırmalar

yapılabilir. Fakat günümüzde kompozit matriks yapı içerisine porselen ilave edilmesiyle hibrit seramikler ortaya çıkmıştır. Bu duruma bağlı olarak hibrit seramiklerin de içinde bulunduğu bir sınıflandırmaya ihtiyaç duyulmuştur. Bu bilgiler ışığında Gracis ve ark.⁶¹ rezin içerikli materyalleri de dahil ettikleri yeni bir sınıflandırma yapmışlardır.

Dental seramikler ve seramik benzeri malzemelerin sınıflandırılması;

1. Cam matriks seramikler: Cam faz içeren, metal içermeyen inorganik seramik materyallerdir.

- a) Felspatik
- b) Sentetik
 - Lössit içerikli
 - Lityum disilikat içerikli
 - Florapatit içerikli
- c) Cam infiltre
 - Alümina
 - Alümina ve magnezyum
 - Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin seramikler: Cam faz içermeyen, metal içermeyen inorganik seramik materyallerdir.

- a) Alümina
- b) Stabilize zirkonya
- c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. Resin-matriks seramikler: Polimer matriks içerisine ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı maddeler ilave edilen materyallerdir.

- a) Rezin nanoseramikler
- b) Rezin matriks yapıya cam seramik ilave edilmiş seramikler
- c) Rezin matriks yapıya zirkonya-silika seramik ilave edilmiş seramikler

Tam seramik sistemlerden olan IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD güncel sınıflamada cam matriks seramik grubunun sentetik alt grubunda yer almaktadır. Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir.⁴⁴ Löstit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen bariyer görevi görür. Bu kristallerin hacmi, porselen hacminin % 30- 40' ını oluşturur. Löstit kristallerinin boyutu ise yaklaşık 1-5µm büyüklüğündedir.⁶²⁻⁶⁴ Yapımı ısı ve basınçla şekillendirme tekniğine dayanır. Bu sistemde, ya restorasyon tamamen elde edilir ve yüzey boyaması ile renklendirilir, ya da seramik alt yapı elde edildikten sonra tabakalama yöntemi ile restorasyon tamamlanır.^{51, 65} Bu restorasyonların bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı ortalama 120-160 MPa'dır. Yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle bu değer 200 MPa'ya kadar çıkabilmektedir.⁶⁶ Termal ekspansiyon katsayısı $15-18.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ 'dir.⁶⁷ Kırılmaya karşı olan dirençleri ise 1,29-1,7 MPa $\text{m}^{1/2}$ 'dir.^{68, 69} IPS Empress restorasyonlar yüksek translusenslik özellikleri sebebiyle estetik restorasyonlardır. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları endike değildir.⁷⁰ Düşük bükülme dayanımları sebebiyle kullanımları ön bölgede tek kuron ve lamina, inley, onley ile sınırlı kalmaktadır.^{71, 72}

Lityum disikatla güçlendirilmiş cam seramiklerden olan IPS Empress II 1998 yılında tanıtılmış ve IPS Empress sistemlerinden daha dayanıklı olacak şekilde geliştirilmiştir. Labaratuar işlemleri IPS Empress sistemi gibi ısı ile presleme ve mum uçurma tekniklerinin kombinasyonu ile elde edilmektedir ancak bitimi sadece tabakalama tekniği ile yapılır.⁷³ Camsı yapı hacim olarak %70 oranında lityum disilikat olmakla

birlikte lösit kristallerinden oldukça zengindir.⁷⁴ IPS Empress II sistemi anterior ve posterior tek kuronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolarların en son distal destek olması ve gövdenin bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) hazırlanması gerekmektedir.⁷⁵ Lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max, mikroçatlak ilerlemesini azaltmak ve mekanik olarak daha stabil restorasyonlar üretilebilmesi için piyasaya sürülmüş materyaldir. IPS e.max lityum disilikat restorasyonları, ya kayıp mum tekniğiyle sıcak presleme (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM tekniği (IPS e.max CAD) kullanılarak üretilebilir.⁷⁶ IPS Empress II formu sadece altyapı materyali olarak kullanılabilirken, preslenebilen ve frezelenen formu olan IPS e.max hem alt yapı hem de monolitik formda kullanılabilir.⁷⁷ 300 ve 400 MPa arasında yüksek eğilme dayanımına sahip olan bu seramikler; 2,8-3,5 MPa arasında yüksek kırılma dayanımına ve estetik özelliklere sahiptir.^{78, 79} IPS e.max CAD bloklar, basınçlı döküm adı verilen bir işlemle kısmen kristalize mavi bloklar olarak üretilir. Bu bloklar camsı bir matrikse gömülü 0,2 ile 1,0 µm arasında büyüklükteki %40 oranında lityum metasilikat kristallerinden oluşmaktadır. Kısmen kristalize yapıda olmaları frezeleme kolaylığı sağlamaktadır.⁸⁰ Restorasyonları istenilen şekle ve kontura ulaştırdıktan sonra porselen fırınında 850°C'de ısıtılır. Bu işlemde, lityum metasilikat kristalleri, malzemenin yüksek dayanıklılığından sorumlu olan lityum disilikat kristallerine dönüştürülür. Dayanıklılığı ve çok yönlülüğü sayesinde; anterior ve posterior kuron, inley ve onley, veneer, teleskop kuron, implant restorasyonları, anterior 3 üyeli köprü altyapıları (2.premolara kadar; sadece presleme ile) olarak kullanılabilir.^{67, 81, 82}

2.4. Zirkonyum

2.4.1. Zirkonyumun Tarihçesi

Zirkonyum, oda koşullarında katı halde bulunan gri-beyaz renkte geçiş metali elementidir. Heksagonal kristal formda bir yapı gösterir. Doğada en çok bilinen iki bileşiği zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir.⁸⁴.

Zirkonyum oksit biyomedikal alanda ilk kez 1969 yılında kalça başı eklem replasmanları için kullanılmıştır.⁸³ Zirkonyum okside çeşitli metaller eklenerek dayanıklılığı ve korozyona karşı direncinin artırılması amaçlanmıştır. Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y_2O_3 ilave edilerek diş hekimliğinde de kullanılan “İtiryum ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali” (Y-TZP) elde edilmiştir.⁸⁵ 1990 yılından itibaren implant ve implant dayanaklarında, ortodontik braket yapımında, post-kor yapımında, 2004 yılından itibaren ise kron ve köprü yapımında zirkonyum kullanılmaya başlanmıştır.^{14, 86}

2.4.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı

2.4.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum

Saf zirkonya farklı sıcaklıklarda 3 farklı kristallografik özellik gösterebilen allotrop bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve 1170°C'ye kadar stabildir. Tetragonal faz 1170°C - 2370°C arasında; kübik faz ise 2370°C üzerindeki sıcaklıklarda görülmektedir.⁸⁴ Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C'ta tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında ise %3-4'lük hacim büyümesi oluşur. Bu genleşme ile oluşan baskı stresleri sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar meydana gelir ve bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda

kullanımını imkânsız hale getirmektedir. Saf zirkonya çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılır.⁸³

2.4.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum (Yarı Stabil Zirkonyum)

Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. Isıl işlemler sonucunda kübik faza geçen zirkonyanın oda sıcaklığında da stabil olarak kalabilmesi için yapının içine CaO, MgO, ve Y₂O₃ gibi stabilizatörler eklenmektedir. Bu sayede zirkonyanın mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi hedeflenir. Yapıya eklenen stabilizatörler ve ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) oluşur. Kübik bir matriks içerisinde çok küçük boyutlarda tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur. Soğuma işlemleri sırasında saf zirkonyadan farklı olarak kübik ile tetragonal faz karışımı oluşmaktadır.

Zirkonya strese maruz kaldığında mikroyapısını değiştirerek mekanik performansını artırabilen yapısal bir materyaldir.⁸⁷ Kısmi stabilize zirkonya strese maruz kaldığında yapı içindeki kübik matrise baskı uygulanmaya başlar ve kübik matris içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme dönüşüm doygunluğu (transformation toughening) adı verilir. Bu faz değişimi (t-m) sırasında kristallerde yaklaşık %4 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matris içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yapar ve materyalin dayanımı artar. Zirkonyumun yüksek kırılma direnci bu özellik ile açıklanmaktadır.⁸³

Düşük ısı bozunması, zirkonyanın dış yüzeyinde başlayan ve 150-400°C sıcaklık aralığında su veya su buharı ile maruz kaldığında oluşan bir yapısal bozunma olayıdır. Bu durum hidrotermal yaşlanma olarak da bilinir. Su penetrasyonu ile metastabil(yarı

kararlı) yapıda bulunan zirkonyumda iç stresler meydana gelir. Artan bu iç stresler t-m faz dönüşümünü hızlandırarak LTD'yi başlatır.⁸⁸

2.4.2.3. Tam Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ ilave edilerek tam stabilize zirkonya elde edilir. Oda sıcaklığında kübik fazda bulunur, 2500°C'ye kadar stabildir, faz dönüşümü görülmez.

2.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri

2.4.3.1. Zirkonyum ile Sertleştirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyumun stres bağımlı faz dönüşüm özelliği ile alüminyum matriksin birleştirilmesiyle üretilmiştir. Bu materyale örnek olarak In-Ceram Zirkonya verilebilir. Bu sistemde alüminyum oksite ek olarak yapıya seryum ile stabilize edilmiş %33 oranında zirkonya (12Ce-TZP) ilave edilmiştir. In-Ceram Zirkonya, 3Y-TZP 'ye göre daha düşük mekanik özelliklere sahiptir.⁷⁴ In-Ceram Zirkonya renginin opak olmasından dolayı anterior bölgede kullanılması tercih edilmez, ancak posterior bölgede köprü veya krun restorasyonlarında kullanılabilir.^{70, 81}

2.4.3.2. Magnezyum Katyon Destekli Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Zirkonyumun içine %8-10 oranında MgO eklenerek elde edilen Mg-PSZ'nin mikroyapısı kübik zirkonyum matriks içerisinde bulunan tetragonal çökeltilerden oluşmaktadır.⁸³ Bu materyalin poröz yapısı, gren boyutlarının büyük(30-60 µm) olması, aşındırıcı özelliğinin fazla olması, sinterleme ısısının yüksek olması sebebiyle dental alanda kullanımı azalmıştır.^{83, 89} Denzir-M (Dentronic ABD), Mg-PSZ seramiklere örnek olarak verilebilir.⁹⁰

2.4.3.3. İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri(Y-TZP)

Biyomedikal amaçla kullanılan Y-TZP, saf zirkonyuma stabilizatör olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içermesiyle oluşan yapıdır ve oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunur.⁹¹ Y-TZP'nin mekanik özelliklerini belirleyen birçok faktör bulunmaktadır. Saf zirkonyuma eklenen CaO, MgO, Y_2O_3 gibi stabilize edici oksidinlerin yapıda düşük oranda olması ve yapıya homojen dağılması istenir. En iyi mekanik özellikler ZrO_2 'in %2-3 oranında Y_2O_3 içerdiğinde olduğu gözlenmektedir. Yapı içerisindeki Y_2O_3 miktarı artırıldığında tetragonal faz oranı azalır bununla paralel olarak dönüşüm tokluğu mekanizması kaybedilir, porozite miktarı ve partikül boyutu artar, kırılma dayanımı azalır, yapının stabilitesi bozulur.^{92,93} % 8 molen fazla Y_2O_3 ilave edildiğinde faz değişiminin durduğu ve materyalin tamamıyla stabilize olduğu gözlenmiştir.⁹⁴ Zirkonyum oksitin partikül boyutu mekanik özelliklerini etkileyen diğer bir faktördür. Y-TZP 'nin ideal kırılma dayanımına sahip olması için partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir.⁹⁵ ⁹⁶ 0.2 μm 'den daha küçük partikül boyutlarında t-m faz dönüşümünün gerçekleşmeyeceği ve yapının kırılma dayanımının azalacağı bildirilmiştir.⁹⁶ Aynı şekilde gren boyutu 1 μm 'den büyük olduğunda t-m faz dönüşümü kendiliğinden gerçekleşmekte ve yapının direnci azalmaktadır.⁹⁷ Sıcaklık artışı ve nem varlığı spontan t-m faz dönüşümünü başlatmaktadır. Bu spontan faz dönüşümü materyal 100- 400°C sıcaklıkta uzun süre kaldığında ve bu sıcaklığa nem de eşlik ettiğinde yaşlanma olayı yani düşük ısı bozunması (LTD) gerçekleşir ve yapının mekanik özellikleri zayıflar.⁹⁸⁻¹⁰⁰ Seramikler zamana bağlı olarak çeşitli stres ve gerilimlere maruz kalmaktadırlar. Bu da malzemenin yorulmasına, mikroçatlakların oluşmasına, çatlakların ilerlemesi sonucu restorasyonlarda kırılmaya kadar ilerlemektedir. Geleneksel seramiklerdeki bulunan cam matriks yapı zamanla yorgunluğa ve çatlak oluşumuna sebep olmaktadır. Ancak Y-TZP cam matriks yapı içermez ve çatlak oluşum mekanizması ile dayanıklılık kazanır. Dolayısıyla geleneksel

seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyumun yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir.¹⁰¹ Y-TZP ‘de zamanla t-m faz dönüşüm mekanizması kontrolsüz bir şekilde artar ve yaşlanma olayı gerçekleşir. Yaşlanma olayı ile birlikte de yapının yoğunluğu, sertliği ve dayanımında azalma meydana gelir.¹⁰¹ Y-TZP ‘ye uygulanan aşındırma ve polisaj işlemleri materyalin mekanik stabilitesinin azalmasına sebep olabilmektedir.^{102, 103} Uygulanan diğer yüzey pürüzlendirme işlemleri de zirkonyumun mekanik özelliklerini etkilemektedir.¹⁰⁴ Kullanılan zirkonyum blokların sinterize bloklar olması yapının daha kompakt olması anlamına gelmektedir ve aşındırma işlemlerini zorlaştırmaktadır bu durumda mikroçatlaklar ve düşük ısı bozunması olacağı söylenmektedir.^{74, 105}

2.4.4. Zirkonyum Restorasyonlarda Sinterleme

Sinterleme poröz bir yapının termal işleme tutulurak partiküller arasında kuvvetli bağ kurulması işlemidir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum bloklar üretim şekline göre 3 farklı grupta incelenirler: Green Stage(Sinterlenmemiş) zirkonya, yarı sinterlenmiş zirkonya ve tam sinterlenmiş zirkonyadır.

2.4.4.1. Yeşil Zirkonyum Bloklar (Pöröz Zirkonya, Green Stage, Dry-Pressed Zirkonya, Sinterlenmemiş Zirkonya)

Y-TZP tozuna herhangi bir ısı işlem uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesiyle üretilen bloklardır. Bloklar yumuşak olduklarından aşındırma işlemleri kolaydır. Aşındırma işlemlerinden sonra restorasyona sinterleme işlemi uygulanır.⁸⁹ Sinterleme sırasında oluşacak büzülmeyi kompanse edebilmek için restorasyonlar %20-25 oranında büyük hazırlanır.⁸³

2.4.4.2. Pre-sinterize Zirkonyum Bloklar (Non-HIP, Yarı Sinterlenmiş Zirkonya)

Tam bir sinterleme işlemine uğramadıkları için porözlü bir yapıdadır, dolayısıyla mekanik özellikleri zayıftır.¹⁰⁶ Sinterleme esnasında oluşacak büzülmeyi kompanse edebilmek için %20-25 oranında daha hacimli işlenirler.⁸⁹ Sinterizasyon sıcaklığı 1350°C-1500°C, sinterleme süresi ise 2-5 saat arasında olmakla birlikte firmadan firmaya değişkenlik göstermektedir.⁸⁹ Tam sinterlenmiş zirkonya bloklara göre daha kısa zamanda ve daha az maliyetle frezelenabilmektedir. Ayrıca renklendirici solüsyonlar ile renklendirilebilmeleri bu blokların avantajıdır.¹⁰⁷

2.4.4.3. Sinterize Zirkonyum Bloklar (Hot Isostatic Pressing=HIP, Tam Sinterlenmiş Zirkonya)

İlk olarak 1300°C' de ön sinterleme işlemi yapılır ve materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Sonrasında materyalin yoğunluğunun artırılması için 1400 -1500°C'de argon gazı kullanılarak yüksek basınç altında presleme işlemi uygulanır. Bu işlemde sonra yapı gri-siyah bir renk alır ve oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilir. Sinterleme işlemi tamamlandığında ise materyal %99 yoğunluğa ulaşmış olur.¹⁰⁸ Sinterleme işlemleri aşındırma işleminden önce gerçekleştiği için büzülme olmayacağından restorasyonlar gerçek boyutlarında hazırlanır. Sinterleme sırasında büzülmenin olmaması bu blokların avantajıdır.⁹² Aşındırma işlemleri sert bir yapı üzerinde gerçekleşeceği için frezeleme işlemleri uzun zaman alır ve zordur bu da malzemenin mekanik özellikleri olumsuz etkilemektedir.⁸⁹

Üretilen bir kuronun klinik olarak başarılı sayılabilmesi için kabul edilebilir mekanik özelliklere ve estetiğe sahip olması ve doğru bir kenar uyumunun olması kritik öneme sahiptir.¹⁰⁹ Altın standart olarak kabul edilen metalik kuronlar hala yaygın olarak kullanılmaktadır.¹¹⁰⁻¹¹³ Ancak restoratif materyallerin estetik olarak gelişmesi ve

dayanıklılıklarının artırılması metal yerine seramik kuronların kullanımını popüler hale getirmiştir. Hem metal seramik hem de tam seramik kuronlarda veneer seramiklerden kaynaklanan hataların en aza indirilmesi için monolitik olarak kullanılabilen seramikler üretilmiştir.^{112, 114} Monolitik kuron veneer porselen uygulanmadan tek bir materyal kullanılarak üretilen kuron anlamına gelmektedir ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte kullanılır hale gelmiştir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler (IPS Empress [Ivoclar Vivadent, Liechtenstein]) ,lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler (IPS e.max Press ve IPS e.max CAD [Ivoclar Vivadent, Liechtenstein]) ile monolitik restorasyon üretimi yapılabilmektedir. Aynı zamanda tam zirkonyum restorasyonların da üretimi CAD/CAM sistemleriyle mümkündür.⁸ Monolitik kron ve köprü restorasyonlarının yüksek mekanik özellikleri sebebiyle hastalar ve diş hekimleri tarafından tercih edildiği belirtilmektedir.¹¹

2.4.5. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonya)

Zirkonyum esaslı seramik restorasyonlar, yüksek dayanıklılık, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları sebebiyle diş hekimliği uygulamalarında implant materyali, implant abutmentı, endodontik post, ortodontik braket ve sabit protetik tedevide; kuron-köprü restorasyonlarının yapımında kullanılmaktadır. Zirkonyum, opak beyaz renginden dolayı feldspatik porselenlerle veneere edilmesi gerekmektedir.¹¹⁵ Bu restorasyonlarda karşılaşılan en önemli sorun veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında meydana gelen “chipping” denilen kopma ve adeziv ve kohesiv kırılmalarıdır.¹¹⁶ Bu sorunları ortadan kaldırmak için CAD-CAM sistemleriyle üretilen ve veneer porselenlerle tabakalamaya ihtiyaç duyulmayan, tek bir tabakadan oluşan tam zirkonyum restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır.^{67, 116}

Monolitik zirkonyalar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmiştir. Bu da materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600⁰

