

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**FARKLI ENDOKRON TASARIMLARINDA BİTİM HATTI VE
KAVİTE DERİNLİĞİNİN AĞIZ İÇİ TARAYICI HASSASİYETİNE
ETKİLERİ**

HAZIRLAYAN

SİMGE ALICI

DOKTORA TEZİ

ANKARA – 2025

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**FARKLI ENDOKRON TASARIMLARINDA BİTİM HATTI VE
KAVİTE DERİNLİĞİNİN AĞIZ İÇİ TARAYICI HASSASİYETİNE
ETKİLERİ**

HAZIRLAYAN

SİMGE ALICI

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. SELİM ERKUT

ANKARA - 2025

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Simge ALICI tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 29/05/2025

Tez Adı: FARKLI ENDOKRON TASARIMLARINDA BİTİM HATTI VE KAVİTE DERİNLİĞİNİN AĞIZ İÇİ TARAYICI HASSASİYETİNE ETKİLERİ

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 13 / 05 / 2025

Öğrencinin Adı, Soyadı: SİMGE ALICI

Öğrencinin Numarası: 22110327

Anabilim Dalı: PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

Programı: DOKTORA

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: FARKLI ENDOKRON TASARIMLARINDA BİTİM HATTI VE KAVİTE DERİNLİĞİNİN AĞIZ İÇİ TARAYICI HASSASİYETİNE ETKİLERİ

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 87 sayfalık kısmına ilişkin, 13 / 05 / 2025 tarihinde tez danışmanım tarafından TURNITIN adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %7'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç

2. Alıntılar hariç

3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 29 / 05 / 2025

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren hiçbir zaman desteğini eksik etmeyen, her karşılaştığım zorlukta yanımda olan, meslek hayatımda örnek aldığım, teorik ve klinik anlamda öğrendiğim her şeyi borçlu olduğum ve öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyacağım çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Selim ERKUT'a,

Kıymetli hocam Prof. Dr. Bülent Güven DAYANGAÇ'a,

Tez çalışmamın başından sonuna katkıları ve desteği olan, her sorunumda güler yüzle yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ'ye,

Tez jürimdeki saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Ömer Suat YALUĞ, Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAHI ve Prof. Dr. Kamran GÜLŞAHI'ya,

Tezimin istatistik çalışmalarını büyük bir titizlikle yürüten tanımdan mutluluk duyduğum Doç. Dr. Emre DEMİR'e,

Bilgi birikimini esirgemeyen ve desteğini eksik etmeyen Dr. Dt. Aleyna Öykü AKBAŞAK SUNGUR ve Dr. Dt. Ebru ARSLAN başta olmak üzere Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının saygıdeğer öğretim üyelerine,

Lisans döneminden doktora eğitimimin sonuna kadar her daim yanımda olan, zorlukları birlikte aşp en mutlu anlarımı paylaştığım, bu uzun ve meşakkatli süreci benim için keyifli kılan eş kıdemim ve değerli dostum Dt. Serap FALCI'ya,

Doktora sürecimde geçirdiğim zamanı güzelleştiren Dt. Zeynep YERTUTAN, Dt. Atahan ERDALI, Dt. Deniz AVCIOĞLU, Dt. Utku ÇELİK ve bütün çalışma arkadaşlarıma,

Akademik hayata dair bana ilham kaynağı olan, beni daima cesaretlendiren, önüme çıkan her engeli kaldıran, hayatımda varlığını hissetmekten onur ve gurur duyduğum bütün adımlarımın mimarı sevgili dayım Prof. Dr. Kaan OKYAY'a

Beni her zaman ve her koşulda destekleyen, hayatımın her evresinde yanımda olan, yol arkadaşım, sevgili eşim Dr. Remzi Serhat ALICI'ya teşekkür ederim.

Hayatım boyunca beni koşulsuz şartsız destekleyen, her zaman elinden gelenin daha da iyisini yapmak için çaba harcayan, yolumu aydınlatan, geçmiş ve gelecek tüm başarılarımın gerçek sahibi canım annem Aysun OKYAY'a asla ödeyemeyeceğim emekleri için sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

ALICI, Simge. Farklı Endokron Tasarımlarında Bitim Hattı ve Kavite Derinliğinin Ağız İçi Tarayıcı Hassasiyetine Etkileri. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Doktora Programı, 2025.

Ağız içi tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital ölçülerde farklı pulpal kavite derinliklerinin tarama hassasiyetini etkilediği rapor edilmiştir. Bununla birlikte, güncel ağız içi tarayıcılar ile endokron preparasyonlarında farklı kavite geometrilerinin dijital ölçü hassasiyetine etkisi ile ilgili çalışmalar yetersizdir. Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı endokron tasarımları ve bitim hatlarının ağız içi tarayıcı hassasiyeti üzerindeki etkisini incelemektir. Bu amaçla, iki farklı kavite derinliği (2 mm ve 4 mm) ve üç farklı okluzal geometriye (servikal çizginin 2 mm okluzalinde shoulder, servikal çizginin 4 mm okluzalinde shoulder ve butt marjini) sahip altı adet prepare diş modeli oluşturuldu. Her grupta, laboratuvar tarayıcısı (Medit T310) ile elde edilen dijital veriler referans model olarak kullanıldı. Modeller dört farklı ağız içi tarayıcı (Trios 3, Medit i600, Helios 600, Trios 5) ile tarandı (n=10). Referans veriler ile ağız içi tarayıcılardan elde edilen dijital ölçü verileri *best-fit* programıyla karşılaştırılarak ölçü hassasiyeti değerlendirildi. Verilerin istatistiksel analizinde SPSS (Versiyon 22, SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanıldı. Karşılaştırılan gruplar arasında varyansların homojenliği varsayımını sınamak için Levene testi kullanıldı. Normal dağılıma uyan ilişkili sayısal verilerin tarayıcılar arasında karşılaştırılması için Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi (ANOVA), normal dağılıma uymayan ilişkili sayısal verilerin tarayıcılar arasında karşılaştırılması için Friedman testi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenen Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA ve Friedman testi sonrasında farklılığın hangi tarayıcılar arasında olduğunu belirlemek için Bonferroni düzeltilmeli post-hoc ikişerli karşılaştırma testleri kullanıldı. Tüm analizler için istatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edildi. Tüm ağız içi tarayıcılar için shoulder bitiş sınırına sahip modeller daha yüksek sapma değerleri gösterdi ($p<0.05$). 2 mm pulpal kavite derinliği ve 4 mm pulpal kavite derinliğine sahip modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,741$). Tüm örnekler için klinik olarak kabul edilebilir hassasiyette dijital ölçüler elde edildi.

Anahtar Kelimeler: Endokron, ağız içi tarayıcı, bitim hattı, kavite derinliği, hassasiyet.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA24/03) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

ALICI, Simge. Effects of Finish Line and Cavity Depth on Intraoral Scanner Accuracy in Different Endocrown Designs. Baskent University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD Programme, 2025.

It has been reported that variations in pulpal cavity depth can influence the scanning accuracy of digital impressions obtained using intraoral scanners. However, current studies investigating the impact of different cavity geometries in endocrown preparations on digital impression accuracy with contemporary intraoral scanners remain limited. The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of different endocrown designs and finish line configurations on the scanning accuracy of intraoral scanners. For this purpose, six prepared tooth models were fabricated with two different cavity depths (2 mm and 4 mm) and three different occlusal geometries (a shoulder finish line located 2 mm occlusal to the cervical line, a shoulder finish line located 4 mm occlusal to the cervical line, and a butt margin). In each group, digital data obtained with an laboratory scanner (Medit T310) were used as reference models. The models were scanned with four different intraoral scanners (Trios 3, Medit i600, Helios 600, and Trios 5) (n=10). The digital impressions obtained from the intraoral scanners were superimposed onto the reference data using a *best-fit* algorithm to assess scanning accuracy. For statistical analysis, SPSS software (Version 22, SPSS Inc, Chicago, IL, USA) was used. Levene's test was performed to assess the assumption of homogeneity of variances among the compared groups. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used for normally distributed data, while the Friedman test was used for non-normally distributed related numerical data. Following the identification of statistically significant differences in ANOVA and Friedman tests, pairwise comparisons between scanners were conducted using Bonferroni-corrected post-hoc tests. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$ for all analyses. Models with shoulder finish lines demonstrated significantly higher deviation values across all intraoral scanners ($p < 0.05$). No statistically significant difference was found between models with 2 mm and 4 mm pulpal cavity depths ($p = 0.741$). For all samples, digital impressions within clinically acceptable accuracy limits were obtained.

Keywords: Endocrown, intraoral scanner, finish line, cavity depth, accuracy.

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA24/03) and supported by Baskent University Research Fund.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Endodontik Tedavinin Diş Dokusu Üzerine Etkisi.....	5
2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyon Planlaması	6
2.3.1. Direkt restorasyonlar	9
2.3.2. İndirekt restorasyonlar	10
2.3.2.1. Post-kor restorasyonlar	12
2.3.2.2. Tam kronlar	17
2.3.2.3. İnley, onley ve overlay restorasyonlar	18
2.3.2.4. Endokron restorasyonlar	19
2.4. CAD/CAM Sistemleri	24
2.4.1. CAD/CAM sistemlerinin avantajları	25
2.4.2. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları	26
2.4.3. CAD/CAM üretim metodları.....	26
2.4.4. CAD/CAM sistemlerinin komponentleri.....	27
2.5. Dijital Veri Eldesi ve Görüntü Oluşturma.....	27
2.5.1 Direkt ve indirekt dijitalizasyon	27
2.5.2. Ağız dışı tarayıcılar	28
2.5.3. Ağız içi tarayıcılar.....	29
2.5.3.1. İntraoral tarayıcıların teknolojileri.....	30
2.6. Dijital Ölçü Sistemlerinin Hassasiyeti.....	36
2.6.1. Dijital ölçü sistemlerinin hassasiyetini etkileyen faktörler	38
2.6.1.1. Restorasyon tipi.....	38
2.6.1.2. Yüzey özellikleri ve diş geometrisi.....	38
2.6.1.3. Dişlerin üzerinde tükürük ve kanama varlığı	39

2.6.1.4. Tarama yapılacak bölge.....	39
2.6.1.5. Tarama çözünürlüğü	40
2.6.1.6. Ortam aydınlatma koşulları	41
2.6.1.7. Tarama protokolü (scan pattern)	41
2.6.1.8. Tarama aparatının boyutu	42
2.6.1.9. Optik gürültü	43
2.6.1.10. Opak ajan kullanımı	43
2.6.1.11. Operatör deneyimi	44
2.6.1.12. Ağız içi ve hastaya bağlı faktörler	44
2.6.2. Dijital ölçü hassasiyeti değerlendirme yöntemleri	45
2.6.2.1. Yüzeysel çakıştırma yöntemi ile distorsiyonların hesaplanması	46
2.6.2.2. Lineer ve açısal deviasyonların hesaplanması.....	47
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	50
3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	50
3.2. Grupların Ağız İçi Tarayıcılar ve Referans Tarayıcı ile Taranması	53
3.3. Elde Edilen Tarama Verilerinin Referans Tarayıcı Verileriyle Çakıştırılması.....	56
3.4. İstatiksel Değerlendirme.....	60
4. BULGULAR.....	61
4.1. Ağız İçi Tarayıcılar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması	61
4.2. Grup İçi Ağız İçi Tarayıcılar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması	65
4.3. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Gruplar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması	66
4.4. Ağız İçi Tarayıcılarda Preparasyonun Marjin Bölgesine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması	67
4.5. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Marjin Bölgesine Göre Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması	69
4.6. Gruplardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Aksiyel Bölgesine Göre Ağız İçi Tarayıcılar Arası Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması.....	70
4.7. Ağız İçi Tarayıcılarda Preparasyonun Okluzal Yüzey Geometrisine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	71

4.8. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Okluzal Yüzey	
 Geometrisine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	72
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇ	87
KAYNAKLAR	88



SİMGELER VE KISALTMALAR

BJ	Butt Marjin Bitim Hattı
CAD	(Computer Aided Manufacturing) Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	(Computer Aided Manufacturing) Bilgisayar Destekli Üretim
DO	Distal Okluzal
GPa	Gigapaskal
gr	Gram
H	Helios 600
IOS	(Intraoral Scanner) Ağız İçi Tarayıcı
ISO	International Organization for Standardization
K	Kelvin
KD	Kavite derinliği
LED	Light-emitting Diode
Lx	Lüks
M	Medit i600
mm	Milimetre
MO	Mezial Okluzal
MOD	Mezial Okluzal Distal
PLY	Polygon File Format
POI	Points of Interest
RMS	(Root Mean Square) Kök Ortalama Kare
RMSE	(Root Mean Square Error) Kök Ortalama Kare Hata
Rpm	(Rate per minute) Dakikadaki devir sayısı
S	Shoulder Bitim Hattı
SS	Standart Sapma
STL	Standard Tessellation Language
T3	Trios 3
T5	Trios 5
yy	Yüzyıl
3D	3 boyutlu
°	Derece
μCT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
μm	Mikrometre
%	Yüzde

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Çalışmamızda kullanılan ağız içi tarayıcılar ve özellikleri.....	36
Tablo 4.1. Her bir grup için ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	61
Tablo 4.2. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	66
Tablo 4.3. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arasında karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	67
Tablo 4.4. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	69
Tablo 4.5. Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	70
Tablo 4.6. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	71
Tablo 4.7. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun pulpal kavite derinliğine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. İnley, onley, overley restorasyonların şematik görünümü	19
Şekil 2.2. Endokron sınıflamasının şematik görüntüsü	22
Şekil 2.3. Ağız içi tarayıcı kullanılarak STL veri dosyasının oluşturulması	30
Şekil 2.4. Ağız içi tarayıcılarda kullanılan teknolojiler	31
Şekil 2.5. Işığın doğası.....	31
Şekil 2.6. Objenin tarama yapan cihaza uzaklığına göre teknolojiler	33
Şekil 2.7. Doğruluk, tutarlılık ve hassasiyet terimlerinin tanımlayıcı görseli.....	37
Şekil 2.8. Farklı tarama aparatı büyüklüğüne göre ağız içi tarayıcı örnekleri	42
Şekil 2.9. Best Fit alignment	46
Şekil 2.10. Hizalama prosedürünün şematik gösterimi ve mesafe hesaplaması	47
Şekil 2.11. Çakıştırma programlarından elde edilen renk haritası	47
Şekil 2.12. Lineer ve açısal sapmaların x,y,z, eksenlerinde gösterilmesi.....	48
Şekil 2.13. Açısal deviasyon	48
Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik olarak gösterimi.....	51
Şekil 3.2. Endokron preparasyonu.....	51
Şekil 3.3. Kavite derinlikleri 2 mm ve 4 mm olan preparasyonların periodontal sond ile kontrolü	52
Şekil 3.4. Preparasyonları tamamlanan endokron kaviteleri.....	53
Şekil 3.5. Preparasyon modelinin Trios 3 ağız içi tarayıcı ile taranması	54
Şekil 3.6. Preparasyon modelinin Helios 600 ağız içi tarayıcı ile taranması.....	54
Şekil 3.7. Preparasyon modelinin Medit i600 ile taranması	55
Şekil 3.8. Preparasyon modelinin Trios 5 ağız içi tarayıcı ile taranması.....	55
Şekil 3.9. Preparasyon modelinin Medit T310 laboratuvar tarayıcısı ile taranması	56
Şekil 3.10. Preparasyon modelinin Medit T310 laboratuvar tarayıcısı ile taranması sonucu oluşturulan dijital model.....	56
Şekil 3.11. “Resegment” komutunun kullanılması.....	57
Şekil 3.12. “Initial Alignment” komutu ile çakıştırma işleminin gerçekleştirilmesi	57
Şekil 3.13. “Best Fit Alignment” komutunun kullanılması	58
Şekil 3.14. “3D Compare” komutunun kullanılması	58
Şekil 3.15. Referans noktalar üzerinden “3D Compare” komutunun kullanılması.....	59
Şekil 3.16. Grup 1, 2, 3 ve 4 için (Trueness) okluzal, aksiyel ve marjinal bölgelerden deviation değerlerinin okunması.....	59

Şekil 3.17. Grup 5 ve 6 için (Trueness) okluzal, aksiyel ve marjinal bölgelerden deviation değerlerinin okunması.....	60
Şekil 4.1. T3 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	63
Şekil 4.2. M tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	63
Şekil 4.3. H tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	64
Şekil 4.4. T5 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	64
Şekil 4.5. Grup içi ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	65
Şekil 4.6. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)	66
Şekil 4.7. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arası dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)	68
Şekil 4.8. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin S ve BJ grupları arası dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm).....	69
Şekil 4.9. Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerindeki dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)	70
Şekil 4.10. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)	72

1. GİRİŞ

Dental protezlerin başarılı bir şekilde üretilebilmesi için doğru ve güvenilir bir ölçü tekniğinin kullanılması büyük önem taşımaktadır. Günümüzde en sık kullanılan yöntem, elastomerik bir ölçü materyali yardımıyla ağız içinden ölçü alınarak elde edilen alçı model üzerinden çalışılmasıdır (1). Bu geleneksel teknik, diş hekimliğinde uzun yıllardır güvenilirliği ve doğruluğu ile kabul görmüştür. Ancak, ölçü materyalinin deformasyona uğraması (2), model materyalinde oluşabilecek hacim değişiklikleri ve ölçü esnasında tükürük ya da kan kontaminasyonu gibi olumsuzluklar (3) bu yöntemin başlıca dezavantajları arasında sayılmaktadır.

Son yıllarda, ağız içi tarayıcılar (IOS) diş hekimliğinde oldukça popüler hale gelmiş ve hız, doğruluk, hasta konforu ile gerçek zamanlı görselleştirme avantajları sunan birçok farklı sistem klinik kullanıma sunulmuştur. IOS'lar, yüksek çözünürlüklü kameralar aracılığıyla lazer veya yapılandırılmış ışık kaynağını taranacak yüzeye yönlendirir (4). Elde edilen veriler sistemin yazılımı tarafından işlenerek, hedeflenen objenin üç boyutlu temsili oluşturulur; böylece dişler, implant tarama parçaları ve yumuşak dokuların üç boyutlu görüntüleri alınabilir (5).

IOS'ların performansı, Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu'na (ISO) göre hassasiyet (accuracy) kavramı üzerinden açıklanır. Hassasiyet, doğruluk (trueness) ve tutarlılık (precision) parametrelerinin birleşimi olarak değerlendirilir (ISO 5725-1). Doğruluk, referans obje ile elde edilen obje arasındaki uyumun benzerlik derecesini tanımlarken, tutarlılık, test objesinin tekrarlanan ölçümleri arasındaki rastgele hata olarak açıklanır (6). Dijital iş akışı içerisinde, tarama doğruluğu hazırlanmış diş yüzeyinin doğru bir şekilde yeniden üretilebilmesi için kritik öneme sahiptir. Gerçekleştirilen restorasyonların uyumu, iç ve marjinal adaptasyonu ve dolayısıyla başarı oranı, doğru bir dijital tarama ile artırılabilir.

Farklı IOS'larla yapılan tek diş, parsiyel ark ve tam ark taramaları; IOS performanslarının geleneksel ölçülerle karşılaştırılması ve farklı tarama stratejilerinin doğruluk üzerindeki etkisi gibi konular literatürde incelenmiştir (4,5). Ancak, tarama derinliğinin doğruluk üzerine etkisine dair çalışmalar sınırlıdır; çoğunlukla restorasyonların

marjinal ve internal uyumu odak noktası olmuştur (7). Tarama derinliği özellikle endokron preparasyonları gibi derin kavite taramalarında önem taşımaktadır.

Endokron restorasyonlar, endodontik tedavi görmüş bir dişin pulpa odası ve kavite marjinleriyle retansiyon sağlayan, okluzal yüzeyi tamamen örten parsiyel kronlar olarak tanımlanmaktadır. Pulpa odası içerisindeki kavite derinliğinin artırılması, bağlanma yüzey alanını artırarak restorasyonun stabilitesini ve retansiyonunu güçlendirebilir (7). Endokronlar, özellikle kökleri post yerleştirmeye uygun olmayan, fazla doku kaybı bulunan ve interokluzal mesafesi sınırlı olan molar dişler için ideal bir tedavi seçeneği olmuştur. Ancak, pulpa odası derinliği 3 mm'den az olan dişler için endokron restorasyonlar kontrendike kabul edilmektedir (8).

Endokron hazırlığı sırasında 2-3 mm okluzal redüksiyon yapılması önerilmektedir. Koronal pulpa odası duvarlarının 6 ila 10° arasında diverjans açısına sahip olması, koronal pulpa odası ve endodontik giriş kavitesinin sürekliliğini sağlamak için gereklidir. Bitiş çizgisi için 1-1.2 mm genişliğinde bir shoulder marjin önerilse de her zaman zorunlu değildir. Endokronlarda seramik kalınlığı genellikle 3 ile 7 mm arasında değişmektedir (9).

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, pulpa odası kavite derinliği arttıkça premolar endokronların kırılma direncinin de arttığı rapor edilmiştir (10). Pulpal kavite derinliği artışı restorasyonun stabilitesi ve retansiyonunu artırabilirken, aynı zamanda optik tarayıcıların sınırlı tarama derinliği nedeniyle IOS doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (7).

Shin ve arkadaşları (11) ile Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury (7), artan pulpal kavite derinliği değerlerinin CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) ile üretilen endokronların hem marjinal adaptasyonunu hem de internal uyumunu olumsuz etkilediğini raporlamışlardır. Ayrıca, Güth ve arkadaşları (12) dijital tarama sürecinin restorasyonun uyumu ve adaptasyonu üzerinde doğrudan etkili olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, dijital teknolojiler ve IOS sistemleri kullanılırken, optimum tarama doğruluğu için pulpal kavite derinliği değerlerinin dikkatle belirlenmesi gerekmektedir (7,11). Mevcut literatürde endokronlardaki artmış tarama derinliğinin IOS sistemleri kullanılarak alınan dijital ölçülerin doğruluğuna etkisi kesin olarak belirlenememiştir.

Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı pulpal kavite derinliği değerleri (2 ve 4 mm) ile preparasyon tasarım geometrilerinin ve farklı ağız içi tarayıcıların endokron preparasyonlarının tarama hassasiyetine etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezleri; farklı pulpal kavite derinliği ve preparasyon tasarımlarına sahip endokron kavite taramalarında IOS'lar arasında hassasiyet açısından fark bulunmayacağı ve pulpal kavite derinliği değişimi ile preparasyon tasarımlarının tarama hassasiyetini etkilemeyeceği şeklinde belirlenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

Protetik diş tedavisinin temel amacı kaybedilen diş formunun, fonksiyonun ve ideal estetik görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerin bütünlüğünün korunması ve ağız içerisinde tutulmasının sağlanması her geçen gün daha da önem kazanmaktadır. Fiziksel travmalar, çürük, abrazyon, atrizyon ve erozyon gibi nedenlerle dişlerde ileri derecede madde kayıpları meydana gelebilmektedir. Pulpa enfeksiyonuna sebep olabilecek çürük varlığı, pulpanın nekroze veya gangrenli olduğu durumlar veya tekrarlayan tedaviler dişlerin endodontik tedavilerini gerektirebilmektedir.

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonu hakkında çeşitli tedavi seçenekleri önerilmiş olsa da endodonti, restoratif diş tedavisi ve protetik diş tedavisi gibi farklı branşlarla ilgili prosedürleri içerdği için günümüzde hala tartışılan bir konudur (13). İleri derecede doku kaybı olan ve kanal tedavisi görmüş dişlerin ağız ortamında fonksiyon görerek uzun süre kullanılmaları için uygun sızdırmaz bir koronal restorasyonun yapılması önemlidir. Uygulan daimi restorasyon; kalan diş dokusunu korumalı, tüberkül hareketlerini en aza indirmeli, koronal sızdırmazlığı sağlamalı, fonksiyon ve estetiği tatmin edici olmalıdır (14). Restorasyon niteliği ile endodontik tedavi uygulanmış dişlerin klinik başarısı arasında doğrudan ilişki olduğunu belirten birçok literatür bulunmaktadır (15,16).

Endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyonların üç temel görevi vardır;

- 1.Endodontik tedavi sonrası kalan diş dokularının kırılmasını önlemek,
- 2.Koronal sızıntının önüne geçerek kök kanal sisteminin kontamine olmasını engellemek,
- 3.Kaybedilen diş dokularının yerini alarak, dişin fonksiyon görmesini sağlamaktır.

Kök kanal tedavili dişlerde karşılaşılan en büyük problem, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması sırasında, irrigasyon ve kanal preparasyonu esnasında oluşan madde kaybı ve pulpa dokusunun uzaklaştırılması ile dişte koronal madde kayıplarının meydana gelmesi ve dişin kırılmaya karşı direncinin azalmasıdır (17,18). Yapılan tedaviler

dişlerde mekanik ve biyolojik değişikliklere neden olup kırılma riskini artırarak restorasyon başarısızlığına yol açmaktadır.

Endodontik tedaviden sonra, dişlerin ağızda uzun süreli korunmasını sağlayabilecek çeşitli restorasyon seçenekleri mevcuttur. Adeziv diş hekimliğindeki son gelişmelerle birlikte, tedavi planlamasında daha konservatif yaklaşımlar giderek daha önemli hale gelmiştir.

2.1.Endodontik Tedavinin Diş Dokusu Üzerine Etkisi

Endodontik tedavi uygulanmış dişlerde, vital dişlerle karşılaştırıldığında hem biyolojik hem de mekanik düzeyde çeşitli yapısal değişikliklerin meydana geldiği bilinmektedir. Bu değişikliklerin temelinde, pulpa dokusunun uzaklaştırılmasına bağlı olarak nem içeriğinde azalma, dentin yapısının fiziksel olarak farklılaşması ve restoratif süreçlerde meydana gelen madde kaybı yer almaktadır (19,20). Pulpal dokunun büyük oranda sudan oluşması nedeniyle, endodontik işlem sonrası serbest su miktarında %9 oranında bir azalma görülmekte; bu durum dentinin büzülmesine ve stres birikimine yol açabilmektedir (21). Bununla birlikte, yapılan pek çok çalışmada bu nem kaybının dişin elastik modülü, sertliği veya basma direnci üzerinde anlamlı etkiler oluşturmadığı bildirilmiştir (22,23).

Sedgley ve Messer'in yaptığı vitro çalışmalarda, vital ve devital dişlerin nem içeriği, mikrosertliği, elastik modülü ve kırılma direnci gibi biyomekanik özellikleri karşılaştırılmış; elde edilen bulgular doğrultusunda devital dişlerin yalnızca %3.5 oranında daha az sertliğe sahip olduğu, ancak kırılma yükü açısından klinik olarak anlamlı farklar gözlemlenmediği rapor edilmiştir (24). Vital dişlerin yapısında dentin tübül yoğunluğu, özellikle kron bölgesinde daha fazla olmakla birlikte, bu anatomik farklar da belirgin kırılma artışına neden olmamaktadır (25).

Endodontik tedavi gören dişlerde gözlemlenen dayanıklılık kaybı çoğunlukla restoratif prosedürler sırasında oluşan madde kaybı ile ilişkilidir. Özellikle MOD tipi kavite preparasyonlarında, marjinal sırtların kaybı dişin genel dayanıklılığını %60'a kadar azaltabilmektedir. Reeh ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda, konservatif giriş kavitesinin %5 civarında bir dayanıklılık azalmasına neden olduğu, oysa geniş kavite ve marjinal yapı

kayıplarının bu oranı dramatik şekilde artırdığı bildirilmiştir (20). Geniş kavite preparasyonlarının, özellikle çiğneme kuvvetleri altında kasp fleksiyonuna neden olarak dişi kırılmaya daha yatkın hale getirdiği gösterilmiştir (26,27).

Kanal tedavisinde kullanılan irrigasyon solüsyonlarının da dentin üzerinde doğrudan etkileri olduğu bilinmektedir (28,29). Sodyum hipoklorit gibi proteolitik özellik gösteren ajanlar, kollajen liflerini parçalayarak dentin matrisinin mekanik bütünlüğünü zayıflatmakta; EDTA gibi şelatlayıcı maddeler ise dentin yüzeyinin mineral içeriğini düşürerek mikroyapısal erozyona yol açmaktadır (30,31). Bu kimyasal ajanlara uzun süreli maruz kalma, dentin elastikiyeti ve mikrosertliğinde azalma meydana getirerek, dişin fonksiyonel dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyebilir.

Endodontik tedavi sonrası dişin duyuşal geribildirim mekanizmasında da azalma meydana gelir. Pulpanın uzaklaştırılması ile birlikte, periodontal ligamentteki mekanoreseptörler ve apikal bölgede bulunan pulpal sinirler artık aktif rol oynamaz. Bu durum, çiğneme sırasında dişin gelen kuvvetlere karşı tepki verme yetisini zayıflatmakta ve kendini koruma fonksiyonunu azaltmaktadır (32,33). Bu savunmasız durum, özellikle zayıflamış koronal yapıya sahip dişlerde kırılma riskini artırabilmektedir.

Endodontik tedavi gören dişlerde gözlemlenen yapısal ve mekanik değişikliklerin büyük çoğunluğu biyolojik faktörlerden çok restoratif süreçler ve kullanılan kimyasal ajanların etkileriyle ilişkilidir. Bu nedenle, tedavi sonrası uygulanan restorasyonun tipi, kavite tasarımı, tüberkül destekleme stratejileri ve restoratif materyalin özellikleri gibi faktörler, dişin uzun dönem başarısını doğrudan etkilemektedir. Klinik uygulamalarda, özellikle yüksek okluzal stres alan posterior bölgelerde yer alan endodontik tedavili dişlerin uygun restoratif yaklaşımlarla desteklenmesi, olası mekanik komplikasyonların önüne geçilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyon Planlaması

Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerin uzun dönem başarısında yalnızca endodontik işlemin kalitesi değil, buna eşlik eden koronal restorasyonun tipi, zamanlaması ve materyal seçimi de büyük önem taşımaktadır (34). Klinik gözlemler, restorasyonu eksik veya yetersiz yapılmış dişlerde tedavi başarısızlığının anlamlı ölçüde arttığını göstermektedir

(15). Bu nedenle restorasyon planlaması, endodontik tedavinin tamamlayıcı ve ayrılmaz bir bileşeni olarak değerlendirilmelidir.

Restorasyona başlamadan önce, ilgili dişte iyi bir apikal tıkanmanın sağlandığı, çevre dokularda fistül ya da eksuda bulunmadığı ve dişe perküsyon uygulandığında ağrı ya da hassasiyet gözlenmediği doğrulanmalıdır (35). Ayrıca, periapikal lezyon varlığında lezyonun iyileşme süreci tamamlanmadan kalıcı restorasyona geçilmemelidir (15,36).

Restorasyon tipi; kalan koronal diş dokusu miktarı, dişin fizyolojik ve anatomik yapısı, okluzal ilişkiler, fonksiyonel yüklenme miktarı, estetik gereksinimler ve periodontal sağlığına göre belirlenmektedir (20,37,38). Özellikle arka bölgede yer alan dişler çiğneme sırasında yüksek kuvvetlere maruz kaldıkları için, bu dişlerde restorasyon planlamasında fonksiyonel dayanıklılık ön plana çıkarken, ön grup dişlerde estetik kaygılar daha fazla öne çıkmaktadır. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu konusunda yapılan birçok çalışmaya rağmen ideal restorasyon ve materyal konusunda hala fikir birliği sağlanamamıştır.

Endodontik tedavili dişlerin restoratif karar süreci, kalan aksiyel duvarların varlığına göre sınıflandırılarak yönlendirilmektedir (39,40). Bu sınıflamaya göre:

- **Sınıf I:** Tüm aksiyel duvarları mevcut olan ve giriş kavitesi dışında kayıp olmayan dişlerdir; post gerekmeden direkt restorasyon yeterlidir.
- **Sınıf II:** Tek duvar kaybı bulunan dişlerdir (MO/DO); genellikle direkt restorasyon yapılabilir.
- **Sınıf III:** İki duvarı eksik olan (MOD) dişlerde, adeziv materyallerle restorasyon önerilmektedir.
- **Sınıf IV:** Sadece bir aksiyel duvarın kaldığı vakalarda post uygulanması ve ardından kron ya da onley restorasyon önerilir.
- **Sınıf V:** Tüm aksiyel duvarları eksik dişlerde post-kor yapıdan sonra kron uygulaması zorunludur.

Dişin bukkal ve lingual yüzeylerinde yeterli dentin kalınlığı (yaklaşık 1.5 mm) ve yüksekliği (3-4 mm) mevcutsa, direkt restorasyonlar tercih edilebilir (40). Daha büyük

madde kaybının söz konusu olduğu vakalarda ise post yerleştirilmesi, ardından kron ya da endokron gibi indirekt restorasyonların uygulanması önerilir (39,41).

Restoratif işlemlerde kullanılacak materyaller ve teknikler; kor tutuculuğu, restoratif sistemin sökülebilirliği, kron materyali, kök çevresindeki kemik desteği gibi faktörlere bağlı olarak şekillenir (42). Aşırı madde kaybı olan dişlerde restorasyon başarısızlıkları sıklıkla restoratif yetersizliklere bağlı olarak ortaya çıkmaktadır (43). Salehrabi ve Rotstein'in geniş popölasyona dayanan çalışmasında, restorasyon yapılmamış veya sadece büyük dolgularla restore edilmiş dişlerde kayıp oranlarının kron uygulananlara kıyasla ön dişlerde 4.8, premolarlarda 5.8 ve molar dişlerde 6.2 kat daha fazla olduğu gösterilmiştir (44).

Post kullanımına dair kararlarda yalnızca doku eksikliği değil, aynı zamanda dişin estetik bölgedeki konumu ve restorasyonun biyomekanik stabilitesi de önemlidir. Ferrule etkisinin sağlandığı durumlarda restorasyonun kırılmaya karşı direnci artmakta, diş gelen lateral kuvvetlerin absorpsiyonu daha başarılı şekilde gerçekleşmektedir (45,46). Buna karşılık, ferrule etkisinin sağlanamadığı durumlarda ortodontik sürme veya cerrahi kron boyu uzatması gibi alternatif teknikler düşünölmelidir (47,48).

Post uygulamalarının diş güçlendirdiğine dair çalışmalar bulunduğu gibi, bazı araştırmalar da aşırı lateral kuvvetler nedeniyle dişte fraktör riskinin arttığını göstermiştir (49–53). Post materyalinin elastisite modölü, uzunluğu, konikliği ve yüzey özellikleri gibi faktörler, postun diş ile olan biyomekanik etkileşimini belirlemektedir (54,55).

Kanal tedavili posterior dişlerde direkt kompozit restorasyonlar her zaman yeterli olmayabilir. Bu tür dişlerde daha dayanıklı üstyapılar olarak endokron, post-kor, onley ya da tam kron restorasyonlar önerilmektedir (56).

Endodontik tedavi sonrası koronal restorasyonun planlaması, yalnızca mevcut diş dokusuna değil, estetik, fonksiyonel ve biyomekanik kriterlere bağlı olarak bireyselleştirilmelidir. Uygun restoratif tekniklerin ve materyallerin seçimi, endodontik tedavinin uzun vadeli başarısını doğrudan etkileyen unsurlardır.

2.3.1. Direkt restorasyonlar

Kök kanal tedavisi sonrasında, kalan diş dokusunun miktar ve bütünlük açısından yeterli olduğu vakalarda direkt restorasyonlarla tedavi tercih edilebilmektedir. Bu amaçla amalgam ve kompozit rezin gibi materyaller yaygın şekilde kullanılmaktadır. Amalgam, uzun yıllar boyunca yüksek basma dayanımı sayesinde güvenilir bir materyal olarak kabul edilse de, dentinle kimyasal bağ kuramaması, estetik yetersizlikleri, kenar uyumu problemleri, toksik metal iyonu salınımı ve kama etkisi nedeniyle günümüzde kullanımı giderek azalmaktadır (57,58).

Kanal tedavisi uygulanmış küçük azı dişlerinin üç yıllık klinik takibine dayanan bir çalışmada, amalgam restorasyon uygulanan dişlerde tüberkül kırığı insidansının, kompozit rezin ile restore edilenlere kıyasla daha fazla olduğu belirtilmiştir (58). Bu sebeple, tüberkül kırığı ve olası kök kırığı riskini azaltmak için amalgam restorasyonlarda tüberkül kaplama yapılması önerilmektedir (59,60). Ayrıca, restoratif materyalin seçiminde yalnızca mekanik dayanım değil, kalan diş dokusu üzerinde oluşturduğu stres dağılımı da dikkate alınmalıdır. Direkt ve indirekt olarak restore edilen diş gruplarını karşılaştıran bir çalışmada, en yüksek stresin amalgam kullanılan gruplarda gözlemlendiği bildirilmiştir (61).

Pulpa odasına 2-4 mm kadar yerleştirilen amalgam ile yapılan koronal-radiküler restorasyonlar, Nayyar ve arkadaşları tarafından tanımlanmış ve “Amalkor” yöntemi olarak literatüre geçmiştir (38,62,63). Bu teknikte, pulpa odasında yeterli hacim, uygun retansiyon ve çevresel dentin kalınlığının sağlanması başarı için ön koşul olarak belirtilmiştir.

Kompozit rezin materyalleri ilk kez Rafael Bowen tarafından 1962 yılında tanıtılmış olup, bir organik matriks içinde inorganik partiküllerin ve bu iki fazı bağlayan ara fazın bir araya gelmesiyle oluşur (64,65). Günümüzde yaygın kullanımda olan bu materyallerin temel zorluklarından biri, polimerizasyon sırasında meydana gelen %1.5-3 oranındaki hacim büzülmesidir (66). Bu durum, restorasyon ve diş arasındaki adeziv bağın zayıflamasına, mikrosızıntıya, sekonder çürük oluşumuna ve renklenmeye yol açabilmektedir.

Direkt kompozit restorasyonlar özellikle endodontik giriş kavitesi dışında yapısal kaybı bulunmayan anterior dişlerde tercih edilmekte; bakteriyel kontaminasyonu önleyen

bir erken kapama (immediate sealing) işlevi görmektedir (63,67). İn vitro çalışmalar, küçük restorasyonlara sahip bu tür dişlerin kırılma dirençlerinin, doğal dişlerle benzer düzeyde olduğunu ortaya koymuştur (67). Ancak koronal dokunun üçte birinden fazlasının kaybedildiği vakalarda direkt restorasyonlar kontrendike kabul edilir. Direkt yöntemle konservatif tedavi uygulanacak dişlerde bukkal ve lingual yüzeylerde en az 1.5 mm kalınlığında ve 3 - 4 mm yüksekliğinde sağlam dentin dokusu bulunmalıdır (40).

Gelişen teknolojiyle birlikte kompozitlerin ve adeziv sistemlerin içerikleri iyileştirilmiş, restorasyonların mekanik performansı artırılmıştır. Özellikle kompozit altına veya içine entegre edilen polietilen fiber destekli materyallerin kullanımı, restorasyonun kırılma direncini anlamlı ölçüde artırmaktadır. MOD kaviteye sahip molar dişlerde yapılan çalışmalarda, bu fiber şeritlerin kompozitin hem altına hem de üstüne yerleştirilmesiyle elde edilen restorasyonların daha dirençli olduğu bildirilmiştir (68).

Tüberkül kaplama, kanal tedavili dişlerin stres yüklenimini azaltmak ve kırılma direncini artırmak amacıyla sıklıkla önerilen bir diğer direkt restorasyon tekniğidir (69). Bu yöntemde, tüberküllerden yaklaşık 2 mm'lik bir aşındırma yapılır ve oluşan boşluk kompozit rezin ile doldurularak restorasyon tamamlanır. Mondelli ve arkadaşlarının premolar dişlerde yaptığı çalışmada, tüberkül kaplaması yapılan grubun, geleneksel kompozit restorasyon uygulanan gruba kıyasla daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu bulunmuştur (70–72).

Buna karşıt, fiber destekli kompozitlerin yalnızca kırılma dayanıklılığı değil, aynı zamanda kırılma tipi üzerinde de etkili olduğu gösterilmiştir. Yapılan bir çalışmada, fiber destekli restorasyonlarda oluşan kırıkların onarılabılır nitelikte olduğu, bu yönüyle klinik uygulamalar açısından avantaj sağladığı bildirilmiştir (73).

2.3.2.İndirekt restorasyonlar

Restoratif diş hekimliğinde, özellikle endodontik tedavi sonrası madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonunda indirekt restorasyonlar önemli bir yer tutmaktadır. Gelişmiş estetik yapıları, doğal görünüm sunmaları ve biyomekanik avantajları sayesinde artan hasta beklentilerini karşılayabilmektedirler. Direkt kompozit restorasyonlar konservatif bir yaklaşım sunmakta ve yalnızca çürük dokunun uzaklaştırılması esasına dayanmaktadır.

Ancak bu restorasyonlar polimerizasyon sırasında oluşan büzülme nedeniyle di te mikrosızıntıya, post-operatif hassasiyete ve sekonder  r   e sebep olabilmektedir (74,75).

Bu tür komplikasyonları önlemek amacıyla, ağız dışında porselen veya laboratuvar koşullarında polimerize edilen kompozit materyallerle hazırlanan indirekt restorasyonlar geliştirilmiştir. İndirekt kompozit ve porselen restorasyonlar, polimerizasyon büzülmesini azaltmaları, daha belirgin anatomik yapı sunmaları ve sağlam proksimal kontak sağlayabilmeleri gibi avantajlar sunar (76). Ayrıca bu restorasyonlar estetik açıdan da oldukça tatmin edici sonuçlar vermektedir ve aşınma dirençleri yüksektir (77).

Kanal tedavisi görmüş, geniş kaviteli posterior dişlerde direkt kompozitlerin sınırlı direnç özellikleri, tüberkül eğilmesi ve stres birikimi gibi dezavantajları nedeniyle, indirekt restorasyonlara yönelim artmıştır. Bu restorasyonlar, polimerizasyonun ağız dışında gerçekleştirilmesi sayesinde hacimsel büzülmeyi azaltır ve komşu di lerle kurulan kontakt noktalarının başarısını artırır. Özellikle büyük kavitelerde, bu özellikleri sayesinde indirekt teknikler fonksiyonel üstünlük sağlamaktadır.

İndirekt restorasyonlar içerisinde yer alan onlay ve overlay uygulamaları, endodontik tedavi sonrası aşırı madde kaybı bulunan dişlerin rehabilitasyonunda etkili seçenekler sunmaktadır. Eğer yalnızca çiğneme yüzeyi  rt l yorsa bu restorasyonlar onlay, bukkal ve lingual yüzeyler de kapsanıyorsa overlay olarak adlandırılır (78). Seramik materyallerle yapılan bu restorasyonlar, yalnızca estetik değil, aynı zamanda mekanik açıdan da avantaj sağlamaktadır.

İndirekt restorasyonlar çoğunlukla laboratuvar ortamında hazırlanır; ancak ağız içi üretime olanak tanıyan bazı sistemler de mevcuttur (79). Adeziv sistemlerdeki ilerlemeler sayesinde geleneksel restorasyonlardan farklı olarak, bu restorasyonlar mine ve dentine doğrudan ba lanmakta ve daha az doku kaybı ile yeterli retansiyon sağlanabilmektedir (80,81). Bu da, indirekt restorasyonları hem koruyucu hem de biyomekanik olarak uyumlu bir tedavi alternatifi haline getirmektedir.

2.3.2.1.Post-kor restorasyonlar

Aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda, post-kor sistemleri günümüzde en sık başvuru yöntemleri arasında yer almaktadır. Bu sistemin temel amacı; dişin koronal bölümünü yeniden yapılandırmak, fonksiyonel yükleri karşılayabilecek şekilde destek sağlamak ve restorasyona uzun süreli tutuculuk kazandırmaktır (82,83). Yapı iki ana bileşenden oluşur: kök kanalına yerleştirilen “post”, restorasyonun retansiyonunu ve destekliğini sağlarken; koronal bölgedeki eksik yapının yerine geçen “kor” ise post ile birleşerek daimi restorasyon için bir temel oluşturur (16,84).

Post, genellikle kök kanalının yaklaşık üçte ikisine kadar uzanır ve yüklerin dengeli şekilde radiküler dentine iletilmesini sağlar. Kor ise supragingival alanda, eksik dentin dokusunun yerine geçecek şekilde şekillendirilir. Bazı restoratif sistemlerde, koping adı verilen ortalama 2 mm kalınlığındaki metal bantlar da bu yapıya dahil edilir. Koping, ferrule etkisi oluşturarak kırılmalara karşı direnci artırır, çiğneme kuvvetlerinin dentin dokusuna dengeli şekilde aktarılmasına yardımcı olur (85,86).

İdeal bir post; minimum diş dokusu kaybıyla uygulanabilmeli, yeterli tutuculuk sağlamalı, gerektiğinde kolayca çıkarılabilmeli, biyouyumlu olmalı, stresleri en aza indirmeli, kanal formuyla uyumlu ve estetik restorasyonlarla uyumlu olmalıdır (87). Kanal tedavili dişlerde post uygulamasına karar verirken belirleyici olan faktör, mevcut sağlıklı koronal diş dokusunun miktarıdır (88). En az 1 mm kalınlığında koronal dentin dokusu post-kor restorasyonlar için gereklidir (89).

Bazı araştırmalar, üç veya daha fazla aksiyal duvar kaybı olan ya da hiç ferrule etkisi bulunmayan dişlerde post uygulamasının zorunlu olduğunu belirtirken (89), diğerleri koronal diş dokusunun %50'sinden fazlası kaybedilmiş dişlerde endikasyon olduğunu ifade etmektedir (90). Molar dişlerde geniş pulpa odası post olmadan kor yapımı için yeterliyken, ciddi harabiyetin olduğu durumlarda genellikle palatinal (üst çenede) veya distal (alt çenede) kanallara post yerleştirilir. Küçük azı dişleri ise daha dar ve eğimli kanallara sahip olduğundan, bu dişlerde post uygulaması dikkatle yapılmalı; gerekirse ilave tutuculuk için dentin pinleri kullanılmalıdır. Ön bölge dişlerinde ise estetik gerekçeler veya ciddi madde kaybı olmadıkça post uygulanmasına genellikle gerek yoktur (85).

2.3.2.1.1. Post-kor restorasyonların endikasyonları

Post-kor sistemleri, çeşitli klinik durumlarda tercih edilen restoratif çözümlerdir. Endikasyonları şu şekilde sıralanabilir:

1. Tutucu oluklar, pinler, yardımcı kaviteler veya adeziv sistemlerle restore edilemeyecek derecede madde kaybı olan kron defektlerinde,
2. Periodontal desteği zayıf dişlerde, kron/kök oranının endodontik destekle iyileştirilmesi gerektiğinde,
3. Malpoze dişlerin aksiyal ve oklüzal düzeltmeleri sırasında pulpa dokusunun bütünlüğü bozulacaksa,
4. Overdenture protezlerde köklerden stabilite, tutuculuk ve destek sağlanması gereken durumlarda,
5. Travmatik kırıklar sonucu ciddi koronal yapı kayıplarında,
6. Eski restorasyonlar veya endodontik giriş kavitesi nedeniyle aşırı doku kaybının olduğu durumlarda,
7. Mine displazisi ve dentin distrofileri gibi yapısal bozuklukların bulunduğu vakalarda post-kor restorasyonlar uygulanabilir (91,92).

2.3.2.1.2. Post-kor restorasyonların kontrendikasyonları

Post-kor sistemlerinin kontrendikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir

1. Persistan periapikal lezyon varlığında,
2. Kırılma riski yüksek, ince ve eğri kök morfolojili dişlerde,
3. Kanal sisteminde hiperkalsifikasyon, çatlak veya perforasyon varsa,
4. Yetersiz kök kanal dolgusu bulunan vakalarda,
5. Ağız hijyeni zayıf olan ve motivasyonu sağlanamayan bireylerde,
6. Yüksek periodontal enfeksiyon riski taşıyan olgularda post-kor restorasyonlar kontrendikedir (92).

Başarılı bir post uygulaması için bazı teknik kuralların göz önünde bulundurulması gerekir. Apikal bölgede en az 4 mm gutta perka bırakılmalı, post yerleştirilirken fazla miktarda sağlıklı diş dokusu uzaklaştırılmamalıdır. Ayrıca post,

rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösterecek şekilde tasarlanmalı ve kemik kretinin apikaline kadar uzanarak bu bölgedeki stres dağılımı dengelenmelidir.

2.3.2.1.3. Restorasyonda kullanılan postların sınıflandırılması

Postların şekil, retansiyon, yapım tekniği ve kullanılan materyale göre sınıflandırmaları yapılmaktadır.

1. Post şekillerine göre:
 - Paralel postlar
 - Açılı postlar
 - Açılı paralel postlar
2. Retansiyon şekline göre:
 - Aktif postlar
 - Pasif postlar
3. Yapım tekniğine göre:
 - Döküm postlar
 - Prefabrike postlar
4. Kullanılan materyal şekline göre:
 - Metal Alaşım Postlar
 - Fiber Postlar
 - a) Karbon fiber postlar
 - b) Polietilen fiber postlar
 - c) Cam fiber postlar
 - d) Kuartz fiber postlar
 - Seramik Postlar
 - a) Cam seramik postlar
 - b) Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramik postlar
 - c) Freze tekniğiyle elde edilen seramik postlar
 - d) Zirkonyum esaslı seramik postlar (38,93).

Endodontik tedavi görmüş, koronal yapısında ciddi madde kaybı bulunan dişlerde post-kor sistemleri, restoratif tedavinin başarısını artırmak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Post-kor restorasyonlarının temel amacı, kayıp koronal yapının yerine konması ve mevcut yapıların desteklenmesidir. Postlar; fonksiyonel kuvvetleri radiküler dentin boyunca dağıtarak, özellikle yetersiz kor desteği bulunan durumlarda restorasyonun tutuculuğunu sağlar (87). Postun seçimi, kalan koronal diş dokusunun miktarına, dişin anatomisine ve uygulanacak protetik planlamaya bağlıdır (88,89).

Postlar genel olarak döküm ve prefabrike olmak üzere iki temel gruba ayrılır.

Döküm post-kor sistemleri, kök kanalından alınan bireysel ölçüyle laboratuvar ortamında tek parça olarak üretilir. Özellikle tek köklü dişlerde, aşırı madde kaybı olan premolarlarda ve restoratif açılandırmanın gerekli olduğu durumlarda tercih edilir. Avantajları arasında uyumun iyi olması ve gerektiğinde kolay çıkarılabilmesi yer alsa da, kök kırığı, mikrosızıntı ve geniş kavite hazırlığına bağlı zayıflamış kök riski gibi komplikasyonlara neden olabilir (94–96). Ayrıca galvanik korozyon, estetik yetersizlik, metal alerjisi riski gibi biyolojik uyumsuzluklara da sahiptirler (97).

Metal prefabrike postlar, paslanmaz çelik, titanyum, nikel-krom alaşımları veya altın kaplama pirinçten üretilen, çeşitli çap ve uzunluklarda standart boyutlara sahip sistemlerdir. Laboratuvar işlemine gerek olmaması, klinik uygulama kolaylığı ve daha az doku kaybı nedeniyle döküm postlara göre avantajlıdır (96). Ancak, estetik dezavantajları ve korozyona bağlı renklenme sorunları nedeniyle kullanım alanları sınırlıdır (98). Yuvarlak kesitli olmaları nedeniyle rotasyonel kuvvetlere karşı daha az direnç gösterebilirler (93). Vidalı metal postların ise kök kanalına yerleştirilirken oluşturdukları kama etkisi nedeniyle dikey kök kırıklarına yol açabileceği bilinmektedir (99).

Estetik ve biyomekanik ihtiyaçlar, zamanla metal olmayan post sistemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu sorunları gidermek amacıyla geliştirilen fiber postlar, cam, kuartz ve karbon fiber içeren, biyouyumlu ve estetik materyallerdir. Fiber postlar, elastik modüllerinin dentine benzer olması sayesinde (yaklaşık 6.8-10.8 GPa) kuvveti daha eşit dağıtarak kök kırığı riskini azaltır. Ayrıca, kanal içi preparasyonu minimum düzeyde tutarak diş dokusunu daha fazla korur (100–102). Biyouyumlu yapıları, korozyon oluşturmamaları ve estetik avantajları sayesinde klinik uygulamalarda geniş yer bulurlar.

Cam ve kuartz fiber postlar, karbon fiberlere göre daha estetik ve radyopak oldukları için daha çok tercih edilir (103,104).

20.yy'ın sonlarında geliştirilen seramik postlar, özellikle tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanıldıklarında diş dokusu ile benzer optik özellik gösterirler (105). Zirkonyum postlar optik özellikleri, biyouyumlulukları, yüksek kırılma ve eğilme dayanımları ve kimyasal stabiliteleriyle öne çıkmalarına rağmen düşük elastisiteleri nedeniyle restorasyonla uyum sorunları ve kök kırıkları riski taşırlar (106,107). Ayrıca, kanaldan çıkarılmaları oldukça zordur ve işlem sırasında fazla miktarda diş dokusunun uzaklaştırılmasına neden olabilir (93,107). Bazı çalışmalarda, zirkonyum postların diğer estetik postlara göre kırılma direnci yüksek bulunurken; başka bir in vitro çalışmada ise rezin fiber postların daha yüksek dayanıklılığa sahip olduğu gösterilmiştir (108,109). Hu ve arkadaşları yaptığı bir çalışmada farklı post ve kor sistemleri kırık direnci bakımından değerlendirildiğinde anlamlı farklılıklar görülmediği ancak seramik postların onarılamaz kök kırıklarına neden olduğu belirtilmiştir (110).

Post materyalinin seçiminde dikkat edilmesi gereken en önemli biyomekanik özelliklerden biri elastisite modülüdür. Dentinin elastisite modülüne yakın postlar, kök yüzeyine iletilen stresi daha fazla dağıtarak köke daha az kuvvet iletir. Fazla esneklik, kor-kron bütünlüğünde bozulmalara neden olabilirken; aşırı rijitlik de kök çatlaklarını tetikleyebilir. Bu nedenle, post seçimi yapılırken hem doku uyumluluğu hem de restorasyonun fonksiyonel gereklilikleri dikkate alınmalıdır (111).

Postların esas kullanım sebebinin koronal restorasyona destek sağlamak sağlamak olduğu (112); restoratif sistemin kuvvet dayanımını anlamlı düzeyde artırmadığı görüşü günümüzde giderek daha çok kabul görmektedir. Bazı araştırmalar, postun servikal bölgeyi destekleyerek kuvvetlendirme sağladığını bildirirken (113,114); başka araştırmalar postun bu işlevde etkili olmadığını savunmaktadır (115,116). Fiber post destekli onley restorasyonlar ile vital diş dokusuna sahip yapılar arasında kırılma direnci, marjinal adaptasyon ve retansiyon açısından anlamlı fark bulunmadığı bildirilmiştir (117).

2.3.2.2. Tam kronlar

Koronal diş yapısının çürük, restoratif işlemler veya endodontik tedavi sonucu büyük ölçüde kaybedildiği durumlarda tam kron restorasyonlar tercih edilmektedir (118). Bu restorasyonlar, eksik dokuyu restore ederek estetik ve fonksiyonun yeniden kazanılmasını sağlar. Bazı vakalarda kron doğrudan mevcut diş dokusu üzerine uygulanabilirken, madde kaybının fazla olduğu, kron için yeterli tutuculuğun sağlanamadığı durumlarda post uygulaması gerekebilir. Kor, post ile birleşerek kayıp dokunun yerini alır; kron ise koru örter (99).

Tam kronlar, yalnızca estetik ve fonksiyon kazandırmakla kalmaz, aynı zamanda restorasyonun marjinal adaptasyonunu iyileştirerek sızıntı riskini azaltır ve fonksiyonel kuvvetlere karşı koruyuculuk sağlar. Kor yapının varlığı, kronun kenarlarının deformasyona uğramasını engellerken, post ve kor sisteminin sağladığı stabilite, endodontik tedavinin uzun dönem başarısına katkı sağlar (34).

Protetik restorasyonlar, kırılma direnci ve marjinal sızdırmazlık açısından konservatif restorasyonlara göre üstünlük gösterir. Bu nedenle, özellikle posterior bölgede, geniş doku kaybı olan dişlerde tam kron restorasyonlara daha sık başvurulmaktadır. Metal altyapılı seramik kronlar, bu amaçla kullanılan klasik restoratif seçeneklerden biridir. Bu tip kronlar için yapılan hazırlıkta okluzal yüzeyden ortalama 2 mm, labial ve aproksimal yüzeylerden 1.5 mm, lingual yüzeyden ise yaklaşık 1.2 mm doku kaldırılması gerektiği bildirilmiştir (119). Ancak bu tür geniş preparasyonlar, özellikle ciddi doku kaybı olan dişlerde yapısal zayıflamaya neden olabilmektedir.

Estetik gereksinimlerin artmasıyla birlikte, anterior bölgede tam seramik restorasyonlara olan ilgi de artmıştır. Bu restorasyonlar, metal altyapılı kronlara kıyasla daha az doku kaldırılması ile uygulanabilirken, estetik başarıları da oldukça yüksektir (120). Günümüzde monoblok estetik materyallerin gelişimiyle birlikte, hem dayanıklı hem de estetik restorasyonlar daha az invaziv preparasyonlarla gerçekleştirilebilmektedir.

Kanal tedavisi sonrası yapılan tam kron uygulamaları, dişin fonksiyonel olarak güçlendirilmesine katkı sağlasa da kronlanan dişlerde kırık oluşumu gözlemlenmektedir.

Literatürde, kronlanan endodontik tedavili dişlerin uzun dönem başarısının, vital dişlerle benzer düzeyde olduğu belirtilmiştir. Onley gibi restorasyonlar da benzer şekilde koronal destek sağlar, ancak arka grup dişlerde bu tür restorasyonların üstünlüğüne dair net bir bulgu bulunmamaktadır (82).

2.3.2.3. İnley, onley ve overlay restorasyonlar

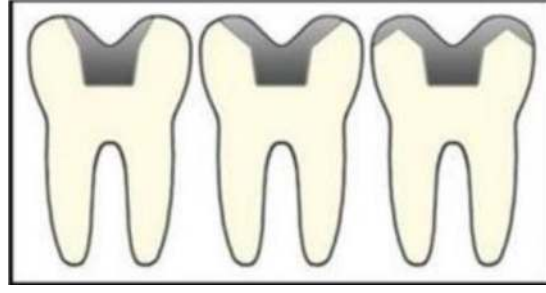
Diş hekimliğinde yaşanan teknolojik ilerlemelerle birlikte, dayanıklı ve estetik özelliklere sahip materyallerin kullanımıyla indirekt intrakoronal restorasyonlar ön plana çıkmıştır. Bu restorasyonlar, kavitenin şekline göre inley, onley ve overlay olarak sınıflandırılır. Direkt teknikle restore edilmesi mümkün olmayan, ancak tüm kron restorasyonuna da ihtiyaç duyulmayan vakalarda bu restorasyonlar tercih edilmektedir (121,122).

İnley restorasyonlar, okluzal, gingival ve proksimal yüzeyleri restore ederken çiğneme yüzeyini tamamen kaplamaz. Bu yönüyle en konservatif indirekt restorasyonlardandır. Dişin dayanıklılığını artırmaz, ancak eksik yapıyı tamamlar ve özellikle çürük harabiyetinin sınırlı olduğu premolar ve molar dişlerde endikedir.

Onley restorasyonlar, çiğneme yüzeyini ve tüberkülleri kapsayarak stres birikimini engeller ve bu stresi daha geniş bir alana dağıtır.

Overlay restorasyonlar ise onley'lere ek olarak bukkal ve lingual duvarları da kapsayarak daha geniş bir koruma sağlar (121,122).

Bu restorasyonlar altın, kompozit veya seramik materyaller kullanılarak hazırlanabilir. Eğer doku kaybı fazla ise ve direkt restorasyonla telafi edilemeyecek düzeydeyse, estetik ve dayanıklılık açısından seramik veya laboratuvar işlemlerinden geçirilmiş kompozit restorasyonlar tercih edilmelidir. İndirekt seramik sistemlerin kullanımı ile polimerizasyon büzülmesi önlenmekte, bu da restorasyonun mekanik dayanımını artırmaktadır (123). Özellikle lityum disilikat gibi güncel seramik sistemler; yüksek kırılma direnci, translusensi ve dayanıklılık gibi özellikleriyle ön plana çıkmaktadır. Kompozit rezin onley veya kronlar ise ekonomik olmalarının yanı sıra kolay tamir edilebilirlikleri ile avantaj sağlamaktadır (124).



Şekil 2.1. İnley, onley, overley restorasyonların şematik görünümü (125)

2.3.2.4. Endokron restorasyonlar

Adeziv sistemlerdeki gelişmeler ve dayanıklı seramik materyallerin klinik kullanıma girmesiyle birlikte, post uygulamasına gerek duyulmadan restorasyon yapılabilen yeni tedavi seçenekleri ortaya çıkmıştır. Bu gelişmeler doğrultusunda, aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda endokron restorasyonları ön plana çıkmıştır (126). Endokron, post içermeyen, monoblok yapıda ve pulpa odası destekli bir adeziv indirekt restorasyon çeşidi olup, kavite sınırlarından makroretansiyon, adeziv simantasyonla da mikroretansiyon sağlar (127,128).

İlk kez Pissis tarafından “monoblok restorasyon” terimiyle tanımlanan bu teknik, 1999 yılında Bindl ve Mörmann tarafından “endokron” ismiyle literatüre kazandırılmıştır (127,128). Bu tanımda, çevresel 90° butt marjine sahip, pulpa odasını da içine alan santral retansiyon kavitesine sahip bir yapı tarif edilmiştir (128). Preparasyon süresinin kısalığı, uygulama kolaylığı, klinikte geçirilen sürenin azalması, estetik özellikleri ve post hazırlığına gerek duyulmaması endokronların başlıca avantajları arasında yer almaktadır (115).

Endokronlar, özellikle post uygulanması mümkün olmayan, kısa, açılı ya da kalsifiye kanallarda önemli bir restoratif alternatif oluşturmaktadır (129). Preparasyon sırasında post yuvası açılmasına gerek kalmadığı için hem zaman kazanımı sağlanmakta hem de post kaynaklı kök kırığı riski ortadan kalkmaktadır (130). Ayrıca, pulpa odasının derinliği arttıkça retansiyon yüzey alanı artmakta, böylece lateral kuvvetlerin kök dentinine iletilmesi yerine pulpa odası içinde absorbe edilmesi sağlanmaktadır (131).

Sistematik derlemeler, endokron restorasyonların kırılma dayanımı açısından post-kor ve kron restorasyonlara kıyasla daha başarılı olduğunu ortaya koymuştur. Biacchi ve

Basting'in yaptığı bir in vitro çalışmada, endokronların cam fiber post destekli kronlara göre daha yüksek kompresif dayanım sergilediği bulunmuştur (129). Sedrez-Porto ve arkadaşları 2016 yılında yayımladığı sistematik derleme ve meta-analizinde, endokronların geleneksel yöntemlere göre %94-100 arasında değişen başarı oranlarına sahip olduğu ve geleneksel tedavi yöntemleriyle karşılaştırıldığında ön ve arka grup dişlerde yüksek kırılma direnci sağladığı bildirilmiştir (126). Endokronların tek parça yapıya sahip olması, adeziv başarısızlığı riskini azaltmakta ve restorasyonun uzun ömürlülüğünü desteklemektedir (113).

Endokron restorasyonlar tüm diş gruplarına uygulanabilse de, en yoğun kullanım alanı molar dişlerdir. Bunun nedeni, molarların geniş koronal hacimlerinin daha fazla retansiyon sağlaması ve premolarlara kıyasla horizontal kuvvetlere daha az maruz kalmalarıdır (113,126,129,132). Ayrıca minimal invaziv preparasyon ilkesi doğrultusunda, endokronlar kanal tedavili dişlerde altın standart restorasyon seçeneği olarak kabul edilmektedir (115).

Endokron restorasyonların avantajları:

1. Preparasyon sırasında sağlam diş dokusunun büyük oranda korunması
2. Tedavi süresinin kısa ve seans sayısının az olması
3. Klinik uygulamanın basit ve pratik olması
4. Kısa, eğimli veya kalsifiye kanallı dişlerde uygulanabilmesi
5. İnterokluzal mesafenin sınırlı olduğu hastalarda uygulanabilmesi
6. Supragingival sınırlarla hazırlandıkları için plak birikimi daha az olması ve periodontal dokularla biyouyumları olmaları
7. Post uygulamasına bağlı komplikasyonlar olan kök perforasyonu, vertikal kök kırığı ve bakteriyel kontaminasyon risklerini ortadan kaldırmaları
8. Estetik açıdan avantajlı olmaları
9. Monoblok tasarımın, farklı elastik modüllere sahip materyal katmanlarının yarattığı stres birikimini önlemesi
10. Ekonomik olmaları ve geleneksel restorasyonlara göre daha konservatif bir tedavi seçeneği sunmaları (113,115,133–136).

Endokron endikasyonları:

1. Koronal diş yapısının büyük ölçüde kaybedildiği vakalarda, özellikle geniş kavite varlığında ve tüberküllerin desteklenmesinin gerektiği durumlarda
2. Klinik kron boyunun yetersiz olduğu dişlerde, konvansiyonel kron preparasyonunun tutuculuğunun sağlanamadığı durumlarda
3. Ferrule etkisinin oluşturulamayacak kadar az miktarda sağlıklı diş dokusunun bulunduğu olgularda
4. Post uygulamasının riskli ya da mümkün olmadığı kısa, eğri, dilasere, kalsifiye ya da kırılğan köklere sahip dişlerde
5. Apikal rezeksiyon yapılmış, kök uzunluğu azalmış dişlerde post desteği oluşturmanın mümkün olmadığı durumlarda
6. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu hastalarda, yeterli kron yüksekliği oluşturulamayan ve protetik restorasyon için konvansiyonel yöntemlerin uygulanamadığı vakalarda
7. Furkasyon bölgesi açığa çıkmış dişlerde, periodontal olarak desteklenmiş ancak post yerleştirmenin komplikasyon riskini artırabileceği durumlarda endikedir (93,137).

Endokron kontrendikasyonları:

1. Diş dokusunun kalitesinin yetersiz olduğu ve bu nedenle restorasyon ile yeterli adeziv bağın sağlanamayacağı olgularda
2. Yeterli retansiyon yüzeyi oluşturulamayacağından pulpa odası derinliğinin 2–3 mm'den kısa olduğu durumlarda
3. Servikal marjin genişliğinin 2 mm'den az olduğu vakalarda endokron restorasyonlar kontrendikedir (137,138).

Endokron restorasyonların sınıflandırılması:

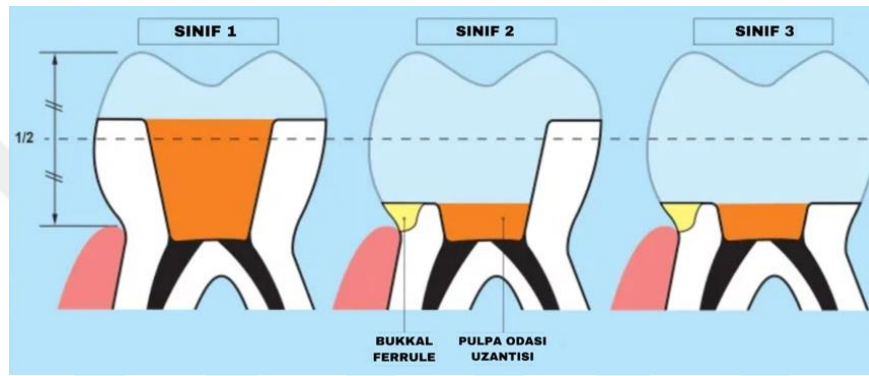
Endokron restorasyonlar, preparasyonsonrasında kalan diş dokusu miktarına göre sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma, hem restorasyonun retansiyon düzeyini hem de uygulanabilirliğini belirlemede önemli bir kriterdir.