C'ye kadar) vermektedir. Isıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip olmasının sebebidir.¹¹⁵ Kırılmaya karşı sergiledikleri yüksek dayanıklılık, 0,5 mm'lik interokluzal mesafe bulunan vakalarda bile kullanım avantajı sağlamaktadır.¹¹⁷ Monolitik zirkonyalar gözeneksiz yapıda olmaları ve yüksek translüsensi göstermeleri sebebiyle estetik malzemelerdir. Özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir.¹¹⁷ Monolitik zirkonyumların aşınmaya karşı dirençleri doğal dişe çok yakın olmakla beraber diğer tüm restorasyon materyallerinden daha az olduğu söylenmektedir.¹¹⁸ Monolitik zirkonyum, opak ve translusent zirkonyum olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Opak zirkonyumun daha çok posterior bölgelerde kullanılır ve daha fazla bükülme dayanımına sahiptir. Translusent zirkonyumun ise daha estetik özellikler göstermektedir.¹¹⁹

Endikasyonları;

- Uzun gövdeli köprü protezlerde
- Tam ark köprü protezlerinde
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokuron, inley ve onley kuronlarda
- İmplant üstü kuronlarda kullanılabilir.¹²⁰

Avantajları;

- Yüksek biyouyumluluk, bükülme direnci ve ısı dayanımı göstermesi
- Seramik zirkonyum arasında görülen chipping adı verilen kopmaların olmaması
- Yüksek ışık geçirgenliği sayesinde estetik olması ve özel boyama solüsyonlarıyla renklendirilebilmesi
- Aşınmaya karşı dirençlerini doğal dişlerle benzer olması
- Minimal diş preparasyonu gerektirmesi avantajları arasında sayılabilir.¹¹⁵

Dezavantajları;

- Geleneksel restorasyonlara göre daha pahalı olması
- Boyanabilme özellikleri olmasına karşın tabakalama yöntemiyle üretilen restorasyonlara göre diş benzeri görünümün daha zor elde edilmesi
- Ağızda uyumlanma işlemlerinin zor olması
- Kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır.¹²¹

2.5. Marjinal ve İnternal Uyum

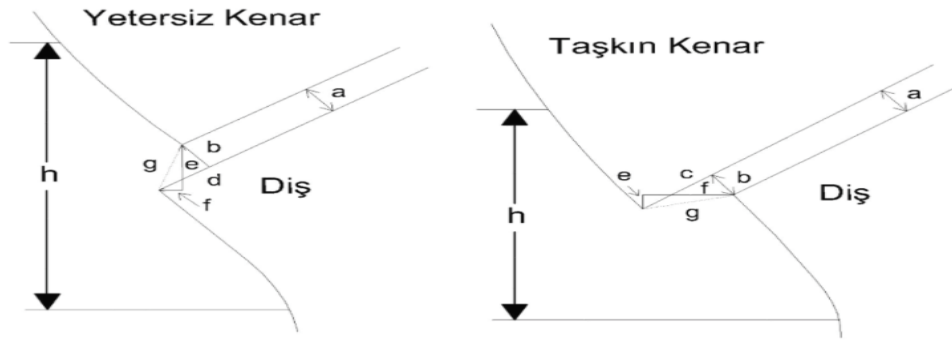
Sabit protetik restorasyonların klinik olarak başarılı sayılabilmesi için birçok faktör etkilidir. Restorasyonun kırılmaya karşı gösterdiği direnç ve estetiğinin kabul edilebilir olması kadar iyi bir kenar ve iç uyumunun olması da önemli başarı kriterlerindendir. Uyumu iyi olmayan bir restorasyon ağız sıvılarından etkilenerek simanın çözünme hızını artıracak ve bu durumla paralel olarak dentin hassasiyetiyle birlikte sekonder çürüklere yol açacaktır. Aynı zamanda uyumu iyi olmayan restorasyonlar diş çevresindeki yumuşak dokularda da uyumsuzluklara sebep olacaktır. Uyumsuz bölgelerde zamanla plak retansiyonu ile birlikte periodontal rahatsızlıklar meydana gelecektir. Bunun yanısıra uyumu iyi olan bir restorasyonda kuronun dayanıklılığı ve mekanik özellikleri artacaktır.¹²²

Bir restorasyonun kenar ve iç uyumu kuron preparasyonu, basamak çeşidi, kullanılan ölçü maddesi ve tekniği, restorasyonun yapımında kullanılan materyal, kullanılan siman türü ve simantasyon tekniği gibi birçok faktörün etkisi altındadır. Tek bir tanımla kenar uyumunu tanımlamak zor olsa da genel olarak kenar uyumu preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal kenarına kadar olan dikey boyut olarak tanımlanmaktadır.^{123, 124} Klinik olarak kuronun kenar uyumu kadar siman aralığı da önemlidir. İç uyum restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasında

dikey yöndeki ölçüm olarak belirtilmektedir Siman aralığı ya da iç uyum dişin retansiyon ve rezistans formunu koruyarak uniform bir kalınlıkta olmalıdır. Özellikle tam seramik restorasyonlar daha kırılğan olduklarından bu özellik daha da önem kazanmaktadır.

Klinik olarak kabul edilebilir kenar uyum değerinin 60-120 μm olduğu bildirilmiştir.¹²⁵⁻¹²⁹ Klinik olarak kabul edilebilir siman aralığının ise 25-100 μm olduğu bildirilmiştir.^{130, 131} Literatürde kenar ve iç uyumla ilgili farklı teknik ve farklı referans noktaları ölçüt alınarak değerlendirilmiş çalışmalar mevcuttur.

Marjinal uyumun değerlendirilmesiyle ilgili birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen kesin belirtilmiş ölçüm yerleri ve terminoloji mevcut değildir. Holmes ve arkadaşları¹³², marjinal uyumsuzluk terminolojisinin dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (Şekil 2.1.).



Şekil 2. 1. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi

Holmes ve arkadaşlarının¹³² marjinal uyumsuzluk terminolojisi

a. İnternal aralık: Restorasyonun iç yüzeyinden preparasyonun aksiyal duvarına çekilen dikmenin uzunluğudur.

b. Marjinal aralık: Restorasyonun iç yüzeyinden preparasyonun aksiyal duvarına çekilen dikmenin marjinaldeki uzunluğudur.

c. Taşkın kenar: Preparasyon kenarından restorasyon kenarına çizilen doğru olarak tanımlanır.

d. Yetersiz (eksik) kenar: Kuron marjininin kısa olduğu durumlarda preparasyon ile olan uzaklığının vertikal mesafesidir.

e. Vertikal marjinal açıklık: Kuron kenarından preparasyon marjinine olan paralel doğrunun uzunluğudur.

f. Horizontal marjinal uyumsuzluk: Kuron kenarından preparasyon marjinine olan vertikal doğrunun uzunluğudur.

g. Mutlak marjinal uyumsuzluk: Marjinal aralık ile taşkın veya yetersiz kenar açıklıklarının hipotenüsü olarak tanımlanır.

h. Yerleşim (oturma) uyumsuzluğu: Uyumsuz restorasyonun tam oturmaması durumunda kuron dış yüzeyi ile preparasyon veya dayanağın marjiniinden uzakta, giriş yoluna dik olarak ölçülen kısım olarak tanımlanır.

2.5.1. Sabit Protezlerde Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler

Restorasyonların kenar ve iç uyumlarının değerlendirilmesi için birçok teknik olmakla birlikte standart bir teknik yoktur. Uyum değerlendirilmesinde kullanılan teknikler niceliksel (kantitatif) veya niteliksel (kalitatif) özelliktedirler. Niceliksel değerlendirmeler sonucunda sayısal bir değer elde edilir ve ölçümler mikrometre yardımıyla yapılır.¹³³

Niteliksel metotlar ise sond ile kontrol etme, radyografi ile kontrol gibi yöntemlerle yapılır ve herhangi bir sayısal değer yoktur. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği sınırlar dahilindedir.

Kenar ve iç uyumun değerlendirilmesinde kullanılan in vivo ve in vitro tekniklerden bazıları şunlardır;

- Direk gözlem

- Dokunma hissi
- Direk day üzerinden ölçüm tekniği
- Kesit alma tekniği
- Radyografiler
- Üç boyutlu yüzey tarama cihazlarının kullanılması
- Basınç tespit edici ajanların kullanılması
- Ağırlık ölçüm tekniği
- Rezin replika tekniği
- Siman aralığı- silikon replika tekniği

2.5.1.1. Direk Gözlem

Ölçümler uygun büyütme ve ışık altında yapılır.¹³⁴ Yöntem klinisyenin el becerisinden, görme keskinliğinden, restorasyon kenarının nerede konumlandığından etkilenir.¹³⁵ Subjektif bir ölçüm yapılmış olur.

2.5.1.2. Dokunma Hissi

Ölçümler el aleti yardımıyla yapıldığından bu tekniğin hassasiyeti direk el aletinin uç kalınlığından etkilenmektedir.¹³⁶ Yatay uyumsuzlukları dikey uyumsuzluklardan daha iyi tespit eder bu durumda pasif uyumun tespit edilmesini sınırlandırır.¹³⁵

2.5.1.3. Direk Day Üzerinden Ölçüm Tekniği

Bu yöntem uygulaması kolay ve hızlı bir in vitro yöntem olması dolayısıyla en çok tercih edilen yöntemlerden biridir.^{137, 138} Bu yöntemde restorasyon dayanak üzerine yerleştirilir ve mikroskop yardımıyla kenar aralığının fotoğrafı alınır. Alınan fotoğraflar üzerinden manuel olarak ya da özel yazılımlarla bilgisayar üzerinden direk ölçüm yapılır. Böylelikle hata payı azalır. Ancak restorasyonların tekrar tekrar örnek üzerine yerleştirilmesinden kaynaklı aşınmalar olabileceği gibi örnekler her seferinde modele tam

oturmayabilir. Bu gibi durumlarda ölçümlerde sapmalar olabilir. Fotoğraf alımı ışık veya elektron mikroskopuyla yapılabilir. Odaklanma derinliği tarama elektron mikroskoplarında daha iyi olduğu için ışık mikroskoplarına göre daha hassas ölçümler yapılır.¹³⁹ Bu tekniğin en önemli avantajı non invaziv olmasıdır.¹⁴⁰ En önemli dezavantajı ise iç uyumun değerlendirilememesidir.¹³⁸ İç aralığın ölçülebilmesi için kesit alınması veya silikon replika tekniğinin uygulanması gerekir.¹⁴¹

2.5.1.4. Kesit Alma Tekniği

Bu teknikte kuron simante edilmeden önce ya da simante edildikten sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin restorasyon preparasyon arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-diş yapısı rezine gömülür. Örneklerden kesitler alınır veya kademeli olarak aşındırma yapılarak restorasyon ile diş arasına sızmış olan boyayıcı madde miktarı ölçülür.

2.5.1.5. Radyograflar

Restorasyonun simantasyonundan sonra hasta ağzından alınan bite-wing röntgenlerle kuronların kenar bölgelerindeki eksiklikler ve taşkınlıkların değerlendirmesi yapılır. Genellikle subgingival marjinelere sahip kuronların uyum değerlendirmesi için kullanılır. Radyografların açıldırılmasından kaynaklı problemler ve anatomik yapıların süper pozisyonuna bağlı olarak yanlış sonuçlar verebilir.¹⁴²

2.5.1.6. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Bu teknikte restore edilmiş dişin kenar ve iç uyumunun değerlendirilmesi için optik tarayıcılarla model üç boyutlu olarak taranır, dijital ortama aktarılır ve elde edilen veriler bilgisayar programlarıyla değerlendirilir.¹⁴³ Bu yöntemin avantajı restorasyona zarar vermeden kenar uyumu ve siman aralığı ölçülmüş olur. Dezavantajı ise taramadan kaynaklı hatalar sonuçlara da yansımaktadır.¹⁴³

2.5.1.7. Basınç Tespit Edici Ajanların Kullanılması

Bu teknikte basınç tespit edici ajanlar (mum, ince yapıdaki silikon materyali) kullanılarak uyum değerlendirmesi yapılır. Alt yapının temas yüzeyinde basınç tespit edici ajanın bulunması uyumsuzluğu göstermektedir.¹⁴⁴ Bu yöntem hem subgingival hem de supragingivalde bitirilen restorasyonlarda kullanılabilir.¹⁴²

2.5.1.8. Ağırlık Ölçüm Tekniği

Silikon replika tekniğine benzemektedir fakat bu teknik daha kolay ve ucuz bir yöntemdir. Silikon replika tekniğine benzer şekilde elde edilen siman film kalınlığını temsil eden akıcı kıvamlı silikon materyalinin ağırlığı hassas bir terazi yardımıyla ölçülür. Bu yöntemle elde edilen değer restorasyonla prepare diş arasındaki toplam boşluğun kalınlığını temsil eder.¹⁴⁵

2.5.1.9. Rezin Replika Tekniği

Bu teknikte ölçüm yapılacak restorasyonun kenar bölgesinin silikon ölçü materyali ile ölçüsü alınır. Alınan bu silikon ölçü içine karbonize akrilik rezin dökülür. Böylece restorasyonun kenar bölgesi rezinden dublike edilmiş olur. Bu model üzerinden ışık mikroskobu ya da SEM (Scanning Electron Microscope) ile ölçümler yapılabilir. Bu tekniğin avantajları replika bir silindire benzediği için mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketlerle birçok noktadan ölçüm yapılabilmesi ve normalde ölçümü zor olan arayüzlerden de ölçüm yapılabilme kolaylığı sağlamasıdır. Bu tekniğin dezavantajı ise akrilik rezinde meydana gelen boyutsal değişiklerin hata payı oluşturabilmesi ve sadece kenar bölgedeki uyumun ölçülebilmesidir.¹⁴⁶

2.5.1.10. Siman Aralığı-Silikon Replika Tekniği

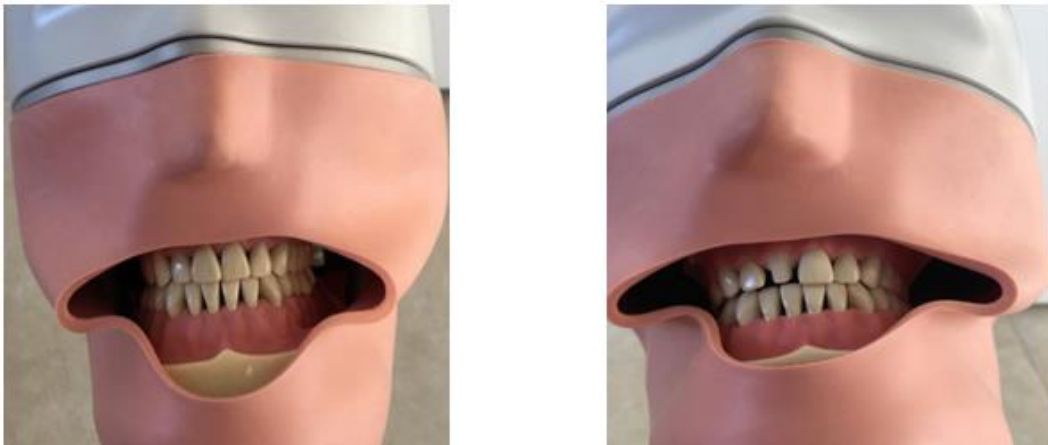
Molin ve Karlsson tarafından tarif edilen bu teknik, restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır.¹⁴⁷ İlk olarak kuronun içine akıcı kıvamda (light-body) silikon ölçü maddesi koyulur ve dişin ya da dayanağın üzerine belirli bir kuvvet

uygulanarak yerleştirilir. Sertleşme süresi bittikten sonra akıcı kıvamlı ölçü maddesi restorasyonun içinde kalacak şekilde diş ya da dayanağın üzerinden uzaklaştırılır. Daha sonra akıcı kıvamlı silikona destek sağlaması ve kolaylıkla tutulabilmesi için daha koyu kıvamlı (medium-body) silikon ölçü materyali restorasyonun içine enjekte edilir. Son olarak da hepsi katı kıvamlı silikon ölçü materyalinin (heavy-body) içine gömülür. Sonuçta oluşan yapıda akışkan kıvamlı silikon kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumu gösterirken; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden mikroskop altında ölçümler yapılır. Bu tekniğin avantajları klinik olarak kullanımın kolay olması, hem kenar hem de iç uyumun ölçülebilmesi, tekrarlanan ölçümlerin yapılabilmesini sağlamasıdır.¹⁴⁸ Bu tekniğin dezavantajları ise akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle restorasyonun dayanak üzerine tam oturmama ihtimalinin olması ve silikon ölçü materyalinde meydana gelen büzölmelerin ölçümlerde sapmalara sebep olabilesidir.^{132, 149}

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Çalışmada ana model olarak FUJİ Dental (Fuji Dental, Haskovo, Bulgaristan) fantom model kullanıldı. Fantom çene sert termoset plastik malzemeden üretilmiştir ve doğal yapıyı taklit edebilmesi için elastik malzemeden oluşan diş eti dokusu içermektedir. Fantom çene içindeki diğer dişler de sert termoset malzemeden üretilmiştir ve hem geleneksel hem de dijital ölçü işlemleri için uygun niteliklere sahiptir. Ana model üzerinde sağ üst sanral diş kuron preparasyon prensiplerine bağlı kalınarak tam seramik kuronlar üretilmesi için hazırlandı (Şekil 3.1.). Kenar bitimi 1 mm genişliğinde chamfer basamak ve 0.5 mm diş eti seviyesinin üzerinde (supragingival) olacak şekilde hazırlandı. İnsizal preparasyon derinliği 2 mm, aksiyel preparasyon derinliği 1.5 mm, daralma açısı (taper açısı) 10^0 olacak şekilde kuron preparasyonu yapıldı. Preparasyonun derinlik kontrolü, preparasyon yapılmadan önce alınan silikon indeks ile kontrol edildi. Prepare edilmiş fantom diş yüzeyinde keskin kenar ve köşe bulunmayacak şekilde polisaj lastikleriyle yuvarlatıldı ve bu sayede oluşabilecek stresler minimuma indirilmiş oldu.



Şekil 3. 1. Ana modelin hazırlanması

3.2. Ölçü Protokolü

3.2.1. Geleneksel Ölçü

İlk olarak preparasyonu tamamlanmış üst çene ve alt çene fantom modeller ağız içindeki fiziksel şartları ve klinik ortam şartlarını taklit edebilmesi için simülasyon ünitesine yerleştirildi. Üç farklı malzeme kullanılarak kuron üretimi yapılabilmesi için geleneksel ölçü protokolü üç kez tekrarlandı. İlk ölçü monolitik zirkonyum, ikinci ölçü lityum disilikat, üçüncü ölçü ise lösit içerikli kuronların üretimi için kullanıldı. Bunun için A-tipi silikon malzemesi, PVS, polivinil siloksan (elite HD+; Zhermack, Rovigo, İtalya) tercih edilmiş olup, tüm ölçüler tek bir klinik uygulayıcı tarafından hazır metal kaşıklar aracıyla çift karıştırma tekniği kullanılarak ve oda sıcaklığında (25°) elde edildi (Şekil 3.2.). Bu işlem için elite HD+ Heavy Body ve elite HD+ Light Body (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) tabancalı sistem tercih edildi. Ölçü materyali kaşığa yüklenmeden önce, materyalin kaşıktan ayrılmasında için metal kaşığa adeziv (Universal Tray Adhesive, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) uygulanarak 5-10 dakika beklenildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan ölçü materyali kaşığa yüklenerek, 5 dakika parmak basıncı altında materyalin polimerizasyonu tamamlandı. Bu yolla elde edilen her ölçünün ardından ölçünün niteliği değerlendirilerek, hava kabarcığı, eksik kenar, boşluk ya da kaşıktan ayrılma gibi defektlere sahip olan ölçüler yenilendi. Elde edilen silikon ölçüye tip IV sert alçı dökülerek kuronların üretileceği alçı model elde edildi. Elde edilen alçı modeller 3Shape D700 (3Shape, Copenhagen, Danimarka) laboratuvar tarayıcısı ile taranarak datalar CAD/CAM sistemine aktarıldı.