Sınıflandırma üç ana grupta incelenmektedir:

Sınıf 1: En az iki sağlam aksiyal duvarın mevcut olduğu diş preparasyonlarını

Sınıf 2: Maksimum bir aksiyal duvarın, orijinal yüksekliğinin yarısından daha fazla korunduğu diş preparasyonlarını

Sınıf 3: Tüm aksiyal duvarların orijinal yüksekliklerinin yarısından daha kısa olduğu, yani duvarların büyük ölçüde kaybedildiği preparasyonları tanımlar (139).



Şekil 2.2. Endokron sınıflamasının şematik görüntüsü (139)

2.3.2.4.1. Endokron preparasyonu

Endokron restorasyonlarının başarılı bir şekilde uygulanabilmesi için, klasik tam kron preparasyonlarından farklı bir dizi biyomekanik ve yapısal kriterin gözetildiği özel preparasyon teknikleri gereklidir (9). Endokronlar, kor ve kronu tek bir parça olarak içeren monoblok restorasyonlardır ve butt marjın preparasyonu ile merkezi retansiyon kavitesi özellikleri ile tanımlanırlar. Bu merkezi retansiyon kavitesinin premolar dişler için 3 mm çapında ve 5 mm derinliğinde, molar dişler için ise 5 mm çapında ve 5 mm derinliğinde olması önerilmektedir (129). Endokronlarda seramik kalınlığı genellikle 3 ile 7 mm arasında değişmektedir (9).

Restore edilecek dişlerin morfolojik farklılıkları ve mevcut klinik koşullar, endokron preparasyonunun standart bir formda uygulanmasını güçleştirebilir. Bu nedenle, preparasyon süreci genellikle vaka bazında planlamakta ve mevcut anatomik ve restoratif gerekliliklere göre uyarlanmaktadır. Ancak, güncel literatürde tanımlanan biyomekanik prensipler doğrultusunda belirli hazırlık parametreleri önerilmektedir.

1. Oklüzal redüksiyon 2-3 mm arasında olmalı,
2. Pürüzsüz iç geçişler oluşturulmalı ve keskin köşe veya undercut bulundurulmamalı,
3. Servikal sınır supragingival olmalı (140),
4. Pulpa odasının iç duvar açıları 6–10° olacak şekilde hazırlanmalı,
5. Düz bir pulpal taban elde edilmeli (7),
6. Adezyonu sağlayabilmek için marjinlerde mümkünse mine yapısı korunmalı,
7. Giriş yolu, aksiyel duvar açıları 6-10° olacak biçimde tasarlanmalı (130,141),
8. Kenar açıları yaklaşık 90° olacak şekilde butt marjin formunda kavite iç duvarları hazırlanmalıdır (128).

Endokron restorasyonlarında intrakoronal derinliğinin önemi hakkında literatürde farklı çalışmalar bulunsa da henüz bir fikir birliği sağlanamamıştır. Rocca ve arkadaşları tarafından endo-kor uzunluğunun marjinal bütünlük ve yorulma direncinin incelendiği bir çalışmada premolar endokronlarında 2 ve 4 mm'lik pulpa odası uzantılarının dayanıklılık açısından 0 mm'ye göre üstün olduğunu bildirmiştir (142). Tribst ve arkadaşları tarafından yapılan başka bir çalışmada ise, 4.5 mm derinliğin, 1.5 ve 3 mm derinlikten daha düşük stres birikimi oluşturduğunu ve kırılma riskini azalttığını göstermiştir (143). Dartora ve arkadaşları ve Zhu ve arkadaşları tarafından yürütülen çeşitli çalışmalarda, daha derin merkezi kavite tasarımlarının stres dağılımı açısından daha avantajlı olduğunu ortaya koymuştur (10,144).

Endokron preparasyonunda hem estetik hem de mekanik dayanıklılık açısından belirli kurallara dikkat edilmesi gerekmektedir. Hazırlık aşamasında marjin bütünlüğü, giriş yolu yönlendirmesi, iç duvar açıları ve kavite derinliği, restorasyonun uzun ömürlülüğünü doğrudan etkilemektedir.

2.3.2.4.1. Endokronlarda restoratif materyal seçimi

Endodontik tedavi görmüş dişlerde, tüberkülleri restore eden restorasyonlar için hangi materyalin en uygun olduğu konusunda literatürde net bir görüş bulunmamaktadır. Endokron restorasyonlar; feldspatik porselenler, güçlendirilmiş cam seramikler, CAD/CAM seramikler, hibrit kompozitler ve rezin kompozit bloklarla üretilmektedir (133).

Lityum disilikat cam seramikler, hem estetik hem de mekanik dayanıklılık açısından öne çıkmakta ve en uygun materyallerden biri olarak kabul edilmektedir (128,129). Asitlenebilir cam seramiklerin, hidroflorik asit ve silan uygulaması sonrası rezin simanlarla bağlanabilmesi, retansiyonu artırmaktadır (139).

CAD/CAM rezin kompozit bloklar, seramiklere göre daha düşük dayanıklılığa sahip olsa da; kolay tamir edilmeleri, stres absorbe etme özellikleri ve klinik uygulama kolaylığı ile tercih edilebilmektedir (139). Polimer infiltre seramikler, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edilerek gelecek vaad etmektedirler (145).

Materyal seçimi, yalnızca estetik ve mekanik özellikleri değil, aynı zamanda adeziv bağlanabilirlik, tamir edilebilirlik ve kök kırığı riski gibi faktörleri de doğrudan etkileyerek restorasyonun başarısını belirlemektedir.

2.4. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM teknolojisi ilk olarak 1980’lerde Duret ve Preston tarafından kullanılmış, ardından 1988’te Moermann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemi ile klinik kullanıma sunulmuştur. Bu sistemde, hastanın ağızında hazırlanan kavite doğrudan ağız içi tarayıcı ile dijitalleştirilmiş, ardından restorasyon klinik ortamda tek seansta üretilmiştir (146). Bu sayede, klinik sürelerin kısalması ve daha konforlu tedavi süreçleri mümkün olmuştur.

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi, biyouyumlu ve estetik materyallere olan artan talep doğrultusunda gelişen dijital üretim sistemlerinden biridir. “Bilgisayar destekli tasarım” ve “bilgisayar destekli üretim” anlamına gelen bu sistemler, dental restorasyonların dijital ortamda tasarlanarak otomatik makinelerle üretilmesini sağlar (147).

Sistem, dijital tarama ile elde edilen üç boyutlu verilerin bilgisayar ortamında işlenip restorasyonun tasarlanması ve ardından yazılımlar vasıtasıyla üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. CAD/CAM sistemleri temel olarak eksiltme (frezeleme) prensibiyle çalışır. Bu sayede konvansiyonel yöntemlere göre daha kısa sürede

ve daha az teknik hassasiyetle üretim yapılabilirken; blok materyalin frezelenmeyen kısmının kullanılamaması sistemin başlıca dezavantajı olarak tanımlanmaktadır (148).

CAD/CAM sistemleriyle restorasyon üretimi sırasında üç farklı teknik kullanılmaktadır:

1. Katı bloktan aşındırma (eksiltme) yöntemi
2. Ekleme yöntemi
3. Kombine yöntem (149)

Günümüzde CAD/CAM sistemleriyle; inley, onley, laminate veneer, tam kron ve köprüler, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan cerrahi stentler, maksillofasiyal protezler gibi birçok restoratif yapı üretilebilmektedir (150).

Ayrıca sistemler veri paylaşım özelliklerine göre açık ve kapalı sistemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Kapalı sistemlerde tüm yazılım ve üretim adımları tek bir üreticiye bağlı olup sistemler arası veri transferi mümkün değildir. Açık sistemler ise farklı CAD ve CAM bileşenlerinin bir arada kullanılmasına olanak sağlar ve kullanıcıya esneklik sunar (151).

2.4.1. CAD/CAM sistemlerinin avantajları

1. Konvansiyonel ölçü alma yöntemlerine ihtiyaç duyulmaz, böylece ölçü materyallerinin kullanımına bağlı hatalar ve hasta konforsuzluğu ortadan kaldırılır.
2. Daha az zaman harcayarak daha uyumlu ve yüksek kaliteli restorasyonlar üretilebilir, bu da klinik başarıyı doğrudan olumlu etkiler.
3. Restorasyon üretim süresi kısalmış ve hasta, hekimin yanı sıra diş teknisyeninin de toplam işlem süresinden tasarruf etmesi sağlanır.
4. Hata ihtimali önemli ölçüde azalır. Geleneksel yöntemlerde karşılaşılan ölçü, döküm ve laboratuvar aşamalarındaki hatalar dijital sistemlerle minimize edilir.
5. Verilerin dijital ortamda arşivlenebilmesi, gelecekte gerekebilecek düzeltmeler, tekrar işlemleri veya uzun dönemli hasta takibi açısından büyük kolaylık sağlar.
6. Çapraz kontaminasyon riski azalır, çünkü fiziksel model veya ölçü malzemesiyle temasa gerek kalmadan dijital ortamda üretim gerçekleştirilir.

7. Tek seansta restorasyon uygulama imkânı, geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırarak hem tedavi sürecini sadeleştirir hem de klinik verimliliği artırır (148,152).

2.4.2. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

1. CAD/CAM sistemlerinin en önemli dezavantajı yüksek üretim maliyetidir. Cihazların kurulumu, bakım masrafları ve freze uçlarının belirli periyotlarla yenilenmesi ek maliyet oluşturur.
2. Derin subgingival preparasyon sınırlarının optik tarama ile tam olarak algılanamaması, dijital sistemlerde sınırların doğru tespit edilmesini zorlaştırabilir. Bu nedenle etkili bir dişeti retraksiyonu zorunlu hale gelir.
3. CAD/CAM sistemleri tecrübeli kullanıcı gerektirir; yazılım kullanım bilgisi, materyal bilgisi ve tarama tekniklerine hâkimiyet sürecin başarısını doğrudan etkiler.
4. Monokromatik bloklarla çalışıldığında estetik açıdan doğal diş benzerliği sağlanamayabilir. Her ne kadar yeni geliştirilmiş materyaller bu sorunu azaltmış olsa da, bazı klinik durumlarda istenilen estetik sonuç elde edilemeyebilir (153,154).

2.4.3. CAD/CAM üretim metodları

CAD/CAM sistemleri, üretimin gerçekleştirildiği ortama göre üç ana başlık altında sınıflandırılmaktadır:

1. Klinik İçi Sistemler (Chair-side Concept): Bu sistemlerde ağız içi tarayıcılarla dijital ölçü elde edilir ve restorasyon tasarımı klinikte gerçekleştirilir. Restorasyon aynı seans içinde hazırlanarak hastaya teslim edilir. Seans sayısının azalması, geçici restorasyona ihtiyaç duyulmaması ve ölçü materyallerine bağlı çapraz enfeksiyon riskinin ortadan kalkması bu sistemin önemli avantajlarıdır. Ancak, sistemin yüksek maliyeti önemli bir dezavantaj olarak değerlendirilir (155).
2. Laboratuvar İçi Sistemler (Lab-side Concept): Bu yöntemde, geleneksel ölçü yöntemiyle elde edilen alçı modeller laboratuvarda taranarak dijitalleştirilir. Genellikle restorasyonların altyapıları bu sistemle üretilir ve üzerine estetik özellik

kazandırmak amacıyla porselen tabaka eklenir. Bu yöntem, bireyselleştirilmiş restorasyonların üretimine olanak tanır (146).

3. Merkezi Üretim Sistemleri: Hasta başında tarama ile ya da laboratuvarda taranan modellerden elde edilen dijital veriler, internet aracılığıyla bir üretim merkezine iletilir. Restorasyonun altyapısı burada hazırlanır ve ardından karakterizasyon ya da üst yapı işlemleri için yeniden laboratuvara gönderilir. Bütün altyapıların aynı merkezde üretilmesi, kalite kontrolünü kolaylaştırarak standardizasyon sağlar. Bu sistem, kompleks restorasyonlar için etkili bir üretim çözümü sunmaktadır (146).

2.4.4. CAD/CAM sistemlerinin komponentleri

CAD/CAM sistemleri üç temel bileşenden oluşur:

- 1) Hazırlanan diş preparasyonunu dijital ortama aktaran optik veya mekanik tarayıcı
- 2) Restorasyonun tasarlandığı bilgisayar yazılımı
- 3) Tasarlanan veriyi restoratif materyale dönüştüren frezeleme ünitesi (151)

İlk iki adım CAD aşamasını, üçüncü adım ise CAM aşamasını temsil eder. Bu üç unsurun uyumlu çalışması sistemin başarısını doğrudan etkiler (153).

2.5. Dijital Veri Eldesi ve Görüntü Oluşturma

2.5.1 Direkt ve indirekt dijitalizasyon

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretim süreçleri uzun yıllardır kullanılmakta olup, bu teknolojilerin temelini oluşturan dijital veri elde etme süreci, restorasyonların doğruluğu ve başarısı açısından büyük önem taşımaktadır. Dijital veri, ya doğrudan ağız içi taramalarla ya da geleneksel yöntemlerle alınmış ölçülerin dijital ortama aktarılmasıyla sağlanabilir. Bu durum, iş akışında iki temel yaklaşımın gelişmesine neden olmuştur: Tam dijital iş akışı ve yarı dijital iş akışı.

Tam dijital iş akışı, direkt dijitalizasyon olarak da adlandırılmaktadır. Bu yöntemde dijital veri, ağız içi tarayıcılar yardımıyla doğrudan hasta ağzından elde edilir. Ardından bu veriler, dijital ortamda kontrol edilerek restorasyonların tasarımı ve üretimi gerçekleştirilir.

Bu yaklaşım, ölçü transferi sırasında yaşanabilecek insan kaynaklı hataları ortadan kaldırmakta ve iş akışında yüksek doğruluk sağlamaktadır.

Yarı dijital iş akışı ise indirekt dijitalizasyon yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Bu yöntemde hekimin geleneksel yöntemleriyle elde ettiği ölçüler, ya doğrudan taranarak ya da bu ölçülerden elde edilen alçı modellerin laboratuvar tarayıcılarında dijitalleştirilmesi yoluyla bilgisayar ortamına aktarılır. Bu süreçte ölçü alma, model elde etme ve veri aktarımı aşamalarında oluşabilecek hatalar, restorasyonun doğruluğunu etkileyebilmektedir (156).

2.5.2. Ağız dışı tarayıcılar

Ağız dışı tarayıcılar, laboratuvar ortamında kullanılan ve dijital model elde etmek amacıyla geliştirilen cihazlardır. Bu tarayıcılar; mekanik ve optik sistemler olarak iki ana gruba ayrılır. Mekanik sistemlerde, tarayıcı ucundaki küçük prob, modelin yüzeyine fiziksel temas sağlayarak detayları algılar ve üç boyutlu veri olarak bilgisayara aktarır. Bu yöntem son derece hassas olmasına rağmen, zaman açısından daha uzun sürmektedir. Günümüzde dental laboratuvarlarda genellikle daha hızlı veri elde edilmesini sağlayan optik tarayıcılar tercih edilmektedir (147,157,158).

Optik tarayıcılar bir ışık kaynağı ve alıcıdan oluşur. Işık kaynağından yayılan ışın, nesnenin yüzeyinden yansarak alıcıya ulaşır. Kullanılan ışık türüne bağlı olarak bu tarayıcılar; beyaz LED, mavi LED ve lazer tarayıcılar şeklinde sınıflandırılır (159). Lazer tarayıcılar, genellikle bir boyutlu çizgi deseniyle çalışırlar. Ancak bu tarayıcılarda düşük tarama hassasiyeti ve yüksek hata oranları gibi dezavantajlar mevcuttur. Beyaz LED tarayıcılar iki boyutlu desen yansıtarak çalışmakta ve lazer sistemlere kıyasla daha iyi tarama hızları ve tekrarlanabilirlik sunmaktadır (160). Ancak bu cihazlarda, dar ve derin alanlarda hassasiyet kaybı yaşanabilmektedir. Bu eksiklikleri gidermek amacıyla geliştirilen mavi LED tarayıcılar, daha kısa dalga boyları sayesinde daha yüksek tarama doğruluğu sunmaktadır (161).

Laboratuvar tarayıcılarının çalışma prensibi genellikle optik sistemler üzerine kuruludur. Taranacak obje sabit bir platforma yerleştirilir; platformun hareketi ve ışık yansıtma açısı tarayıcı tarafından kontrol edilir. Yeni nesil cihazlarda, objenin farklı

açılardan taranmasını sağlayan otomatik döndürme sistemleri sayesinde daha doğru görüntüler elde edilebilmektedir. Ancak ağız içi tarayıcılara göre hareket kısıtlılığı nedeniyle, undercut bölgeler ve proksimal alanlarda veri kaybı riski mevcuttur. Bu tür bölgelerde daha hassas ölçüm sağlamak amacıyla iki aşamalı tarama yöntemine başvurulabilir (162).

Dental laboratuvarlarda dijital model kullanımı, 1990'ların sonlarında başlamış olup özellikle CAD/CAM teknolojilerinin gelişimi ile birlikte oral implantoloji, maksillofasial cerrahi, protetik tedavi ve ortodontide yaygınlaşmıştır (163). Bu tarayıcıların doğruluğu ve hassasiyeti farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalarda, doğruluk değerlerinin 7.7-46 µm, hassasiyet değerlerinin ise 4-50 µm arasında değiştiği bildirilmektedir (160). Ancak ölçü materyalinin polimerizasyonu ve alçının sertleşme sürecinde meydana gelen distorsiyonlar bu hassasiyeti olumsuz etkileyebilmektedir (164,165).

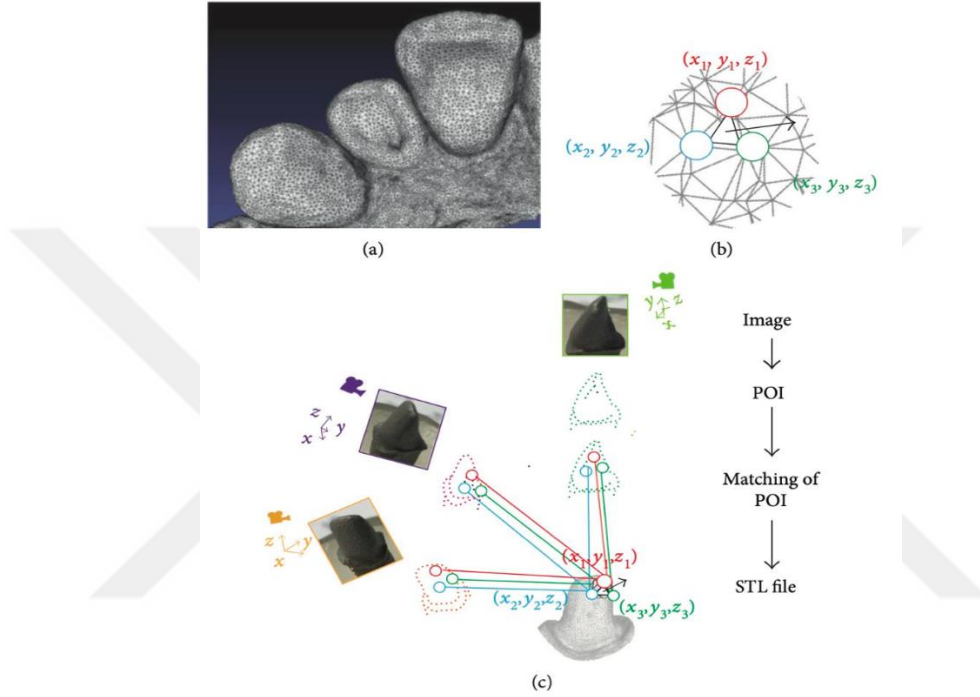
2.5.3. Ağız içi tarayıcılar

Ağız içi tarayıcılar, kamera, yazılım ve bilgisayar birimlerinden oluşan; diş ve çevre dokuların üç boyutlu geometrisini dijital olarak kaydetmeyi amaçlayan medikal cihazlardır. Bu sistemlerde elde edilen dijital veriler, genellikle STL (Standard Tessellation Language) formatında saklanır ve işlenir. STL dosyaları, üçgenlerden oluşan bir ağ (mesh) yapısıyla temsil edilir ve her üçgen, üç koordinat noktası (x, y, z) ile tanımlanır. Bu format, sadece diş hekimliğinde değil, mühendislik ve endüstriyel tasarım gibi farklı alanlarda da yaygın şekilde kullanılmaktadır.

STL formatının en önemli özelliklerinden biri, yüzeyin geometrik şeklini yüksek doğrulukla tanımlamasıdır. Ancak bu format renk, doku ya da optik özellikler gibi bilgileri içermez. Bu nedenle diş yüzeyinin rengi veya transparanlığı gibi detayları kaydedebilmek adına, PLY (Polygon File Format) gibi daha gelişmiş alternatif dosya formatları da geliştirilmiştir.

Ağız içi tarayıcılarda kullanılan kameralar, yansıyan ışığın değerlendirilmesine dayalı olarak çalışırlar. Işık, diş yüzeyine gönderildikten sonra yansıyan ışık, “points of interest” (POI) adı verilen ilgi noktaları olarak tanımlanır ve bu noktalar yazılım aracılığıyla yeniden yapılandırılarak dijital model oluşturulur. Sistem, bu noktaların iki

boyutlu koordinatlarını (x ve y) görüntü üzerinden algılar, üçüncü boyut olan (z) derinlik koordinatı ise yazılım tarafından hesaplanarak üç boyutlu veriye dönüştürülür. Bu süreç, ister fotoğraf temelli ister video temelli bir sistemle gerçekleştirilmiş olsun, tüm ağız içi tarayıcıların temel çalışma prensibini oluşturur (166). Bu süreçte oluşan distorsiyon, birden fazla görüntünün çakıştırılmasıyla ilişkili olup, IOS sistemlerinin doğruluğunu etkileyebilmektedir (167).



Şekil 2.3. Ağız içi tarayıcı kullanarak STL veri dosyasının oluşturulması: (a) STL formatında dosyası örneği. (b) STL dosyasının x y ve z koordinatlarına sahip üç noktadan ve bir düzlemden oluşan üçgeni. (c) Yeniden yapılandırma ile görüntü oluşturma teknolojisinin şematik gösterimi (166)

2.5.3.1. İntraoral tarayıcıların teknolojileri

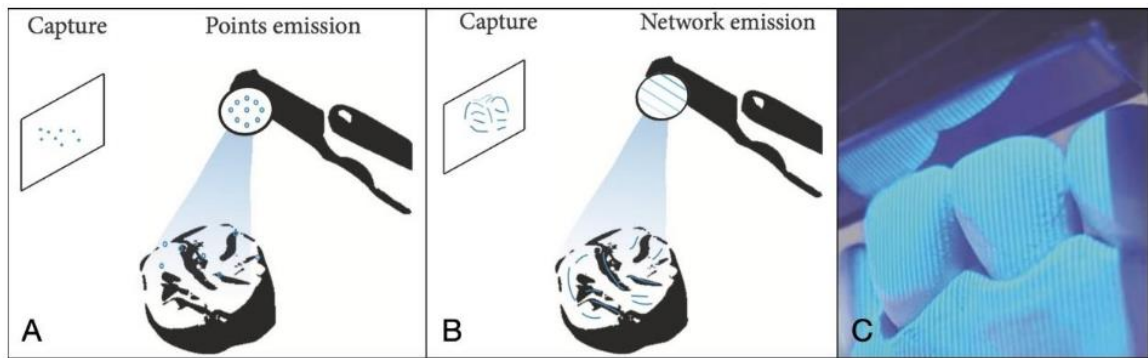
Ağız içi tarayıcılar, dijital ölçüleme teknolojisinin bir parçası olarak dental yapıları üç boyutlu olarak kaydederken farklı optik ve matematiksel algoritmalar kullanarak çalışırlar. Bu cihazların çalışma prensipleri, kullandıkları görüntü oluşturma teknolojisine göre sınıflandırılabilir.



Şekil 2.4. Ağız içi tarayıcılarda kullanılan teknolojiler

Işık projeksiyonu ve görüntü yakalama

Üç boyutlu dijital modelleme sürecinde kullanılan ışık projeksiyon teknikleri, genel olarak pasif ve aktif olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Pasif yöntemlerde, objenin yüzey yapısına bağlı olarak yalnızca çevresel aydınlatmadan faydalanılırken, aktif yöntemler yüzey bağımlılığını azaltmak amacıyla yapılandırılmış ışık projeksiyonlarına dayanır. Aktif ışık projeksiyonunda beyaz, kırmızı veya mavi ışık gibi özel ışık kaynakları kullanılarak nesne yüzeyine belirli desenler yansıtılır. Bu ışık desenleri; tek bir parlak nokta, çizgi ya da ağ yapısında olabilir ve nesneye olan uzaklık, üçgenleme (triangulation) yöntemiyle hesaplanır. Bu teknik sayesinde objenin detaylı yüzey haritası oluşturulabilir. Yüzeyin yeniden yapılandırılması sürecinde, ışık kaynağının nesneye yansımalarıyla elde edilen görüntüler sistem tarafından analiz edilir. Bu görüntüler ya ardışık fotoğraflar şeklinde alınarak ya da saniyede birden fazla kare yakalayabilen video formatında işlenerek üç boyutlu veri elde edilir (166).



Şekil 2.5. Işığın doğası: A) Noktaların izdüşümü B) Ağın iz düşümü C) Ağın, ağız içi tarayıcı ile izdüşümü (166)

Objenin tarama yapan cihaza olan uzaklığı

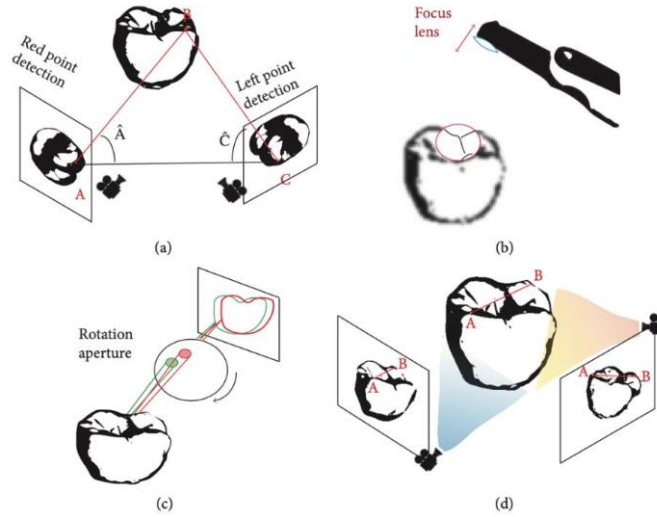
Optik triangulasyon

Triangulasyon (üçgenleme) yöntemi, üç boyutlu yüzey verisinin elde edilmesinde yaygın olarak kullanılan optik bir teknolojidir. Bu yöntemin temel prensibi, bir üçgende iki nokta arasındaki uzaklık ve açı biliniyorsa üçüncü noktanın konumunun trigonometrik hesaplamalarla belirlenebileceği ilkesine dayanır. Ağız içi tarayıcılar özelinde bu durum, ışık kaynağı, kamera ve taranan yüzey noktası arasında oluşturulan üçgen yardımıyla mesafenin belirlenmesi şeklinde açıklanabilir. Sistemde kullanılan ışık kaynağı (genellikle yapılandırılmış ışık veya lazer) taranacak yüzey üzerine gönderilir. Yüzeyden yansıyan ışık, kamera veya optik alıcı tarafından algılanır ve deformasyon derecesine göre mesafe bilgisi hesaplanır.

Tarayıcılar, bu hesaplamaları nokta nokta tekrar ederek bir dizi nokta bulutu oluşturur; bu nokta bulutu, yüzeyin üç boyutlu rekonstrüksiyonunun temelini oluşturur. Bu teknik, ışık desenlerinin hareket ettirilerek sürekli veri elde edilmesini sağlar. Bu verilerden üç boyutlu dijital model oluşturulur.

Bazı sistemlerde iki ayrı kamera yerine, prizma destekli tek kamera kullanımı veya farklı açılardan elde edilen görüntülerin işlenmesi ile benzer üçgenleme sonuçları elde edilebilir. Bu teknik özellikle fotoğraf esaslı çalışan ağız içi tarayıcı sistemlerinde tercih edilmektedir (166).

Optik triangulasyon, hassas, narin veya ıslak yüzeylerin temassız olarak mikron düzeyinde ölçülmesine olanak sağlar. Bu yönüyle sensör teknolojisinin diş hekimliği gibi dokulara zarar vermemesi gereken alanlarda kullanımı son derece avantajlıdır (168).



Şekil 2.6. Objenin tarama yapan cihaza uzaklığına göre teknolojiler: a)Active triangulation (ışığın üçgenlenmesi) ile görüntü oluşturma b)Konfokal yöntem ile görüntü oluşturma c)Active wavefront sampling (aktif dalga örnekleme) ile görüntü oluşturma d)Stereofotogrametri ile görüntü oluşturma (166)

Konfokal lazer tarayıcı mikroskopisi

Konfokal tarama, görüntü oluşturulacak objenin seçilen derinliklerinden odaklanmış ve odaklanmamış alanları analiz ederek üç boyutlu veri elde eden optik bir görüntüleme tekniğidir. Bu sistem, tarayıcının ışık kaynağından gönderilen paralel lazer ışınlarının objeye ulaşması ve geri yansıyan ışık demetlerinin aynı odak noktasına sahip olup olmamasına göre filtrelenmesi esasına dayanır (166). Sadece belirlenen odak düzlemindeki ışık demetleri, sistemde bulunan iğne deliği şeklindeki uzamsal filtreden geçerek sensöre ulaşabilirken, odak dışı yansıyan ışınlar filtre tarafından engellenir (169). Böylece daha net ve kontrastlı görüntüler elde edilir (170).

Bu yöntemde görüntüleme, objenin farklı açılarından, çeşitli fokus ve apertura değerleriyle ardışık fotoğrafların alınmasıyla gerçekleştirilir. Elde edilen bu çoklu görüntüler birleştirilerek üç boyutlu bir yapı oluşturulur. Görüntü netliği, sistemin titreşime ve hareket bulanıklığına duyarlılığı nedeniyle hekimin el becerisine bağlı olarak değişebilir. Netlik alanının hesaplanabilir olması sayesinde, objeye olan mesafe de yüksek doğrulukla belirlenebilir. Bu durum, sistemin klinik kullanımda avantaj sağlamasının yanı sıra, büyük optik bileşenler gerektirmesi nedeniyle bazı zorlukları da beraberinde getirmektedir (166).

Konfokal teknoloji sistemi ilk olarak iTero sistemi (Cadent-Align Technology Inc.) tarafından geliştirilmiş ve klinik uygulamaya kazandırılmıştır. Bu sistemde herhangi bir pudra kullanımı gerekmeden mine, dentin, amalgam, altın, seramik, kompozit rezin ve yumuşak dokuların hassas şekilde taranması mümkün olmuştur. Ayrıca paralel konfokal tarayıcılar, klasik konfokal sistemlerden farklı olarak birden fazla paralel ışınla birlikte çalışan filtre ve dedektör dizileri içerir. Bu sayede daha hızlı tarama yapılmasına olanak tanır (171).

Aktif wavefront örneklemesi

Aktif wavefront örneklemesi, yüzey morfolojisinin belirlenmesinde kullanılan gelişmiş bir görüntüleme tekniğidir. Bu yöntemde, kamera sürekli hareket halindedir ve farklı odak düzlemlerinden elde edilen görüntüleri analiz ederek en net olan bölgeleri belirler. Bu sayede, görüntüye konu olan nesnenin hangi mesafede net görüldüğü tespit edilerek üç boyutlu yüzey haritası oluşturulur. Bu sistem, genellikle video kayıt teknolojisine sahip ağız içi tarayıcılarda kullanılmakta olup, objeye ait görüntülerin arka arkaya kaydedilmesiyle netlik analizine olanak tanır.

Tekniğin temel prensibi, bir nesnenin odak düzlemine ne kadar yakınsa o denli net, uzaklaştıkça ise daha bulanık görüneceği ilkesine dayanır. Odak düzleminden sapmalar arttıkça görüntüdeki bulanıklık çapı da artar. Aktif wavefront örnekleme sistemleri bu farkları analiz ederek, netlik bölgeleri üzerinden mesafe ve derinlik bilgisi elde eder (166).

Wavefront kavramı, aynı faza sahip ışık noktalarının oluşturduğu sinüzoidal çizgi olarak tanımlanabilir. Bu teknikte kullanılan sistemde, eksen dışı açıklık bulunan dönen bir silindir yer alır. Silindirin optik eksen etrafında dönmesi sonucunda, POI adı verilen özel görüntü noktaları oluşturulur. Bu noktaların derinlik ve konum bilgileri, görüntü algoritmalarının temelini oluşturur (166,172).

Dönen silindirin optik katkısı sayesinde bulanıklık azaltılarak daha net görüntüler elde edilir (172). Ayrıca, stereoskopik sistemlerden farklı olarak yalnızca bir kamera ve tek bir optik yol kullanılması, bu teknolojinin daha düşük maliyetle uygulanmasını mümkün kılar. Günümüzde aktif wavefront örnekleme teknolojisi, sadece üç boyutlu sistemlerde değil, mikroskopi ve endoskopi gibi iki boyutlu görüntüleme sistemlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır (173).

Stereofotogrametri

Stereofotogrametri, nesnelerin üç boyutlu konumlarının (x, y, z koordinatları) yalnızca görüntülerin algoritmik analizleriyle hesaplandığı pasif bir görüntüleme yöntemidir. Bu teknikte, aktif ışık kaynakları veya karmaşık donanımlar kullanılmaz. Bunun yerine, stratejik olarak yerleştirilmiş kameralar sayesinde farklı açılardan elde edilen fotoğraflar analiz edilerek bir yüzeyin derinlik bilgisi çıkarılır.