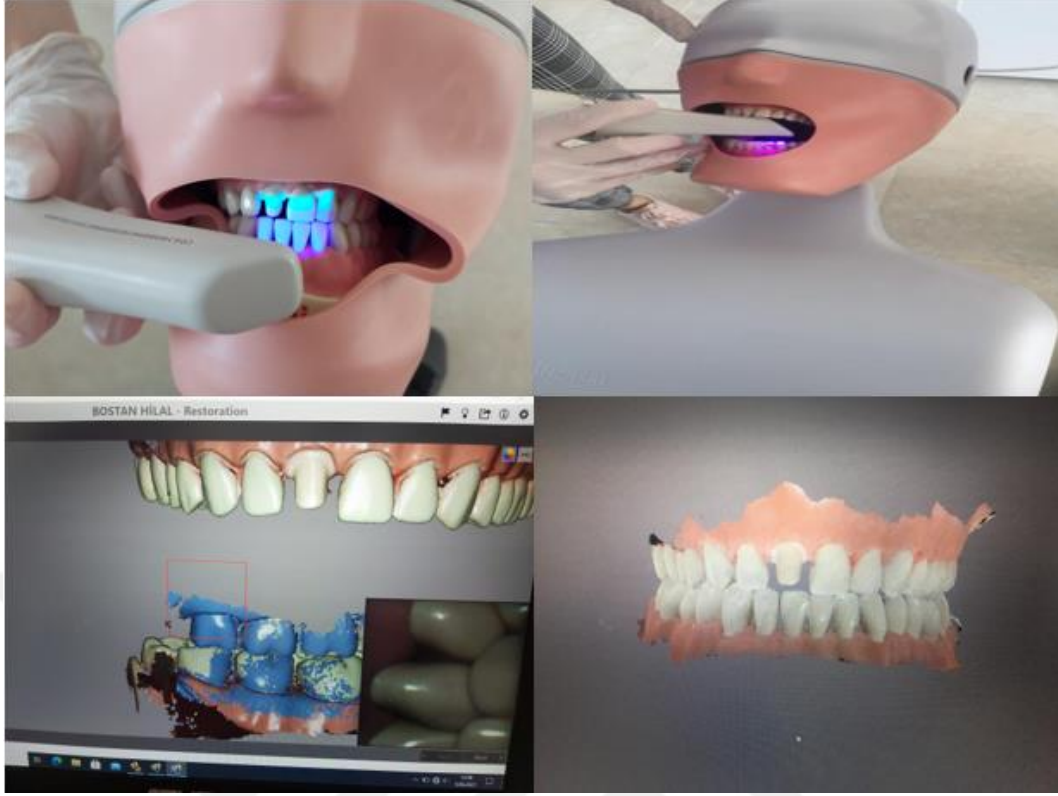
Alt çeneden ise prefabrike metal kaşık yardımıyla irreversible hidrokolloid ölçü maddesiyle ölçü alındı. Alınan bu ölçüye tip IV sert alçı (Triostone) dökülerek kapanış modeli elde edildi.



Şekil 3. 2. Geleneksel ölçünün alınması

3.2.2. Dijital Ölçü

Preparasyonu tamamlanmış üst çene ve alt çene fantom modeller ağız içindeki fiziksel şartları ve klinik ortam şartlarını taklit edebilmesi için simülasyon ünitesine yerleştirildi. Üç farklı malzeme kullanılarak kuron üretimi yapılabilmesi için dijital ölçü protokolü üç kez tekrarlandı. İlk ölçü monolitik zirkonyum, ikinci ölçü lityum disilikat ve üçüncü ölçü lösit içerikli kuronların üretimi için kullanıldı. Bunun için Carestream CS 3600 (Carestream, Atlanta, USA) ağız içi tarayıcı ile ölçü alındı. Dijital ölçü alımı üretici firmanın önerileri doğrultusunda restore edilecek dişten başlayarak, ilgili dişin yer aldığı ark, karşıt ark ve kapanış kaydı sırasıyla tamamlandı (Şekil 3.3.). Elde edilen kayıtlar, üretim aşamasına geçmeden önce her örnek için ayrı ayrı kontrol edildi ve gerekli görülen bölgeler, ölçünün tamamı yenilenmeden tekrar görüntülenerek dijital aktarımı sağlandı. Kontrolü sağlanan ölçüler STL formatında kaydedilip laboratuvara kuron üretimi için gönderildi.



Şekil 3. 3. Dijital ölçünün alınması

3.3. Örneklerin Hazırlanması

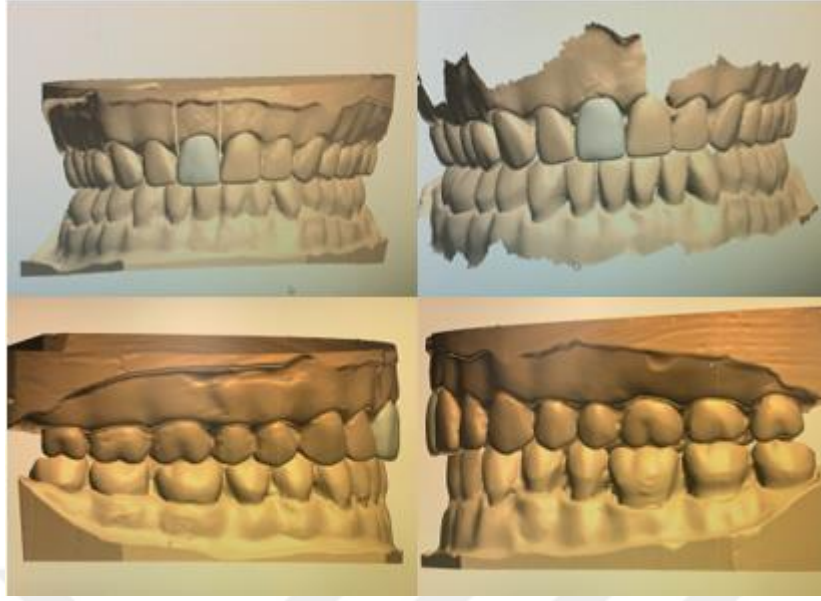
Çalışmada geleneksel ve dijital ölçü yöntemi ile ölçüsü alınan gruplarda farklı monolitik kuronların kenar ve iç uyumlarının karşılaştırılması için üç farklı monolitik blok grubu kullanıldı. Bunlar; tam anatomik işlenebilen Straumann Zolid HD monolitik zirkonya (Amann girbach AG, Koblach, Avusturya), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS E-max CAD Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Avusturya) ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Avusturya) blok gruplarıdır.

Geleneksel ölçü grupları 3Shape D700 (Şekil 3.4.) laboratuvar tarayıcısıyla, dijital ölçü grupları Carestream CS 3600 ağız içi tarayıcısıyla dizayn programına aktarıldıktan sonra her bir ölçü STL formatına çevrilerek monolitik kuronların üretim aşamasına geçildi.



Şekil 3. 4. 3Shape D700 laboratuvar tarayıcı

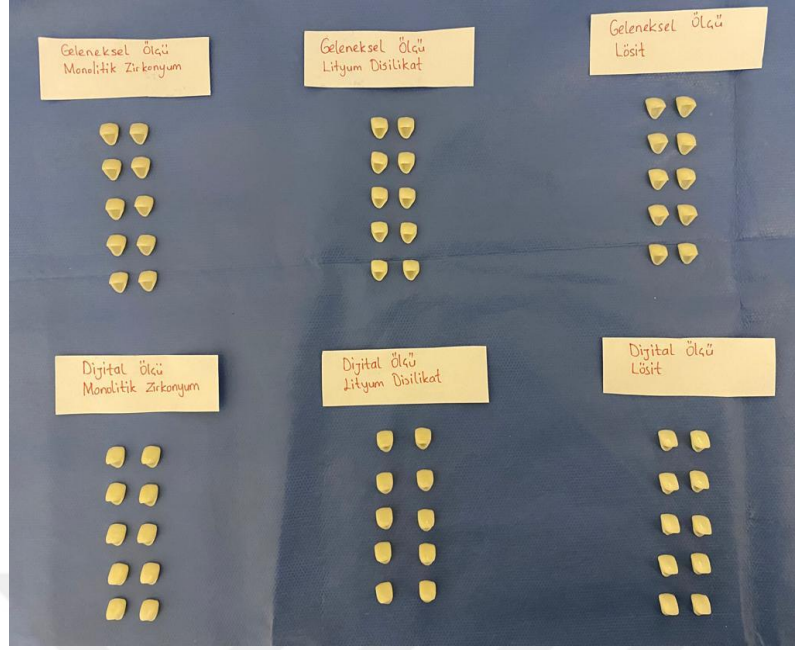
STL formatında dijital olarak kaydedilen tüm örnekler için Open Technologies tarayıcı sistemine ait yazılım programında (exocad), dijital olarak restorasyonların üç boyutlu anatomik tasarımı (Şekil 3.5.) (3Shape Dental Sistem, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) gerçekleştirildi. Siman boşluğu 50 μm olarak ayarlandı. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı, dijital modeli CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlayacak formata dönüştürdü. Dijital tasarımları yapılan restorasyonlar, Dentifa pro 2 frezeleme ünitesinde (Şekil 3.6.) iki farklı ölçü tekniği ile üç farklı monolitik bloktan 10'ar adet frezelenerek 6 ayrı grupta toplam 60 adet kuron (n=10) üretildi (Şekil 3.7.). Elde edilen kuronlar ana model olan fantom çene üzerinde uyum açısından kontrol edildi, uygun olmayan kuronların yerine yenileri üretildi (Şekil 3.8.). Monolitik zirkonyum bloğun yarı sinterize blok olmasından dolayı sinterleme sırasındaki büzülmeyi kompanse edebilmek için kazıma işlemi % 20-30 oranında büyük yapıldı. Daha sonra kuronların 1450°C'de yaklaşık 2-3 saat sinterlenmesi tamamlandı. IPS Empress ve IPS e-max CAD bloklar üretimden sonra kristalizasyonları için 840°C'de 33 dakika tutuldu. Kuronlara 840°C'de 11 dakika glaze işlemi uygulandı.



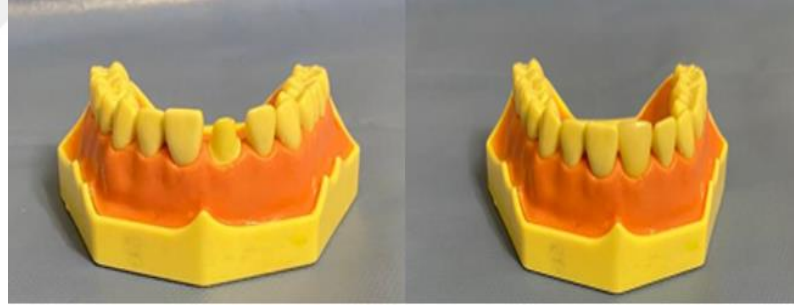
Şekil 3. 5. Kuronların tasarımı



Şekil 3. 6. Dentifa pro 2 frezeleme ünitesi



Şekil 3. 7. Gruplara ait örnekler



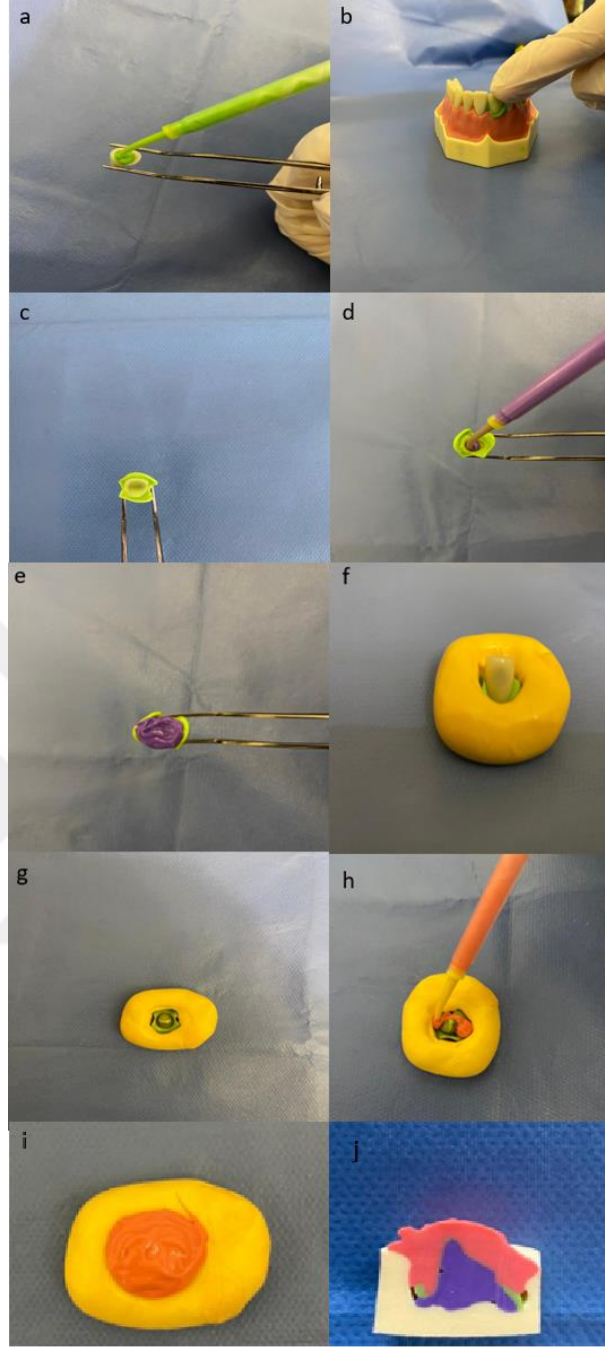
Şekil 3. 8. Elde edilen kuronların ana model üzerinde kontrol edilmesi

3.4. Silikon Replikaların Elde Edilmesi

Çalışmada farklı teknik ve malzemeler kullanılarak üretilen monolitik esaslı kuronların kenar ve iç uyum ölçümleri için silikon replika tekniği kullanıldı. Replika tekniği için çok akışkan, akışkan ve koyu kıvamlı silikon ölçü malzemeleri (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) kullanıldı.

Siman aralığını belirlemek için kullanılacak olan çok akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesinin prepare edilmiş fantom dişe yapışmasını önlemek için kesilmiş diş üzerine separatör olarak inceltilmiş kıvamda badem yağı uygulandı.

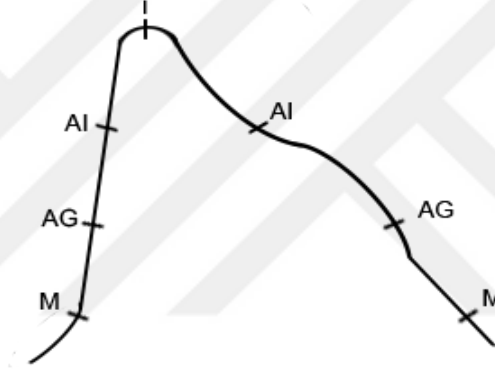
Silikon replika tekniğinde, kesilmiş diş ile restorasyon yüzeyi arasındaki boşluğu duplike edebilmek amacıyla, hazırlanan kuronların iç kısmına çok akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) silikon tabancası yardımıyla uygulandı (Şekil 3.9.a). Klinikte uygulanan simantasyon prosedürünü taklit edebilmek için silikon ölçü malzemesinin sertleşme süresi boyunca aynı kişi tarafından kurona parmak basıncı uygulandı (Şekil 3.9.b). Ölçü malzemesinin polimerizasyonunun tamamlamasından sonra çok akışkan kıvamlı silikon malzemesi örneğin iç yüzeyinde kalacak şekilde ana model üzerinden çıkarıldı (Şekil 3.9.c). Kesilmiş dişi taklit edilebilmesi ve replika edilen siman boşluğunun stabil kalabilmesi için farklı renkteki akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) silikon tabancası yardımıyla uygulanarak desteklendi (Şekil 3.9.d,e). Doldurulan akışkan kıvamlı silikon ölçü malzemesinin de sertleşmesinden sonra restorasyonun bir bütün halinde ayrılabilmesi için replika koyu kıvamlı ilave silikon malzemesinin (Elite HD, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) içerisine gömülerek sabitlendi (Şekil 3.9.f). Koyu kıvamlı ilave silikon malzemesinin sertleşmesi sonrasında silikon replikalar kalacak şekilde kuron restorasyonları çıkarıldı (Şekil 3.9.g). Daha sonra elde edilen silikon replikalar üzerine farklı renkte orta kıvamlı ilave silikon malzemesi (Elite HD+, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) uygulanarak replika tamamlandı (Şekil 3.9.h,i,j).



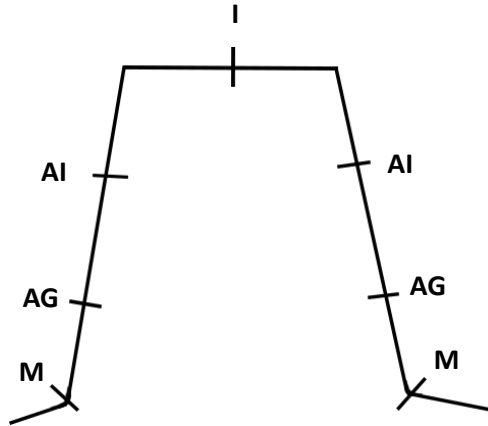
Şekil 3. 9. Silikon replikanın hazırlanışı

3.5. Kenar ve İç Uyum Ölçümleri

Kuronların kenar ve iç uyumunun incelenmesi için silikon replikalar ilk önce bukkolingual yönde tam orta noktadan olacak şekilde kesitleri alındı (Şekil 3.10.). Bukko-lingual (sagittal) kesit ölçümleri yapıldıktan sonra silikon replikalar kesildiği yerden iğne yardımıyla birleştirilip mesio-distal(koronal) yönde yeni kesitler elde edildi (Şekil 3.11.). Elde edilen silikon replikaların her bir kesitinden 2'si kenar (marjinal) , 5'i iç (internal; 1 adet insizal, 2 adet aksiyo-insizal, 2 adet aksiyo-gingival) bölgeden olmak üzere 7 farklı noktadan ölçüm yapıldı. İki kesitten toplamda her bir kuron için 14 ölçüm yapıldı.



Şekil 3.10. Bukkolingual kesitin şematik görünümü (M; marjinal, AG; aksiyogingival, AI; aksiyoinsizal, I; insizal)



Şekil 3.11. Mesiodistal kesitin şematik görünümü (M; marjinal, AG; aksiyogingival, AI; aksiyoinsizal, I; insizal)

Çalışma için 6 farklı grup, her gruptan 10 örnek ve her örnekten 14 adet ölçüm yapılmış olup toplam 840 noktadan ölçüm yapıldı. Elde edilen kesitlerin belirlenen noktalarından $\times 20$ büyütme altında stereomikroskop (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya) aracılığıyla ölçümleri yapıldı (Şekil 3.12.).



Şekil 3. 12. Silikon replikanın stereomikroskop altında incelenmesi

Yapılan tüm ölçümler mikrometre (μm) cinsinden hesaplandı. Daha sonra her bir kuron için yapılan tüm ölçümlerin kenar (M) ve iç (AI, AG ve İ) değerleri ayrı olacak şekilde ortalamaları alındı ve ilgili örneğin kenar ve iç aralık değeri olarak kaydedildi.