Sistemin temel çalışma prensibi, farklı açılardan elde edilen görüntülerin dijital olarak karşılaştırılması ve eşleştirilmesiyle bir nokta bulutu oluşturmaktır. Bu nokta bulutları aracılığıyla üç boyutlu yapı oluşturulabilir. Kamera sistemleri genellikle küçük boyutludur, kullanım kolaylığı sağlar ve üretim maliyetleri düşüktür. Sensör sayısı arttıkça görüntülerin doğruluk oranı da artmakta, bu da sistemin genel hassasiyetini olumlu yönde etkilemektedir (166,174).

Diş hekimliğinde stereofotogrametri; özellikle oral implantların üç boyutlu konumlarının hassas bir şekilde belirlenmesinde kullanılır. İmplant üstü protez uygulamalarında, implantlara vidalanan optik belirleyiciler yardımıyla, ekstraoral kameralar aracılığıyla ölçü alınır ve bu veriler STL formatında dışa aktarılır. Bu sistem, diş, diş eti veya yumuşak doku gibi diğer yapıların verisini doğrudan sağlamaz. Bu nedenle, söz konusu yapıların verisi başka bir dijital tarayıcı veya konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı modellerin dijitalizasyonu ile alınır. Sonrasında bu veriler, implant konum verileri ile dijital ortamda birleştirilir (175,176).

Stereofotogrametri sistemleri; kan, tükürük gibi ağız içi etmenlere karşı daha az hassasiyet göstermeleri nedeniyle implant uygulamalarında güvenilir bir alternatif sunmaktadır. Ancak, yumuşak doku verisinin elde edilmesinde ek bir ölçüm ihtiyacı doğurması bu sistemin önemli bir dezavantajı olarak kabul edilmektedir (177).

Rekonstrüksiyon teknolojileri

Rekonstrüksiyon teknolojileri, farklı açılardan elde edilen veri noktalarının eşleştirilmesiyle üç boyutlu dijital modelin oluşturulmasını hedefler. Bu süreçte, görüntüler arasındaki benzerliklerin tanımlanması en temel zorluklardan biridir. Kullanılan

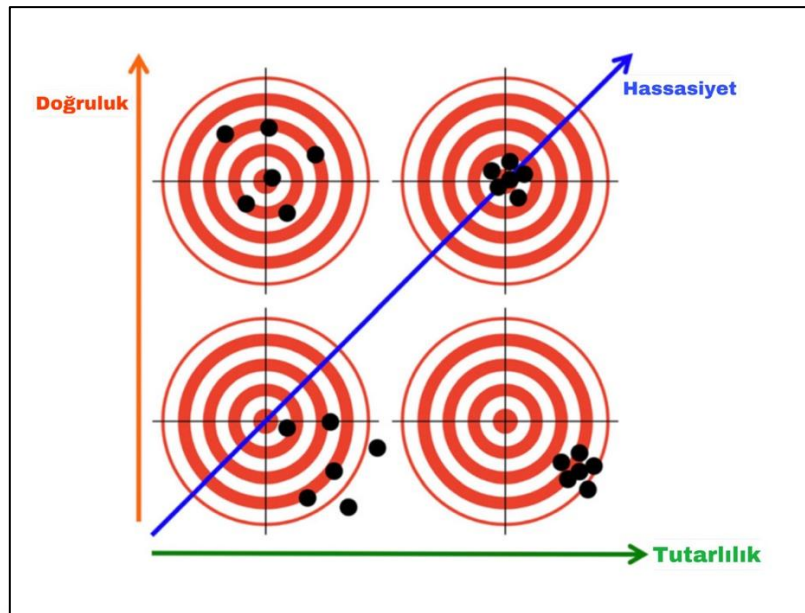
algoritmalar, çakışan noktaları belirleyebilmek için genellikle gri ton farklılıkları, fiziksel sınır çizgileri ya da güçlü eğrilikler gibi geçiş bölgelerini analiz eder. Elde edilen veriler üzerinden görüntüler arasında geometrik ilişkileri kurmak amacıyla bir dönüşüm matrisi hesaplanır. Rekonstrüksiyon doğruluğunu artırmak ve gürültüyü azaltmak için istatistiksel yöntemlerle uç noktalar veriden çıkarılabilir. Son aşamada her bir koordinat noktası (x, y, z), elde edilen yansıtma matrisine göre tanımlanır ve dijital ortamda uygun bir dosya formatında saklanır (166).

Tablo 2.1. Çalışmamızda kullanılan ağız içi tarayıcılar ve özellikleri

Ağız İçi Tarayıcı	Trios 3	Medit i600	Helios 600	Trios 5
Üretici	3Shape (Kopenhag, Danimarka)	Medit Corporation (Seongbuk-gu, Güney Kore)	Eighteeth (Changzhou, Çin)	3Shape (Kopenhag, Danimarka)
Tarama teknolojisi	Konfokal Lazer Mikroskopi	Aktif Triangulasyon	Aktif Triangulasyon	Konfokal Lazer Mikroskopi
Işık Kaynağı	LED	LED	LED	LED, LED Halkası
Ağırlık	340 gr	245 gr	198 gr	299 gr
Görüntüleme Türü	Fotoğraf	Video	Fotoğraf	Fotoğraf
Pudra Uygulaması	Uygulanmaz	Uygulanmaz	Uygulanmaz	Uygulanmaz

2.6. Dijital Ölçü Sistemlerinin Hassasiyeti

Dijital ölçüm sistemlerinin etkinliği değerlendirilirken, ölçüm sonuçlarının güvenilirliği için iki temel parametre dikkate alınmaktadır: doğruluk (*trueness*) ve tutarlılık (*precision*). Bu iki kavram birlikte, ISO-5725 standardı kapsamında “hassasiyet” (*accuracy*) terimi ile ifade edilmektedir (6).



2.6.1. Dijital ölçü sistemlerinin hassasiyetini etkileyen faktörler

2.6.1.1. Restorasyon tipi

Ağız içi tarayıcılarla elde edilen dijital ölçülerin doğruluğu, yalnızca tarayıcının teknik özellikleriyle değil, aynı zamanda taranan restorasyonun tipi ve geometrik yapısıyla da ilişkilidir. Restorasyonun karmaşıklığı arttıkça, tarayıcının ilgili yüzeylerden veri toplama kapasitesi azalabilmekte ve bu durum genel ölçü hassasiyetini etkileyebilmektedir.

Park'ın gerçekleştirdiği çalışmada, inley, tam kron ve köprü gibi farklı restorasyon tipleri çeşitli ağız içi tarayıcılarla taranmış ve bu taramaların doğruluk ile tutarlılık değerleri kıyaslanmıştır. Çalışmada, inley ve kron restorasyonlarının, köprü restorasyonlarına kıyasla daha yüksek doğruluk değerlerine sahip olduğu belirtilmiştir (181).

Benzer şekilde, bir başka in vitro çalışmada restorasyon tasarımının ve dişin geometrisinin, farklı tarayıcılarla elde edilen dijital ölçülerin doğruluğu üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Bu çalışmada, ekstrakoronal preparasyonların intrakoronal preparasyonlara kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Ayrıca aksiyel duvar konikliğinin artırılmasının, tarama doğruluğunu olumlu yönde etkilediği vurgulanmıştır (182).

2.6.1.2. Yüzey özellikleri ve diş geometrisi

Diş preparasyon geometrisi, dişin konumu, pulpa ve diş eti tabanı derinliği ile preparasyon bitim çizgisinin lokalizasyonu gibi yüzeysel özellikler, ağız içi tarayıcılarla yapılan dijital ölçümlerin doğruluğunu etkileyen temel parametreler arasında yer almaktadır. Özellikle proksimal yüzeyleri içeren hazırlıkların, tarayıcılar açısından görüntülemesi zor bölgeler olduğu bildirilmektedir. Ayrıca kullanılan tarayıcı sistemine ve teknolojisine bağlı olarak, diş preparasyon geometrisinden kaynaklanan doğruluk farklılıkları değişkenlik gösterebilir. Bu nedenle tarama öncesinde, yüzeylerdeki keskin kenarların, pürüzlü veya düzensiz bölgelerin elimine edilmesi, ölçü doğruluğunu artırmak adına önem taşımaktadır (182–186).

Kim ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, farklı preparasyonlara sahip tam ark modelin dokuz farklı ağız içi tarayıcıyla taranması sonucunda, özellikle keskin kenar

ve yüzey düzgünlüğü gibi kriterlerin doğruluk üzerinde etkili olduğu ortaya konmuştur (187). Diş eti veya pulpa tabanı gibi derin anatomik bölgelerin fazla olması ise, tarayıcıların bu alanları yetersiz taramasıyla sonuçlanabilmekte ve böylece genel tarama doğruluğu azalmaktadır (184,185).

2.6.1.3. Dişlerin üzerinde tükürük ve kanama varlığı

Ağız içi dijital taramaların doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerden biri nemdir. Özellikle taranan yüzeylerdeki tükürük, ışığın kırılmasına neden olarak görüntüleme sırasında optik hataların ortaya çıkmasına yol açabilir. Nemli yüzeylerin tarama hassasiyeti üzerindeki etkisi, kullanılan optik teknolojinin türüne göre farklılık göstermektedir. Örneğin triangulasyon esasına dayanan ağız içi tarayıcıların, konfokal mikroskopi yöntemiyle çalışan sistemlere kıyasla nemden daha fazla etkilendiği belirtilmiştir. Yapılan bir çalışmada, 65° açıda taranan 100 µm kalınlığındaki bir su filminin, yaklaşık 35 µm'lik bir ölçüm sapmasına neden olduğu saptanmıştır. Bu, toplamda %35 oranında bir hata anlamına gelmektedir (188).

Bununla birlikte, diş eti sulkusundan kaynaklanan kanama da tarama doğruluğunu olumsuz etkileyen bir diğer faktördür. Kan, özellikle derin marjinal bölgelerin dijital olarak algılanmasında önemli bir engel teşkil eder ve sıklıkla ölçü başarısızlığına neden olur. Bu olumsuzluğu azaltmak amacıyla; sulkusun hızlı kapanma eğilimi göz önünde bulundurularak preparasyon sınırlarının belirginleştirilmesi, kanamanın durdurulması ve gerekli durumlarda tek ya da çift retraksiyon kordu uygulanması gibi önlemler alınması, ölçü kalitesini ve doğruluğunu artırmaktadır.

2.6.1.4. Tarama yapılacak bölge

Ağız içi tarama doğruluğunu etkileyen faktörlerden biri, taramanın başlatıldığı ve kapsadığı bölgedir. Arkın posterior bölgelerinde, referans alınabilecek daha geniş yüzey alanlarının bulunması nedeniyle, taramanın genellikle bu bölgelerden başlatıldığı görülmektedir. Yapılan çalışmalarda, posterior bölgeden anteriore doğru gerçekleştirilen taramalarda, özellikle anterior bölgelerde distorsiyon miktarının arttığı rapor edilmiştir (179).

Dijital ölçü alma sürecinde, diş hekimlerinin tek üyeli veya az üyeli implant ya da diş destekli restorasyonlarda, taramanın yarım ark mı yoksa tam ark şeklinde mi yapılacağına karar vermesi gerekmektedir. Literatürde, tarama süresinin ve kapsamının artmasının, intraoral tarayıcıların doğruluk değerlerini olumsuz etkileyebileceği belirtilmektedir (189). Bu nedenle, tam ark taramalarıyla karşılaştırıldığında, yarım ark taramalarının daha yüksek doğruluk sağladığı ve az üyeli sabit protezler ile implant destekli kronlar için dijital ölçü alınırken yarım ark taramanın tercih edilmesinin önerildiği bildirilmektedir (189,190).

2.6.1.5. Tarama çözünürlüğü

Dijital tarayıcılar ile elde edilen üç boyutlu verilerin kalitesini etkileyen önemli parametrelerden biri çözünürlüktür. Üç boyutlu çözünürlük, tarayıcının ölçebileceği en küçük fiziksel farklılığı belirleyebilme kapasitesidir ve bu, birim yüzey alanı başına algılanabilen nokta sayısı olarak tanımlanır (164). Yüksek çözünürlük, daha küçük anatomik ayrıntıların daha doğru şekilde tanımlanmasına imkân tanır. Tarayıcılar, doğrudan yüzey ölçümü yapmaktan ziyade, bir dizi veri noktası toplayarak bu noktaların birleştirilmesiyle nokta bulutu oluştururlar. Bu noktalar yüzey ağına dönüştürülerek dijital model elde edilir. Bu süreçte kullanılan “meshing” algoritmaları, bazen orijinal yapıya kıyasla yüzey deformasyonlarına yol açabilir (191,192). Bu nedenle, çözünürlüğün artırılması ile birlikte bu tür sapmaların azaltılması hedeflenir. Ancak çözünürlük yükseldikçe, tarama süresinin uzaması ve veri dosyalarının sistem belleğinde daha fazla yer kaplaması gibi bazı dezavantajlar da ortaya çıkmaktadır (193).

Literatürde, farklı ağız içi tarayıcılarla yapılan çalışmalar, çözünürlük ile doğruluk arasında net bir korelasyon olmadığını da ortaya koymuştur. Medina-Sotomayor ve arkadaşları tarafından yapılan bir araştırmada, dört farklı ağız içi tarayıcı (Trios, Omnicam, iTero, True Definition) kullanılarak alınan tam ark dijital ölçülerin çözünürlük-doğruluk ilişkisi değerlendirilmiş ve Omnicam dışında çözünürlük ile doğruluk arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (194). Bu bulgu, çözünürlük parametresinin doğruluk üzerinde sınırlı etkili olabileceğini düşündürmektedir ancak daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

2.6.1.6. Ortam aydınlatma koşulları

Ağız içi tarayıcılarla yapılan dijital ölçümlerin doğruluğu yalnızca cihazın teknik özelliklerine değil, aynı zamanda taramanın gerçekleştirildiği çevresel koşullara da bağlıdır. Bu bağlamda, ortamın aydınlatma düzeyi tarama kalitesini etkileyen önemli bir faktördür. Arakida ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği bir in vitro çalışmada, farklı ışık şiddeti (lüks) ve renk sıcaklıklarında (kelvin) yapılan taramaların doğruluk ve süre açısından karşılaştırmaları yapılmıştır. 500 lx aydınlatma şiddeti ve 3900 K renk sıcaklığı altında yapılan taramalarda, en yüksek doğruluk elde edilmiştir (195).

Benzer şekilde, Leon ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, farklı ışık yoğunluklarının (birim alandaki foton sayısını ifade eden ölçütle) dijital tarama sırasında oluşan ağ yapısının kalitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, kullanılan ağız içi tarayıcı sistemlerinin görüntü yakalama teknolojilerindeki farklılıklar dikkate alınarak değerlendirildiğinde, elde edilen dijital ağ yapılarının (mesh quality) kalite düzeyleri arasında anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Bu bulgular, ortam aydınlatma koşullarının tarama sonuçlarını etkileyebileceğini ve her tarayıcı için ideal koşulların farklılık gösterebileceğini ortaya koymaktadır (196).

2.6.1.7. Tarama protokolü (scan pattern)

Tarama protokolü, intraoral tarayıcının belirli bir açıyı ve rotayı takip ederek tarama işlemini gerçekleştirmesi anlamına gelir. Bu yaklaşım, tarayıcının belirlenen bir sıraya göre ilerlemesini sağlayarak daha doğru ve tutarlı sonuçların elde edilmesine katkıda bulunur (191). Ağız içi tarama cihazları, kullanılan teknolojilere göre farklı görüntüleme yöntemleri ile çalıştığından, her cihaz için önerilen tarama protokolleri farklılık gösterebilir. Günümüzde piyasada bulunan pek çok ağız içi tarayıcı, üretici firmaların kendi sistemlerine özel geliştirdiği protokolleri kullanıcılarına sunmaktadır (197,198).

Literatürde, tam dişli arkların taranmasına yönelik çeşitli protokollerin doğruluğu ve tarama süresi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Yapılan çalışmalarda, farklı tarama stratejilerinin, ölçü doğruluğu ve toplam tarama süresi açısından anlamlı farklar oluşturabildiği bildirilmektedir (179,199,200). Bu bağlamda, üretici tarafından önerilen tarama stratejisinin izlenmesi, hem tarama verisinin bütünlüğü hem de uygulama sürecinin verimliliği açısından önemlidir (201).

Bu tez çalışmasında da üretici firmaların geliştirdiği ve önerdiği tarama protokolleri doğrultusunda ölçü alma işlemleri gerçekleştirilmiştir.

2.6.1.8. Tarama aparatının boyutu

Ağız içi tarayıcılar, el ile yönlendirilen medikal cihazlar olup, intraoral tarama sırasında hastanın konforunu sağlamak ve posterior bölgelerdeki erişilebilirliği artırmak amacıyla uç kısımlarının kompakt boyutlarda tasarlanması gerekmektedir. İlk nesil tarayıcılar, daha hacimli uçlara sahip olduklarından ağız içi hareket kabiliyeti sınırlıydı. Ancak, teknolojik ilerlemelerle birlikte geliştirilen modern tarayıcılar daha küçük ve ergonomik uçlara sahip olacak şekilde üretilmektedir.

Tarayıcı ucunun küçülmesi ile birlikte, tarama esnasında cihazın görüş alanı da doğal olarak daralır. Bu durum, elde edilen üç boyutlu görüntülerin daha küçük segmentlere ayrılması ve bu segmentlerin daha fazla sayıda birleştirilmesi gerekliliğini doğurur. Böylece tüm ağız yapısının dijital modeli, küçük hacimli tarama verilerinin üst üste bindirilmesiyle oluşturulur. Görüntülerin bu şekilde birleştirilmesi ise, potansiyel olarak dijital verilerde hata oluşmasına ve genel doğruluğun etkilenmesine neden olabilir.

Tarayıcı uç boyutunun dijital ölçü doğruluğuna etkisini değerlendiren çalışmalar henüz sınırlı sayıdadır. Bununla birlikte, mevcut bulgulara göre daha büyük tarayıcı uçlarıyla yapılan taramalarda, küçük uçlara kıyasla daha yüksek doğrulukta dijital ölçüler elde edildiği bildirilmiştir. Bu fark, daha geniş görüş alanının, veri çakıştırmasında gereksiz tekrarı ve hata ihtimalini azaltmasıyla açıklanmaktadır (202,203).



Şekil 2.8. Farklı tarama aparatı büyüklüğüne göre ağız içi tarayıcı örnekleri (204)

2.6.1.9. Optik gürültü

Optik gürültü, intraoral tarayıcılar gibi optik temelli görüntüleme sistemlerinde, görüntü kalitesini düşüren ve istenmeyen sinyal ya da parazitler olarak tanımlanır. Bu parazitler, çoğunlukla yüzeyden yansıyan ışığın düzensizliğinden, materyal özelliklerinden (örneğin metalik yapıların parlaklığı, tükürük birikimi gibi), tarayıcının hareketinden ya da ortam ışıklandırmasından kaynaklanabilir. Tarayıcının algıladığı yansıma sinyallerinin bozulması, dijital görüntüde sapmalara ve hata payının artmasına neden olur.

Optik gürültünün varlığı, tarama doğruluğu ve hassasiyet üzerinde doğrudan olumsuz etki yaratabilir. Özellikle parlak, nemli ya da metalik yüzeyler üzerinde yansımaların şiddetli olması, yazılımın yüzey topografisini doğru şekilde işleyememesine sebep olabilir. Bu nedenle modern ağız içi tarayıcı sistemlerinde, optik gürültüyü azaltmak amacıyla daha gelişmiş algılama sensörleri ve yazılımsal filtreleme teknikleri kullanılmaktadır (205).

2.6.1.10. Opak ajan kullanımı

Ağız içi taramalar sırasında karşılaşılan en büyük zorluklardan biri, ağız dokuları ve implant üstü yapıların yansıtıcı yüzey özellikleridir. Bu tür yüzeyler, tarayıcının gönderdiği ışığın çeşitli açılarda düzensiz şekilde yansımaya neden olabilir. Tarama sistemlerinin kullandığı algoritmalar bu tutarsız yansımaları çoğu zaman öngöremez. Bu nedenle bazı dijital ölçü sistemlerinde, yüzey üzerine opaklaştırıcı ajan uygulanması gerekli hale gelir. Opak ajanlar çoğunlukla titanyum dioksit içeriğine sahipken, daha az yaygın olarak zirkonyum oksit, amorf silika ve alüminyum hidroksit de formülasyonlarda yer almaktadır (206).

Bazı sistemlerde, yansımaları azaltmak amacıyla yüzeye 20-40 µm kalınlığında opak toz uygulanması önerilmektedir. Ancak bu tozun yüzeyde ne düzeyde homojen dağıldığı, büyük ölçüde operatörün uygulama tekniğine bağlıdır. Bazı tarayıcı sistemleri ise belirli bir opak toz kalınlığını yazılım içinde telafi edebilme yeteneğine sahiptir. Yine de, opak ajanın yüzeyde eşit şekilde dağılmaması ölçüm doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (207).

Ayrıca pudra uygulama işlemi hem zaman alıcı bir prosedürdür hem de bazı hastalar açısından konforsuz bir deneyim sunabilir (208). Günümüzde teknolojik ilerlemeler

sayesinde pudra kullanımına gerek duymayan tarayıcıların sayısında önemli bir artış gözlenmiştir.

2.6.1.11. Operatör deneyimi

Ağız içi tarayıcıların doğru ve etkin kullanımını sağlayabilmek için klinisyenlerin bu sistemlerin yazılım ve donanım altyapılarına aşina olmaları büyük önem taşımaktadır. Tarayıcılarla elde edilen dijital ölçülerin doğruluğu, operatörün deneyim düzeyine bağlı olarak değişebilmektedir. Özellikle uzun ark (tam veya kısmi) taramalarda, deneyimsiz klinisyenlerin daha düşük doğrulukta sonuçlar elde ettikleri, yapılan çalışmalarda vurgulanmıştır (209). Benzer şekilde, deneyimli ve deneyimsiz klinisyenlerin karşılaştırıldığı araştırmalarda, deneyimin doğruluğu olumlu yönde etkilediği ve tarama süresini kısalttığı tespit edilmiştir (210).

2021 yılında Amerikan Diş Hekimleri Birliği tarafından gerçekleştirilen bir araştırmaya göre, diş hekimlerinin %82'si tarayıcıyı kullanmayı cihazı satın aldıkları firma aracılığıyla öğrendiğini, %52'si ise kendi deneyimleri ile süreci geliştirdiğini belirtmiştir (211).

Resende ve arkadaşları tarafından farklı deneyim seviyelerindeki klinisyenlerin CEREC Omnicam ve Trios 3 ile gerçekleştirdiği taramalar analiz edilmiş ve deneyimli kullanıcıların daha kısa sürede ve daha yüksek doğrulukta sonuçlar elde ettikleri görülmüştür. Çalışma sonuçlarına göre, taramanın doğruluğu; operatör deneyimi, kullanılan ağız içi tarayıcı türü ve tarama bölgesinin büyüklüğüne bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Özellikle küçük boyutlu taramalarda daha yüksek doğruluk oranlarının elde edildiği bildirilmiştir (209).

2.6.1.12. Ağız içi ve hastaya bağlı faktörler

Ağız içi dijital taramaların doğruluğu yalnızca tarayıcının teknolojisine ya da operatörün deneyimine bağlı değildir; hastaya özgü bazı anatomik ve biyolojik faktörler de bu süreçte belirleyici rol oynamaktadır. Hastanın diş tipi, ark genişliği, dişler arası boşlukların durumu ve mevcut restorasyonların varlığı, taramanın kalitesini doğrudan etkileyebilmektedir. Ayrıca damak yapısı, tükürük miktarı ve tükürüğün viskozitesi gibi

çevresel faktörler; ışık yansımalarının dengesini ve tarama esnasında görüntülerin bütünlüğünü olumsuz etkileyebilir.

Tüm bu faktörler, klinisyen tarafından değiştirilemeyen hasta koşullarıdır ve literatürde bu tür bireysel özelliklerin, dijital ölçüm doğruluğu üzerinde anlamlı etkiler yarattığı ortaya konmuştur (212).

2.6.2. Dijital ölçü hassasiyeti değerlendirme yöntemleri

Dijital ölçü sistemlerinin hassasiyetini değerlendirmek amacıyla genellikle iki yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntemde, ölçü doğruluğu dolaylı olarak, elde edilen restorasyonun model üzerindeki uyumu incelenerek değerlendirilir. Bu yöntemde, restorasyon ile destek yapı arasındaki uyum ne kadar iyi ise, kullanılan ölçü yönteminin de o ölçüde doğru olduğu kabul edilir. Değerlendirme, restorasyon ile diş yapısı arasındaki boşluk üzerinden yapılmakta olup, bu boşluk marjinal ve internal olmak üzere iki kategoriye ayrılır. İnternal boşluk ise kendi içinde aksiyel ve okluzal bölgeler şeklinde alt sınıflara ayrılır. Literatürde marjinal aralığın 50-200 µm, internal aralığın ise 50-350 µm arasında kabul edilebilir olduğu belirtilmişse de, bu konuda bir görüş birliği bulunmamaktadır.

İkinci yöntemde ise, ölçü ile elde edilen dijital modeller sanal ortamda değerlendirilir. Bu değerlendirme, yüksek doğruluk değerine sahip referans bir veri seti ile karşılaştırılarak gerçekleştirilir. Özellikle referans olarak masaüstü tarayıcı ile elde edilen veriler tercih edilmektedir. Bu analiz çoğunlukla best-fit algoritmaları aracılığıyla yapılmaktadır (213–216).

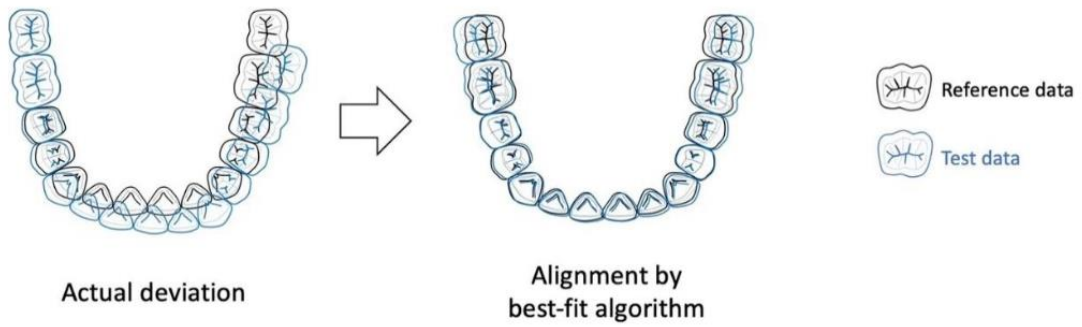
Restorasyon üretimini içeren bir değerlendirme yöntemi uygulanacaksa, ölçüm doğruluğu doğrudan değil, restorasyonun nihai uyumu üzerinden dolaylı olarak yorumlanabilir. Ancak bu tür uygulamalar hem maliyet hem de üretim sürecindeki değişkenlikler nedeniyle dezavantajlar içerebilir. Bu yüzden günümüzde, üretim aşamasından bağımsız olan dijital karşılaştırmalar daha sık tercih edilmektedir.

Ağız içi tarayıcıların doğruluğunun değerlendirilmesinde, endüstriyel kalite kontrol yazılımlarından yararlanılarak diş hekimliği uygulamalarında yüksek doğrulukla elde

edilen referans taramalar ile ağız içi tarama verileri karşılaştırılır. Bu karşılaştırma, tersine mühendislik ile gerçekleştirilmekte ve kullanılan yazılım programları yardımıyla dijital verilerin hassasiyet analizi yapılabilmektedir.

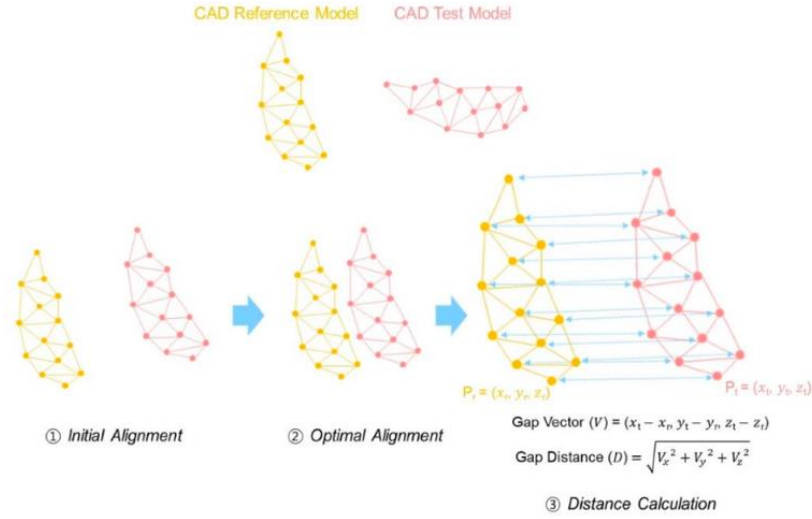
2.6.2.1. Yüzeysel çakıştırma yöntemi ile distorsiyonların hesaplanması

Dijital ölçü doğruluğunu belirlemek amacıyla sıklıkla kullanılan yazılımlar arasında Geomagic Control X, GOM Inspect, CloudCompare, Materialise 3-matic, Rapidformve Viewbox 4 gibi programlar yer almaktadır (175,217). Bu programlarda öncelikle referans model ile test edilecek model STL formatında yazılıma aktarılır. İlk hizalama (initial alignment) ile modeller aynı düzleme getirilir. Ardından "best-fit" algoritması kullanılarak iki modelin en iyi şekilde eşleşmesi sağlanır (178).



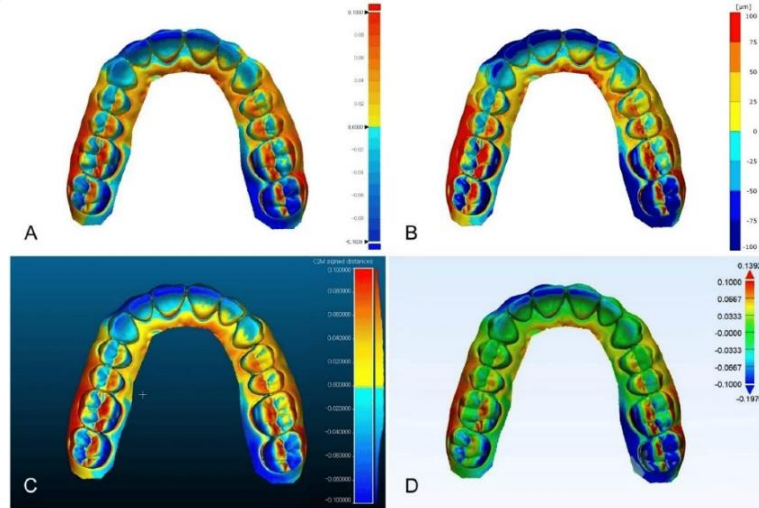
Şekil 2.9. Best Fit alignment(218)

Bu algoritma, karşılıklı gelen nokta kümelerini minimum sapma ile hizalayarak doğruluk analizine olanak tanır. Elde edilen hizalama sonucunda Root Mean Square (RMS) değeri hesaplanır. RMS, iki veri seti arasında karşılık gelen noktalar arasındaki kare farkların ortalamasının kareköküdür ve taramanın genel doğruluğu hakkında bilgi verir. Daha düşük RMS değerleri daha yüksek doğruluğa işaret etmektedir.



Şekil 2.10. Hizalama prosedürünün şematik gösterimi ve mesafe hesaplaması (218)

Analiz sırasında yazılım programlarında kullanılan renk haritaları sayesinde uyumsuzluk bölgeleri kolayca tespit edilebilir. Belirlenen renk skalasına göre yeşil renk uyumlu bölgeleri, kırmızı tonlar pozitif sapmayı (ölçülen modelin daha yüksek olduğu bölgeler), mavi tonlar ise negatif sapmayı (ölçülen modelin daha düşük olduğu bölgeler) göstermektedir (218).



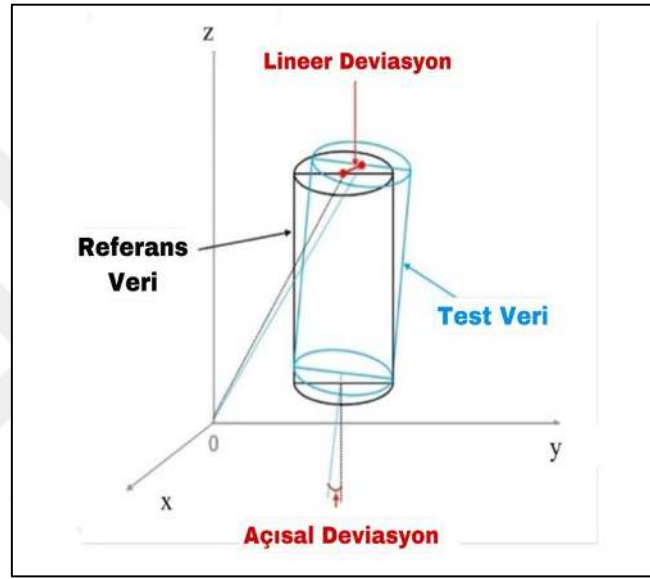
Şekil 2.11. Çakıştırma programlarından elde edilen renk haritası(218)

2.6.2.2. Lineer ve açısal deviasyonların hesaplanması

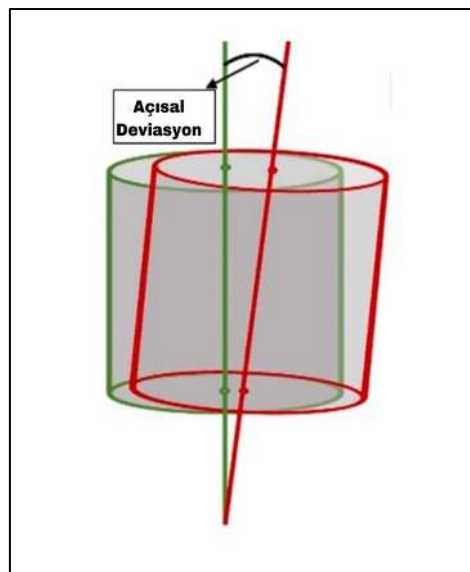
Özellikle implant destekli restorasyonlarda kullanılan bir diğer hassasiyet analiz yöntemi ise lineer ve açısal deviasyonların hesaplanmasıdır. Lineer deviasyon, referans modeldeki bir nokta ile test modeldeki aynı nokta arasındaki mesafeyi ifade eder. Açısal

deviasyon ise, referans ve test modellerdeki tarama parçalarının merkezinden geçen eksenlerin x, y ve z koordinat sistemleri üzerinden karşılaştırılması ile belirlenir (178,219).