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) istatistik programı (SPSS 17.0, Chicago, IL, USA) ile yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Bu test sonucunda verilerin normal dağılım göstermesi nedeniyle grupların kenar ve iç uyum karşılaştırılması için iki yönlü ANOVA testi ve Tukey's Post Hoc testi (çoklu karşılaştırma testi) ile gerçekleştirildi. Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. Sonuçlar $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

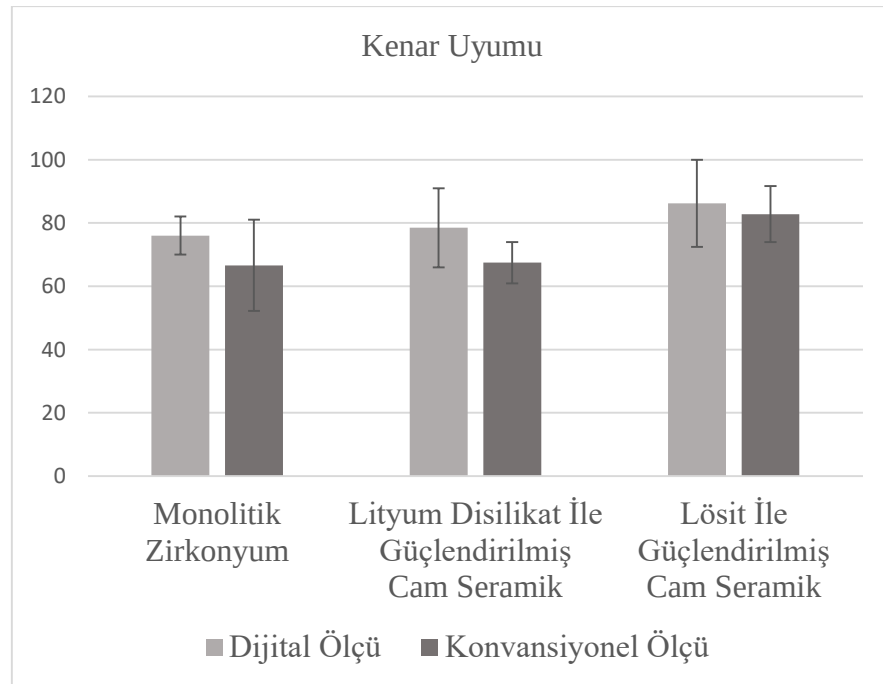
4.1. Kenar Uyumu

Çalışmada incelenen farklı ölçü tekniğiyle üretilen monolitik kuronların marjinal aralık değerleri gösterilmiştir (tablo 4.1.).

Tablo 4. 1. Monolitik kuronların marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar		n	Ortalama± Standart sapma (µm)
Monolitik Zirkonyum	Konvansiyonel	10	66.61± 14.40 ^{dC}
	Dijital	10	76.03 ± 6.07 ^{dB}
Lityum Disilikat	Konvansiyonel	10	67.44 ± 6.50 ^{cC}
	Dijital	10	78.49 ± 12.48 ^{bA}
Lösit içerikli	Konvansiyonel	10	82.78 ± 8.87 ^{aA}
	Dijital	10	86.20 ± 13.76 ^{aA}

*Üst küçük harfler grup içi karşılaştırmaları, büyük harfler ise gruplararası karşılaştırmaları göstermektedir. Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0.05$).



Şekil 4. 1. Marjinal aralık değerlerinin dağılımı (µm)

İki yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre;

- Lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerleri ölçü tekniğinden etkilenirken, lösit içerikli ve monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenmediği sonucuna varılmıştır.
- En yüksek marjinal aralık değeri dijital ölçü tekniğiyle üretilen lösit içerikli kuronlarda ($86.20 \pm 13.76 \mu\text{m}$), en düşük marjinal aralık değeri ise konvansiyonel ölçü tekniğiyle üretilen monolitik zirkonyum kuronlarda ($66.61 \pm 14.40 \mu\text{m}$) ölçülmüştür.
- Dijital ölçü tekniğiyle üretilen monolitik zirkonyum kuronlar ile lösit içerikli kuronların marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$),
- Dijital ölçü tekniğiyle üretilen lityum disilikat kuronlar ile lösit içerikli kuronlar ve monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı,
- Konvansiyonel ölçü tekniğiyle üretilen lösit içerikli kuronlar ile lityum disilikat içerikli kuronlar ve monolitik zirkonyum içerikli kuronların marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$),
- Konvansiyonel ölçü tekniğiyle üretilen monolitik zirkonyum kuronlar ile lityum disilikat içerikli kuronların marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı sonucuna varılmıştır.

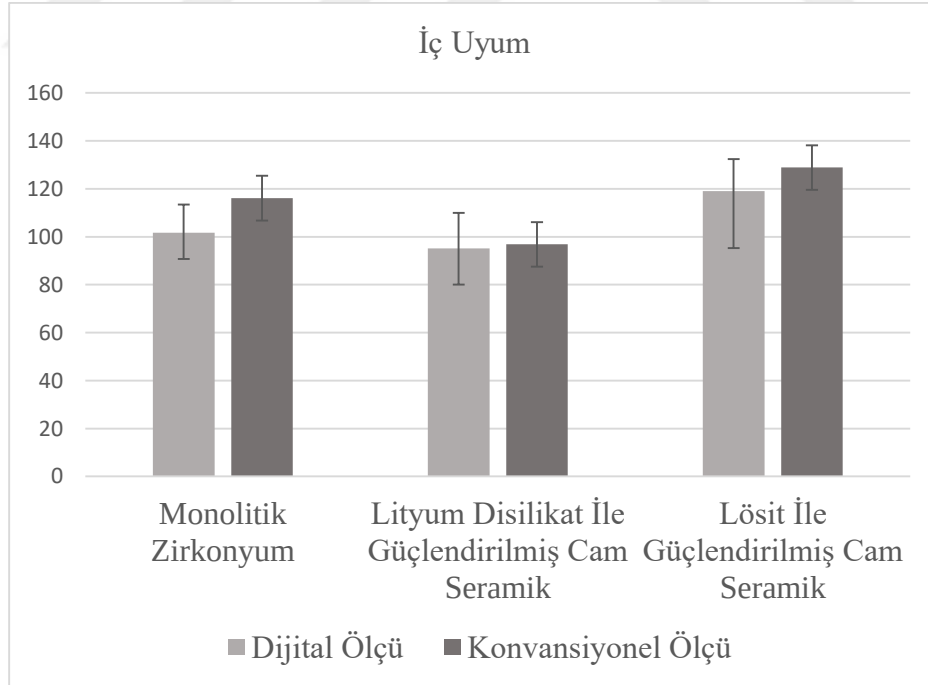
4.2. İç Uyum

Çalışmada incelenen farklı ölçü tekniğiyle üretilen monolitik kuronların internal aralık değerleri gösterilmiştir (Tablo 4.2.).

Tablo 4. 2. Monolitik kuronların internal aralık değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar		n	Ortalama± Standart sapma
Monolitik Zirkonyum	Konvansiyonel	10	116.12 ± 10.98 ^{cB}
	Dijital	10	101.68 ± 11.81 ^{dC}
Lityum Disilikat	Konvansiyonel	10	96.81 ± 15.02 ^{bC}
	Dijital	10	95.08 ± 14.95 ^{bC}
Lösit içerikli	Konvansiyonel	10	128.87 ± 23.85 ^{aA}
	Dijital	10	119.06 ± 13.35 ^{aB}

*Üst küçük harfler grup içi karşılaştırmaları, büyük harfler ise gruplararası karşılaştırmaları göstermektedir. Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0.05$).

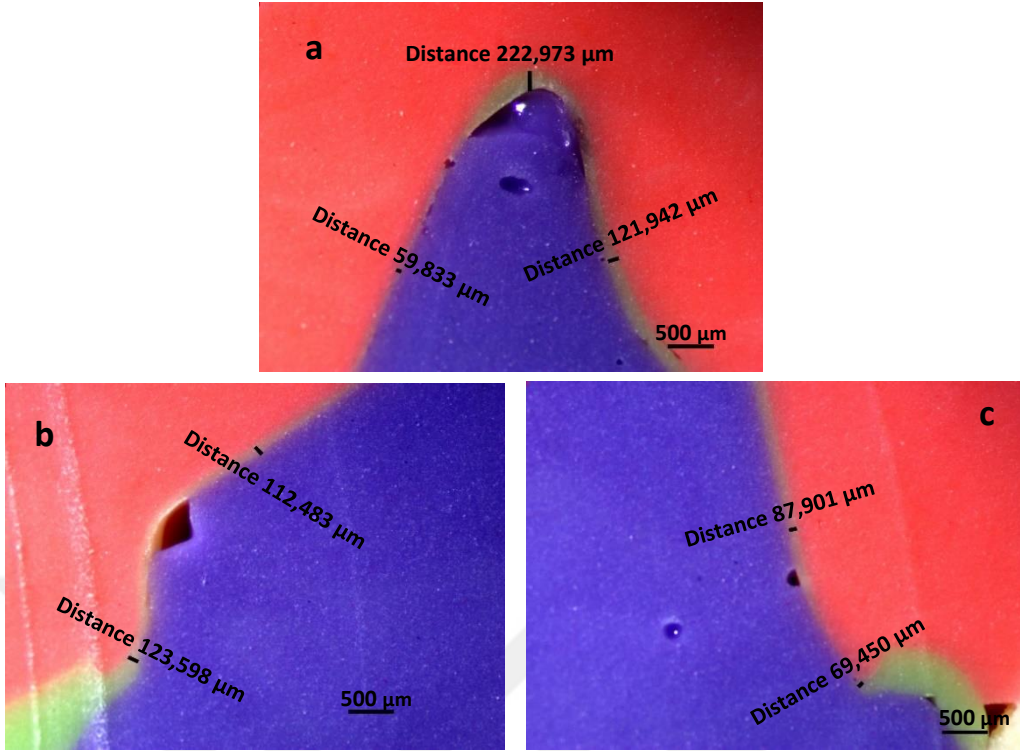


Şekil 4. 2. İç uyum değerlerinin dağılımı (µm)

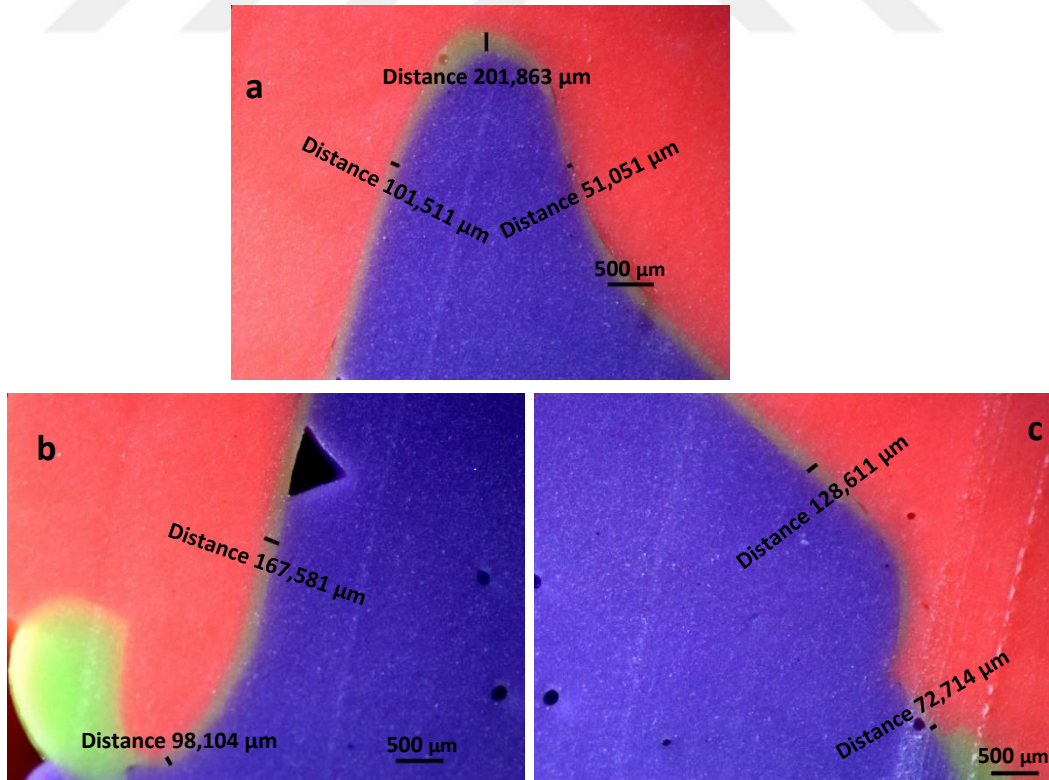
İki yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre;

- Monolitik zirkonyum kuronların internal aralık değerleri ölçü tekniğinden etkilenirken, lityum disilikat ve lösit içerikli kuronların internal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenmediği sonucuna varılmıştır.
- En yüksek internal aralık değeri konvansiyonel yöntemle üretilen lösit içerikli kuronlarda ($128.87 \pm 23.85 \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değeri ise dijital yöntemle üretilen lityum disilikat içerikli kuronlarda ($95.08 \pm 14.95 \mu\text{m}$) ölçülmüştür.
- Dijital ölçü tekniğiyle üretilen lösit içerikli kuronlar ile lityum disilikat içerikli kuronlar ve monolitik zirkonyum kuronların internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$)
- Dijital ölçü tekniğiyle üretilen monolitik zirkonyum içerikli kuronlar ile lityum disilikat içerikli kuronların internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı
- Konvansiyonel ölçü tekniğiyle üretilen lityum disilikat içerikli kuronlar ile lösit içerikli kuronlar ve monolitik zirkonyum içerikli kuronların internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$)
- Konvansiyonel ölçü tekniğiyle üretilen lösit içerikli kuronlar ile monolitik zirkonyum kuronların internal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı sonucuna varılmıştır.

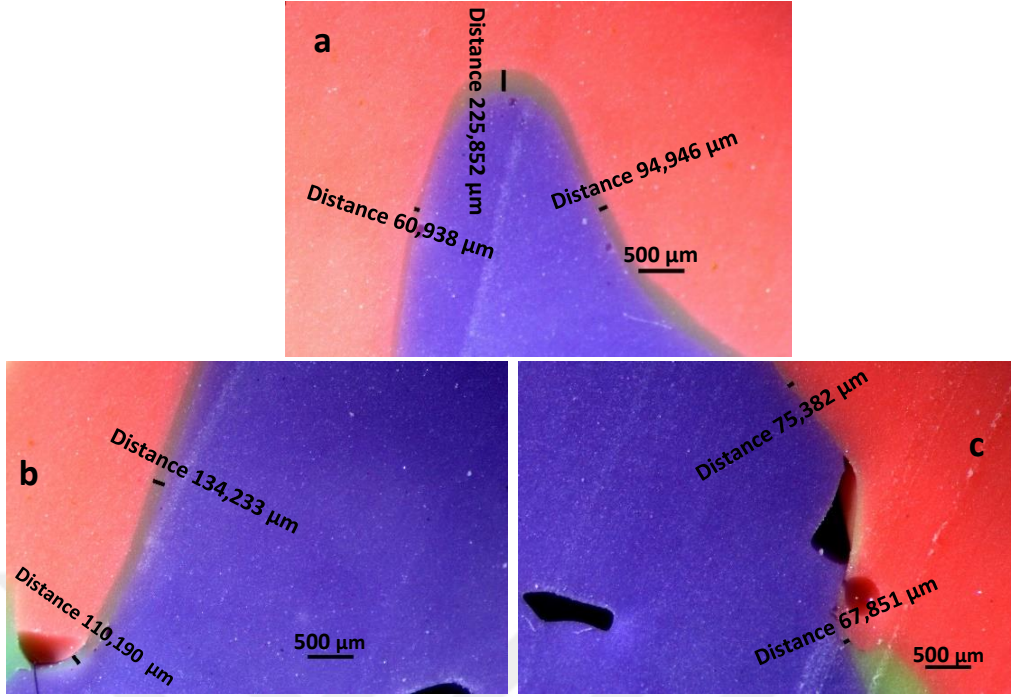
Farklı kuron gruplarının santral dıştan elde edilen marjinal ve internal aralık görüntüleri Şekil 4.3. – 4.8.'de gösterilmiştir.



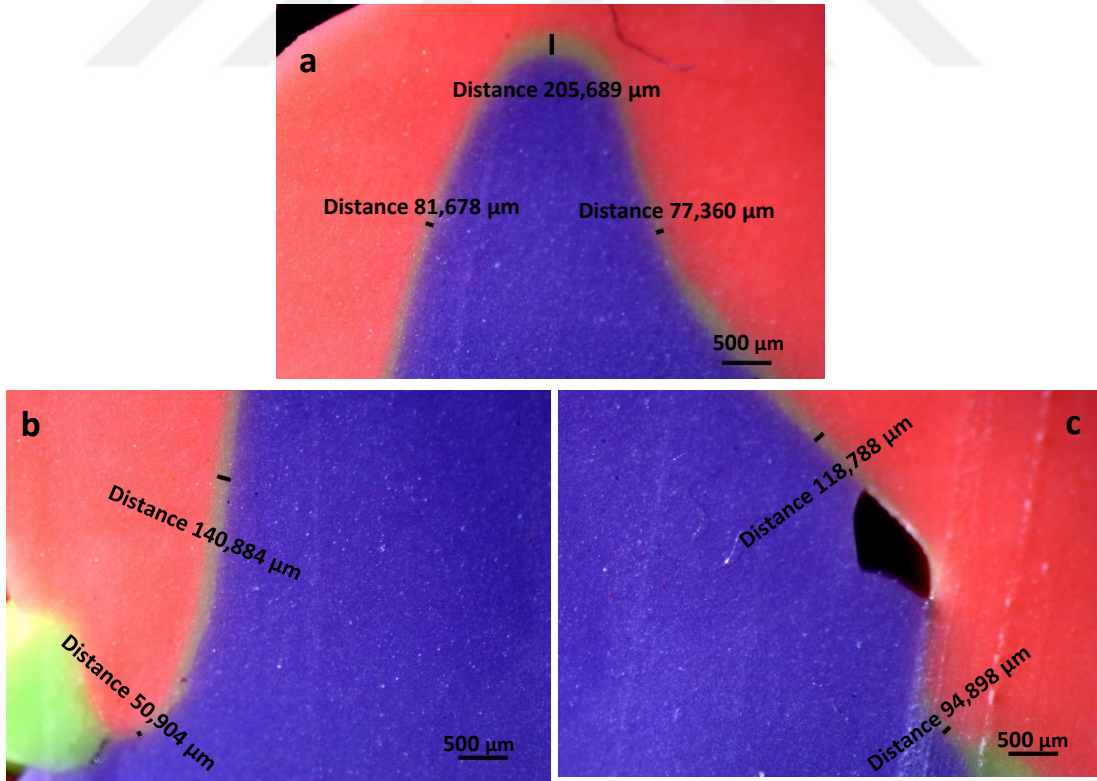
Şekil 4. 3. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)