Ağız içi tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital ölçülerin doğruluğu, diş preparasyon tasarımıındaki değişkenlerden etkilenebilmektedir (181–183,220). Özellikle endokron preparasyonlarında bitim hattının geometrik yapısının ve pulpal kavite derinliğinin ölçü hassasiyeti üzerindeki etkisi, literatürde sınırlı sayıda çalışmada değerlendirilmiş ve bu çalışmalar çelişkili sonuçlar bildirmiştir.



Şekil 2.12. Lineer ve açısal sapmaların x,y,z, eksenlerinde gösterilmesi (178)



Şekil 2.13. Açısal deviasyon (219)

Bu in vitro çalışmanın amacı, endokron preparasyonlarında kullanılan farklı bitiş sınırı tasarımları ile yüzey geometrilerinin ve pulpal kavite derinliğinin, dijital ölçü hassasiyeti üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi ise, “Endokron preparasyonlarında bitiş sınırı ile yüzey geometrisinin ve pulpal kavite derinliğinin dijital ölçü hassasiyeti üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamaktadır” şeklinde belirlenmiştir.



3. MATERYAL VE YÖNTEM

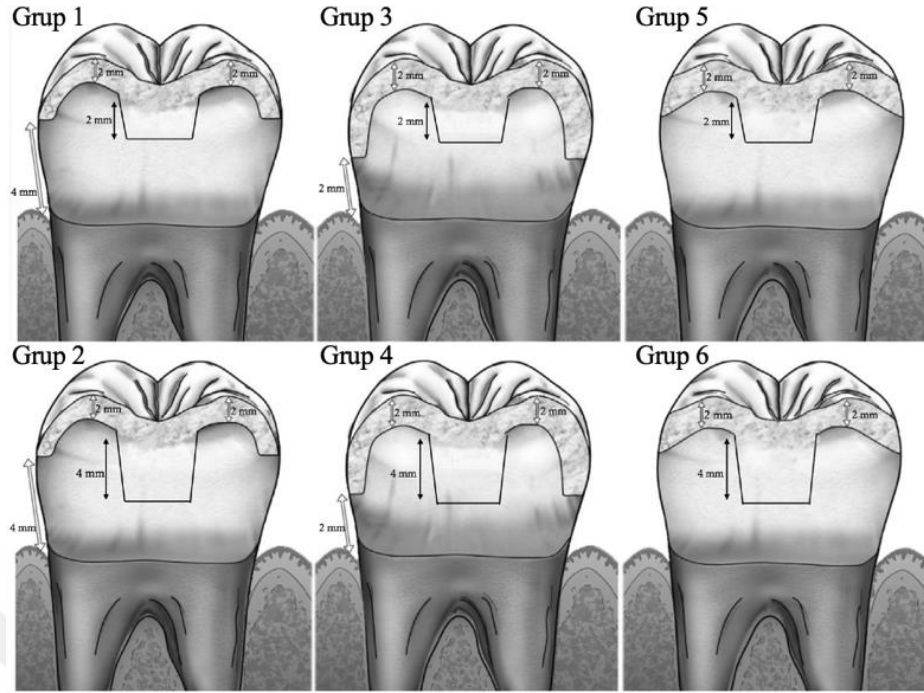
Bu in vitro çalışmada, endokron preparasyonuna ait bitim hattı ve kavite derinliğinin dijital tarama sistemlerinde ölçüm hassasiyeti üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Araştırma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarlarında yürütülmüştür. Tez çalışmasının proje onayı, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından verilmiştir (Proje no: D-DA24/03). Başkent Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuru yapılarak gerekli olan etik kurul onayı 27/11/2024 tarihinde 24/247 karar numarası ile alınmıştır.

Bu amaçla, araştırma dört aşamalı bir çalışma planı çerçevesinde gerçekleştirilmiştir.

- 1) Çalışma gruplarının oluşturulması
- 2) Grupların ağız içi tarayıcılar ve referans tarayıcı ile taranması
- 3) Elde edilen tarama verilerinin referans tarayıcı verileriyle karşılaştırılması
- 4) İstatiksel değerlendirme

3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Frasaco (Frasaco GmbH, Tett nang, Almanya) sol mandibular birinci molar dişler üzerinde shoulder (S) ve butt marjini (BJ) olmak üzere iki farklı bitim hattı geometrisine sahip altı adet molar diş preparasyonu tek operatör tarafından Bien Air CA 1:5 L 200.000 rpm (Bien-Air Medical Technologies, İsviçre) kırmızı kuşak anguldurva ile yapılmıştır. Her bir grup okluzal morfolojisine göre iki alt gruba ayrılmıştır. Bir grupta 2 mm kavite derinliği, diğer grupta 4 mm kavite derinliği $\times 3.0$ büyütme dental loupe kullanılarak (Zumax Medical Co., Jiangsu, Çin) oluşturulmuştur. Hazırlanan kavite derinlikleri mezial, distal, bukkal, lingual olmak üzere dört noktadan periodontal sond ile ölçülerek kontrol edilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik olarak gösterimi

Pulpa odasının iç kenar açıları 90° dik açıyla butt-joint şekilde hazırlanmıştır. Silindir-konik frez (Cylindro-conical bur, Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) yardımıyla aksiyal preparasyon yapılmıştır. Kavitenin iç duvarları, oklüzale doğru $6-10^\circ$ açıyla genişleyecek şekilde hazırlanmıştır. Kavite derinlikleri 2 mm ve 4 mm olacak şekilde preparasyonlar yapılmıştır. Marjin preparasyonunda shoulder ve butt marjin tasarımları kullanılmıştır. Shoulder tipinde hazırlanan gruplarda servikal band genişliğinin (yani mine/dentin kalınlığının) 2 mm'den az olmamasına ve kavite iç duvarlarında; keskin kenar, köşe ve undercutların bulunmamasına dikkat edilmiştir.



Şekil 3.2. Endokron preparasyonu

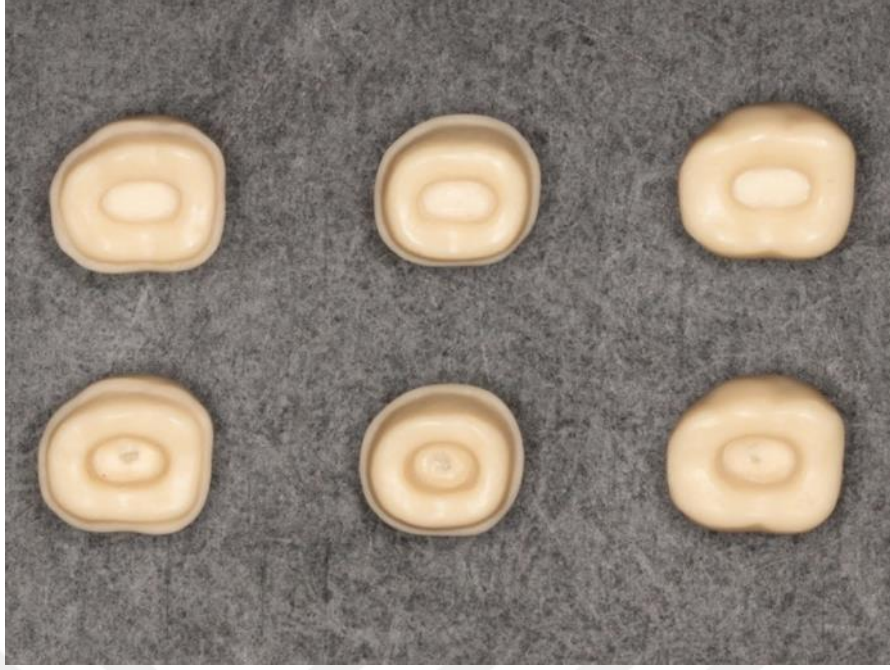
Kavite preparasyonu tamamlanan örnekler arasında standardizasyonu sağlamak için periodontal sond kullanılarak tüm kaviteelerin ölçümleri yapılmıştır. Kavite taban açıları yuvarlak sonlanan paslanmaz elmas frez yardımıyla 6-10° olacak şekilde hazırlanmıştır. Preparasyondaki undercutlar uzaklaştırılmış, keskin kenar ve köşeler yuvarlatılarak preparasyon tamamlanmıştır.



Şekil 3.3. Kavite derinlikleri 2 mm ve 4 mm olan preparasyonların periodontal sond ile kontrolü

Sonuç olarak 2 ve 4 mm kavite derinliğine, 6 -10° internal duvar açısına, düz kavite tabanına, shoulder ve butt marjin bitim hattına sahip endokron preperasyonları elde edilmiştir. Oluşturulan altı grup şu şekildedir:

- Grup 1; Servikal çizginin 4mm okluzalinde shoulder, 2 mm kavite derinliği
- Grup 2; Servikal çizginin 4mm okluzalinde shoulder, 4 mm kavite derinliği
- Grup 3; Servikal çizginin 2 mm okluzalinde shoulder, 2 mm kavite derinliği
- Grup 4; Servikal çizginin 2 mm okluzalinde shoulder, 4 mm kavite derinliği
- Grup 5; Butt marjin bitim hattı, 2 mm kavite derinliği
- Grup 6; Butt marjin bitim hattı, 4 mm kavite derinliği



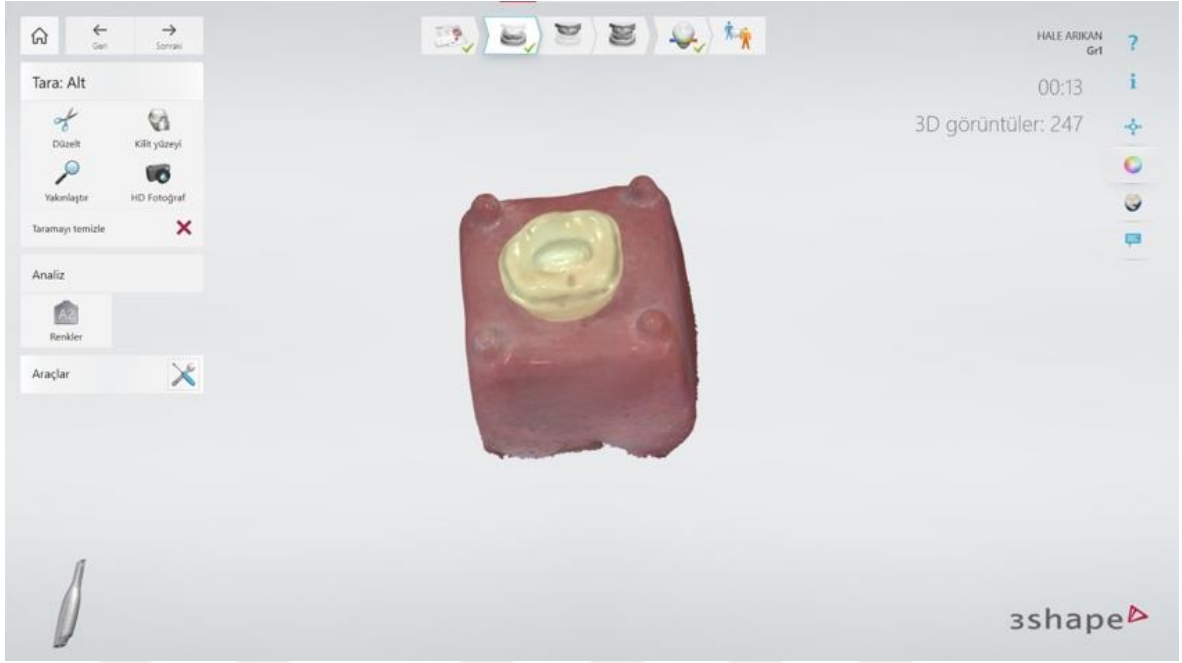
Şekil 3.4. Preparasyonları tamamlanan endokron kaviteleri

3.2. Grupların Ağız İçi Tarayıcılar ve Referans Tarayıcı ile Taranması

Tüm çalışmayı kapsayacak minimum örnek genişliği her bir grupta 10 ölçüm olup 6 farklı grup için toplam 60 ölçüm ancak 4 farklı tarama cihazı olduğundan toplamda 240 tarama sonucu olarak belirlenmiştir. Bu örnek genişliği çalışmada kullanılması planlanan diğer analizler için gereken örnek genişliklerini de kapsamaktadır.

Elde edilen 6 farklı preparasyon örneğinin her bir tarayıcı ile 10'ar kez olacak şekilde, Helios 600 (Eighteeth, Changzhou, Çin), Medit i600 (Meditcorp. Seoul, Güney Kore) Trios 3 (Trishape Kopenhag, Danimarka), Trios 5 (Trishape Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcısı ile taranmıştır.

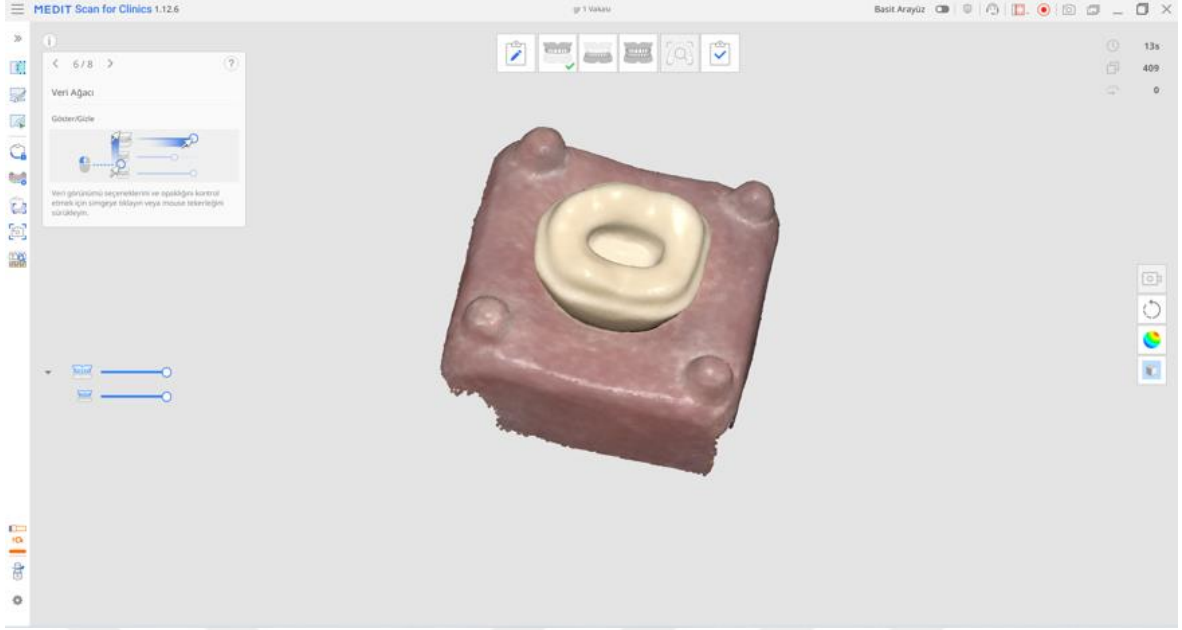
Her tarama ≤ 15 sn sürecek şekilde ve preparasyon örneği sırasıyla okluzal, bukkal, distal, lingual, mezial tarama yolu izlenerek taranmıştır. Taramalar sonrası her bir ağız içi tarayıcıdan 6 farklı örnek için toplam 60 adet STL dosyası elde edilmiştir. Toplam 4 farklı ağız içi tarayıcıdan elde edilen STL dosyaları ile sanal veri kümesi oluşturulmuştur (n=240).



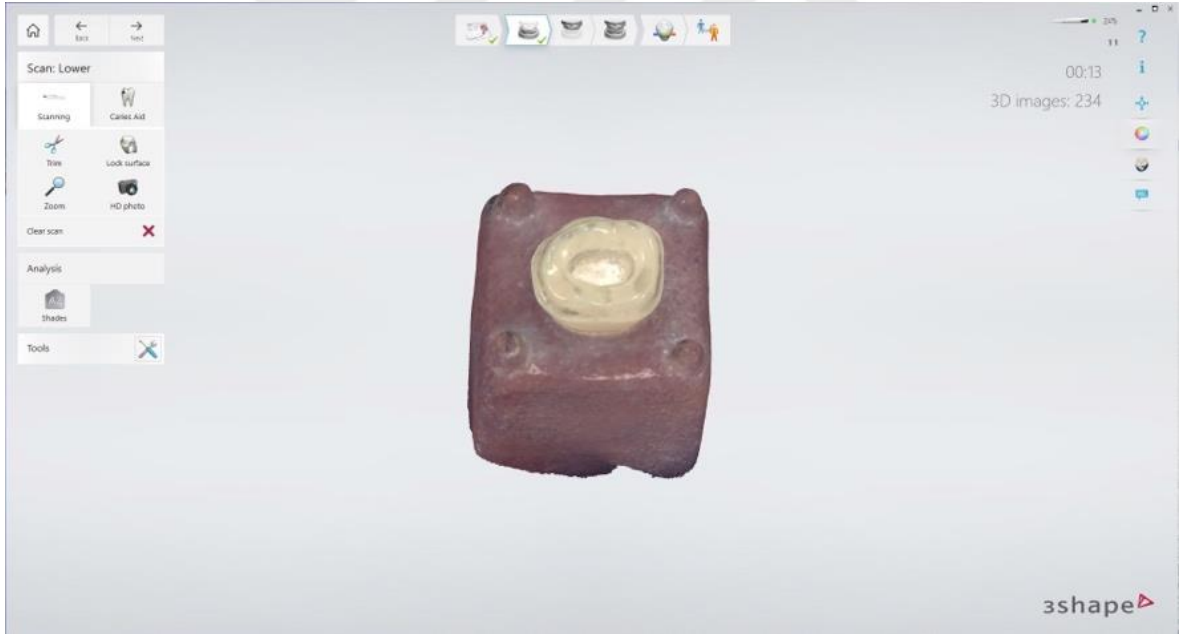
Şekil 3.5. Preparasyon modelinin Trios 3 ağız içi tarayıcı ile taranması



Şekil 3.6. Preparasyon modelinin Helios 600 ağız içi tarayıcı ile taranması



Şekil 3.7. Preparasyon modelinin Medit i600 ile taranması

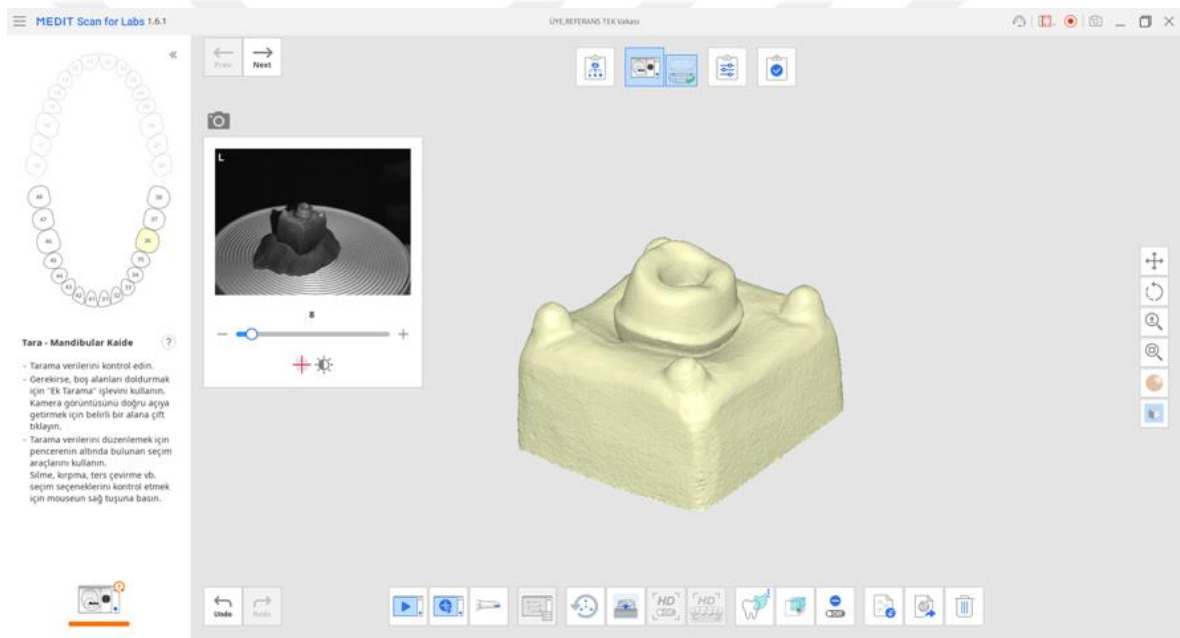


Şekil 3.8. Preparasyon modelinin Trios 5 ağız içi tarayıcı ile taranması

Yüksek hassasiyetteki Medit T310 laboratuvar tarayıcısı (Meditcorp. Seoul, Güney Kore) ile de örnekler taranarak referans tarama veri kümesi elde edilmiştir.



Şekil 3.9. Preparasyon modelinin Medit T310 laboratuvar tarayıcısı ile taranması

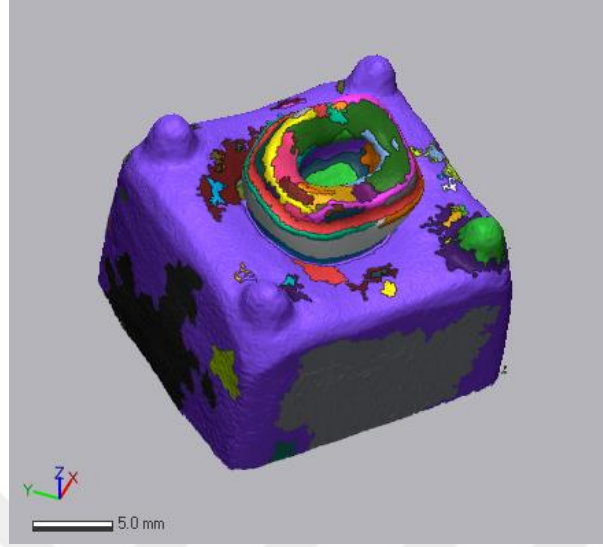


Şekil 3.10. Preparasyon modelinin Medit T310 laboratuvar tarayıcısı ile taranması sonucu oluşturulan dijital model

3.3. Elde Edilen Tarama Verilerinin Referans Tarayıcı Verileriyle Çakıştırılması

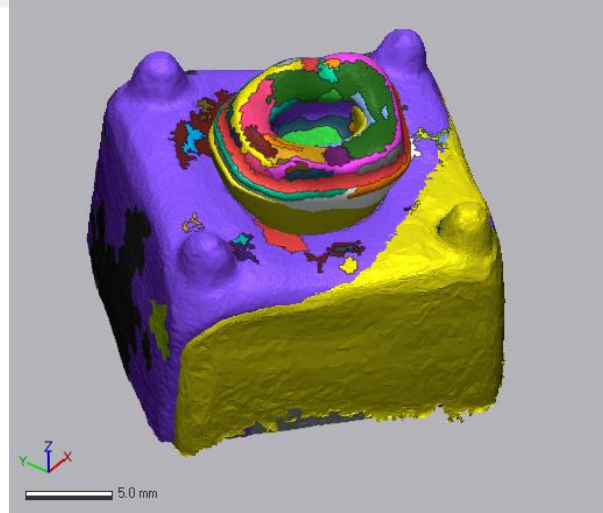
Referans tarama verileri ile ağız içi tarayıcılar aracılığıyla elde edilen tarama verileri içe aktarılarak, üç boyutlu ölçüm analiz yazılımı CAD model ile MESH modelin Geomagic ControlX programı kullanılarak “best-fit” algoritması yardımıyla çakıştırılmıştır. Bu çakıştırma işlemi sonucunda her bir ölçüm için okluzal, aksiyal ve marjinal bölgelerdeki uyumsuzluk değerleri hesaplanmıştır.

Best Fit Alignment yapılabilmesi için “Resegment” komutu kullanarak referans model segmentlere ayrılmıştır.



Şekil 3.11. “Resegment” komutunun kullanılması

Çakıştırma işlemi için ilk olarak programın “Initial Alignment” komutu kullanılmıştır.

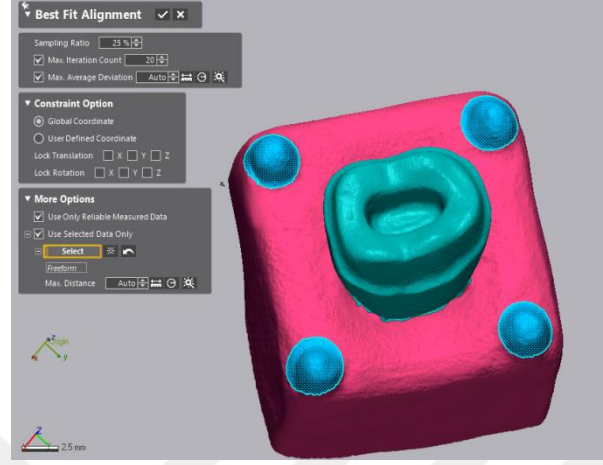


Şekil 3.12. “Initial Alignment” komutu ile çakıştırma işleminin gerçekleştirilmesi

Otomatik çakıştırma komutunun yetersiz hassasiyet sunması durumunda, “Best Fit Alignment” çakıştırma yöntemine geçilmiştir.

Best Fit Alignment yöntemi, çakıştırma işlemini gerçekleştirirken belirli bir alan veya bölge içinde en iyi uyumu arayan bir yaklaşımı ifade eder. Alan seçimi, çakıştırma

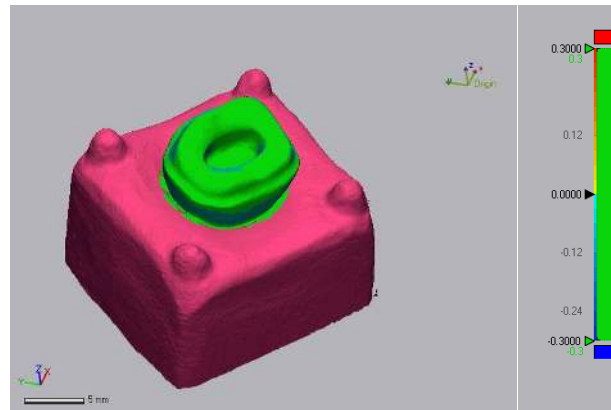
işleminin sadece belirli bir bölgeye odaklanmasını ve bu bölgedeki detayları daha yakından incelemesini sağlar. Bu, genel bir karşılaştırma sürecinden daha spesifik ve hassas bir çözüm sunabilir.



Şekil 3.13. “Best Fit Alignment” komutunun kullanılması

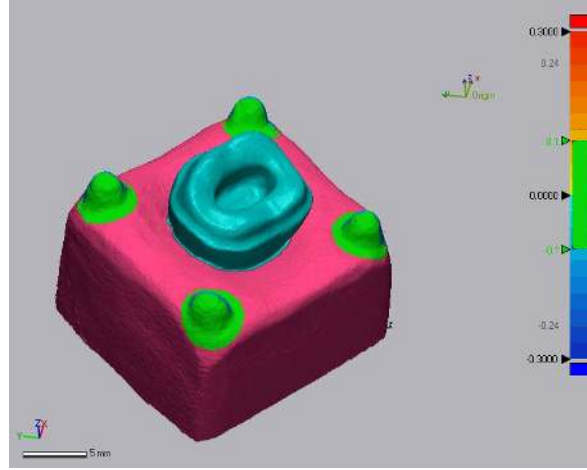
“3D Compare” komutu ile referans değerler arasında karşılaştırma hassasiyeti incelenmiştir.

Okluzal, aksiyel ve marjinal bölgelerin değer okuması için dış referans alınarak “3D Compare” komutu kullanılmıştır.



Şekil 3.14. “3D Compare” komutunun kullanılması

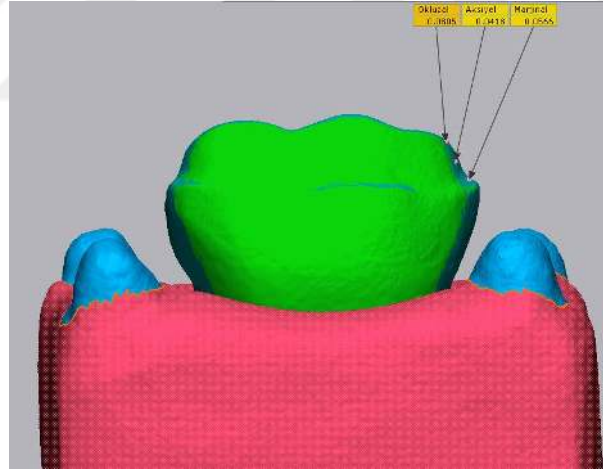
Overall sapmada değer okunabilmesi için kaidenin üzerindeki dört nokta referans alınarak “3D Compare” komutu kullanılmıştır.



Şekil 3.15. Referans noktalar üzerinden“3D Compare” komutunun kullanılması

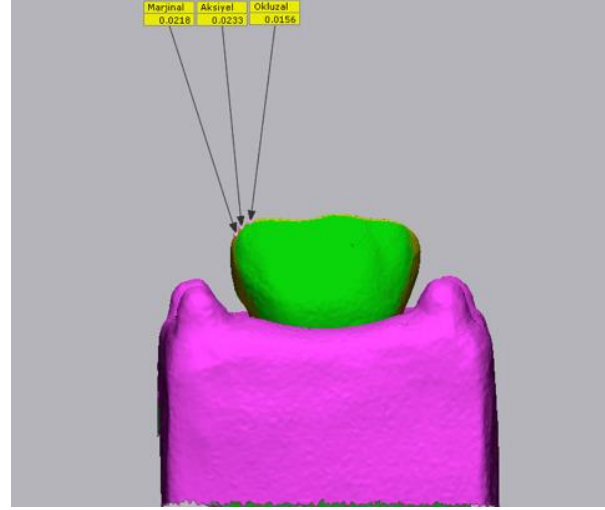
Referans ve mesh model arasında yapılan trueness (doğruluk) ölçümü gerçekleştirilmiştir.

1, 2, 3, ve 4. Gruplar için Okluzal, Aksiyel ve Marjinal bölgelerden deviation değerleri okunmuştur.



Şekil 3.16. Grup 1, 2, 3 ve 4 için (Trueness) okluzal, aksiyel ve marjinal bölgelerden deviation değerlerinin okunması

5 ve 6. Gruplar için Okluzal, Aksiyel ve Marjinal bölgelerden deviation değerleri okunmuştur.