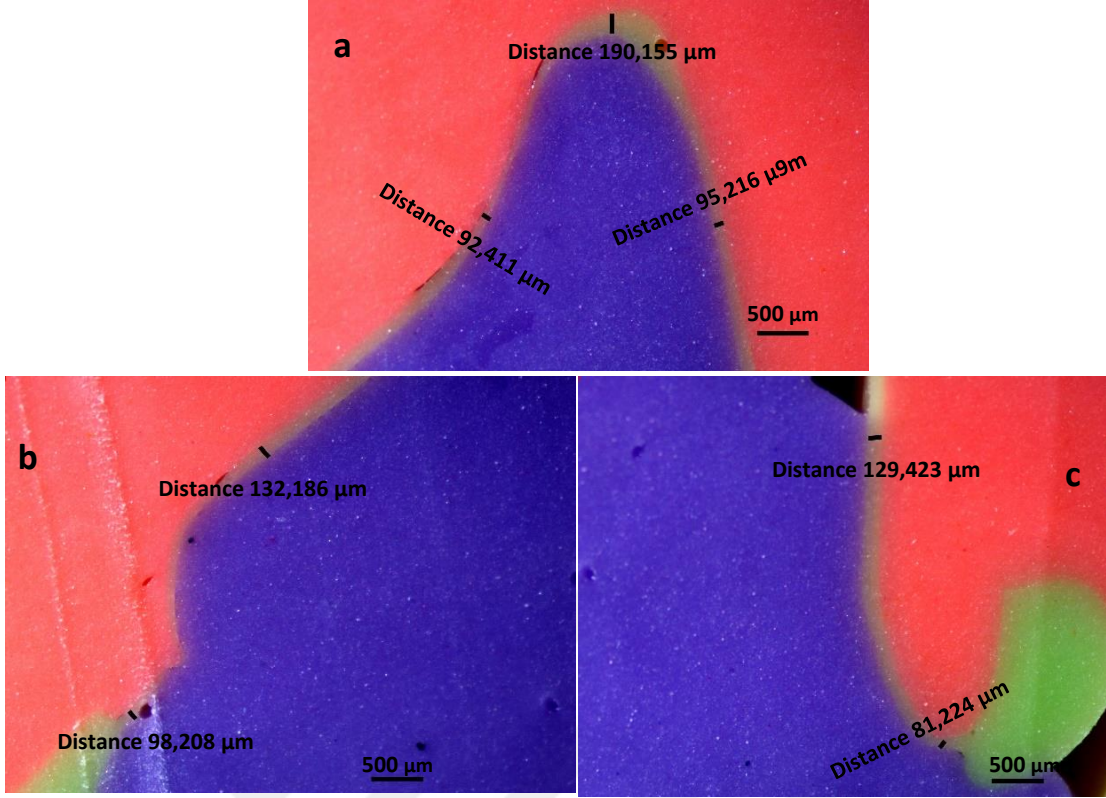
Şekil 4.4. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)



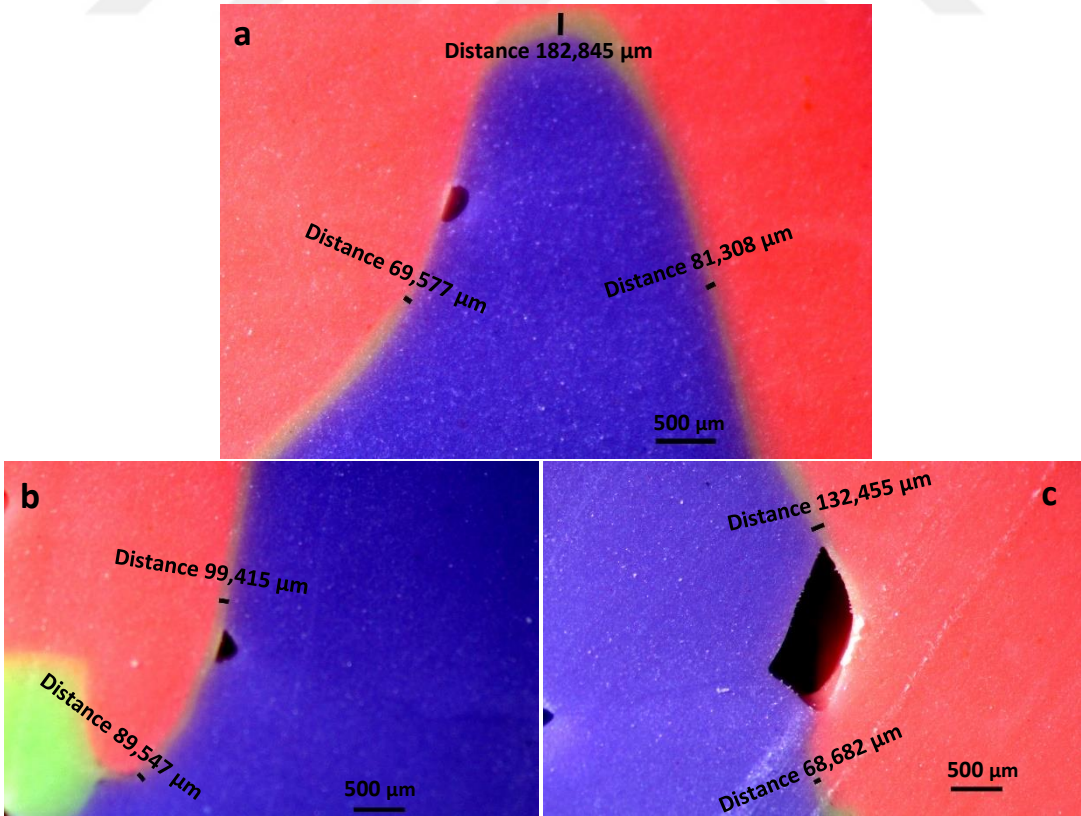
Şekil 4.5. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen l s t kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)



Şekil 4.6. Dijital  l   tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)



Şekil 4.7. Dijital ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlara ait stereomikroskop; görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)



Şekil 4.8. Dijital ölçü tekniği ile üretilen lösit kuronlara ait stereomikroskop görüntüleri; a: I, AI ve AI b: AG ve M c: AG ve M nokta ölçümleri ($\times 20$ büyütme)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, farklı ölçü teknikleri ve malzemeler kullanılarak üretilen monolitik kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, farklı ölçü tekniklerinin ve malzemelerin monolitik kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini etkilediği tespit edildiğinden, çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Sabit protetik diş tedavilerinde destek dişlerin preparasyonundan sonra ilgili bölgenin negatifini elde etmek, restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Yapılacak preparasyon kadar, kullanılan ölçü maddesi ve ölçü tekniği de önem kazanmaktadır.¹³ Bunun yanı sıra konvansiyonel yöntemle alınan ölçü, klinisyenin becerisi, ölçüde meydana gelen bozulmalar ve ölçünün saklanma koşulları gibi faktörlerden de etkilenmektedir. Günümüzde, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin gelişimi ile birlikte dijital ölçüler alınabilmektedir. Dijital ölçü, konvansiyonel ölçü tekniklerinin istenmeyen özelliklerini ortadan kaldırıp, hekim ve hasta için daha rahat ölçü alımına olanak sağlamaktadır.³

Teknolojik ilerlemeyle birlikte kullanılan malzeme çeşitliliği de hızlı bir artış göstermektedir. Artan estetik beklentiler sonucunda protetik diş tedavilerinde rutin kullanıma girmiş olan metal alt yapılı kuronların yerini tam seramik kuronlar almaktadır. Tam seramik kuronların üretimi için monolitik zirkonyum, lösitle güçlendirilmiş veya lityum disilikat içerikli hazır CAD/CAM blok grupları kullanılabilmektedir. Kullanılan bu hazır CAD/CAM bloklarıyla birlikte yüksek kalite standardında malzemelerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi amaçlanmaktadır.³⁹

Sabit protetik restorasyonların klinik olarak başarılı sayılabilmesi için marjinal ve internal aralık önemli kriterlerdendir. Marjinal aralık değerleri yüksek olan bir restorasyon zaman içerisinde plak tutulumu ile birlikte periodontal problemlere ve çürük oluşumuna sebep olacaktır. Bununla paralel olarak restorasyonun internal aralık değerlerinde meydana gelen uyumsuzluklar ise restorasyonun direncinde azalmaya ve restorasyonun kırılmasına sebep olmaktadır.¹²² Yapılan bu çalışma ile sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen malzemelerin yanı sıra, günümüz teknolojisi ile üretilmiş yeni malzemelerin uyumu da değerlendirilecektir. Elde edilen sonuçlar ile sabit protetik restorasyonlar için en uygun ölçü tekniğinin tespit edilmesi ve sabit protezlerde meydana gelebilecek kenar ve iç uyumsuzluklarının engellenmesi hedeflenerek literatüre katkı sağlanması düşünülmüştür.

Marjinal ve internal aralıkların değerlendirildiği çalışmalar farklı araştırmacılar tarafından farklı teknikler kullanılarak uygulanmıştır. Çalışmanın *in vivo* veya *in vitro* olması, restore edilecek dişin preparasyon açısı, basamak çeşidi, kullanılan ölçü çeşidi ve tekniği, kullanılan restorasyon malzemesi, restorasyon malzemesinin tabakalı veya tabakasız şekilde uygulanmış olması, örnek sayısı, uyum ölçümünde kullanılan teknik, uyum için kullanılan ölçüm yerleri ve ölçüm sayısı marjinal ve internal aralık değerlendirilmesinde sonuçlardaki farklılığın sebebi olarak açıklanabilmektedir.^{150, 151}

Marjinal ve internal aralık değerlendirilmesinde yapılan *in vivo* çalışmalarda restorasyonu yapılacak dişlerdeki anatomik farklılıklar, uygulanan preparasyon farklılığı, kan ve tükürük gibi fizyolojik farklılıklar, restorasyon uygulanacak kişinin estetik beklentilerinin farklı olması klinik olarak standardizasyonun sağlanmasını zorlaştırmaktadır.^{137, 152} *In vitro* teknikler ile elde edilen marjinal ve internal aralık değerleri, *in vivo* teknikler ile elde edilen değerleri tam olarak yansıtmıyor olsa da, klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler sunmaktadır.¹⁵³ Standardizasyonun kolaylıkla

sağlanabilmesi ve klinik uygulamalara benzer sonuçlar vermesinden dolayı yapılan bu çalışma *in vitro* şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Prepare edilen dişe uygulanan aksiyal daralım açısı (taper açısı) ve basamak çeşidi restorasyonun tutuculuk ve direncini etkilemektedir. Literatürde daralım açısının marjinal aralık değerlerine etkisinin araştırıldığı çalışmalar bulunmaktadır.¹⁵⁴ Shillingburg ve arkadaşları¹⁵⁵ yaptıkları çalışmalarda 10-22°, benzer şekilde Goodacre ve arkadaşları¹⁵⁶ 10-20° taper açısının olduğu restorasyonlarda marjinal aralık değerlerinin daha iyi olduğunu belirtmektedirler. Farklı basamak tiplerinin restorasyonların uyumlarına etkisinin araştırıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır. Tam seramik restorasyonlarda metal alt yapıli restorasyonlarda tercih edilen knife edge basamak tipi ve basamağa bizotaj uygulanması önerilmemektedir.¹⁵⁷ Chamfer veya shoulder basamak tipinin tam seramik restorasyonlarda uygulanması daha uygun bulunmuştur.¹⁵⁵ Çalışmamızda kullanılan fantom dişe 10°'lik taper açısına sahip chamfer bitim çizgisi olan restorasyon uygulanmıştır.

Yapılan literatür çalışmalarında kullanılan örnek sayısının ve her bir örnekten yapılan ölçüm sayısının farklı şekillerde uygulandığı görölmektedir.^{123, 158, 159} Al Hamad ve arkadaşları¹⁵⁸ yaptıkları çalışmayı 10 örnek üzerinden ve her örnek için seçilen aynı 12 noktadan ölçüm yaparak yürütmüşlerdir. Azarbal ve arkadaşları¹⁵⁹ ise yaptıkları çalışmayı 15 örnek üzerinden ve her örnek için seçilen rastgele 15 noktadan ölçüm yaparak yürütmüşlerdir. Groten ve arkadaşları¹²³ ise yaptıkları çalışmada marjinal ve internal aralık değerlerinin ölçülmesinde örnek sayısının her bir deney grubu için 10, en az 50 noktadan ölçüm yapılması gerektiğini ölçüm yerlerinin seçiminde ise sistematik veya rastgele şekilde yapılabileceğini bildirmiştir. Çalışmamızda her bir grup için 10 örnek kullanılmıştır. Her bir örnek için bukkolingual (sagittal) yönde ve mesiodistal

(frontal) yönde kesit alınarak her bir örnek için 4'ü marjinal, 10'u internal aralık olmak üzere 14 noktadan ölçüm yapılmıştır.

Marjinal ve internal aralık ölçülmesinde farklı araştırmacılar tarafından farklı teknikler kullanılmıştır. Ağırlık ölçüm tekniği, üç boyutlu yüzey tarama tekniği (micro – CT), silikon replika tekniği gibi yöntemlerle marjinal ve internal aralık ölçümleri yapılabilmektedir. Her yöntemin kendine ait avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Silikon replika tekniğinde silikon ölçü maddesinde deformasyonlar meydana gelebilmektedir. Bu teknikte ölçümlerin her seferinde aynı noktadan yapılabilme standardının sağlanması zordur ancak kolay, ucuz ve güvenilir sonuçlar vermesi sebebiyle çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.^{160, 161} Mikro CT yöntemi çok fazla bölgeden ölçüm yapma şansı tanır ancak pahalı ve erişimi zordur. Uyum ölçümünde bazı araştırmacılar dijital mikroskobu¹⁶², bazı araştırmacılar ışık mikroskobunu¹⁶³ bazı araştırmacılar ise stereo mikroskobu¹⁶⁴ tercih etmişlerdir. Yaptığımız çalışmada silikon replika tekniği kullanılarak marjinal ve internal aralık ölçümleri yapılmıştır. İnternal aralık ölçümlerinin yapılabilmesi için simantasyon prosedürünü taklit edecek şekilde akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi restorasyon iç yüzüne uygulanmış ve aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı ile model üzerine oturtulmuştur. Standardizasyonu sağlamak amacıyla her seferinde aynı uygulayıcı tarafından prosedür tekrar edilmiştir. Elde edilen replikaların marjinal ve internal aralık ölçümleri imaj büyütmesi yüksek olan ve hassas ölçümler yapılabilmesine olanak sağlayan stereo mikroskop yardımıyla $\times 20$ büyütme altında ölçülmüştür.

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde marjinal ve internal aralık için kesin belirtilmiş değerler bulunmamaktadır.¹⁶⁵⁻¹⁶⁷ May ve arkadaşları¹⁶⁵ teorikte simante edilmiş bir restorasyonun marjinal aralık değerinin 25-40 μm aralığında olması gerektiğini bildirmişlerdir, fakat klinik olarak bu durumun nadir elde edilebileceğini ifade

etmişlerdir. McLean ve arkadaşları¹⁶⁶ klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerleri 50-120 µm arasında, Björn ve arkadaşları¹⁶⁷ ise klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 200 µm'den küçük olması gerektiğini bildirmişlerdir. Yapılan araştırmalar sonucunda 60-120 µm aralığındaki değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir.^{125-129, 134} CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş tam seramik kuronlar için ise kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 90 µm'den daha az olması gerektiği bildirilmiştir.^{168, 169}

ADA (American Dental Association) kuron restorasyonlarında iç uyumun sağlanabilmesi adına tip 1 simanlar için 25 µm, tip 2 simanlar için 40 µm'den küçük siman kalınlığı olması gerektiğini bildirmiştir.¹⁶⁵ ISO standartlarına göre iç uyum değeri su bazlı simanlar için 25 µm'yi, rezin bazlı simanlar için 50 µm'yi aşmaması gerekmektedir.¹⁷⁰ Yapılan *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalar incelendiğinde elde edilen internal aralık değerlerinin çok daha yüksek olduğu görülmektedir.^{171, 172} Nakamura ve arkadaşları¹⁷² yaptıkları *in-vitro* çalışmada CAD/CAM tam seramik tek kuronlarda internal aralık değerlerinin 57-138 µm aralığında olduğunu bildirmişlerdir.

Yapılan literatür taramaları göz önüne alındığında klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 120 µm, siman kalınlığının ise olabildiğince ince ve uniform kalınlıkta olması gerektiği sonucuna varılmaktadır.^{166, 173} Bildirilen bu görüşlere göre çalışmamızda kullanılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş kuronların, lösit ile güçlendirilmiş kuronların ve monolitik zirkonyum kuronların marjinal ve internal aralık değerleri kabul edilebilir aralıklarda bulunmuştur.

CAD/CAM sistemlerinin gelişmeye başlamasıyla geleneksel ölçü yöntemlerinin yanı sıra dijital ölçü yöntemleri de kullanılmaya başlanmıştır. Marjinal ve internal aralık açısından değerlendirme yapıldığında hangi ölçü tekniğinin diğerine üstün olduğu konusunda düşünce birliğine varılamamıştır.¹⁷⁴ Dijital ölçüler; hız, etkinlik, alınan

bilgilerin arşivlenebilmesi, verilerin klinik ve laboratuvar arasında transfer edilebilmesi ve geleneksel ölçü tekniğinden daha az girişimsel olması gibi avantajlara sahiptir.¹⁷⁵ Aynı zamanda dijital ölçü tekniğiyle ölçü maddesinde ve alçı modelde meydana gelen boyutsal değişiklikler de elimine edilmiş olur. Bunun yanı sıra ağız içi dijital ölçünün hassasiyeti; bitim hattının konumu, kan ve tükürük varlığı, hasta uyumu gibi faktörlerden de etkilenmektedir.¹⁷⁶ Geleneksel ölçü teknikleri ile ağız içi tarayıcılarla elde edilen dijital ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalara bakıldığında uyum açısından her iki ölçü tekniği için bir fark gözlenmediği ancak dijital iş akışı ile üretim aşamaları elimine edildiği için yüksek güvenilirlikte restorasyonların üretildiği bildirilmiştir.¹⁷⁷⁻¹⁷⁹ Yapılan *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalarla geleneksel ve dijital ölçü tekniklerinin başarıları günümüzde halen araştırılmaya devam etmektedir.

Yuzbaşıoğlu ve arkadaşları¹⁸⁰ herhangi bir geleneksel veya dijital ölçü deneyimi olmayan 24 hasta üzerinde yaptıkları *in-vivo* çalışma ile iki farklı ölçü tekniğinin hasta tercihi ve klinik sonuçları açısından karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışma ile dijital ölçü tekniğinin geleneksel ölçü tekniğine göre zaman açısından daha verimli olduğu ve hastaların dijital ölçü tekniğini geleneksel ölçü tekniğine tercih ettikleri sonucuna varmışlardır.

Miwa ve arkadaşları¹⁸¹ yaptıkları çalışmada farklı siman kalınlıklarının marjinal ve internal aralık değerlerine etkisini araştırmışlardır. Rezin simanı 90, 120, 150 µm kalınlığında uygulayıp dijital ve geleneksel ölçü yöntemleriyle lityum disilikat kuronlar üretmişlerdir. Siman kalınlığı 120 µm olan kuronların marjinal aralık değerlerinin, siman kalınlığı 90 µm olan kuronların marjinal aralık değerlerinden daha iyi olduğunu ancak siman kalınlığının 120 µm'dan fazla olması durumunun marjinal aralık değerlerini daha fazla iyileştirmedeğini bildirmişlerdir. İnternal aralık değerleri ile siman kalınlığı arasında önemli bir ilişki olmadığını da bildirmektedirler.

Berrendero ve arkadaşları¹⁸² yaptıkları *in-vivo* çalışma ile 30 hasta üzerinde geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak zirkonyum içerikli seramik posterior tek kuronlar üretmiş ve üretilen bu kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. Kuronların marjinal ve internal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak bir fark olmadığı bildirilmiştir. Dijital ölçü yöntemiyle üretilen kuronların marjinal aralık değerinin ($106.6 \pm 69.6 \mu\text{m}$) geleneksel ölçü yöntemiyle üretilen kuronların marjinal aralık değerlerinden ($119.9 \pm 59.9 \mu\text{m}$) daha iyi olduğunu bildirmişleridir. Aynı şekilde dijital ölçü yöntemiyle üretilen kuronların internal aralık değerlerinin ($170.9 \pm 119.4 \mu\text{m}$) de geleneksel ölçü yöntemiyle üretilen kuronların internal aralık değerlerinden ($185.4 \pm 112.1 \mu\text{m}$) daha iyi olduğunu bildirmişleridir. Yapmış olduğumuz çalışmada da bu çalışma ile paralel olarak dijital ölçü teknikleri kullanarak internal aralık değerleri açısından daha uyumlu restorasyonlar üretildiği sonucuna varılmıştır.

Shembesh ve arkadaşları¹⁸³ yaptıkları *in-vitro* çalışmada çekilmiş insan dişlerini rezinin içine gömerek posterior üç üyeli köprü dizaynı elde etmişlerdir. Farklı ölçü teknikleri kullanarak zirkonyum içerikli porselen köprülerin marjinal aralık değerleri araştırılmıştır. Ölçü tarama (polivinilsiloksan ölçü), alçı model tarama (3Shape tarayıcı), farklı ağız içi tarayıcılarla (iTero ve Lava True Definition tarayıcı) üretilen köprülerin marjinal aralık değerlerini ölçmüşlerdir. Dört farklı grubun marjinal aralık değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna varılmıştır. Marjinal aralık değerlerinin yüksek olan gruptan düşük olan gruba doğru sıralanımı ölçü tarama ($81.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$), iTero tarayıcı ($62.4 \pm 5.0 \mu\text{m}$), alçı model tarama ($50.2 \pm 6.1 \mu\text{m}$), Lava True Definition tarayıcı ($26.6 \pm 4.7 \mu\text{m}$) şeklinde olduğu bildirilmiştir. Dört grubun da marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilen ($120 \mu\text{m}$) değerler içerisinde olduğu sonucuna varılmıştır.

Abdel-Azim ve arkadaşları¹⁸⁴ CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat(IPS e.max CAD) kuronların marjinal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında geleneksel ölçü (polivinilsiloksan) ve iki farklı dijital ölçü (Lava COS, iTero) tekniğini karşılaştırmışlardır. Yapılan ölçümler sonucunda, ortalama marjinal aralık değerlerinin geleneksel sistem için $112.3 \pm 35.3 \mu\text{m}$, Lava COS için $89.8 \pm 25.4 \mu\text{m}$ ve iTero için $89.6 \pm 30.1 \mu\text{m}$ olduğu belirtilmiştir. Ölçü tekniği ile marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Her iki ölçü tekniği için de elde edilen değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değerler olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar yaptıkları bu çalışmada farklı sonuçlar elde edilmesinin nedeni olarak kullanılan örnek sayısı, ölçüm sayısı, dijital sistemlerdeki görüntünün elde edilme teknolojisindeki farklılıklar (titanyumdioksit tozunun kullanılıp kullanılmaması) gibi sebeplerden kaynaklanabileceğini belirtmektedirler. Yapmış olduğumuz çalışmada, bu çalışma ile paralel olarak her iki ölçü tekniği ile üretilen kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak yapmış olduğumuz çalışmada, bu çalışmadan farklı olarak lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilendiği görülmüştür. Bu durumun kullanılan ağız içi tarayıcıların görüntüyü yakalama ve oluşturma şeklindeki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Zarauz ve arkadaşları¹⁸⁵ geleneksel silikon ölçü ve ağız içi dijital ölçü tekniklerini kullanarak ürettikleri zirkonyum esaslı tam seramik tek kuronların uyumlarını karşılaştırdıkları klinik çalışmada, ağız içi dijital ölçü ile üretilen kuronların geleneksel ölçü tekniği ile üretilenler gibi klinik olarak yeterli düzeyde marjinal ve internal aralık değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Seelbach ve arkadaşları¹⁶⁹ dijital ölçü sistemleri ile üretilen restorasyonların konvansiyonel ölçü teknikleri ile benzer uyum gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Cetik ve arkadaşları¹⁸⁶ geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak üç farklı kenar bitim şekline (shoulder, chamfer, knife-edge) sahip zirkonyum kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Belirledikleri 8 sabit noktadan elektron mikroskopuyla ölçüm yapmışlardır. Belirlenen sekiz noktanın ikisi hariç olmak üzere ölçü tekniği açısından istatistiksel olarak bir fark bulunmazken, kenar bitim şekilleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. İki ölçü tekniğinin de benzer uyum gösterdikleri, chamfer ve knife edge kenar bitim şekillerinin shoulder kenar bitim şekline göre daha iyi uyum gösterdiği sonucuna varılmıştır. Chamfer kenar bitimi ile daha da uyumlu restorasyonlar üretildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da daha uyumlu restorasyonlar üretmek için chamfer kenar bitim şekli tercih edilmiştir.

Sakornwimon ve arkadaşları¹⁷⁸ 16 hasta üzerinde yaptıkları *in-vivo* çalışmada geleneksel (PVS) ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak üretilen monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerlerini ve hasta tercihlerini değerlendirmişlerdir. Yapılan bu çalışma ile her iki ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerlerinde klinik olarak belirgin bir farkın olmadığı fakat hasta memnuniyetinin dijital ölçü yöntemlerinde daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Yapmış olduğumuz çalışmada da bu çalışma ile paralel olarak geleneksel ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerlerinin dijital ölçü tekniğiyle üretilen monolitik zirkonyum kuronlara göre daha iyi bulunmuş olsa da bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Paradies ve arkadaşları¹⁷⁶ yaptıkları *in-vivo* çalışma ile 25 hasta üzerinde geleneksel ve dijital ölçü tekniklerinin kullanarak zirkonyum içerikli seramik posterior tek kuronlar üretmiş ve üretilen bu kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. Kuronların internal aralık değerlerinin istatistiksel olarak ölçü tekniğinden etkilendiğini bildirmişleridir. Dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronların

marjinal aralık ($76.33 \pm 65.32 \text{ } \mu\text{m}$) ve internal aralık değerlerinin ($174.38 \pm 66.05 \text{ } \mu\text{m}$) geleneksel ölçü tekniği ile üretilen kuronların marjinal ($91.46 \pm 72.17 \text{ } \mu\text{m}$) ve internal aralık değerlerinden ($190.55 \pm 68.84 \text{ } \mu\text{m}$) daha iyi olduğunu bildirmişleridir.

Ng ve arkadaşları¹⁶⁸ CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat kuronların marjinal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmada konvansiyonel ölçü ve dijital ölçü tekniklerini karşılaştırmışlardır. marjinal aralık değerlerinin dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronlarda $48 \pm 25 \text{ } \mu\text{m}$, geleneksel ölçü tekniği ile üretilen kuronlarda $74 \pm 47 \text{ } \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Ölçümlerin sonucunda dijital ölçü tekniğiyle üretilen kuronların marjinal aralık değerlerinin geleneksel ölçü tekniği ile üretilen kuronların marjinal aralık değerlerinden daha iyi olduğu bildirilmiştir. Yapmış olduğumuz çalışma bu çalışma ile paralellik göstermemektedir. Yapmış olduğumuz çalışmada geleneksel ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronların dijital ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlardan daha iyi marjinal aralık değerlerine sahip oldukları sonucuna varılmıştır. Bu durumun kullanılan ana modelin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yaptığımız bu çalışmada ana model olarak fantom model ve akrilik diş kullanılırken, Ng ve arkadaşlarının¹⁶⁸ yaptıkları çalışmada zirkonyum içerikli ana model tercih edilmiştir. Ana modeldeki bu farklılık da tarama sırasında yansıma kaynaklı farklılıklar meydana getirmektedir.

Pedroche ve arkadaşları¹⁸⁷ CAD/CAM sistemiyle üretilmiş zirkonyum alt yapıların farklı ölçü teknikleri kullanarak marjinal ve internal aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. Ölçü tarama, alçı model tarama ve ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların uyum açısından değerlendirmeleri yapıldığında intraoral tarayıcıyla üretilen kuronların uyumları diğer iki gruba göre daha iyi bulunmuştur.

Ueda ve arkadaşları¹⁸⁸ çalışmalarında geleneksel ve dijital ölçü tekniğini kullanarak dört üyeli Cr-Co ve zirkonyum köprü altyapılarının marjinal ve internal aralık

değerlerine etkisini karşılaştırmışlardır. Cr-Co altyapılar için dijital ölçü tekniği (19.07 μm) geleneksel ölçü tekniğine (64.64 μm) göre marjinal aralık açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum altyapılar için ise dijital ölçü tekniği (52.50 μm) geleneksel ölçü tekniğine (72.94 μm) göre marjinal aralık açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda dijital ölçü tekniği ile üretilen Cr-Co altyapıların marjinal aralık değerlerinin zirkonyum altyapılara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi olduğu bildirilmiştir. İki ölçü tekniği de dört üyeli Cr-Co ve zirkonyum altyapılar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerleri göstermiştir.

Anadioti ve arkadaşları¹⁸⁹ yaptıkları çalışma ile geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak iki farklı üretim tekniği (IPS e.max CAD, IPS e.max Press) kullanarak üretilen lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerini araştırmışlardır. Geleneksel ölçü için polivinil siloksan ölçü maddesini, dijital ölçü için Lava COS sistemini kullanmışlardır. İki farklı ölçü tekniği ve iki farklı üretim tekniği ile üretilen toplamda 60 örneğin marjinal aralık değerleri hem üç boyutlu 3D lazer koordinat ölçüm cihazıyla hem de iki boyutlu olarak mikroskop ile değerlendirilmiştir. Gruplar arası karşılaştırma yapıldığında geleneksel ölçü tekniğiyle üretilen preslenebilir kuronların marjinal aralık değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunduğu, diğer üç grup arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Her dört grubun da marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında bulunmuştur. Anadioti ve arkadaşları¹⁹⁰ aynı çalışmayı kuronların internal aralık ölçümlerini üç boyutlu lazer koordinat ölçüm cihazı değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda ise dijital ölçü tekniğiyle üretilen preslenebilir kuronların marjinal aralık değerlerinin (211 $\pm$ 41 μm) anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Geleneksel ölçü tekniğiyle üretilen preslenebilir kuronların internal aralık değerleri 111 $\pm$ 47 μm , geleneksel ölçü tekniğiyle

üretile CAD kuronların internal aralık değeri 116±20 µm, dijital ölçü tekniğıyle üretile CAD kuronların internal aralık değeri 145±24 µm ölçülmüştür.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde çoğunlukla güncel monolitik lityum disilikat kuronların marjinal ve internal aralıklarının değeriendirmeleri yapılmıştır.^{168, 189} Yaptığımız çalışma ise farklı monolitik kuron gruplarının değeriendirmesini içermektedir. İki farklı ölçü tekniğı ve üç farklı monolitik malzeme ile marjinal ve internal aralık değeriendirmesi yapılmıştır. Geleneksel ölçü tekniğı ile üretile lityum disilikat kuronların marjinal aralık değeri 67.44±6.50 µm, internal aralık değeri ise 96.81±15.02 µm, dijital ölçü tekniğı ile üretile lityum disilikat kuronların marjinal aralık değeri 78.49±12.48 µm, internal aralık değeri ise 95.08±14.95 µm olarak bulunmuştur. Geleneksel ölçü tekniğı ile üretile lösit içeriikli cam seramik kuronların marjinal aralık değeri 82.78±8.87 µm, internal aralık değeri ise 128.87±23.85 µm, dijital ölçü tekniğı ile üretile lösit içeriikli cam seramik kuronların marjinal aralık değeri 86.20±13.76 µm, internal aralık değeri ise 119.06±13.35 µm olarak bulunmuştur. Geleneksel ölçü tekniğı ile üretile monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değeri 66.61±14.40 µm, internal aralık değeri ise 116.12±10.98 µm, dijital ölçü tekniğı ile üretile monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değeri 76.03±6.07 µm, internal aralık değeri ise 101.68±11.81 µm olarak bulunmuştur.

Alfaro ve arkadaşları¹⁹¹ yaptıkları *in-vitro* çalışma ile geleneksel ve dijital ölçü teknikleriyle üretile lityum disilikat kuronların internal aralık değerielerini micro-CT ile değeriendirmişlerdir. Dijital teknikle üretile IPS e.max CAD kuronların internal aralık değeri 12.49±1.50 mm³, dijital teknikle üretile IPS e.max Press kuronların içinternal aralık değeri 15.40±2.59 mm³, geleneksel teknikle üretile IPS e.max CAD kuronların internal aralık değeri ise 18.01±2.44 mm³ ölçülmüştür. Dijital teknikle üretile press ve cad kuronların internal aralık değeri geleneksel teknikle üretile kuronların internal aralık

değerinin daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. İnternal aralık değeri ya 2 boyutlu ölçümlerle basamak uyumu, aksiyal uyum ve okluzal uyum olarak ya da 3 boyutlu ölçümlerle hacimsel olarak belirlenebilmektedir. Mikro-CT yöntemiyle internal uyum değerlendirilmesi 3 boyutlu hacimsel olarak yapılabilir.

Svanborg ve arkadaşları¹⁹² geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak üretilen üç üyeli Cr-Co köprülerin marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Ölçümlerini internal aralık, mutlak kenar boşluğu ve servikal bölge uyumu olacak şekilde belirtmişlerdir. Servikal bölge ölçümlerinde ve internal aralık ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Geleneksel ölçü tekniğiyle üretilen kuronların mutlak marjinal aralık değeri $147 \pm 22.6 \mu\text{m}$, internal aralık değeri $117 \pm 11.6 \mu\text{m}$, dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronların mutlak marjinal aralık değeri $142 \pm 32.6 \mu\text{m}$, internal aralık değeri $93 \pm 8.2 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Servikal bölge uyumu ise geleneksel ölçü tekniğiyle üretilen kuronlarda $69 \mu\text{m}$, dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronlarda ise $44 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Ölçülen bu değerler sonucunda dijital ölçü tekniğiyle üretilen üç üyeli köprülerin geleneksel ölçü tekniğine göre daha iyi uyum gösterdiği bildirilmiştir.

Rödiger ve arkadaşları¹⁹³ 20 hasta üzerinde yaptıkları *in-vivo* çalışmada geleneksel ve dijital ölçü tekniği ile üretilen posterior zirkonyum tek kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Dijital ölçü ile üretilen kuronların internal aralık değerlerinin bazı özellikli bölgelerde (chamfer ve okluzal) geleneksel ölçü ile üretilen kuronlara göre istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Marjinal aralık açısından iki grup arasında önemli bir fark görülmemiştir. Her iki ölçü tekniği ile üretilen kuronların marjinal ve internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Ahrberg ve arkadaşları¹⁹⁴ 25 hasta üzerinde yaptıkları çift-kör, randomize *in-vivo* çalışma ile geleneksel ve dijital ölçü tekniklerinin marjinal ve internal aralık değerlerine

etkisini araştırmışlardır. 17 hastaya zirkonyum tek kuron, 8 hastaya üç üyeli zirkonyum köprü uygulanmıştır. Marjinal aralık açısından iki ölçü tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Dijital ölçü tekniğiyle üretilen grubun internal aralık değeri dijital ölçü tekniğiyle üretilen gruba göre daha iyi olduğu bulunmuştur. Her iki teknik ile üretilen kuron ve köprü protezlerinin marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu ancak dijital yöntem ile üretilenlerin marjinal aralık değerlerinden önemli derecede daha iyi olduğu bulunmuştur. Aynı zamanda dijital ölçünün hem hekim hem de hasta açısından daha az zaman kaybına sebep olduğu da bildirilmiştir.

Euan ve arkadaşları¹⁹⁵ farklı kenar bitimine (90^0 yuvarlatılmış shoulder, 45^0 chamfer) sahip zirkonyum kuronların iki farklı CAD/CAM (ölçü tarama, ağız içi tarayıcı) sistemiyle üretilen kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Shoulder kenar bitimine sahip ölçü tarama ile üretilen kuronların marjinal aralık değeri $52.66\text{ }\mu\text{m}$, shoulder kenar bitimine sahip ağız içi tarayıcı ile üretilen kuronların marjinal aralık değeri $14.98\text{ }\mu\text{m}$, chamfer kenar bitimine sahip ölçü tarama ile üretilen kuronların marjinal aralık değeri $64.06\text{ }\mu\text{m}$, chamfer kenar bitimine sahip ağız içi tarayıcı ile üretilen kuronların marjinal aralık değeri ise $18.45\text{ }\mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda ağız içi tarayıcı kullanıldığında farklı kenar bitiminin marjinal aralık değeri üzerinde bir etkisinin olmadığı ancak ölçü taranarak üretilen kuronların kenar bitim şeklinden etkilendiği sonucuna varılmıştır.

Malaguti ve arkadaşları¹⁷⁹ CAD/CAM ile üretilen zirkonyum kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında geleneksel ölçü ve dijital ölçü tekniklerini karşılaştırmışlardır. Marjinal aralık her iki yöntem için de, klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur. Araştırmacılar internal aralık değerlerinin her iki yöntemde de klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu fakat dijital ölçü teknikleri ile daha iyi uyum değerlerinin kaydedildiğini bildirmişlerdir. Yapmış

olduğumuz çalışmada da bu çalışma ile paralel olacak şekilde dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronların internal aralık değerlerinin daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Bu farklılığın geleneksel iş akışında meydana gelen sorunlardan kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Dijital iş akışında kuronların üretim süreçleri alçı model oluşturulmadan dizayn programı üzerinden tamamlanmaktadır.

E Silva ve arkadaşları¹⁹⁶ dört üye zirkonyum köprülerde geleneksel ve dijital ölçü teknikleri kullanılarak marjinal ve internal aralıklarını değerlendirdikleri çalışma sonucunda marjinal aralık değerleri açısından iki ölçü tekniği arasında istatistiksel bir fark bulunmazken, internal aralık değerleri açısından iki ölçü tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Dijital ölçü tekniği ile üretilen köprülerde daha iyi internal aralık değerleri olduğunu bildirmişlerdir.

Keul ve arkadaşları¹⁹⁷ direk ve indirek dijitalizasyonla üretilen dört üye Cr-Co ve zirkonyum altyapıların marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Direk dijitalizasyonla üretilen Cr-Co altyapıların ($56.90 \pm 27.37 \mu\text{m}$) indirek dijitalizasyonla üretilen Cr-Co altyapılara ($90.64 \pm 90.81 \mu\text{m}$) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi marjinal aralık değerleri gösterdikleri, zirkonyum altyapıların marjinal aralık değerlerinin ise direk veya indirek dijitalizasyon tekniğinden etkilenmediği belirtilmiştir. Cr-Co altyapıların zirkonyum altyapılara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi uyum gösterdiği bildirilmiştir.

Yus ve arkadaşları¹⁹⁸ yaptıkları çalışma ile ölçü ve alçı model tarayarak CAD/CAM sistemi ile üretilen monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Ölçü taranarak elde edilen kuronların marjinal aralık değerleri ($22.42 \pm 35.65 \mu\text{m}$) ile alçı model taranarak elde edilen kuronların marjinal aralık değerleri ($8.94 \pm 14.69 \mu\text{m}$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Her iki grubun marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerler içerisindedir.