Şekil 3.17. Grup 5 ve 6 için(Trueness) okluzal, aksiyel ve marjinal bölgelerden deviation değerlerinin okunması

3.4. İstatiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS (Versiyon 22, SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanılarak analiz edilmiştir. Kategorik değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri sayı ve yüzde (%) kullanılarak raporlanmıştır. Sayısal verilerin tanımlayıcı istatistikleri, ortalama $\pm$ standart sapma (SS) ile birlikte medyan (minimum-maksimum) kullanılarak raporlanmıştır. Sayısal verilerin normal dağılıma uygunluk varsayımı Shapiro-Wilk testi, histogramlar ve Q-Q grafikleri ile birlikte değerlendirilmiştir. Karşılaştırılan gruplar arasında varyansların homojenliği varsayımını sınamak için Levene testi kullanılmıştır. Referans model kullanılarak gerçekleştirilen uyum değerlendirmesi için elde edilen sapma değerleri 6 farklı grup ve 4 farklı bölgenin her biri için tarayıcılar arasında istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Normal dağılıma uyan ilişkili sayısal verilerin tarayıcılar arasında karşılaştırılması için Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi (ANOVA), normal dağılıma uymayan ilişkili sayısal verilerin tarayıcılar arasında karşılaştırılması için Friedman testi kullanılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenen Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA ve Friedman testi sonrasında farklılığın hangi tarayıcılar arasında olduğunu belirlemek için Bonferroni düzeltmeli post-hoc ikişerli karşılaştırma testleri kullanılmıştır. Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA testi için küresellik varsayımının geçerliliği Mauchly küresellik testi ile değerlendirilmiş, küresellik varsayımı ihlal edildiğinde epsilon değeri $<0,75$ ise Greenhouse-Geisser düzeltmesi, $\geq 0,75$ ise Huynh-Feldt düzeltmesi uygulanmıştır. Tüm istatistiksel karşılaştırmalarda istatistiksel anlamlılık düzeyi $P<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Ağız İçi Tarayıcılar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

6 farklı grubun her biri için ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.1’de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Her bir grup için ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)

Grup	Tarayıcı	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p	Post-hocp
					AS	ÜS					
Grup 1	T3 (1)	10	20,98	2,63	19,1	22,86	20,75	17,8	27,6	<0,001	1-2: 0,008
	M (2)	10	15,03	1,31	14,09	15,97	15	13,3	17,2		1-4: 0,015
	H (3)	10	24,32	3,8	21,6	27,04	24,35	19,2	31,1		2-3: 0,001
	T5 (4)	10	15,19	1,98	13,77	16,61	14,65	13,1	19,2		3-4: 0,001
Grup 2	T3	10	26,66	2,97	24,54	28,79	26,6	22,6	31,8	<0,001	1-4: 0,034
	M	10	25,3	1,22	24,43	26,17	25,7	22,7	26,7		2-3: 0,034
	H	10	35,99	3,49	33,49	38,49	35,25	32,3	42		3-4: <0,001
	T5	10	14,12	1,67	12,93	15,31	13,75	11,9	16,3		
Grup 3	T3	10	24,38	3,01	22,23	26,54	23,6	20,8	30,5	<0,001	1-4: 0,002
	M	10	18,44	0,85	17,83	19,05	18,5	17	20		2-3: 0,006
	H	10	28,59	2	27,16	30,02	28,95	24,4	30,9		3-4: <0,001
	T5	10	13,78	1,32	12,84	14,72	13,65	11,8	15,8		
Grup 4	T3	10	20,33	2,77	18,35	22,31	20,4	17	26,1	<0,001	1-4: 0,008
	M	10	12,39	1,08	11,62	13,16	11,95	11,1	14,7		2-3: 0,001
	H	10	28,26	3,94	25,44	31,08	27,2	24,6	38,6		3-4: <0,001
	T5	10	10,97	1,09	10,19	11,75	10,6	9,7	12,6		
Grup 5	T3	10	27,58	3,84	24,84	30,32	28,25	19,1	34,1	<0,001	1-2: 0,019
	M	10	16,64	1,23	15,76	17,52	16,7	14,7	18,2		1-4: <0,001
	H	10	29,28	3,19	27	31,56	29,2	25,3	35,5		2-3: 0,019
	T5	10	14,56	2,37	12,86	16,26	14,15	11,1	18,4		3-4: <0,001
Grup 6	T3	10	25,54	3,35	23,15	27,93	24,9	20,6	31,4	<0,001	1-4: <0,001
	M	10	18,45	0,9	17,81	19,09	18,5	16,9	19,8		3-4: <0,001
	H	10	24,11	2,91	22,03	26,19	24,4	17,9	27,2		
	T5	10	15,35	1,83	14,04	16,66	15,1	12,2	18,1		

Friedman test

T3: Trios 3, M: Medit i600, H: Helios 600, T5: Trios 5

Grup 1 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarına göre daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,008$, $p=0,001$). T5 tarayıcısının sapma değeri ise T3 ve H tarayıcısından daha düşüktü ($p=0,015$, $p=0,001$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grup 2 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). T5 tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarına göre daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,034$, $p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri, H tarayıcısına göre daha düşük idi ($p=0,034$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

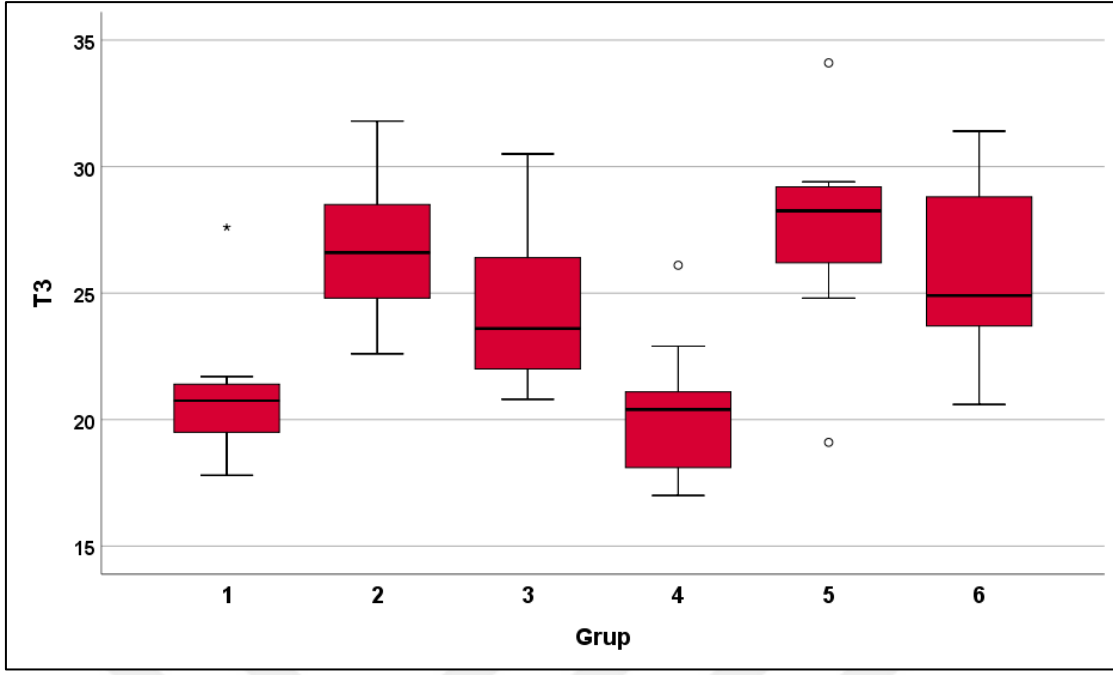
Grup 3 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). T5 tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarından daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,002$, $p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri ise H tarayıcısından daha düşüktü ($p=0,006$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grup 4 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). T5 tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarından daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,008$, $p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri ise H tarayıcısından daha düşüktü ($p=0,001$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grup 5 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri T3 ve H tarayıcılarından daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,019$, $p=0,019$). T5 tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarından daha düşük idi (Sırasıyla, $p<0,001$, $p<0,001$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

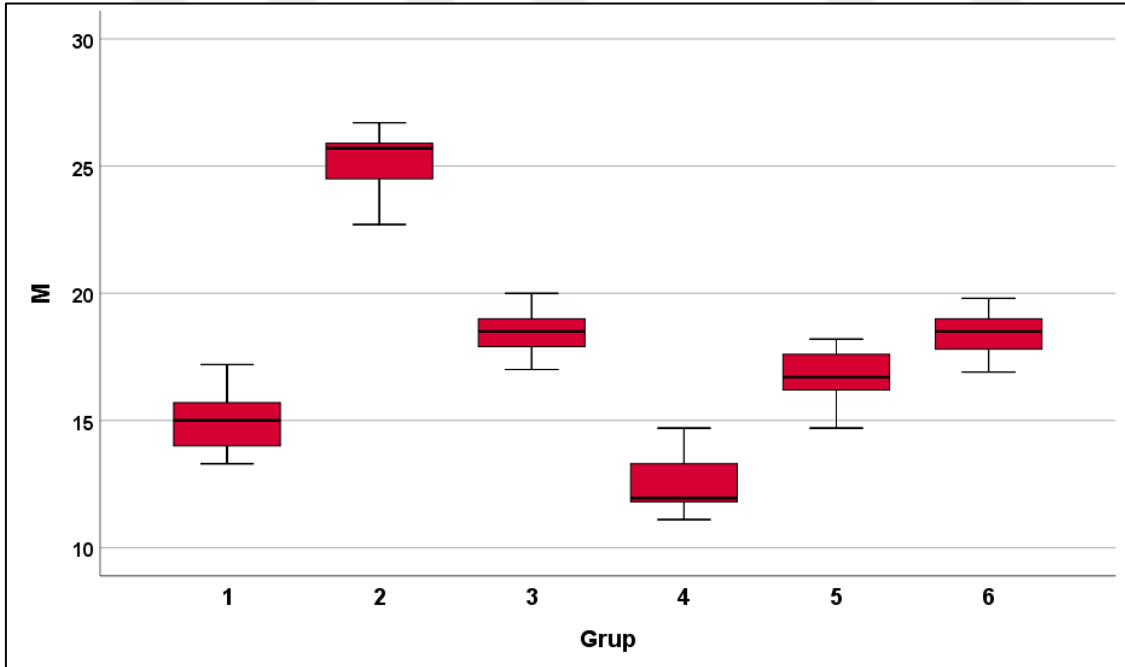
Grup 6 için tarayıcılar arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). T5 tarayıcısının sapma değeri, T3 ve H tarayıcılarına göre daha düşük idi (Sırasıyla, $p<0,001$, $p<0,001$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

T3 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



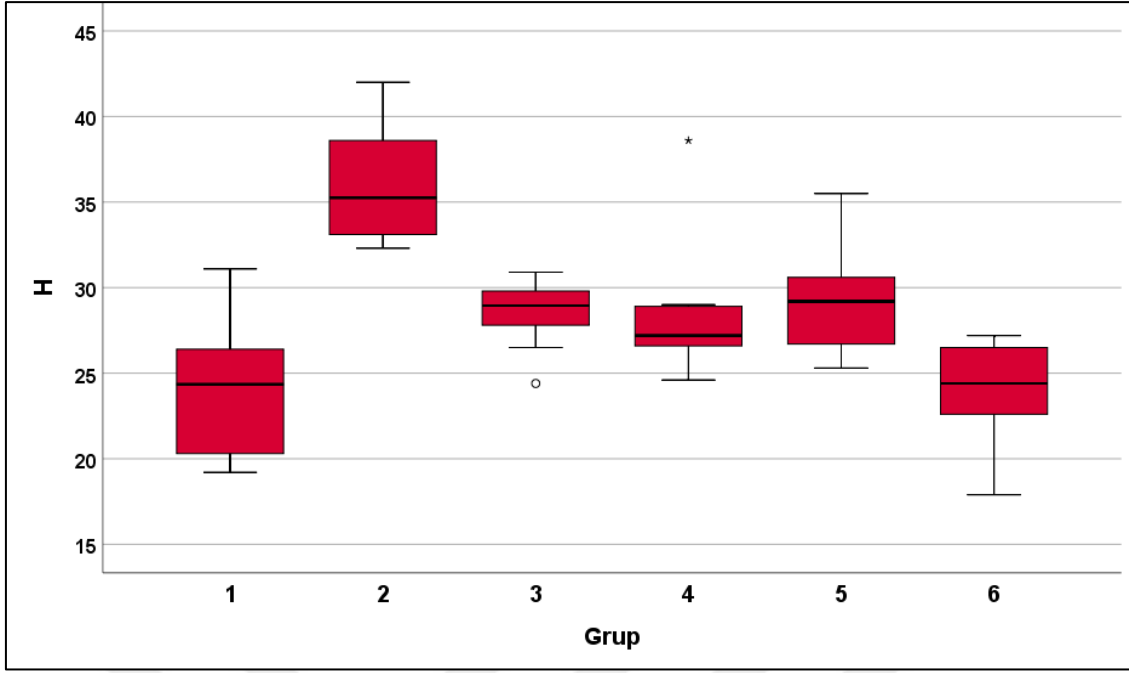
Şekil 4.1. T3 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

M tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



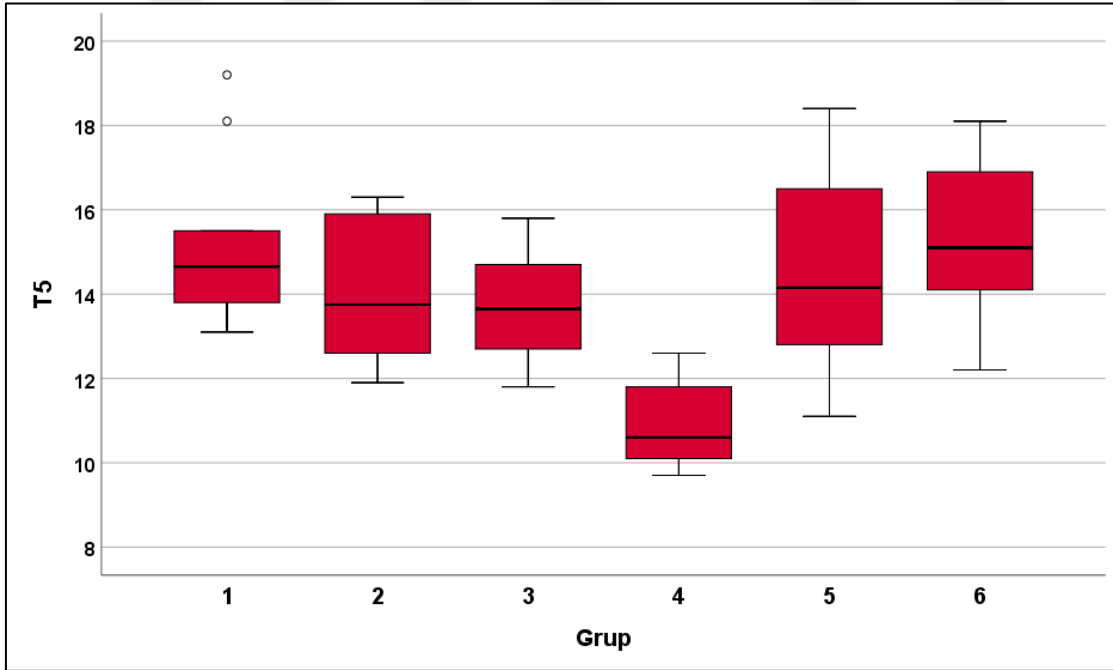
Şekil 4.2. M tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

H tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.3’te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. H tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

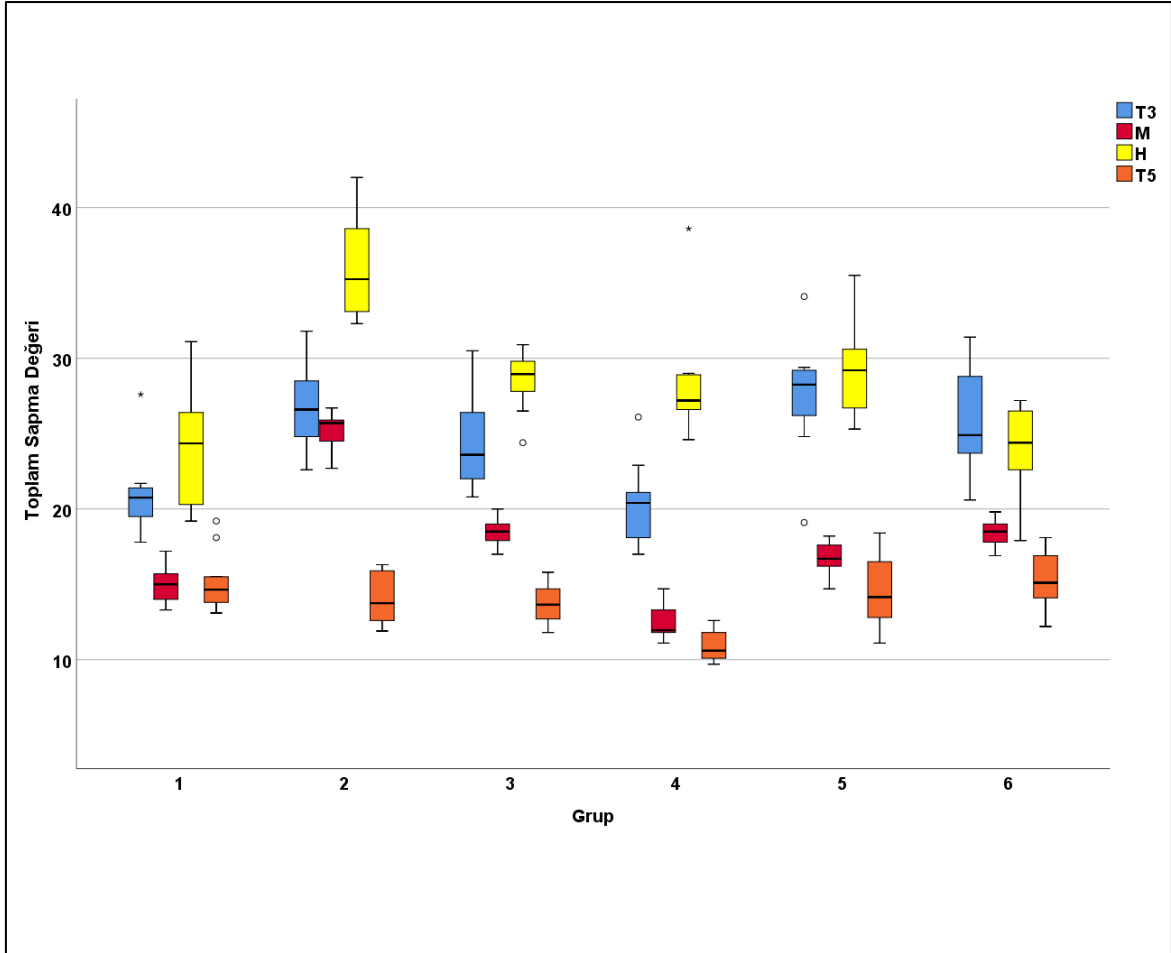
T5 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. T5 tarayıcısı için gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

4.2. Grup İçi Ağız İçi Tarayıcılar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

Grup içi ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Grup içi ağız içi tarayıcılar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (µm)

4.3. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Gruplar Arasında Toplam Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.2’de sunulmuştur.

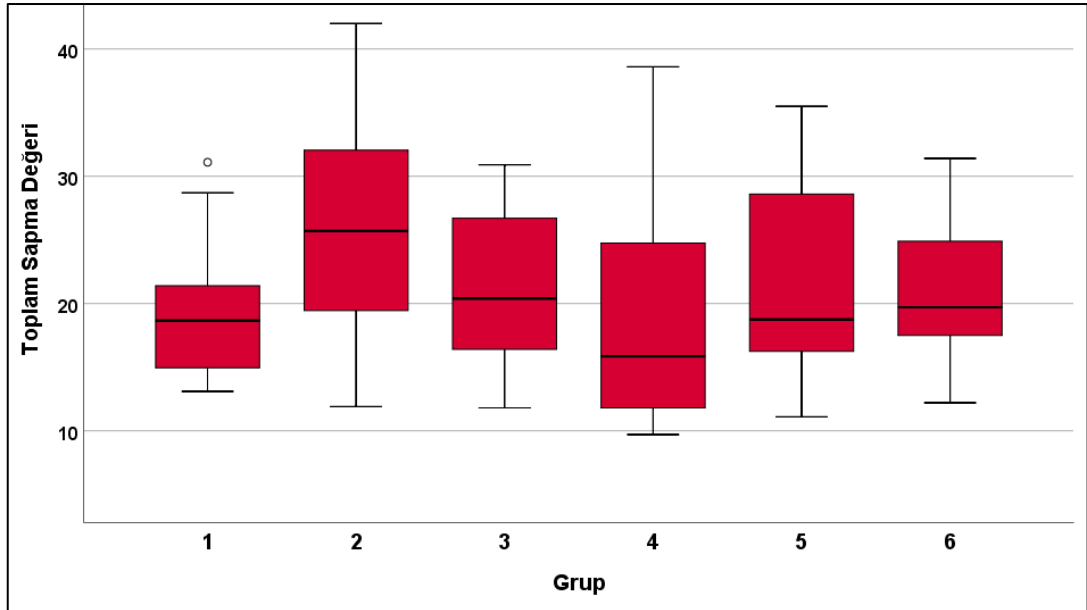
Tablo 4.2. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)

Grup	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p	Post-hocp
				AS	ÜS					
Grup 1	40	18,88	4,72	17,37	20,39	18,65	13,1	31,1	<0,001	1-2: 0,005 2-4: <0,001
Grup 2	40	25,52	8,22	22,89	28,15	25,7	11,9	42		
Grup 3	40	21,3	6,02	19,37	23,22	20,4	11,8	30,9		
Grup 4	40	17,99	7,42	15,62	20,36	15,85	9,7	38,6		
Grup 5	40	22,02	7,11	19,74	24,29	18,75	11,1	35,5		
Grup 6	40	20,86	4,81	19,33	22,4	19,7	12,2	31,4		

Kruskal-Wallis test

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerleri anlamlı farklı idi ($p<0,001$). Post-hoc test sonuçlarına göre, Grup 1 ve Grup 4’ün toplam sapma değerleri Grup 2’nin toplam sapma değerlerinden daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,005$, $p<0,001$). Diğer grupların toplam sapma değerleri arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.6’da gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak gruplar arasında toplam sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

4.4. Ağız İçi Tarayıcılarda Preparasyonun Marjin Bölgesine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması

Bu istatistiksel karşılaştırmada her bir ağız içi tarayıcı için farklı gruplardaki aynı bitiş sınırına ait veriler (S, BJ bitim hatları) tek bir kümede toplandı (n=20). Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arasında karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.3'te sunulmuştur.

Tablo 4.3. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arasında karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μ m)

Grup	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p	Post-hocp
				AS	ÜS					
S - T3 (1)	20	64,18	9,41	59,78	68,58	60,05	52,3	83,3	<0,001	1-2: <0,001
S – M (2)	20	16,46	9,9	11,82	21,09	19,7	0,6	33,7		1-4: 0,020
S – H (3)	20	46,21	23,5	35,21	57,21	54,2	8,1	76,2		1-5: <0,001
S - T5 (4)	20	37,26	24,1	25,98	48,53	37,55	2	78,9		1-6: <0,001
BJ - T3 (5)	20	22,98	15,69	15,63	30,32	19,4	0,4	52,5		1-8: 0,019
BJ – M (6)	20	5,55	3,54	3,89	7,2	5,45	0,1	14,5		2-3: 0,003
BJ – H (7)	20	48,34	17,26	40,26	56,41	50,45	14,1	80,8		2-7: 0,002
BJ - T5 (8)	20	35,7	19,15	26,74	44,66	34,4	9,3	69,9		3-5: 0,046
										3-6: <0,001
										4-6: <0,001
										5-7: 0,030
										6-7: <0,001
										6-8: <0,001

Kruskal-Wallis test

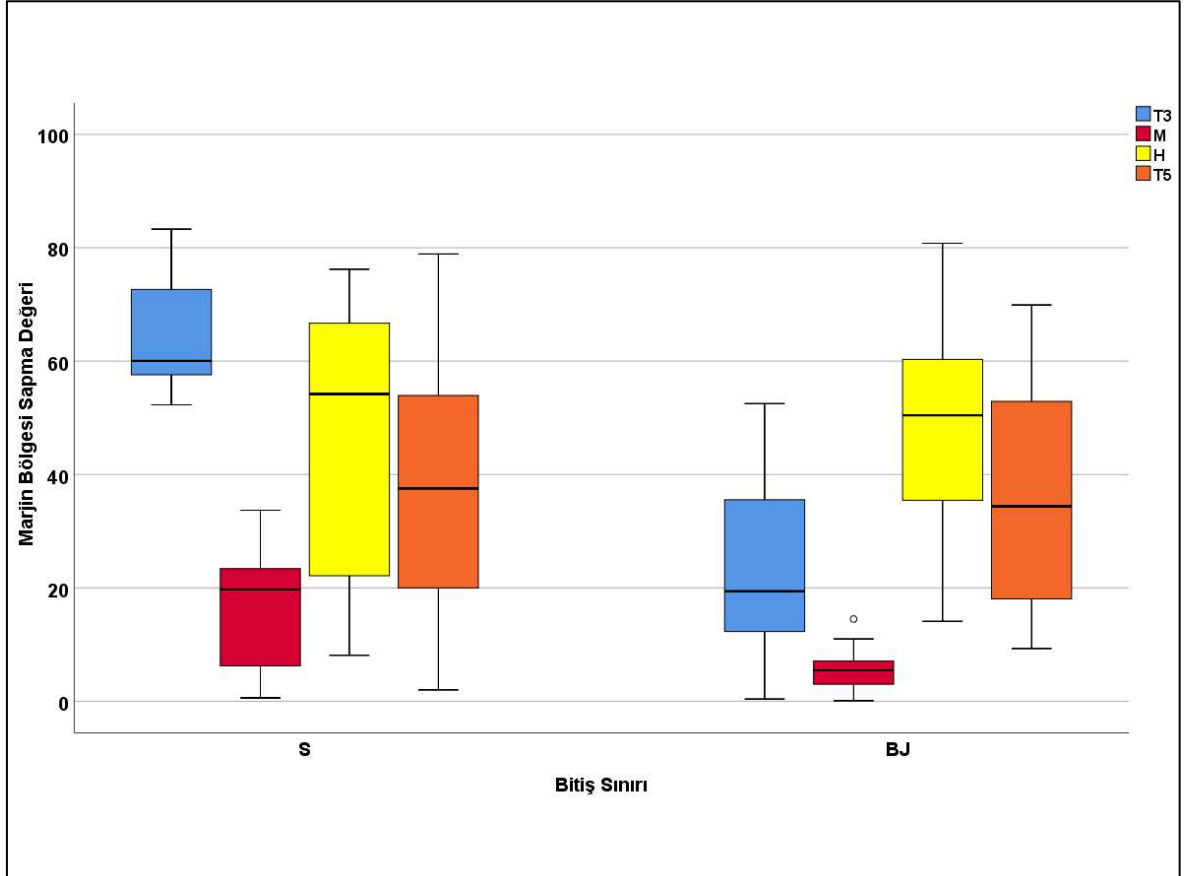
S: Shoulder(Grup 1ve Grup 2), BJ: Butt Marjin(Grup 5 ve Grup 6)

T3: Trios 3, M: Medit i600, H: Helios 600, T5: Trios 5

Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arasında sapma değerleri anlamlı farklı idi ($p<0,001$). Post-hoc test sonuçlarına göre, S-M, S-T5, BJ-T3, BJ-M ve BJ-T5'in sapma değerleri S-T3'ün sapma değerlerinden daha düşük idi (Sırasıyla, $p<0,001$, $p=0,020$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p=0,019$). S-M'nin sapma değerleri S-H ve BJ-H'nin sapma değerlerinden daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,003$, $p=0,002$). BJ-T3 ve BJ-M'nin sapma değerleri S-H'nin sapma değerlerinden daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,046$, $p<0,001$). BJ-M'nin sapma değerleri S-T5'in sapma değerlerinden daha düşük idi ($p<0,001$). BJ-T3 ve BJ-M'nin sapma değerleri BJ-H'nin sapma değerlerinden daha düşük

idi (Sırasıyla, $p=0,030$, $p<0,001$). BJ-M'nin sapma değerleri BJ-T5'in sapma değerlerinden daha düşük idi ($p<0,001$). Diğer grupların sapma değerleri arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arası dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun marjin bölgesine göre gruplar arası dağılımını gösteren kutu grafikleri (µm)

4.5. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Marjin Bölgesine Göre Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

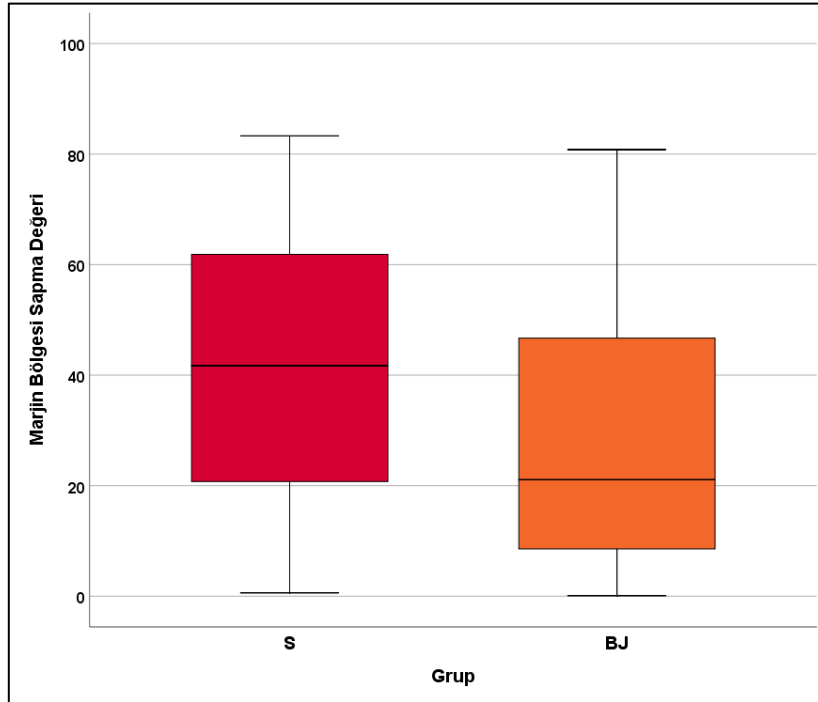
Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.4'te sunulmuştur.

Tablo 4.4. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)

Grup	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p
				AS	ÜS				
S	80	41,03	24,83	35,5	46,55	41,7	0,6	83,3	0,001
BJ	80	28,14	21,81	23,28	32,99	21,1	0,1	80,8	

Mann Whitney U test

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre S grubunun sapma değerleri BJ grubunun sapma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek idi. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin S ve BJ grupları arası dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre sapma değerlerinin S ve BJ grupları arası dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

4.6. Gruplardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Aksiyel Bölgesine Göre Ağız İçi Tarayıcılar Arası Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.5'te sunulmuştur.

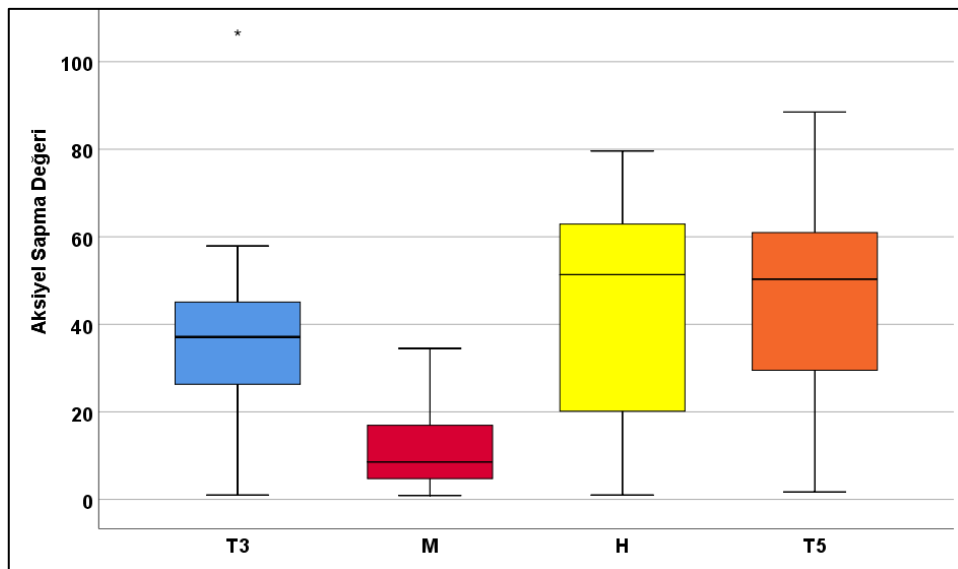
Tablo 4.5. Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerinin karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)

Tarayıcı	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p	Post-hoc
				AS	ÜS					
T3 (1)	60	34,58	17,85	29,97	39,19	37,1	1	106,6	<0,001	1-2: <0,001 2-3: <0,001 2-4: <0,001
M (2)	60	12,13	10,06	9,54	14,73	8,55	0,9	34,5		
H (3)	60	43,62	24	37,42	49,82	51,35	1	79,6		
T5 (4)	60	46,82	23,44	40,76	52,87	50,3	1,7	88,5		

Friedman test , T3: Trios 3, M: Medit i600, H: Helios 600, T5: Trios 5

Tarayıcıların sapma değerleri arasında anlamlı fark vardı ($p<0,001$). M tarayıcısının sapma değeri, T3, H ve T5 tarayıcılarına göre daha düşük idi (Tüm karşılaştırmalar için; $p<0,001$). Diğer tarayıcılar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Gruplardan bağımsız olarak preparasyonun aksiyel bölgesine göre ağız içi tarayıcılar arası sapma değerlerindeki dağılımını gösteren kutu grafikleri (μm)

4.7. Ağız İçi Tarayıcılarda Preparasyonun Okluzal Yüzey Geometrisine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması

Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.6’da sunulmuştur.

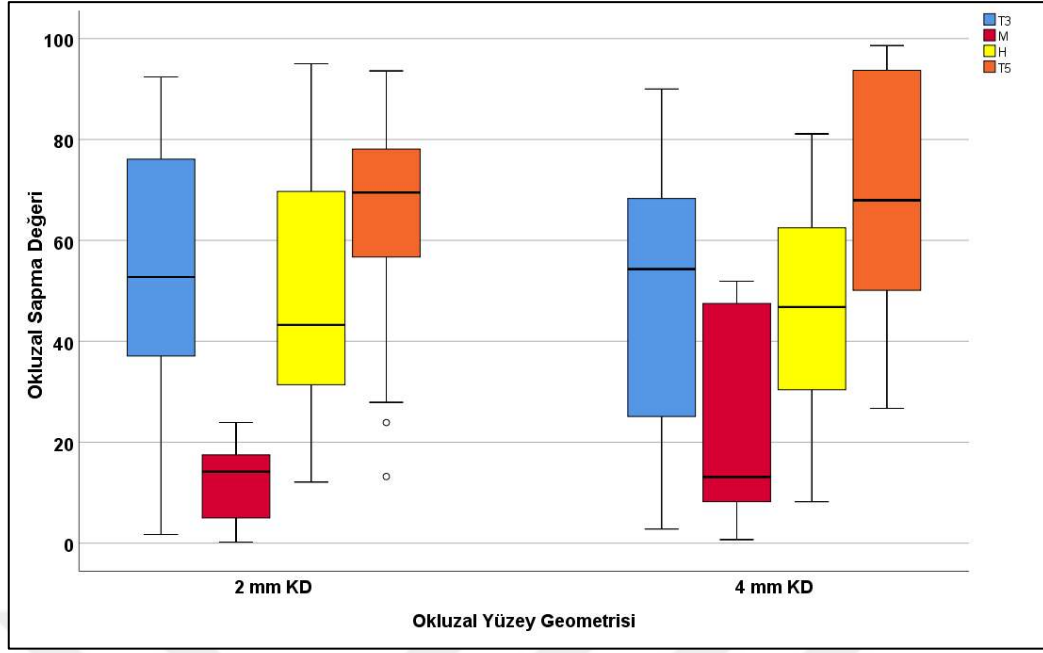
Tablo 4.6. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (μm)

Grup	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p	Post-hocp
				AS	ÜS					
2 mm KD - T3 (1)	30	51,69	24,85	42,42	60,97	52,8	1,7	92,4	<0,001	1-2: <0,001
2 mm KD - M (2)	30	12,19	7,23	9,49	14,89	14,2	0,2	23,9		1-6: 0,001
2 mm KD - H (3)	30	48,79	23,41	40,05	57,53	43,3	12,1	95		2-3: <0,001
2 mm KD - T5 (4)	30	64,35	20,65	56,64	72,06	69,5	13,2	93,6		2-4: <0,001
4 mm KD - T3 (5)	30	48,21	26,71	38,24	58,19	54,3	2,8	90		2-5: <0,001
4 mm KD - M (6)	30	22,79	19,59	15,48	30,1	13,1	0,7	51,9		2-7: <0,001
4 mm KD - H (7)	30	44,63	20,54	36,96	52,3	46,8	8,2	81,1		2-8: <0,001
4 mm KD - T5 (8)	30	69,04	22,99	60,45	77,62	68	26,7	98,6		3-6: 0,005
										4-6: <0,001
										5-6: 0,007
										6-7: 0,047
										6-8: <0,001
										7-8: 0,036

Kruskal-Wallis test, KD: Kavite Derinliği, T3: Trios 3, M: Medit i600, H: Helios 600, T5: Trios 5

Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arasında sapma değerleri anlamlı farklı idi ($p<0,001$). Post-hoc test sonuçlarına göre, 2 mm KD-M’nin sapma değerleri 2 mm KD-T3, 2 mm KD-H, 2 mm KD-T5, 4 mm KD-T3, 4 mm KD-H ve 4 mm KD-T5’in sapma değerlerinden daha düşük idi (2 mm KD-M için tüm karşılaştırmalar $p<0,001$). 4 mm KD-M’nin sapma değerleri 2 mm KD-T3, 2 mm KD-H, 2 mm KD-T5, 4 mm KD-T3, 4 mm KD-H ve 4 mm KD-T5’in sapma değerlerinden daha düşük idi (Sırasıyla, $p=0,001$, $p=0,005$, $p<0,001$, $p=0,007$, $p=0,047$, $p<0,001$). 4 mm KD-H’nin sapma değerleri 4 mm KD-T5’in sapma değerlerinden daha düşük idi ($p=0,036$). Diğer grupların sapma değerleri arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri Şekil 4.10’da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Ağız içi tarayıcılarda preparasyonun okluzal yüzey geometrisine göre gruplar arası sapma değerlerinin dağılımını gösteren kutu grafikleri (µm)

4.8. Ağız İçi Tarayıcılardan Bağımsız Olarak Preparasyonun Okluzal Yüzey Geometrisine Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması

Bu istatistiksel karşılaştırmada, tüm tarayıcılardan elde edilen iki farklı kavite derinliğine (2 mm KD, 4 mm KD) ait veriler tek bir kümede toplanmıştır (n=120). Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun pulpal kavite derinliğine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular Tablo 4.7’de sunulmuştur.

Tablo 4.7. Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun pulpal kavite derinliğine göre gruplar arası karşılaştırılmasına yönelik istatistiksel bulgular (µm)

Grup	n	Ort.	SS	%95 GA		Medyan	Min	Max	p
				AS	ÜS				
2 mm KD (1)	120	44,26	27,94	39,21	49,31	41,75	0,2	95	0,741
4 mm KD (2)	120	46,17	27,75	41,15	51,18	48,8	0,7	98,6	

Mann Whitney U test, KD: Kavite Derinliği

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun pulpal kavite derinliğine göre gruplar arasında sapma değerleri anlamlı farklı bulunamamıştır ($p=0,741$).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, çeşitli ağız içi tarayıcı sistemleri kullanılarak endokron restorasyonlarda farklı pulpal kavite derinliği ve preparasyon tasarım geometrilerinin dijital ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirilmiştir. Pulpal kavite derinliği ve preparasyon tasarımlarının dijital ölçü hassasiyetini etkilemeyeceği hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çalışmada incelenen farklı preparasyon tasarımlarına sahip endokron kavite taramalarında IOS'lar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Her dört ağız içi tarayıcı için de S bitim hattı geometrisinde daha fazla sapma değeri elde edilmiştir. Farklı pulpal kavite derinliğine sahip (2 mm ve 4 mm) gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerde, diş dokularında ciddi miktarda madde kaybı meydana gelmesi yaygın bir sorundur. İdeal bir kök kanal tedavisinin ardından restoratif işlemlerin tamamlanabilmesi için çeşitli tedavi seçenekleri mevcuttur. Tedavi tercihini etkileyen faktörler arasında anatomik sınırlılıklar, hastanın beklentileri, ekonomik durum ve klinisyenin deneyimi yer almaktadır (37,38,221).

Kök kanal tedavisi uygulanmış, yapısal olarak zayıflamış dişlerin indirekt restorasyonu sıklıkla tercih edilen bir klinik yaklaşımdır. Bu doğrultuda endokron restorasyonlar, başarılı bir tedavi alternatifi olarak öne çıkmaktadır. Endokron restorasyonlar, endodontik tedavi görmüş bir dişin pulpa odası ve kavite marjinleriyle retansiyon sağlayan, okluzal yüzeyi tamamen örten parsiyel kronlar olarak tanımlanmaktadır. Endokronlar, özellikle kökleri post yerleştirmeye uygun olmayan, fazla doku kaybı bulunan ve interokluzal mesafesi sınırlı olan molar dişler için ideal bir tedavi seçeneği olmuştur (7,8). Kök kanal tedavilerinin uzun ömürlü olabilmesi için uygulanan restorasyonun uzun dönem başarısı büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, bu tezde dijital ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesinde endokron restorasyon modeli tercih edilmiştir.

İndirekt restorasyon uygulamalarında ilk adım olan ölçü alma aşaması, geleneksel ölçü materyalleriyle yapılan yöntemlere alternatif olarak geliştirilen dijital sistemler ile günümüzde uygulanabilir hale gelmiştir. Dijital sistemlerin klinik kullanıma girmesinden sonraki hızlı gelişimi; zaman ve materyal tasarrufu, bulantı refleksi olan hastalar için daha konforlu oluşu, fiziksel modelin laboratuvara taşınması ihtiyacını ortadan kaldırması, aynı

modelin tekrar taranabilmesi ve dijital verilerin hem klinik hem de bilimsel amaçlı uzun süreli arşivlenebilmesi gibi avantajlara bağlanmaktadır (148,152).

Literatürde, dijital sistemlerin bir parçası olan ağız içi tarayıcıları karşılaştıran çalışma sayısının giderek arttığı görülmektedir. Üretici firmaların sürekli olarak yeni nesil tarama sistemleri geliştirmesiyle birlikte, güncel cihazların etkinliğini değerlendiren çalışmalara duyulan ihtiyaç da artmaktadır.

Bu tez çalışmasında, kliniklerde kullanım kolaylığı ve ekonomik ulaşılabilirlik gibi nedenlerle tercih edilen dört güncel sistem değerlendirmeye alınmıştır: Trios 3, Medit i600, Helios 600 ve Trios 5. Bu sistemlerin farklı üreticiler tarafından geliştirilmiş olmaları ve Türkiye'deki kliniklerde yaygın olarak kullanılmaları, çalışmanın pratik uygulamalarla ilişkisini güçlendirmiştir. Literatürde, bu dört tarayıcı sisteminin birlikte değerlendirildiği endokron restorasyon odaklı kapsamlı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu yönüyle çalışma, literatüre özgün katkı sunmaktadır.

Dijital ölçüm elde edilmesinde kullanıcı faktörü ve klinisyen deneyimi son derece önemlidir. Bu çalışmada kullanıcı kaynaklı değişkenleri ortadan kaldırmak ve ölçümlerde standardizasyon sağlamak amacıyla tüm taramalar tek bir klinisyen tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçümler öncesinde, her bir tarayıcının kullanımıyla ilgili detaylı teorik bilgi üretici firmalardan temin edilmiş, ardından pratik uygulamalar gerçekleştirilerek cihazlara yönelik yeterli deneyim kazanılmıştır. Yeterli deneyim elde edildikten sonra her bir tarayıcı için ölçümler onar kez tekrar edilmiştir. Bu sayede, çalışmada klinisyen deneyimine bağlı değişkenliğin en aza indirilmesi hedeflenmiştir.

Tarama stratejilerinin dijital ölçü hassasiyeti üzerindeki etkisine ilişkin literatür sınırlıdır (222,223). Müller ve arkadaşları (200) bir model üzerinde tek bir tarayıcı ile üç farklı tarama stratejisini incelemiş ve elde edilen üç boyutlu modeller arasında anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmiştir. Mennito ve arkadaşları (223) altı farklı ağız içi tarayıcıyla beş farklı tarama stratejisi uygulamış ve bu stratejilerin sonuçlar üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını belirtmiştir. Latham ve arkadaşları (222) ise dört farklı ağız içi tarayıcı ile dört farklı tarama stratejisini değerlendirmiş ve bu stratejilerin etkilerinin kullanılan tarayıcıya bağlı olarak değişkenlik gösterdiğini bildirmiştir.

Bu çalışmada, tarama stratejilerinin dijital doğruluk değerlendirmesi üzerindeki etkisini araştırmak amaçlanmamıştır. Bu nedenle tüm taramalar, üretici firmaların önerdiği tek bir tarama stratejisi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Revilla-León ve arkadaşlarının (224) yaptığı çalışmada, ağız içi tarayıcıların farklı çevresel aydınlatma koşulları altında gösterdiği performanslar değerlendirilmiştir. Bu çalışmada dental ünite ışığı (10.000 lüks), oda ışığı (1003 lüks), gün ışığı (500 lüks) ve karanlık ortam (0 lüks) koşulları karşılaştırılmış; tam ark taramalarda oda ışığının daha etkili olduğu, bölgesel taramalarda ise dental ünite ışığının daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. İkili çoklu karşılaştırma analizi, gün ışığı ve karanlık ortam koşulları arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir.

Bu tez çalışmasında ölçümler, ağız dışı ortamda hazırlanmış bir model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm taramalar gün ışığı altında gerçekleştirilmiştir. Ancak, ağız içi tarayıcıların kullanıldığı klinik ve laboratuvar ortamlarının farklılığı nedeniyle aydınlatma, sıcaklık, basınç ve nem gibi çevresel faktörlerin standart hale getirilememesi, çalışmanın bir limitasyonu olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada elde edilen veriler, tüm endokron kavite tasarımı gruplarında kullanılan ağız içi tarayıcılar arasında anlamlı düzeyde farklılıklar olduğunu göstermiştir ($p<0,001$). Özellikle Trios 5 tarayıcısı, birçok grup için en düşük toplam sapma değerlerini göstermiş ve Helios 600 ile Trios 3 tarayıcılarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı biçimde daha doğru sonuçlar vermiştir. Medit i600 tarayıcısı da Trios 3 ve Helios 600 tarayıcılarına göre daha düşük sapma değerleriyle dikkat çekmiştir. Bu bulgular, dijital tarayıcılar arasında doğruluk bakımından önemli farklılıklar olabileceğini ve bu farklılıkların özellikle kompleks kavite geometrilerinde daha da belirginleştiğini ortaya koymaktadır.

Literatürde ağız içi tarayıcıların doğruluklarının karşılaştırıldığı pek çok çalışmada, doğruluk ve tutarlılık değerlerinin cihazın optik teknolojisine, yazılım algoritmalarına, tarama stratejisine ve hatta kullanıcı tecrübesine bağlı olarak değiştiği bildirilmiştir (167,205). Endokron gibi derin ve internal yapıların yer aldığı kavite tasarımlarında, tarayıcının bu alanları ışıkla etkin şekilde tarayabilmesi, algılama kapasitesi ve yazılım tarafından yapılan veri birleştirme algoritmaları belirleyici faktörlerdir (225).

Çalışmamızda kullanılan ağız içi tarayıcıların teknolojik altyapıları, elde edilen dijital ölçü verilerinin doğruluk ve tutarlılığını doğrudan etkilemektedir. Bu bağlamda, ağız içi tarayıcı sistemlerinde en yaygın olarak kullanılan iki temel optik prensip olan aktif triangülasyon ve konfokal mikroskopi teknolojileri arasında dikkate değer farklılıklar bulunmaktadır (226,227). Kullanılan tarayıcı sistemlerinden Medit i600 ve Helios 600 triangülasyon prensibi ile çalışmakta, Trios 3 ve Trios 5 sistemleri ise konfokal mikroskopi teknolojisi kullanmaktadır.

Konfokal teknolojiye dayalı tarayıcılar, yüksek doğruluk ve detay çözünürlüğü sağlayan sistemlerdir. Bu sistemler, hedef yüzeye odaklanmış bir ışık demeti gönderip yansıyan ışığı iğne deliği (pinhole) filtresiyle toplayarak yalnızca odakta kalan verileri işler. Bu yaklaşım, yüzey yansımalarından etkilenmeden daha net ve derinlik duyarlı görüntü elde edilmesini sağlar (228,229). Trios gibi konfokal tabanlı tarayıcıların, özellikle karmaşık restorasyonlarda ve implant uygulamalarında yüksek başarı sağlamasının temelinde bu teknolojik avantaj yatmaktadır (230). Literatürde, konfokal sistemlerin RMSE (kök ortalama kare hata) değerlerinin triangülasyon tabanlı tarayıcılara göre belirgin şekilde düşük olduğu ve daha yüksek doğruluk sağladığı gösterilmiştir (229).

Buna karşılık triangülasyon teknolojisi, ışık kaynağından çıkan yapılandırılmış ışığın yüzeyde oluşturduğu deformasyonları kamerayla tespit ederek üç boyutlu şekil oluşturma prensibine dayanır (227,231). Bu sistemler genellikle daha hızlı tarama süresi sunar ve donanım açısından daha basit yapıda oldukları için ekonomik olarak avantajlıdır (232). Ancak özellikle derin kavite, yetersiz aydınlatma, eğimli yüzeyler veya ışığı düzensiz yansıtan materyallerin varlığında veri kaybına daha yatkındırlar (232). Çalışmamızda kullanılan Helios 600 tarayıcısı gibi triangülasyon tabanlı sistemlerin, özellikle derin preparasyonlarda ve kompleks geometrilerde daha yüksek sapma değerleri gösterdiği görülmüştür. Bunun nedeni, odak uzaklığındaki değişikliklerin görüntü netliğini azaltması ve ışık yansıma açılarının hesaplamalarını olumsuz etkilemesi olabilir. Ayrıca, klinik uygulamalarda konfokal sistemlerin tarama süresinin triangülasyon sistemlerine kıyasla daha uzun olduğu rapor edilmiştir. Örneğin, tam ark taramalarda Trios 3 ile yaklaşık 100 saniyede tamamlanan bir tarama, Medit i700 gibi bir triangülasyon sisteminde yaklaşık 59 saniyede gerçekleştirilebilmektedir (229).

Her iki sistemin yazılım ve donanım entegrasyonları da performans üzerinde belirleyicidir. Konfokal sistemlerde gelişmiş algoritmalarla tarama doğruluğu artırılırken, triangölasyon sistemlerinde kullanıcı dostu arayüzler ve daha hızlı veri işleme kapasiteleri ön plandadır (233,234). Günümüzde, her iki teknolojinin güçlü yönlerini birleştirmeyi hedefleyen hibrit sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar da devam etmektedir.

Trios 5 tarayıcısı, gelişmiş optik sistemleri ve yeni nesil yapay zeka destekli tarama algoritmaları sayesinde Trios 3'e göre daha yüksek doğruluk göstermiştir. Trios 5 tarayıcısının bu çalışmada en düşük toplam sapma değerlerini üretmesi, literatürdeki bazı güncel bulgularla da örtüşmektedir. Ciocan ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği bir in vitro çalışmada, tam diş arkı taramaları üzerinden yapılan değerlendirmelerde Trios 5, test edilen tüm sistemler arasında en düşük ortalama sapma değerine (112 µm) sahip olarak en yüksek doğruluğu göstermiştir (233). Bu sonuç, Trios 5'in yeni nesil optik sistemi, geliştirilmiş sensörleri ve yazılım algoritmalarının tarama doğruluğu üzerindeki olumlu etkisini desteklemektedir. Çalışmada ayrıca, sistemin ölçüm tutarlılığının da yüksek olduğu ve bu doğruluğun klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde yer aldığı belirtilmiştir.

3Shape firmasının yayınladığı teknik raporlarda ise Trios 5'in sahip olduğu ScanAssist teknolojisinin, tarama sırasında otomatik hizalama düzeltmeleri sağlayarak özellikle posterior bölgelerde ve derin kavite yapılarında tarama hatalarını minimize ettiği bildirilmiştir (235). Bu özellik, endokron restorasyonlar gibi kompleks iç geometrilere sahip vakalarda elde edilen verinin bütünlüğünü artırmakta ve tarama hassasiyetini doğrudan etkilemektedir.

Ali ve Majeed (236) tarafından yapılan bir in vitro çalışmada, dört farklı ağız içi tarayıcının (Primescan, Medit i700wireless, Trios 5 ve Helios 600) doğruluğu karşılaştırılmış; ayrıca bu doğruluğun, tarayıcılardan elde edilen verilerle üretilen zirkonya kronların internal ve marjinal adaptasyonları üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmada, zirkonya kron uygulanması amacıyla hazırlanmış 10 adet üst sol birinci küçük azı diş kullanılmıştır. Öncelikle tüm dişler, referans tarayıcı olarak kullanılan laboratuvar tarayıcısı (inEos X5, Dentsply Sirona) ile taranmıştır. Her tarayıcıdan elde edilen verilerle her diş için toplamda beş adet monolitik zirkonya kron üretilmiştir. Test edilen tarayıcıların doğruluk değeri, metroloji yazılımı Geomagic Control X kullanılarak değerlendirilmiştir. Ayrıca, tarayıcılardan üretilen kronların iç yüzey (intaglio) taramaları, laboratuvar

tarayıcısı referans alınarak üst üste karşılaştırılmış ve böylece restorasyonların üretim doğruluğu da değerlendirilmiştir. Analizler sonucunda, test edilen IOS sistemleri arasında doğruluk açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,05$). Primescan ve Medit i700, hem tarama doğruluğu hem de üretilen kronların internal ve marjinal adaptasyonları açısından en yüksek doğruluk değerlerini göstermiştir. Buna karşın, Helios 600 ve bu cihazla üretilen kronlar en düşük doğruluk düzeyine sahip olmuştur. Primescan ve Medit i700 ile üretilen kronlarda en düşük internal ve marjinal boşluklar gözlenmiş; en yüksek değerler ise Helios 600 ile üretilen kronlarda kaydedilmiştir. Çalışmamızda dijital tarama hassasiyeti restorasyon üretimi üzerinden değerlendirilmemiştir. Ancak dijital iş akışını restorasyonun uyum düzeyi aracılığıyla inceleyen çalışmalarda, preparasyon tasarımının elde edilen sonuçlar üzerinde belirleyici bir faktör olabileceği ifade edilmektedir.

Jain ve arkadaşları (234) gerçekleştirdikleri araştırmada 6 paralel osteotomi alanı üzerinde 3 farklı ağız içi tarayıcı (Trios 5, Medit i700 ve Primescan) kullanarak elde edilen dijital ölçünün doğruluk ve tutarlılığını karşılaştırmıştır. Alt çeneyi simüle eden dişsiz bir rezin model üzerinde 6 paralel osteotomi alanı oluşturulmuş ve bu alanlara 6 implant analoğu yerleştirilmiştir. Analoglara Matrix-Direct transfer abutmentleri takılmış ve model, dış ortam tarayıcısı olan CeramillMap 600 ile taranarak referans veriler elde edilmiştir. Ardından her bir ağız içi tarayıcı ile modelin 10 farklı dijital ölçüsü alınmıştır. Elde edilen veriler Medit Link 3.3.2 yazılımı ile karşılaştırılarak doğruluk ve tutarlılık açısından analiz edilmiştir. Trios 5 tarayıcısı, tutarlılık açısından en düşük sapma değerini ($37.8 \pm 4.53 \mu\text{m}$), doğruluk açısından ise $54.9 \pm 11 \mu\text{m}$ ile en iyi sonucu vermiştir. Bunu sırasıyla Medit i700 (tutarlılık: $40.6 \pm 4.17 \mu\text{m}$, doğruluk: $60.5 \pm 10.9 \mu\text{m}$) ve Primescan (tutarlılık: $49.1 \pm 8.31 \mu\text{m}$, doğruluk: $72.3 \pm 10.4 \mu\text{m}$) takip etmiştir. Özellikle tam ark implant ölçümlerinde Primescan ile en yüksek sapma değerleri elde edilmiştir. Üç tarayıcı karşılaştırıldığında, hem tutarlılık hem de doğruluk açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Trios 5, doğruluk ve tutarlılık açısından en düşük sapma değerlerini göstermiş ve en yüksek ölçü hassasiyetini sağlamıştır. Sırasıyla Medit i700 ve Primescan tarayıcıları izlemiştir. Ancak tüm tarayıcıların sapma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kaldığı belirlenmiştir.

Bu çalışmanın bulguları, bu literatür verileriyle paralellik göstermektedir. Özellikle T5 tarayıcısının genel olarak en düşük sapma değerlerine sahip olması, bu cihazın daha

yüksek çözünürlüklü kamera sistemleri ve gelişmiş yazılım algoritmalarına sahip olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca, endokron kavite yapılarında tarama doğruluğunun yalnızca cihazın donanımsal yeterliliğine değil, aynı zamanda dijital verilerin nasıl işlendiğine de bağlı olduğu anlaşılmaktadır. Bu durum, dijital ölçülerin protetik restorasyonlardaki başarısı üzerinde doğrudan etkili olabileceğinden, tarayıcı seçimi yapılırken özellikle endokron restorasyon gibi kritik alanlarda bu tür verilerin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

Her bir endokron kavite tasarımı grubu içerisinde, kullanılan dört farklı ağız içi tarayıcının toplam sapma değerleri arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu durum, ağız içi tarayıcıların yalnızca genel doğruluklarıyla değil, aynı zamanda spesifik kavite geometrilerine verdikleri tepkilerle de değişken performans gösterebildiklerini ortaya koymaktadır. Kullanılan ağız içi tarayıcıdan bağımsız olarak endokron kavite tasarımları arasında toplam sapma değerlerinde anlamlı farklılıklar olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,001$). Post-hoc analizler sonucunda, Grup 1 ve Grup 4 olarak tanımlanan kavite tasarımlarının, Grup 2 tasarımına kıyasla anlamlı derecede daha düşük sapma değerlerine sahip olduğu belirlenmiştir (sırasıyla $p=0,005$ ve $p<0,001$). Bu bulgu, kavite geometrisinin dijital tarama hassasiyetine doğrudan etkide bulunduğunu göstermektedir.

Andrade ve arkadaşları (237) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada onley preparasyon tasarımı ve kullanılan ağız içi tarayıcıların, dijital taramaların doğruluğu ve tutarlılığı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Alt birinci molar üzerinde üç farklı preparasyon tasarımı uygulanmıştır: istmus aşındırma geleneksel preparasyon, istmus aşındırmasız geleneksel preparasyon ve basitleştirilmiş tutuculuğu olmayan preparasyon. Hazırlanan rezin alt çene modelleri (ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerini içeren) üç farklı ağız içi tarayıcı ile (iTero Element 2, Trios 3 ve Primescan) dijital olarak taranmıştır. Doğruluk ve tutarlılık analizleri, yüksek doğruluklu endüstriyel bir tarayıcı (ATOS Core 80) ile elde edilen dijital referans modellerle dijital taramaların üst üste karşılaştırılması yoluyla üç boyutlu metroloji yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Tutuculuğu olmayan preparasyon grubu, diğer gruplara göre daha yüksek doğruluk ve tutarlılık değerleri göstermiştir. Genel olarak, Primescan ve Trios 3 tarayıcıları arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır, ancak iTero Element 2 cihazı belirgin şekilde daha düşük performans göstermiştir. Farklı ağız içi tarayıcılar ve preparasyon tasarımları, dijital taramaların doğruluğunu etkilemiştir. Daha karmaşık preparasyonlar daha yüksek sapma

değerleri göstermiştir. iTero Element 2 tarayıcısı, hem doğruluk hem de tutarlılık açısından en yüksek sapmayı üretmiştir.

Schmidt ve arkadaşları (220) dört farklı preparasyon geometrisi (onley, inley, laminate veneer ve tam kron) ile elde ettikleri ana modelde dijital ölçü hassasiyetini değerlendirmiştir. Bu modeller, klinik kullanımda yaygın olarak tercih edilen dört farklı ağız içi tarayıcı sistemi (Trios 2, Omnicam, True Definition ve Primescan) ile onar kez taranmıştır. Elde edilen dijital veriler, Inspect 2019 adlı üç boyutlu ölçüm yazılımı kullanılarak ve best-fit algoritması uygulanarak üst üste karşılaştırılmıştır. Her bir preparasyon tipine ait tarama verilerinin hassasiyeti, pozitif ve negatif sapmalar ayrı ayrı değerlendirilerek analiz edilmiştir. Farklı ağız içi tarayıcı sistemleri ve preparasyon geometrileri arasında doğruluk ve tutarlılık açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır ($p < 0,05$). Basit preparasyon geometrilerinde dijital verilerin aktarım doğruluğu, daha karmaşık protetik preparasyonlara göre anlamlı derecede daha yüksektir. Hassasiyet değerlerindeki en anlamlı derecedeki farklılık onley preparasyonunda bulunmuştur. En yüksek doğruluk ve tutarlılık değerleri veneer preparasyonunda bulunmuştur. Bununla birlikte, çalışmada kullanılan tüm ağız içi tarayıcı sistemleri, incelenen preparasyon tipleri açısından klinik olarak kabul edilebilir düzeyde pozitif ve negatif sapma değerleri üretmiştir.

Literatürde benzer biçimde yürütülmüş bir in vitro çalışmada, laminate veneer, onley, tam kron ve köprü gibi farklı preparasyon tasarımlarının yanı sıra tam ark taramasının dijital ölçüm doğruluğu üzerindeki etkileri incelenmiştir (238). Bu çalışmada kullanılan dört farklı ağız içi tarayıcı sistemi (Omnicam, Trios, True Definition ve iTero) ile elde edilen tarama verileri, özel bir yazılım aracılığıyla üst üste karşılaştırılarak analiz edilmiştir. Bulgular, taranan alanın genişliği arttıkça ölçüm doğruluğunun azaldığını göstermiştir. Ancak, ilgili çalışmada preparasyon türlerine ilişkin istatistiksel bir karşılaştırma yapılmamıştır. Tarayıcıların doğruluk performanslarının tarama alanının uzunluğuna göre değişkenlik gösterdiği belirtilmiştir. Örneğin, tam çene taramalarında en yüksek doğruluk değerleri True Definition cihazında gözlemlenmiş ve bunu Trios sistemi takip etmiştir. Öte yandan, onley, laminate veneer ve tam kron gibi sınırlı bölge taramalarında, tüm cihazlarla elde edilen sapma değerlerinin 25 μm 'nin altında kaldığı dikkat çekmiştir. Tek dış taramalarında daha düşük sapma değerleri elde edilmesi ise çalışmada farklı bir açıdan ele alınmıştır. Araştırmacılar, analiz sürecinde best-fit algoritması kullanılarak dişlerin çene

modelinden izole edilerek değerlendirildiğini ve bu uygulamanın elde edilen sapma değerlerini yapay olarak azaltmış olabileceğini ileri sürmüştür.

Kavite tasarımının dijital ölçüm doğruluğu üzerindeki etkisi daha önceki literatürde de vurgulanmıştır (220,237,238). Dijital ölçüm doğruluğunu etkileyen araştırma başlıklarından biri de, preparasyonların sahip olduğu yaklaşım açısının tarama performansı üzerindeki etkisidir. Ashraf ve arkadaşlarının (182) yürüttüğü bir in vitro araştırmada, ekstrakoronal ve intrakoronal preparasyon türlerinde yaklaşım açısının dijital ölçüm hassasiyeti üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu amaçla, iki farklı aksiyel yaklaşım açısı (6° ve 12°) oluşturulan alt gruplarda, hazırlanan fantom modeller üç farklı ağız içi tarayıcı (Omnicam, Trios ve Medit i500) ile taranmıştır. Referans veri seti, yüksek hassasiyetli bir laboratuvar tarayıcısı (InEos X5) kullanılarak elde edilmiştir. Tüm taramalar, özel bir yazılım aracılığıyla karşılaştırılmış ve sapma değerleri hesaplanarak analiz edilmiştir. Bulgular, ekstrakoronal preparasyonlarda ölçüm sapmalarının intrakoronal preparasyonlara kıyasla anlamlı düzeyde daha düşük olduğunu göstermiştir. Ayrıca, 12° yaklaşım açısına sahip gruplarda, 6° gruplara kıyasla daha yüksek tarama doğruluğu elde edilmiştir. Yaklaşım açısının dar olduğu durumlarda doğruluğun azalmasının; ışığın preparasyon yüzeyine ulaşmasındaki sınırlamalar ve yazılımın bu bölgelerdeki veri işleme kapasitesinin kısıtlı olmasıyla ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Taramanın genellikle okluzal yüzeyden başlatıldığı varsayıldığında, yaklaşım açısının küçük olması halinde tarayıcı başlığının yüzeye doğrudan erişimi kısıtlanabilir. Bu durumda yazılım, eksik kalan görüntüleri birleştirme algoritmalarıyla tamamlamaya çalışsa da, bu süreçte ek sapmalar oluşabileceği öne sürülmektedir. Bizim araştırmamızda her grubun yaklaşım açısı, tek bir operatör tarafından aynı taperde elmas frez kullanılarak standart hale getirilmiş ve tüm modellerin $6-10^{\circ}$ açiya sahip olacak şekilde üretimi sağlanmıştır.

Ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak preparasyonun marjin bölgesine göre yapılan değerlendirmelerde, S ve BJ grupları arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ($p=0,001$). S grubuna ait ortalama sapma değerleri, BJ grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur. Bu bulgu, daha karmaşık preparasyon tasarımlarında sapma değerlerindeki artışı desteklemektedir.

Bu çalışma, tarayıcıdan bağımsız olarak marjin hattının tek başına sapma değerlerinde değişikliğe neden olabileceğini göstermesi açısından dikkat çekicidir. Bu

nedenle, protez planlamasında marjin hattının tasarımı sırasında özellikle butt marjin tipinin tercih edilmesi tarama hassasiyetinin artırılması açısından önemlidir.

Marjin bölgesi, tarayıcı doğruluğunun sınındığı en kritik anatomik alanlardan biri olarak kabul edilmektedir. Bu bölge hem optik açıdan sınırlı bir alan oluşturmakta hem de restorasyonların klinik başarısı açısından en hassas uyum gerektiren bölge olarak karşımıza çıkmaktadır. Roulet (239) tarafından yapılan çalışmalarda, marjinal uyumun restoratif tedavilerin uzun dönem başarısı üzerinde doğrudan etkili olduğu ve marjin bölgelerinde meydana gelen hataların sekonder çürük, sement sızıntısı ve periodontal problemler gibi komplikasyonlara neden olabileceği bildirilmiştir.

Minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımında, preparasyon bitiş sınırının belirlenmesinde temel amaç, mevcut sağlıklı diş dokusunun maksimum düzeyde korunmasıdır. Borelli ve arkadaşları (240) tarafından yürütülen bir in vitro çalışmada, shoulder tipi bitiş sınırının preparasyon sırasında en fazla madde kaybına yol açan tasarım olduğu gösterilmiştir. Aynı çalışmada, chamfer ve knife-edge bitiş sınırlarının, daha az doku kaybına neden olmaları nedeniyle daha konservatif seçenekler sunduğu sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, literatürde hangi bitiş sınırı tipinin marjinal ve internal uyum açısından daha avantajlı olduğu konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Klinik uygulamada, diş hekimlerinin bitiş sınırı tercihleri çoğunlukla kişisel deneyim ve alışkanlıklara dayanmaktadır.

Kabul edilebilir marjinal adaptasyon değerleri konusunda ise literatürde en sık atıf yapılan referanslardan biri McLean ve von Fraunhofer (213) tarafından yürütülen bir çalışmadır. Beş yıl boyunca 1000'in üzerinde sabit restorasyonun incelendiği bu araştırmada, 120 µm marjinal boşluğun tolere edilebilir üst sınır olduğu bildirilmiştir. İnternal adaptasyon ise restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyon yüzeyi arasındaki mesafe olarak tanımlanır (241). Bu konuda kesinleşmiş bir sınır olmamakla birlikte, restorasyonlarda kullanılınsimanlarının fiziksel ve klinik özelliklerine bağlı olarak, 100 ile 300 µm arasındaki bir internal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmektedir (242).

Bu çalışmada, tüm diş bölgelerinde elde edilen sapma değerlerinin mevcut literatürde kabul edilen sınırlar içinde kaldığı görülmüştür. Ancak unutulmamalıdır ki, bir

restorasyonun nihai uyumu yalnızca ölçüm aşamasına değil, aynı zamanda tasarım, üretim ve simantasyon süreçlerine de bağlıdır. Best-fit karşılaştırma yöntemiyle değerlendirilen çalışmalarda (181,183,220,238), üretim aşamasındaki hataların analiz sonucuna doğrudan yansımaması bir avantaj olarak görülse de, bu yöntemin kendi içerisinde barındırdığı sınırlamalar da göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada elde edilen veriler, preparasyonun okluzal yüzey geometrisinin ve kavite derinliğinin dijital tarama doğruluğu üzerinde anlamlı etkiye sahip olduğunu göstermektedir ($p<0,001$). Özellikle 2 mm derinliğindeki kavite tasarımında Medit i600 en düşük sapma değerlerini gösterirken; benzer şekilde 4 mm derinliğinde de yine Medit i600 en yüksek hassasiyeti sağlamıştır. Bu iki grup, diğer tüm gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sapma değerlerine sahiptir. Buna karşın, Trios 5 özellikle 4 mm kavite derinliğinde en yüksek sapma değerlerini üretmiştir. Mevcut bulgular, tarayıcı doğruluğunun sadece marka ve model farklılıklarından değil, aynı zamanda taranan yüzey geometrisinden ve derinliğinden de etkilendiğini göstermektedir.