Kim ve arkadaşları¹⁹⁹ geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak üretilen posterior lityum disilikat tek kuronların micro-CT ile marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Geleneksel ölçü tekniği kullanılarak polivinil siloksan ölçü maddesi ve kayıp mum tekniğiyle IPS e.max Press, laboratuvar tarayıcısı ile ölçü taranarak IPS e.max CAD kuronlar üretilmiştir. Dijital ölçü tekniği kullanılarak iki farklı ağız içi tarayıcı (CS3500, Trios) ile IPS e.max CAD kuronlar üretilmiştir. Tamamı geleneksel yöntemle üretilen kuronların marjinal aralık değeri $176.1 \pm 151.6 \mu\text{m}$, internal aralık değeri $31.4 \pm 3.1 \text{ mm}^3$, laboratuvar tarayıcısıyla ölçü taranarak üretilen kuronların marjinal aralık değeri $207.8 \pm 117.5 \mu\text{m}$, internal aralık değeri $29.1 \pm 6.9 \text{ mm}^3$, CS3500 ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların marjinal aralık değeri $129.6 \pm 63.8 \mu\text{m}$ internal aralık değeri $25.3 \pm 8.3 \text{ mm}^3$, Trios ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların marjinal aralık değeri $200.9 \pm 110.1 \mu\text{m}$ internal aralık değeri $40.7 \pm 7.5 \text{ mm}^3$ olarak ölçülmüştür. Elde edilen bu ölçümler sonucunda CS3500 ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların marjinal aralık değeri diğer üç gruptaki kuronların marjinal aralık değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi bulunmuştur. İki ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların internal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. CS3500 tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların internal aralık değeri Trios tarayıcı kullanılarak üretilen kuronların internal aralık değerinden daha iyi bulunmuştur.

Arezoobakhsh ve arkadaşları²⁰⁰ geleneksel ve dijital ölçü tekniklerini kullanarak üretilen üç üyeli zirkonyum altyapıların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Geleneksel ölçü tekniği ile elde edilen modeller ölçü alındıktan sonra ölçü taranarak ve alçı model taranarak elde edilmiştir. Dijital ölçü tekniğinde de ise Trios ve CS3600 ağız içi tarayıcılar kullanılarak altyapılar üretilmiştir. Elde edilen altyapıların uyumları silikon replika tekniği ve stereomikroskop ile x50 büyütme ile değerlendirilmiştir. Alçı model taramayla ($106 \pm 45 \mu\text{m}$) elde edilen altyapıların marjinal

aralık değerleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulunmuştur. Trios ($60\pm15\ \mu\text{m}$) ve CS3600 ($55\pm13\ \mu\text{m}$) ağız içi tarayıcıyla elde edilen altyapıların marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Mid-okluzal ve aksio-okluzal bölgede internal aralık değeri Trios ($104\pm27\ \mu\text{m}$ - $126\pm31\ \mu\text{m}$) ve CS3600 ($128\pm16\ \mu\text{m}$ - $147\pm28\ \mu\text{m}$) tarayıcılarla üretilen altyapılarda ölçü tarama ($238\pm92\ \mu\text{m}$ - $227\pm95\ \mu\text{m}$) ve alçı taramayla ($248\pm71\ \mu\text{m}$ - $216\pm68\ \mu\text{m}$) üretilen altyapılara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi bulunmuştur. Mid-aksial bölgede Trios ($70\pm15\ \mu\text{m}$) ve CS3600 ($72\pm23\ \mu\text{m}$) ağız içi tarayıcı internal aralık değerleri açısından yakın değerler gösterirken ölçü tarama ($88\pm31\ \mu\text{m}$) ve alçı tarama ($85\pm30\ \mu\text{m}$) ile elde edilen altyapıların internal aralık değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi bulunmuştur. Sonuç olarak, Trios ve CS3600 ağız içi tarayıcılar kullanılarak üretilen altyapıların marjinal ve internal aralık değerleri ölçü ve alçı taranmasıyla elde edilen altyapılara göre daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Yaptığımız çalışmada ağız içi tarayıcı olarak CS3600 kullanılmıştır. Her üç gruptaki kuronların internal aralık değeri CS3600 ağız içi tarayıcı kullanılarak üretildiğinde geleneksel ölçü tekniğine göre daha iyi internal aralık değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

Zeltner ve arkadaşları²⁰¹ 10 katılımcı ile yaptıkları randomize kontrol in vivo çalışmada geleneksel ölçü tekniği ve farklı dijital ölçü teknikleriyle (Lava, iTero, CEREC, CEREC inLab) üretilen lityum disilikat kuronların marjinal ve internal aralıklarını karşılaştırmışlardır. Ölçüm yerleri için marjinal, 4 farklı noktadan ölçüm yaparak shoulder, 5 farklı noktadan ölçüm yaparak aksial, 4 farklı noktadan ölçüm yaparak cusp ve 5 farklı noktadan ölçüm yaparak okluzal uyum değerlerini belirlemişlerdir. Marjinal aralık açısından karşılaştırmalar yapıldığında geleneksel ve dijital teknik ile üretilen kuronların marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak

anlamlı fark bulunmamıştır. Kusp ve okluzal alandaki internal aralık değerlerine bakıldığında geleneksel ölçü tekniğiyle üretilen kuronların dijital ölçü tekniğiyle üretilen kuronlara göre daha iyi uyum gösterdiği sonucuna varılmıştır. İki farklı CEREC sistemi karşılaştırıldığında CEREC inLab sistemi ile üretilen kuronların direk klinikte CEREC istemi ile üretilen kuronlardan daha iyi uyum gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Dahl ve arkadaşları²⁰² geleneksel ölçü tekniği ve geleneksel yöntemlerle üretilen kuronlar ile dijital ölçü tekniği ve CAD/CAM sistemleri ile üretilen kuronların uyumlarını üçlü tarama protokolü kullanarak karşılaştırmışlardır. Kontrol grubu olarak kayıp mum döküm yöntemiyle ve geleneksel ölçü tekniği ile üretilen Cr-Co kuronların, deney grubu olarak dijital ölçü tekniğiyle CAD/CAM sisteminde üretilen millenmiş yarı sinterlenmiş zirkonya, millenmiş tam sinterlenmiş zirkonya, millenmiş lityum disilikat, millenmiş Cr-Co ve lazerle sinterlenmiş Cr-Co kuronların uyumlarını değerlendirmişlerdir. Kuronlar tabakalanmadan ölçümler yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda geleneksel ölçü tekniği ve geleneksel yöntemlerle üretilen kuronların internal aralık değerleri dijital ölçü ve CAD/CAM sistemiyle üretilen kuronlara göre daha uyumlu olduğu bildirilmiştir.

Kim ve arkadaşları²⁰³ geleneksel ve dijital ölçü tekniğiyle üretilen CAD/CAM palladyum gümüş (Pd-Ag) ve döküm altın (Au) kuronların internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Yapılan bu çalışmanın sonucunda internal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği ancak üretim tekniğinden etkilenmediği sonucuna varılmıştır. Geleneksel ölçü tekniği ile üretilen kuronların internal aralık değerlerinin dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronlara göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Yun ve arkadaşları²⁰⁴ benzer şekilde geleneksel ve dijital ölçü teknikleri ile üretilen döküm altın kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Her iki ölçü tekniği ile üretilen döküm altın kuronların marjinal ve

internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulunurken dijital ölçü tekniği ile üretilen kuronların okluzal bölgede belirgin şekilde daha az internal aralık uyumu gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Mohaghegh ve arkadaşları²⁰⁵ yaptıkları çalışma ile tabakalı şekilde üretilen ve farklı kalınlıkta monolitik şekilde üretilen kuronların marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. CAD-CAM sistemi kullanılarak 1 mm kalınlığında katmanlı zirkonya, 1 mm kalınlığında monolitik zirkonya ve 0,5 mm kalınlığında monolitik zirkonya olmak üzere üç grupta 30 kuron (n=10) üzerinde marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Yapılan ölçümler sonucunda 1 mm kalınlığında katmanlı zirkonya ile 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya ve 0.5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kuronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya ile 0.5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Üç gruptaki kuronların da marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde. Monolitik zirkonya kuronların iki farklı kalınlığının restorasyonun marjinal aralık değerleri üzerinde önemli bir etkisi olmazken; monolitik zirkonya kuronlar tabakalı şekilde üretilen zirkonya kuronlardan daha iyi marjinal aralık değeri gösterdiği sonucuna varılmıştır. Yapmış olduğumuz çalışmada da tabakalama tekniğinden kaynaklanabilecek problemleri ortadan kaldırmak için monolitik blok gruplar tercih edilmiştir. Aynı zamanda yapmış olduğumuz bu çalışmada, Mohaghegh ve arkadaşlarının²⁰⁵ çalışmaları ile paralel olacak şekilde kullanılan üç farklı monolitik kuron grubundan en iyi marjinal aralık değerinin monolitik zirkonyum kuron grubunda olduğu görülmüştür.

Ferrairo ve arkadaşları²⁰⁶ 4 farklı CAD/CAM sistem kullanarak monolitik lityum disilikat kuronların hem micro-CT ile hem de silikon replika tekniği ile marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışma için Ceramill, Cerec, EDG ve

Zirkonzahn sistemlerini kullanarak alt çene 1. Molar için monolitik lityum disilikat kuronlar üretilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda dört CAD/CAM sistem ile de üretilen kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu, Zirkonzahn sistemle üretilen kuronların hem micro-CT hem de silikon replika teknikte internal aralık değerlerinin daha uniform olduğu, hem micro-CT hem de silikon replika tekniğinin monolitik kuronların marjinal ve internal aralıklarının değerlendirilmesinde uygun iki teknik olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada marjinal ve internal aralık değerlendirilmesinde kolay, ucuz ve güvenilir olması sebebiyle silikon replika tekniği tercih edilmiştir.

CAD/CAM sistemlerinde restorasyonun tasarlanmasında kullanılan yazılım ve tarayıcıdan kaynaklanan kısıtlamalar, aşındırıcı ünitenin çalışma hassasiyeti üretilen restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerini etkilemektedir.⁸¹ Yaptığımız çalışmada standardın sağlanması amacıyla üç farklı monolitik kuron grubu da aynı frezeleme ünitesinde kazınıp aynı CAD/CAM cihazıyla üretilerek marjinal ve internal aralık değerlendirmesi yapılmıştır.

Özal ve arkadaşları²⁰⁷ yaptıkları çalışma ile ağız içi ve ağız dışı tarayıcı kullanarak ürettikleri üç üyeli monolitik zirkonyum köprülerin marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Klinik senaryoyu taklit etmek amacıyla fantom model üzerinde üst çene sağ kanin ve ikinci premolar diş kesim prensipleri doğrultusunda restore edilmiştir. CEREC AC Omnicam (OMNI), CEREC Primescan AC (PS), 3Shape Trios 3 (T3), 3Shape Trios 4 (T4) olmak üzere dört farklı ağız içi tarayıcı ile CEREC InEos X5 ve 3Shape D900L olmak üzere iki farklı ağız dışı tarayıcı kullanmışlardır. Ağız dışı tarayıcılar kontrol grubu olarak seçilmiştir. OMNI ve PS ağız içi tarayıcı grupları için kontrol grubu olarak InEos X5 ağız dışı tarayıcı, T3 ve T4 ağız içi tarayıcı grupları için D900L ağız dışı tarayıcı kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda

marjinal aralık açısından, kanin dişindeki ölçümlerin, ağız içi tarayıcılarla ağız dışı tarayıcılara göre daha iyi uyum gösterdiği, ancak ağız içi tarayıcılar arasında bir fark olmadığı belirtilmiştir. Premolar diş için PS ağız içi tarayıcı ile en düşük marginal ($86.9 \pm 19.2 \mu\text{m}$) ve aksiyal ($92.4 \pm 14.8 \mu\text{m}$), T4 ağız içi tarayıcı ile en düşük aksio-okluzal ($89.4 \pm 15.6 \mu\text{m}$) ve okluzal ($89.1 \pm 13.9 \mu\text{m}$) değerler ölçülmüştür. Hem kanin dişte hem de premolar dişte D900L ağız dışı tarayıcı ile marjinal ve internal aralık açısından değişken değerler bulunmuştur. Genel olarak marjinal ve internal aralık açısından ağız içi tarayıcılar ile ağız dışı tarayıcılara göre daha iyi uyum değerleri ölçülmüştür. D900L ağız dışı tarayıcı hariç diğer tarayıcılarla elde edilen değerler klinik olarak kabul edilen değerler dahilindedir. Bu çalışma yapmış olduğumuz çalışma ile internal aralık değerleri açısından paralellik göstermektedir. Yapmış olduğumuz çalışmada monolitik zirkonyum kuronların internal aralık değerleri dijital ölçü teknikleriyle, marjinal aralık değerleri ise geleneksel ölçü tekniği ile daha başarılı bulunmuştur. Marjinal aralık değerlerindeki farklılığın sebebi olarak çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum bloklarının farklı olması düşünülmektedir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum blok yarı sinterize blok olduğundan sinterleme sonrası bir miktar büzülme göstermektedir. Bu durum da uyumun bozulmasına neden olabilmektedir. Özal ve arkadaşlarının²⁰⁷ çalışmalarında tercih edilen monolitik zirkonyum blok tam sinterlenmiştir. Tam sinterlenmiş bloklarda sinterleme, aşındırma işleminden önce olduğu için büzülme meydana gelmez ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilir.

Rayyan ve arkadaşları²⁰⁸ yaptıkları çalışma ile monolitik zirkonyum (HTZ grup) ve porselen kaplamalı zirkonyum kuronların (PVZ grup) marjinal aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. HTZ grup ($23.54 \pm 7.57 \mu\text{m}$) için marjinal aralık değerleri PVZ gruba ($39.62 \pm 18.98 \mu\text{m}$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi bulunmuştur. Monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerleri porselen kaplamalı zirkonyum

kuronlara göre daha iyi bulunmuş olsa da her iki grup içinde ölçülen değerler klinik olarak kabul edilen değerler dahilindedir. Yapılan çalışmalarda farklı iki malzemenin tabakalanarak kuron üretilmesi durumlarında benzer olmayan bu iki malzeme arasında chipping, kırılma, delaminasyon, çatlak oluşumu gibi problemler gözlenmektedir.^{6, 7} Yapmış olduğumuz çalışma ile bu problemleri elimine edebilmek adına kullanılan malzemelerin hepsi monolitik malzemeler olarak tercih edilmiştir.

Freire ve arkadaşları²⁰⁹ yaptıkları çalışma ile ağız içi ve ağız dışı tarayıcı kullanarak üretilen monolitik zirkonyum ve monolitik lityum disilikat kuronların marjinal aralıklarını değerlendirmiştir. Restoratif materyalden bağımsız olarak ağız içi tarayıcı ile elde edilen kuronların marjinal aralık değerleri ağız dışı tarayıcı ile elde edilen kuronların marjinal aralık değerlerinden daha iyi olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, tarayıcılar arasında lityum disilikat ve monolitik zirkonyum kuronlar arasında marjinal aralık değerleri açısından bir fark gözlenmemiştir. Bu çalışma yapmış olduğumuz çalışma ile paralelik göstermemektedir. Yapmış olduğumuz çalışmada geleneksel ölçü teknikleri ile üretilen kuronların marjinal aralık değerleri daha başarılı olduğu görülmüştür. Bu farklılığın sebebi olarak kullanılan blok gruplarının ve tarayıcıların farklılığı olduğunu düşünmekteyiz.

Freire ve arkadaşları²¹⁰ yaptıkları bir diğer çalışmada CAD/CAM sistemiyle üretilen monolitik kuronların (monolitik zirkonyum ve lityum disilikat) ve metal altyapılı seramik kuronların marjinal aralık değerlerini karşılaştırmıştır. Üç grup arasında marjinal aralık açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Lityum disilikat kuronların marjinal aralık değeri ($27.95 \pm 9.37 \mu\text{m}$) monolitik zirkonyum kuronlara ($58.05 \pm 16.6 \mu\text{m}$) ve metal seramik kuronlara ($57.42 \pm 19.28 \mu\text{m}$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi bulunmuştur. Her üç gruptaki kuronların marjinal aralık değeri de klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında bulunmuştur. Yapmış olduğumuz çalışma bu çalışma ile

paralellik göstermemektedir. Yapmış olduğumuz çalışmada monolitik zirkonyum kuronların lityum disilikat kuronlardan daha iyi marjinal aralık değeri gösterdiği görülmektedir. Bu durumun sebebi olarak ölçümlerdeki yöntem farklılığının olduğunu düşünmekteyiz. Bu çalışmada ölçümler örnekler cam iyonomer simantasyon ile simante edildikten sonra yapılmıştır. Bununla beraber ölçümler yüksek çözümleme gücü ile detaylı inceleme imkanı sağlayan elektron mikroskobu ile yapılmıştır. Yapmış olduğumuz çalışmada ise ölçümler kuronlar simante edilmeden ve stereomikroskop altında yapılmıştır.

Marjinal ve internal aralık değerleri aynı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen farklı malzemelerde farklı sonuçlar vermektedir. Malzemelerin üretim tekniklerinin farklılığı, üretim aşamasında fırınlama gibi farklı işlemlere tabi tutulması, malzemelerin yüzey sertliklerinin farklı oluşu marjinal ve internal aralık değerlerindeki farklılıkların sebebi olabilir. Yapmış olduğumuz çalışmada her iki ölçü tekniği için marjinal aralık değerleri açısından en başarılı kuronların monolitik zirkonyum kuronlar, internal aralık değerleri açısından en başarılı kuronların lityum disilikat kuronlar olduğu, en başarısız kuronların ise lösit içerikli kuronların olduğu görülmektedir. Lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerinin başarılı olmasının sebebi olarak malzemenin yumuşak olması sebebiyle hızlı frezelenebilmesi ve bükülmeye karşı direncinin yüksek olması düşünülmektedir. Lösit içerikli kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin başarısız olmasının sebebi olarak üretim aşamasındaki presleme işlemine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde hangi ölçü tekniği ile marjinal ve internal aralık değerleri açısından daha başarılı restorasyonlar üretildiği hakkında bir fikir birliği yoktur. Bazı çalışmalarda geleneksel ölçü tekniği¹⁸⁹ ile bazı çalışmalarda dijital ölçü tekniği^{128, 168, 176, 188, 190} ile marjinal ve internal aralık açısından daha başarılı restorasyonlar üretildiği

bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda ise ölçü tekniğinin marjinal ve internal aralık açısından farklılık yaratmadığı bildirilmiştir.¹⁸²⁻¹⁸⁵ Yaptığımız çalışmada geleneksel ve dijital ölçü teknikleri arasında marjinal ve internal aralık açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Marjinal aralık değerleri açısından bakıldığında geleneksel ölçü tekniği ile internal aralık değerleri açısından bakıldığında dijital ölçü tekniği ile daha uyumlu restorasyonlar üretildiği sonucuna varılmıştır. Marjinal aralık değerleri açısından en uyumlu restorasyonlar geleneksel ölçü tekniği ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlarda, internal aralık değerleri açısından en uyumlu restorasyonlar dijital ölçü tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronlarda ölçülmüştür.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde yalnızca marjinal aralıkların ya da yalnızca internal aralıkların değerlendirildiği çalışmalar olduğu gibi marjinal ve internal aralıklarının birlikte değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur.^{178, 190, 193} Rödiger ve arkadaşları¹⁹³ farklı ölçü tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında üretilen zirkonyum kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Sakornwimon ve arkadaşları¹⁷⁸ ise benzer şekilde farklı ölçü tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında üretilen zirkonyum kuronların yalnızca marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Anadioti ve arkadaşları¹⁹⁰ ise farklı ölçü teknikleri ile üretilen lityum disilikat kuronların yalnızca internal aralıklarını değerlendirmiştir. Yapmış olduğumuz çalışmada marjinal ve internal aralıklarını birlikte değerlendirilmiştir. Kuronların simante edilip edilmemesi, kullanılan simanın çeşidi, kuronlar CAD/CAM sistemi ile üretiliyor ise seçilen siman kalınlığının ne kadar olduğu internal aralık değerlendirilmesinde önem kazanmaktadır. Farklı siman kalınlıklarının restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerine etkisinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur.¹⁸¹ Yapmış olduğumuz çalışmada internal aralık değerlerinin yüksek çıkmasının sebebini kuronların simante edilmeden ölçüm yapılmış olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Yapmış olduğumuz çalışma *in vitro* bir çalışmadır. Bulunan marjinal ve internal aralık değerleri literatürde belirtilen klinik olarak kabul edilen değerler içerisinde ancak ölçü alımı sırasında hastadan kaynaklanan durumlar, kan ve tükürük varlığı, kuronların simante edilmeden kenar ve iç uyum ölçümlerinin yapılmış olması bu çalışmanın sınırlılıklarıdır. Ağız içi koşulların üretilen kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini etkileyeceği düşünülmektedir. Bu sebepten yapılan bu çalışmanın klinik olarak da desteklenmesi gerekmektedir.