Endokron için pulpa kavitesine daha derin preparasyon yapılması, tutuculuk için daha geniş bir yüzey alanı sağlamakta ve çığneme kuvvetlerinin dağılımını iyileştirmektedir (243). Haralur ve arkadaşları (244), endokronların pulpa odası içine ve kök kanalına daha fazla uzatılmasının, lityum disilikat ve yüksek translusent zirkonya seramiklerin kırılma direncini artırdığını bildirmiştir. Biyomekanik faktörlerin yanı sıra, tarama doğruluğu da endokron restorasyonlar için kabul edilebilir pulpal kavite derinliği değerlerinin belirlenmesinde önemli bir unsur olarak tanımlanmıştır (245). Bu nedenle, bu çalışma söz konusu noktayı aydınlatmayı amaçlamıştır.

Gurpınar (185) pulpal kavite derinliğinin (2 mm, 3.5 mm ve 5 mm) tarama hassasiyeti üzerindeki etkisini değerlendirmek ve farklı ağız içi tarayıcıların farklı pulpal kavite derinliğini üzerindeki etkisini araştırmıştır. Çalışmada altı farklı ağız içi tarayıcı karşılaştırılmıştır: Trios 3, CEREC Omnicam, CEREC Primescan, Planmeca Emerald, iTero Element2 ve Virtuo Vivo. Endokron preparasyonları, CAD/CAM yazılımı olan Rhinoceros kullanılarak dijital olarak oluşturulmuştur. Tasarlanan modeller, frezeleme ünitesi ile polimetilmetakrilat bloklardan üretilmiştir. Referans taramalar endüstriyel bir tarayıcı (ATOS) ile elde edilmiştir. Her bir kavite, altı ağız içi tarayıcıyla beşer kez taranmıştır. Tüm taramalar STL formatına dönüştürülmüştür. Ağız içi tarayıcılardan elde

edilen veriler, doğruluk değerlendirmesi için referans taramalarla, tutarlılık değerlendirmesi için grup içi karşılaştırmalarla, Geomagic Control X adlı üç boyutlu analiz yazılımı kullanılarak karşılaştırılmıştır. CEREC Primescan, değerlendirilen tarayıcılar arasında en yüksek doğruluk ve tutarlılık değerlerini göstermiştir ($p<0.05$). Planmeca Emerald ise en düşük doğruluğa sahip sistem olarak belirlenmiştir ($p<0.05$). Tüm gruplarda, tarayıcılar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 2 mm'lik pulpa odası derinliği ($18.57 \pm 4.80 \mu\text{m}$), 5 mm'lik derinliğe ($23.81 \pm 6.53 \mu\text{m}$) göre anlamlı şekilde daha yüksek tarama doğruluğu sağlamıştır. Ancak 2 mm ile 3.5 mm derinlikler arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$). Derin pulpa uzantılarına sahip endokron preparasyonları, tarama hassasiyetini olumsuz etkileyebilir. Ayrıca, tarama hassasiyeti seçilen ağız içi tarayıcıya göre değişiklik gösterebilir. Bu bağlamda, CEREC Primescan cihazı, derin pulpa uzantılı endokronların taranmasında en uygun ağız içi tarayıcı olarak değerlendirilmiştir.

Shin ve arkadaşları (11) yürüttükleri in vitro çalışmada farklı kavite derinliğine (2 mm ve 4 mm) sahip endokron restorasyonların marjinal ve internal uyumsuzluklarını mikro-bilgisayarlı tomografi (μCT) kullanarak değerlendirmiştir. İki farklı kavite derinliğine sahip toplam 48 endokron, iki farklı klinik CAD/CAM sistemi (CEREC AC ve E4D) kullanılarak üretilmiştir. Ölçümler, simantasyon öncesi ve sonrası olmak üzere μCT ile yapılmıştır. Marjinal ve internal uyumsuzlukların değerlendirilmesi için her numunede üç bukkolingual ve üç meziodistal kesitte iki boyutlu görüntüler üzerinden referans noktaları belirlenmiştir. Toplam uyumsuzluk hacmini hesaplamak amacıyla μCT kesitlerinden üç boyutlu modeller oluşturularak hacim ve yüzey alanındaki değişiklikler analiz edilmiştir. 4 mm derinliğe sahip endokronlar, 2 mm derinliğe sahip olanlara kıyasla daha yüksek marjinal ve internal hacim farklılıkları göstermiştir. Simantasyon işlemi, toplam uyumsuzluk kalınlığı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır. En büyük uyumsuzluklar pulpa tabanı bölgesinde gözlenmiştir. Her iki CAD/CAM sistemi de benzer düzeyde uyumsuzluk sonuçları vermiştir. Bu çalışmanın bulgularına göre, kavite derinliği arttıkça marjinal ve internal uyumsuzluklar da artmaktadır. Simantasyon işlemi, restorasyon ile kavite duvarı arasındaki uyumsuzluk ölçülerinde artışa neden olmamıştır. Özellikle pulpa tabanı bölgesindeki uyumsuzluğun, genel sonuçları etkilediği düşünülmektedir.

Benzer bir çalışmada Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury (7) preparasyon derinliği ile kök kanalı içine uzanan uzantının, CAD/CAM ile hazırlanan endokron restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Standartlaştırılmış preparasyonlar, rezin esaslı endodontik diş modelleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. İntrakoronal preparasyon derinliği 2 mm olan grup, buna ek olarak kök kanalına sırasıyla 1 mm ve 2 mm intraradiküler uzantı yapılan gruplar şeklinde üç farklı alt grup oluşturulmuştur (n=12). Vita Enamic polimer infiltrasyonlu seramik yapıdaki endokron restorasyonlar, CEREC AC CAD/CAM sistemi ile üretilmiş ve hazırlanan dişlere yerleştirilmiştir. Örnekler, μ CT yöntemi ile değerlendirilmiş; yatay ve dikey tomografik kesitler CTScan yazılımı (TView v1.1, Skyscan) ile kaydedilip yeniden yapılandırılmıştır. İlgili bölgedeki yüzey/boşluk hacmi hesaplanmıştır. Marjinal açıklık, mutlak marjinal uyumsuzluk ve internal boşluk ölçümleri, belirli ölçüm noktalarında μ m düzeyinde yapılmıştır. Sonuçlara göre, gruplar arasında marjinal açıklık, mutlak marjinal uyumsuzluk ve internal boşluk genişliği açısından anlamlı farklar bulunmuştur. İntrakoronal preparasyon derinliği 2 mm olan grup, tüm gruplar arasında en düşük değerleri göstermiştir. Yüzey/boşluk hacmi oranı açısından da bu grubun diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Bulgular, endokron restorasyonlarda kök kanalına yapılan intraradiküler uzantının artmasının marjinal ve internal boşluk değerlerini artırdığını ortaya koymuştur.

Çalışmamızın bulgularına göre, ağız içi tarayıcılardan bağımsız olarak değerlendirildiğinde, okluzal yüzeyde 2 mm ve 4 mm derinliğe sahip kavite tasarımları arasında elde edilen toplam sapma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,741$). Mevcut literatürün aksine bu sonuç, kavite derinliğinin tek başına okluzal yüzeyde dijital tarama doğruluğu üzerinde belirleyici bir faktör olmadığını göstermektedir. Ancak literatürde tarama verilerinden elde edilen restorasyonlar değerlendirilmesine karşıt bizim çalışmamızda üretim gerçekleştirilmemiştir (7,11). Bu durum dijital sistem kullanılarak üretilen restorasyonların üretim basamaklarında karşılaşılabilecek hatalar ile açıklanabilir. Bulgular, yüzey morfolojisinin ve optik algılama stratejisinin doğruluk üzerinde derinlikten daha etkili olabileceğine işaret etmektedir.

Chiu ve arkadaşları (193), CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyumsuzluk değerinin 50 ile 100 μ m arasında olduğunu bildirmiştir. Dijital iş akışının ilk basamağı olan dijital taramanın doğru yapılması, marjinal

uyumsuzluğun 100 µm altında tutulabilmesi açısından kritik öneme sahiptir (12). Bu çalışmada test edilen ağız içi tarayıcılar, tarama doğruluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar göstermiştir. Bu durum, endokron, inley veya onley gibi derin kavite preparasyonlarının taranmasında tarayıcı seçiminin önemli olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca, çalışmanın bulgularına göre, CAD/CAM restorasyonlar için preparasyon derinliği ayarlanırken tarama hassasiyeti de mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızın sınırlılıkları arasında, in vitro olarak tasarlanmış olması yer almaktadır. Bu durum, klinik koşulların tam anlamıyla yansıtamamış olabileceği anlamına gelmektedir. Ağız mukozası, tükürük ya da kan varlığı, kullanılan çeşitli dental materyaller, dil hareketleri, doğal diş dokularının ışık yansıtma özellikleri ve diğer klinik faktörler, ağız içi tarayıcıların doğruluğunu etkileyebilir. Ayrıca ağız içi tarayıcıların kullanıldığı klinik ve laboratuvar ortamlarının farklılığı nedeniyle aydınlatma, sıcaklık, basınç ve nem gibi çevresel faktörlerin standart hale getirilememesi çalışmanın bir limitasyonu olarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle, farklı derinliklere sahip pulpal kavitelerin, çürüğün konumu ve yaygınlığına göre tasarlandığı, farklı klinik koşulları taklit eden çalışma modelleriyle tarama doğruluğunu değerlendiren ileri düzeyde çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Ağız içi tarayıcılar arasında genel doğruluk farklılıkları saptanmıştır. Trios 5 tarayıcısı, tüm kavite tasarımları genelinde en düşük toplam sapma değerini gösterirken; Trios 3 ve Helios 600 sistemleri daha yüksek sapma değerleri üretmiştir ($p<0.001$).
2. Shoulder bitim hattı, butt marjin bitim hattına göre daha fazla sapma göstermiştir. Tüm tarayıcılardan bağımsız olarak, shoulder grubunda elde edilen toplam sapma değerleri butt joint marjin göre anlamlı derecede yüksektir ($p=0.001$).
3. Okluzal yüzeyde kavite derinliğinin (2 mm vs. 4 mm) doğruluk üzerindeki etkisi anlamlı bulunmamıştır. Tarayıcılardan bağımsız olarak, 2 mm ve 4 mm derinliğe sahip kavite tasarımları arasında toplam sapma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0.741$).
4. Tüm örnekler için klinik olarak kabul edilebilir hassasiyette dijital ölçüler elde edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HL. Philips' Science of Dental Materials. 12th Ed. Philadelphia: Elsevier Saunders Company; 2013. chapter 8:152-5.
2. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2012 Sep;108(3):165–72.
3. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? J Am Dent Assoc. 2008 Jun;139(6):761–3.
4. Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. Dent Mater J. 2018 Jul 29;37(4):628–33.
5. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. J Prosthet Dent. 2017 Jul;118(1):36–42.
6. Sim JY, Jang Y, Kim WC, Kim HY, Lee DH, Kim JH. Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows. J Prosthodont Res. 2019 Jan;63(1):25–30.
7. Gaintantzopoulou M, El-Damanhoury H. Effect of Preparation Depth on the Marginal and Internal Adaptation of Computer-aided Design/Computer-assisted Manufacture Endocrowns. Oper Dent. 2016 Nov 1;41(6):607–16.
8. Elagra DrME. Endocrown preparation: Review. International Journal of Applied Dental Sciences. 2019 Jan 1;5(1):253–6.
9. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. J Prosthodont Res. 2018 Jul;62(3):293–7.

10. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, et al. Effect of Intracoronar Depth of Teeth Restored with Endocrowns on Fracture Resistance: In Vitro and 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2018 Jul;44(7):1179–85.
11. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017 Jan;117(1):109–15.
12. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016 Sep;20(7):1487–94.
13. Williams C, Kumar M, Bajpai M, Agarwal D. Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. *International Journal of Clinical Preventive Dentistry.* 2014 Mar 30;10(1):45–6.
14. Torabinejad M, Walton RE. *Endodontics: Principles and Practice.* 2011;
15. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *The Journal of the American Dental Association.* 1976 Sep;93(3):597–605.
16. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. *The Journal of the American Dental Association.* 2005 May;136(5):611–9.
17. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vélchez-Díaz M, Ceballos L, Bravo M. Effect of Restorative Procedures and Occlusal Loading on Cuspal Deflection. *Oper Dent.* 2006 Jan 1;31(1):33–8.
18. Sreedevi S, Sanjeev R, Raghavan R, Abraham A, Rajamani T, Govind GK. An In Vitro Study on the Effects of Post-Core Design and Ferrule on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Central Incisors. *J Int Oral Health.* 2015 Aug;7(8):37–41.
19. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology.* 1994 Apr 27;10(2):91–3.

20. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512–6.
21. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992 Apr;67(4):458–67.
22. Huang TJG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992 May;18(5):209–15.
23. Fusayama T, Maeda T. Effect of Pulpectomy on Dentin Hardness. *J Dent Res.* 1969 May 1;48(3):452–60.
24. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992 Jul;18(7):332–5.
25. Winter W, Karl M. Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Oct;14:1–6.
26. Pantvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1995 Feb;21(2):57–61.
27. Blaser PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent.* 1983;8(1):6–10.
28. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology.* 2002 Jun 27;18(3):134–7.
29. Grigoratos D, Knowles J, Ng Y, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J.* 2001 Mar 7;34(2):113–9.
30. Marending M, Paqué F, Fischer J, Zehnder M. Impact of Irrigant Sequence on Mechanical Properties of Human Root Dentin. *J Endod.* 2007 Nov;33(11):1325–8.

31. Di Renzo M, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: *Biomaterials*. 2001 Apr;22(8):793–7.
32. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*. 2000 Dec;45(12):1033–41.
33. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol*. 1997 Jan;42(1):11–7.
34. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dental Traumatology*. 1994 Jun 27;10(3):105–8.
35. Tikku A, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *Journal of Conservative Dentistry*. 2010;13(4):246.
36. Mannocci F, Cowie J. Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J*. 2014 Mar 21;216(6):341–6.
37. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*. 2007 Oct;38(9):733–43.
38. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am*. 2002 Apr;46(2):367–84.
39. Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent*. 2000 Jun;83(6):617–23.
40. Roberson T, Heymann H, Edward J, Swift J. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th edn. 2010.
41. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int*. 2005 Oct;36(9):737–46.
42. Alaçam T. *Endodonti*. 2012.

43. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 1976 Sep;93(3):597–605.
44. Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic Treatment Outcomes in a Large Patient Population in the USA: An Epidemiological Study. *J Endod*. 2004 Dec;30(12):846–50.
45. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule Effect: A Literature Review. *J Endod*. 2012 Jan;38(1):11–9.
46. Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*. 2002 Jul;35(7):575–81.
47. González-Martín O, Solano-Hernandez B, Torres A, González-Martín S, Avila-Ortiz G. Orthodontic Extrusion: Guidelines for Contemporary Clinical Practice. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020 Sep;40(5):667–76.
48. Kelly RD, Addison O, Tomson PL, Krastl G, Dietrich T. Atraumatic surgical extrusion to improve tooth restorability. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):649–53.
49. Mosharraf R, Haerian A. Push-out bond strength of a fiber post system with two resin cements. *Dent Res J (Isfahan)*. 2011 Dec;8(Suppl 1):S88-93.
50. Rajambigai A, Kumar A, Sabarinathan, Raja R. Comparison of Stress Distribution in a Maxillary Central Incisor Restored with Two Prefabricated Post Systems with and without Ferrule Using Finite Element Method. *J Clin Diagn Res*. 2016 Sep;10(9):ZC52–5.
51. SKUPIEN JA, SARKIS-ONOFRE R, CENCI MS, MORAES RR de, PEREIRA-CENCI T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res*. 2015 Jun 16;29(1):1–8.
52. Valdivia ADCM, Raposo LHA, Simamoto-Júnior PC, Novais VR, Soares CJ. The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2012 Sep;108(3):147–57.

53. Chieruzzi M, Pagano S, Cianetti S, Lombardo G, Kenny JM, Torre L. Effect of fibre posts, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth: 3D-finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C*. 2017 May;74:334–46.
54. Santos AFV, Meira JBC, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can Fiber Posts Increase Root Stresses and Reduce Fracture? *J Dent Res*. 2010 Jun 26;89(6):587–91.
55. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PCF, Soares PV, Magalhães D, Martins LRM. Two-Dimensional FEA of Dowels of Different Compositions and External Surface Configurations. *Journal of Prosthodontics*. 2009 Jan 29;18(1):36–42.
56. Dietschi D, Bouillaguet S, Sadan A. Restoration of the Endodontically Treated Tooth. In: Cohen's Pathways of the Pulp. Elsevier; 2011. p. 777–807.
57. Leinfelder KF. Current Developments in Dentin Bonding Systems: Major Progress Found in Today's Products. *The Journal of the American Dental Association*. 1993 May;124(5):40–2.
58. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dental Materials*. 1988 Aug;4(4):169–73.
59. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. *In vivo* fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Dental Traumatology*. 1990 Apr 27;6(2):49–55.
60. Plasmans PJJM, Visseren LGH, Vrijhoef MMA, Käyser AF. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod*. 1986 Jan;12(9):382–7.
61. Soares PV, Santos-Filho PCF, Gomide HA, Araujo CA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. 2008 Feb;99(2):114–22.

62. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1980 May;43(5):511–5.
63. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of Endodontically-treated Teeth Related to Restoration Technique. *J Dent Res*. 1989 Nov 1;68(11):1540–4.
64. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J*. 1998 Feb;48(1):3–16.
65. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000 Mar;131(3):375–83.
66. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*. 2001;26(3):260–6.
67. Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent*. 1986 Feb;55(2):184–5.
68. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *Int Endod J*. 2006 Feb;39(2):136–42.
69. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J*. 2011 Jun;44(6):543–9.
70. Mondelli RFL, Ishikiriama SK, de Oliveira Filho O, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(3):161–5.
71. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2010 Jan;103(1):6–12.
72. Shafiei F, Memarpour M, Karimi F. Fracture resistance of cuspal coverage of endodontically treated maxillary premolars with combined composite-amalgam compared to other techniques. *Oper Dent*. 2011;36(4):439–47.

73. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2008 Apr;24(2):214–9.
74. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;89(6):551–7.
75. Manhart J, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Chen HY, Hickel R. A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2000 Dec;4(4):192–8.
76. HALAÇOĞLU DM, TUNCER D, ARHUN N. İNDİREKT POSTERİOR RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015;25(1).
77. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Restoration of endodontically treated teeth. *European Journal of Therapeutics.* 2016 Jan 1;22(1):33–8.
78. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SEQ. *Fundamental of fixed prosthodontics.* 3rd edition. Quintessence; 1997.
79. Qualtrough A, Satterthwaite J, Morrow L, Brunton PA. *Principles of operative dentistry.* Blackwell; 2005.
80. van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci.* 2001 Aug;109(4):222–9.
81. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.* 1999 Dec;20(12):1115–24, 1126 passim; quiz 1136.
82. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005 Feb;93(2):164–70.
83. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):431–7.

84. Jacobi R, Shillingburg HT. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. *Dent Clin North Am.* 1993 Jul;37(3):367–90.
85. Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. *J Am Dent Assoc.* 1998 Jan;129(1):96–7.
86. Ingle J, Bakland L. *Endodontics*. 4th edition. Lea&Febiger; 1996.
87. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001 Mar;10(1):26–36.
88. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):565–7.
89. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int.* 2005 Oct;36(9):737–46.
90. Dimitriu B, Vârlan C, Suciu I, Vârlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life.* 2009;2(1):60–5.
91. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. *İleri restorasyon teknikleri*. Ankara: Polat yayıncılık; 1998.
92. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):369–76.
93. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004 May;30(5):289–301.
94. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent.* 2007 Jan;35(1):50–8.
95. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):9B-13B.

96. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):vi, 397–416.
97. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent.* 2000 Feb;83(2):223–34.
98. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1998 May;29(5):305–12.
99. Summitt J, Robbins W, Schwartz R. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach.* Quintessence Publishing Company; 2006.
100. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1):39–44.
101. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):209–11.
102. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod.* 1998 Dec;24(12):807–10.
103. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000 Apr;83(4):412–7.
104. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):593–6.
105. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):268–74.
106. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77–83.
107. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont.* 2009 Aug;18(6):527–36.

108. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):438–45.
109. Maccari PCA, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(1):25–30; discussion 31.
110. Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int*. 2003 May;34(5):349–53.
111. Hargreaves K, Cohen S. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10th edition. Berman L, editor. Mosby; 2011.
112. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*. 2001 Aug;29(6):427–33.
113. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*. 2006 Nov;22(11):1035–44.
114. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002 Oct;88(4):442–8.
115. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):117–29.
116. Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl*. 2004 Jan;18(3):163–77.

117. Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent*. 2003;28(2):127–35.
118. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*. 1999 Dec;82(6):643–57.
119. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar;87(3):256–63.
120. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1993 Jan;69(1):36–40.
121. Dikicier S. Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015 Jun 16;25(1).
122. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmager P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil*. 2005 Jun;32(6):433–40.
123. Tosun S, Özsevik A, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Medical Journal*. 2016;22(1):33–8.
124. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res*. 2003 Dec;17:43–8.
125. Touati B, Quintas AF. Aesthetic and adhesive cementation for contemporary porcelain crowns. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2001 Oct;13(8):611–20; quiz 622.
126. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016 Sep;52:8–14.
127. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995;7(5):83–94.

128. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):255–65.
129. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130–6.
130. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* 2015;40(2):201–10.
131. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):504–9.
132. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont.* 2005;18(3):219–24.
133. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I. Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: a technical report. *Oper Dent.* 2013;38(3):242–8.
134. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):545–54.
135. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):e309-17.
136. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):503–9.
137. Azeez G, Çekiç Nagaş I. Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin protetik restorasyonları. 2019;15(2):231–41.
138. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140.
139. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth:

- An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent*. 2017 Aug;63:1–7.
140. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Jan 6;28(1).
 141. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsitrou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restor Dent Endod*. 2018 Nov;43(4):e38.
 142. Rocca GT, Daher R, Saratti CM, Sedlacek R, Suchy T, Feilzer AJ, et al. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. *J Dent*. 2018 Jan;68:41–50.
 143. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, et al. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dental Materials*. 2018 Oct;34(10):1466–73.
 144. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2017 May;117(5):646–55.
 145. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012 May;28(5):529–34.
 146. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005 Jul;26(7):507–8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
 147. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May 10;204(9):505–11.
 148. Tokgöz Çetindağ M, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016 Dec 1;524–524.

149. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289–96.
150. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay R. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008;32:58–72.
151. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov;23(6):e575-9.
152. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):557–62.
153. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* 2015 Jun;24(4):313–21.
154. Karaaliğlu O, Duymuş Z. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008;1:25–32.
155. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2013 Jan 31;16(1).
156. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013 May;17(4):1201–8.
157. Chan DCN, Chung AKH, Haines J, Yau EHT, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent.* 2011;36(5):486–91.
158. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J.* 2006 Oct;56(5):301–9.
159. Emir F, Ayyıldız S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res.* 2019 Oct;63(4):434–9.

160. Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Jiménez-Martínez MJ, Revilla-León M. Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *J Prosthet Dent.* 2021 Jul;126(1):110–4.
161. Jeon JH, Choi BY, Kim CM, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white- and blue-light scanners. *J Prosthet Dent.* 2015 Oct;114(4):549–53.
162. Watanabe H, Fellows C, An H. Digital Technologies for Restorative Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2022 Oct;66(4):567–90.
163. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006 Mar;95(3):194–200.
164. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradiés G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116(4):543-550.e1.
165. Hayashi K, Sachdeva AUC, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Oct;144(4):619–25.
166. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.
167. Flügge T V, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):277–83.
168. Ji Z, Leu MC. Design of optical triangulation devices. *Opt Laser Technol.* 1989 Oct;21(5):339–41.

169. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7(8):e43312.
170. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):101–29.
171. Martial FP, Hartell NA. Programmable illumination and high-speed, multi-wavelength, confocal microscopy using a digital micromirror. *PLoS One*. 2012;7(8):e43942.
172. Atieh MA, Ritter A V, Ko CC, Duqum I. Accuracy evaluation of intraoral optical impressions: A clinical study using a reference appliance. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep;118(3):400–5.
173. Prakash H. The Active Wave-front Sampling based 3D Endoscope. 2004.
174. BAKIÇ H, KOCACIKLI M, KORKMAZ T. DIŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2021 Jan 13;1–1.
175. Iturrate M, Eguiraun H, Solaberrieta E. Accuracy of digital impressions for implant-supported complete-arch prosthesis, using an auxiliary geometry part-An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Dec;30(12):1250–8.
176. Revilla-León M, Att W, Özcan M, Rubenstein J. Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *J Prosthet Dent*. 2021 Mar;125(3):470–8.
177. Badur S, Sarıdağ S. Tam-Ark İmplant Destekli Sabit Protezlerde Fotogrametri Tekniğinin Değerlendirilmesi. *Dent & Med J*. 2022;4(2):90–102.
178. Sanda M, Miyoshi K, Baba K. Trueness and precision of digital implant impressions by intraoral scanners: a literature review. *Int J Implant Dent*. 2021 Jul 27;7(1):97.
179. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121–8.

180. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):755–9.
181. Park JM. Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont*. 2016 Oct;8(5):354–62.
182. Ashraf Y, Sabet A, Hamdy A, Ebeid K. Influence of Preparation Type and Tooth Geometry on the Accuracy of Different Intraoral Scanners. *J Prosthodont*. 2020 Dec;29(9):800–4.
183. Park JM, Kim RJY, Lee KW. Comparative reproducibility analysis of 6 intraoral scanners used on complex intracoronal preparations. *J Prosthet Dent*. 2020 Jan;123(1):113–20.
184. Khaled M, Sabet A, Ebeid K, Salah T. Effect of Different Preparation Depths for an Inlay-Retained Fixed Partial Denture on the Accuracy of Different Intraoral Scanners: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2022 Aug;31(7):601–5.
185. Gurpinar B, Tak O. Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2022 Mar;127(3):430–7.
186. Ammoun R, Suprono MS, Goodacre CJ, Oyoyo U, Carrico CK, Kattadiyil MT. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. *J Prosthodont*. 2020 Mar;29(3):201–6.
187. Kim RJY, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*. 2018 Dec;120(6):895-903.e1.
188. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):2035–43.

189. Waldecker M, Rues S, Behnisch R, Rammelsberg P, Bömicke W. Effect of scan-path length on the scanning accuracy of completely dentate and partially edentulous maxillae. *J Prosthet Dent*. 2024 Jan;131(1):146–54.
190. Chen Y, Zhai Z, Watanabe S, Nakano T, Ishigaki S. Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *J Dent*. 2022 Sep;124:104220.
191. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):343–52.
192. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):853–62.
193. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors (Basel)*. 2020 Feb 20;20(4).
194. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardó A, Camps I. Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent*. 2018 Apr;10(4):e361–6.
195. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*. 2018 Jul;62(3):324–9.
196. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans: Part 2-influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent*. 2020 Nov;124(5):575–80.
197. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod*. 2016 Jan;46(1):3–12.

198. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*. 2016;11(9):e0163107.
199. Gómez-Polo M, Cascos R, Ortega R, Barmak AB, Kois JC, Revilla-León M. Influence of arch location and scanning pattern on the scanning accuracy, scanning time, and number of photographs of complete-arch intraoral digital implant scans. *Clin Oral Implants Res*. 2023 Jun;34(6):591–601.
200. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*. 2016 Apr;47(4):343–9.
201. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *J Esthet Restor Dent*. 2023 Jan;35(1):230–40.
202. Hayama H, Fueki K, Wadachi J, Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res*. 2018 Jul;62(3):347–52.
203. An H, Langas EE, Gill AS. Effect of scanning speed, scanning pattern, and tip size on the accuracy of intraoral digital scans. *J Prosthet Dent*. 2024 Jun;131(6):1160–7.
204. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Comparison of Accuracy of Current Ten Intraoral Scanners. *Biomed Res Int*. 2021;2021:2673040.
205. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkyne A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng*. 2014 Mar;54:203–21.
206. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod*. 2014 Jun;48(6):337–47.
207. da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent*. 2010;35(3):324–9.

208. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec;27(12):e185–9.
209. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares L do N, Rizzante FAP, George FM, et al. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent.* 2021 Feb;125(2):294–9.
210. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, et al. Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *J Prosthet Dent.* 2022 Oct;128(4):632–8.
211. Revilla-Leon M, Frazier K, da Costa JB, Kumar P, Duong ML, Khajotia S, et al. Intraoral scanners: An American Dental Association Clinical Evaluators Panel survey. *J Am Dent Assoc.* 2021 Aug;152(8):669-670.e2.
212. Revilla-León M, Lanis A, Yilmaz B, Kois JC, Gallucci GO. Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. *J Prosthodont.* 2023 Dec;32(S2):150–64.
213. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107–11.
214. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016 Sep;116(3):328-335.e2.
215. Al-Haj Ali SN. In vitro comparison of marginal and internal fit between stainless steel crowns and esthetic crowns of primary molars using different luting cements. *Dent Res J (Isfahan).* 2019;16(6):366–71.
216. Peng CC, Chung KH, Ramos V. Assessment of the Adaptation of Interim Crowns using Different Measurement Techniques. *J Prosthodont.* 2020 Jan;29(1):87–93.
217. Gavounelis NA, Gogola CMC, Halazonetis DJ. The Effect of Scanning Strategy on Intraoral Scanner's Accuracy. *Dent J (Basel).* 2022 Jul 4;10(7).

218. Son K, Lee WS, Lee KB. Effect of Different Software Programs on the Accuracy of Dental Scanner Using Three-Dimensional Analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Aug 10;18(16):8449.
219. Abdelrehim A, Sulaiman E, Sofian H, Salleh NM. Effect of geometric heterogeneity using an auxiliary device on the accuracy of complete arch implant scanning: An in vitro study of different clinical simulations. *J Prosthet Dent*. 2023 Nov;
220. Schmidt A, Benedickt CR, Schlenz MA, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of four different intraoral scanners according to different preparation geometries. *Int J Prosthodont*. 2021;34(6):756–762.
221. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989 Nov;15(11):512–6.
222. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2020 Jan;123(1):85–95.
223. 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. *J Esthet Restor Dent*. 2018 Mar;30(2):113–8.
224. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont*. 2020 Feb;29(2):107–13.
225. 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 Jun 2;17(1):92.
226. Zint M, Stock K, Graser R, Ertl T, Brauer E, Heyninck J, et al. Development and verification of a novel device for dental intra-oral 3D scanning using chromatic confocal technology. In: Mahadevan-Jansen A, Vo-Dinh T, Grundfest WS, Liu Q, editors. 2015. p. 93130U.

227. Sacher M, Schulz G, Deyhle H, Jäger K, Müller B. Accuracy of commercial intraoral scanners. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2021 May;8(3):035501.
228. Zint M, Stock K, Claus D, Graser R, Hibst R. Development and verification of a snapshot dental intraoral three-dimensional scanner based on chromatic confocal imaging. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2019 Jul;6(3):033502.
229. Osman RB, Alharbi NM. Influence of scan technology on the accuracy and speed of intraoral scanning systems for the edentulous maxilla: An in vitro study. *J Prosthodont*. 2023 Dec;32(9):821–8.
230. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W. Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021 Sep;126(3):414–20.
231. Nedelcu RG, Persson ASK. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1461–71.
232. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, et al. The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Mar;32(2):204–18.
233. Ciocan LT, Vasilescu VG, Răuță SA, Pantea M, Pițuru SM, Imre M. Comparative Analysis of Four Different Intraoral Scanners: An In Vitro Study. *Diagnostics*. 2024 Jul 8;14(13):1453.
234. Jain S, Sayed ME, Khawaji RAA, Hakami GAJ, Solan EHM, Daish MA, et al. Accuracy of 3 Intraoral Scanners in Recording Impressions for Full Arch Dental Implant-Supported Prosthesis: An In Vitro Study. *Med Sci Monit*. 2024 Dec 8;30:e946624.
235. Available from: <https://www.3shape.com/en-us/blog/how-to-use-trios/100-days-with-trios-5> [Internet]. 2023. 3Shape. 100 Days with TRIOS 5: Next-level scanning experience.

236. Ali S, Majeed MA. Trueness of intraoral scanners: Its impact on the trueness and marginal and internal discrepancies of fabricated crowns (A comparative in vitro study). 2024.
237. de Andrade GS, Luz JN, Tribst JPM, Chun EP, Bressane A, Borges ALS, et al. Impact of different complete coverage onlay preparation designs and the intraoral scanner on the accuracy of digital scans. *J Prosthet Dent*. 2024 Jun;131(6):1168–77.
238. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps A I. Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *J Prosthet Dent*. 2019 May;121(5):811–20.
239. Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent*. 1994;22 Suppl 1:S9-12.
240. Borelli B, Sorrentino R, Goracci C, Zarone F, Ferrari M. In vitro analysis of residual tooth structure of maxillary anterior teeth after different prosthetic finish line preparations for full-coverage single crowns. *J Oral Sci*. 2013 Mar;55(1):79–84.
241. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):405–8.
242. Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GHL, Michida SMA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont*. 2012 Feb;21(2):94–100.
243. Alomran W. Endocrowns : a review article. *Sch J Dent Sci*. 2018;5:306–9.
244. Haralur SB, Alamri AA, Alshehri SA, Alzahrani DS, Alfarsi M. Influence of Occlusal Thickness and Radicular Extension on the Fracture Resistance of Premolar Endocrowns from Different All-Ceramic Materials. *Applied Sciences*. 2020 Apr 14;10(8):2696.
245. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Capparé P, Gastaldi G, Gherlone EF. Influence of Intra-Oral Scanner (I.O.S.) on The Marginal Accuracy of CAD/CAM Single Crowns. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Feb 14;16(4).