Yapmış olduğumuz çalışma tek kuronların değerlendirilmesi ile sınırlıdır. Birden fazla üye veya tam ark restorasyonlar ile genişletilmelidir. Çalışmamızda kullanılan güncel monolitik blok grupları hakkında daha fazla çalışma yapılmalıdır. Özellikle lösit içerikli cam seramikler kullanılarak üretilen restorasyonların klinik olarak daha çok araştırılması gerekmektedir.

Uyum ölçümünde kullanılan silikon replika tekniği her ne kadar kolay ucuz ve güvenilir bir yöntem olsa da ölçümlerin aynı noktadan yapılması ile ilgili standardının sağlanamaması gibi sınırlılığa sahiptir.

Restoratif malzemenin türü, diş tipi, diş hazırlığı, bitiş çizgisi ve konfigürasyonu, farklı CAD/CAM teknikleri, farklı ölçüm noktaları ve ölçüm teknikleri gibi değişkenlerin etkisini hesaba katan ileri çalışmalar önerilmektedir. Teknolojik ilerlemeler ile birlikte daha yaygın kullanım alanı bulan CAD/CAM sistemleri ve bu sistemler ile kullanılan güncel tam seramik sistemler ile ilgili yeni çalışmalara gereksinim vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sabit protezlerde kullanılan farklı ölçü teknikleri ve farklı tip malzemeler ile üretilen kuronların marjinal ve internal aralıklarının değerlendirilmesini amaçlayan bu çalışmanın sınırları dahilinde;

1. Lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenirken, monolitik zirkonyum ve lösit içerikli cam seramik kuronların marjinal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenmediği,
2. Monolitik zirkonyum kuronların internal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenirken, lityum disilikat ve lösit içerikli cam seramik kuronların internal aralık değerlerinin ölçü tekniğinden etkilenmediği,
3. Marjinal aralık değerleri açısından ön bölgede daha uyumlu restorasyonlar üretilmesi için geleneksel ölçü tekniğinin kullanılması,
4. İnternal aralık değerleri açısından ön bölgede daha uyumlu restorasyonlar üretilmesi için dijital ölçü tekniğinin kullanılması,
5. Monolitik zirkonyum kuronların marjinal aralık değerleri açısından, lityum disilikat kuronların internal aralık değerleri açısından daha uyumlu restorasyonlar olduğu,
6. İki farklı ölçü tekniği ile üretilen bütün kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin literatürlerde kabul edilen klinik değerler dahilinde ölçüm değerleri gösterdiği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010, 23.
2. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International Dental Journal*. 2000, 50:361-366.
3. Çağlar İ, Duymuş ZY, Sabit A. Diş hekimliğinde kullanılan ölçü sistemlerinde güncel yaklaşımlar: dijital ölçü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015, 25:135-140.
4. Ueda K, Gueth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental materials journal*. 2015:2014-2238.
5. Rad FAA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *The Saudi Dental Journal*. 2015, 27:63-69.
6. Ha S-R. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015, 7:475-483.
7. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *International journal of dentistry*. 2015, 2015.
8. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*. 2015, 16:215-222.
9. Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015, 113:86-90.
10. Lameira DP, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed research international*. 2015, 2015.
11. Pihlaja J, Näpänkangas R, Raustia A. Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016, 116:40-46.
12. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend contin educ dent*. 2008, 29:494-496.
13. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011, 20:153-160.
14. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*, ed., Elsevier Health Sciences, 2012.
15. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*, ed., Elsevier Health Sciences, 2014.
16. Myers G, Peyton F. Physical properties of the zinc oxide-eugenol impression pastes. *Journal of Dental Research*. 1961, 40:39-48.

17. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007, 51:629-642.
18. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental Clinics*. 2004, 48:445-470.
19. Burgess JO. Impression material basics. *Inside Dentistry*. 2005, 1:30-33.
20. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010, 103:228-239.
21. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clinical oral investigations*. 2013, 17:2119-2125.
22. Bolding SL. Advanced digital implant dentistry. *Tillgänglig på: <http://tinyurl.com/c7ybnop>*. 2012.
23. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical oral investigations*. 2013, 17:1201-1208.
24. e Silva JSA, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LCC, Güth J-F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*. 2014, 18:515-523.
25. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*. 2015, 24:313-321.
26. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC oral health*. 2017, 17:1-13.
27. Kim RJ-Y, Benic GI, Park J-M. Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position. *PloS one*. 2019, 14:e0222070.
28. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*. 2015, 18:101-129.
29. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018, 30:113-118.
30. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008, 204:505-511.
31. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM–Fillings of the future? *International Dental Journal*. 1997, 47:247-258.
32. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*. 1999, 2:9.
33. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988, 117:715-720.

34. Mörmann WH. *State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC;[electronic Posters Included on CD-ROM]*, ed., Quintessence, 2006.
35. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*. 2001, 132:1301-1303.
36. Kalayci BB, Bayindir F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 25:129-136.
37. Ateş SM. Değişik yöntemlerle hazırlanmış metal alt yapılar ile zirkonya esaslı alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumların karşılaştırılması. Protetik diş tedavisi. doctorate, Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
38. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009, 28:44-56.
39. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006, 137:1289-1296.
40. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006, 137:14S-21S.
41. Karatasli Ö, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dental materials journal*. 2011, 30:97-102.
42. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J, Cockerill J. Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Louis. Mosby, Inc. 2001, 2001:380-416.
43. Çelik G, Tuğrul S, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013, 16:74-82.
44. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2008, 29:482, 484, 486-488 passim.
45. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*. 2011, 86:27-38.
46. Suárez MJJ, Vernimmen FS, Merchán EAR. Comparison of marginal fit of zirconia copings manufactured with the use of two CAD/CAM systems Cerec InLab (Sirona®) CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn®) and Zirkograph 025 ECO pantographic system (manual milling system)(Zirkonzahn®). *Revista Odontológica Mexicana*. 2015, 19:240-245.
47. Terry DA. CAD/CAM Systems, Materials, and Clinical Guidelines for All-Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures. *Compendium*. 2002, 23:637-652.
48. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *Journal of dentistry*. 1992, 20:370-374.
49. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal M, Rekow E, Thompson V. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of Dental Research*. 2002, 81:433-438.

50. Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005, 32:180-187.
51. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *Journal of dentistry*. 1997, 25:91-95.
52. Aidsman IK. Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977, 38:66-109.
53. Stephen F, Martin F, Junhei F. Contemporary fixed prosthodontics. *St Louis, Mo: Mosby Elsevier*. 2006.
54. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004, 91:136-143.
55. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, Twain M. The Glossary of Prosthodontic Terms.
56. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *The nature of dental ceramics and their clinical use*. 1979:79-82.
57. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015, 3:13-18.
58. Craig RG. Restorative dental materials *Restorative materials-Ceramics* 13th Edition, Elsevier, 2012:253-275
59. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005, 22:41-48.
60. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*. 1993, 515.
61. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015, 28.
62. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996, 75:18-32.
63. Mak M, Qualtrough A, Burke F. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence International*. 1997, 28.
64. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *International Journal of Prosthodontics*. 1994, 7.
65. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003, 89:374-380.
66. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 1997, 219:192-197.
67. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*. 2011, 55:333-352.
68. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*. 2002, 46:405-426, viii.

69. Von Schroeter P, Jürgensen B, Zöllner M. Cercon move-A Navigation Aid for Dental CAD Applications Cercon tome-eine Oräentierungshälfe für dentale CAD-Anwendungen. *International journal of computerized dentistry*. 2004, 7:371-377.
70. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002, 88:4-9.
71. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001, 86:624-631.
72. Denissen H, Wijnhoff G, Veldhuis A, Kalk W. Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993, 69:464-468.
73. Uctasli S, Wilson H, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1996, 23:257-261.
74. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004, 20:449-456.
75. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass–ceramic fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002, 29:951-955.
76. Mounajjed R, Layton DM, Azar B. The marginal fit of E. max press and E. max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dental materials journal*. 2016, 35:835-844.
77. Santos Jr GC, Santos Jr M, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*. 2013, 61:36.
78. El-Meliegy E, Van Noort R. *Glasses and glass ceramics for medical applications*, ed., Springer science & business media, 2011.
79. Quinn J, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental materials*. 2003, 19:603-611.
80. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*. 2010, 141:10S-14S.
81. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007, 98:389-404.
82. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2008, 139:S8-S13.
83. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999, 20:1-25.
84. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009, 4.

85. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004, 25:5539-5545.
86. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental materials*. 1998, 14:64-71.
87. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*. 2008, 24:289-298.
88. Schubert H, Frey F. Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. *Journal of the European Ceramic Society*. 2005, 25:1597-1602.
89. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008, 24:299-307.
90. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena Jn, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *Journal of the European Ceramic Society*. 2003, 23:2975-2982.
91. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*. 1989, 23:45-61.
92. Kondoh J, Shiota H, Kawachi K, Nakatani T. Ytria concentration dependence of tensile strength in yttria-stabilized zirconia. *Journal of alloys and compounds*. 2004, 365:253-258.
93. Robin C, Scherrer SS, Wiskott H, De Rijk W, Belser U. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dental materials*. 2002, 18:389-395.
94. Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*. 2010, 26:807-820.
95. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative dentistry*. 2005, 30:382-388.
96. Heuer A, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*. 1982, 65:642-650.
97. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*. 1996, 79:2331-2340.
98. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental materials*. 2002, 18:590-595.
99. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel J. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007, 34:841-847.
100. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental materials*. 2009, 25:857-862.

101. Pereira G, Venturini A, Silvestri T, Dapieve K, Montagner A, Soares F, Valandro L. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016, 55:151-163.
102. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014, 112:1377-1384.
103. Ebeid K, Wille S, Salah T, Wahsh M, Zohdy M, Kern M. Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of prosthodontic research*. 2018, 62:210-217.
104. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials*. 1999, 15:426-433.
105. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science and Engineering: A*. 2003, 345:155-163.
106. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2000, 379:94-112.
107. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*. 2004, 48:viii, 531-544.
108. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003, 90:247-254.
109. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVDd, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2019, 28:e587-e594.
110. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental materials*. 2012, 28:102-111.
111. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2014, 27.
112. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental materials*. 2015, 31:603-623.
113. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental materials*. 2015, 31:624-639.
114. Santos N. Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: A systematic review. *Quintessence Int*. 2016, 47:395-405.
115. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*. 2013, 29:1201-1208.

116. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*. 2016, 30:644-652.
117. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014, 112:770-777.
118. Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2014, 41:314-322.
119. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research (0970-938X)*. 2016, 27.
120. 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.
121. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*. 2014, 42:684-690.
122. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010, 37:866-876.
123. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000, 83:40-49.
124. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, von Steyern PV. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005, 32:753-758.
125. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2006, 15:155-163.
126. Akin A, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of maxillary anterior single all-ceramic crowns and 2-year randomized controlled clinical trial. *Journal of Prosthodontics*. 2015, 24:345-350.
127. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JL. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010, 104:216-227.
128. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clinical oral investigations*. 2016, 20:1495-1504.
129. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of dentistry*. 2010, 38:553-559.
130. Song T-J, Kwon T-K, Yang J-H, Han J-S, Lee J-B, Kim S-H, Yeo I-S. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *The journal of advanced prosthodontics*. 2013, 5:219.

131. An S, Kim S, Choi H, Lee J-H, Moon H-S. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014, 112:1171-1175.
132. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989, 62:405-408.
133. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000, 83:362-366.
134. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010, 25.
135. Hayashi M, Wilson N, Ebisu S, Watts D. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *Journal of dentistry*. 2005, 33:669-674.
136. Rappold A, Ripps A, Ireland E. Explorer sharpness as related to margin evaluations. *Operative dentistry*. 1992, 17:2-6.
137. Lang BR, Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995, 73:49-54.
138. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1996, 17:779-782, 784.
139. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. 2006.
140. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991, 66:426-431.
141. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005, 93:346-355.
142. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999, 81:7-13.
143. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls 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. *International Journal of Prosthodontics*. 2004, 17.
144. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*. 2001, 10:85-92.
145. Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dental materials journal*. 2008, 27:422-426.
146. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British dental journal*. 2004, 196:766-770.
147. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: A clinical and in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993, 51:201-206.

148. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns–validation of the silicone replica method. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008, 35:116-122.
149. Mou S-H, Chai T, Wang J-S, Shiau Y-Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002, 87:248-255.
150. Farjood E, Vojdani M, Torabi K, Khaledi AAR. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017, 117:164-170.
151. 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. *Journal of Prosthodontics*. 2013, 22:419-428.
152. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*. 2007, 18:218-231.
153. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2000, 13.
154. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013, 110:447-454. e410.
155. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, ed., Quintessence Publishing Company Chicago, IL, 1997.
156. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001, 85:363-376.
157. Kj A. Phillips' science of dental materials. *St Louis: WB Saunders*. 2003, 596:41-43.
158. Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Al Omari WM, Baba NZ. Comparison of the fit of lithium disilicate crowns made from conventional, digital, or conventional/digital techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2019, 28:e580-e586.
159. Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC. Marginal fit comparison of CAD/CAM crowns milled from two different materials. *Journal of Prosthodontics*. 2018, 27:421-428.
160. Nam S-J, Yoon M-J, Kim W-H, Ryu G-J, Bang M-K, Huh J-B. Marginal and Internal Fit of Conventional Metal-Ceramic and Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 2015, 28.
161. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992, 67:594-599.
162. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HAEM, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013, 109:83-87.

163. Colpani JT, Borba M, Della Bona Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental materials*. 2013, 29:174-180.
164. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015, 113:623-627.
165. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998, 80:394-404.
166. McLean J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br dent j*. 1971, 131:107-111.
167. Björn A-L, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk revy*. 1970, 21:337-346.
168. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014, 112:555-560.
169. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical oral investigations*. 2013, 17:1759-1764.
170. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009, 101:189-192.
171. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005, 32:526-530.
172. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, Yatani H. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dental materials journal*. 2005, 24:456-459.
173. Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001, 85:82-87.
174. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*. 2006, 137:7S-13S.
175. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2012, 23:e575-e579.
176. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *Journal of dentistry*. 2015, 43:201-208.
177. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*. 2015, 46.
178. Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017, 118:386-391.
179. Malaguti G, Rossi R, Marziali B, Esposito A, Bruno G, Dariol C, Di Fiore A. In vitro evaluation of prosthodontic impression on natural dentition: a comparison between traditional and digital techniques. *ORAL & implantology*. 2016, 9:21.

180. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*. 2014, 14:1-7.
181. Miwa A, Kori H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Matsushita Y, Koyano K. Fit of e.max Crowns Fabricated Using Conventional and CAD/CAM Technology: A Comparative Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016, 29:602-607.
182. Berrendero S, Salido M, Valverde A, Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clinical oral investigations*. 2016, 20:2403-2410.
183. Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. *Journal of Prosthodontics*. 2017, 26:581-586.
184. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015, 114:554-559.
185. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clinical oral investigations*. 2016, 20:799-806.
186. Cetik S, Bahrami B, Fossoyeux I, Atash R. Adaptation of zirconia crowns created by conventional versus optical impression: in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*. 2017, 9:208-216.
187. Pedroche LO, Bernardes SR, Leão MP, Kintopp CCdA, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Marginal and internal fit of zirconia copings obtained using different digital scanning methods. *Brazilian oral research*. 2016, 30.
188. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth J-F. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clinical oral investigations*. 2016, 20:283-289.
189. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *Journal of Prosthodontics*. 2014, 23:610-617.
190. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015, 113:304-309.
191. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the internal fit of lithium disilicate crowns using micro-CT. *Journal of Prosthodontics*. 2015, 24:381-386.
192. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Örtorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *International journal of dentistry*. 2014, 2014.
193. Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S. Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions—a clinical comparative study. *Clinical oral investigations*. 2017, 21:579-587.

194. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2016, 20:291-300.
195. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014, 112:155-162.
196. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LCC, Güth J-F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*. 2014, 18:515-523.
197. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt K-J, Beuer F, Edelhoff D, Güth J-F. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. *Dental materials*. 2014, 30:400-407.
198. Yus EA, Cantarell JMA, Alonso AM. Comparison of the marginal fit of milled yttrium stabilized zirconium dioxide crowns obtained by scanning silicone impressions and by scanning stone replicas. *The journal of advanced prosthodontics*. 2018, 10:236-244.
199. Kim J-H, Jeong J-H, Lee J-H, Cho H-W. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016, 116:551-557.
200. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Ghomi AJ, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020, 123:105-112.
201. Zeltner M, Sailer I, Mühlemann S, Özcan M, Hämmerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017, 117:354-362.
202. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017, 117:400-404.
203. Kim T-G, Kim S, Choi H, Lee J-H, Kim J-H, Moon H-S. Clinical acceptability of the internal gap of CAD/CAM PD-AG crowns using intraoral digital impressions. *BioMed research international*. 2016, 2016.
204. Yun M-J, Jeon Y-C, Jeong C-M, Huh J-B. Comparison of the fit of cast gold crowns fabricated from the digital and the conventional impression techniques. *The journal of advanced prosthodontics*. 2017, 9:1-13.
205. Mohaghegh M, Firouzmandi M, Ansarifard E, Ramazani L. Marginal fit of full contour monolithic zirconia in different thicknesses and layered zirconia crowns. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2020, 10:652.
206. Ferrairo BM, Piras FF, Lima FF, Honório HM, Duarte MAH, Borges AFS, Rubo JH. Comparison of marginal adaptation and internal fit of monolithic lithium disilicate

crowns produced by 4 different CAD/CAM systems. *Clinical oral investigations*. 2021, 25:2029-2036.

207. Özal Ç, Ulusoy M. In-vitro evaluation of marginal and internal fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using digital scanning technologies. *The journal of advanced prosthodontics*. 2021, 13:373.

208. Rayyan MR. Marginal adaptation of monolithic high-translucency versus porcelain-veneered zirconia crowns. *Int J Prosthodont*. 2019, 32:364-366.

209. 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. *Journal of prosthodontic research*. 2021, 65:291-297.

210. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2019, 28:299-304.



EKLER

EK-1 ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	:Hilal OK BOSTAN
Eğitim	
Lisans	:İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2017)
Uzmanlık	:Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	