

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI DİJİTAL TARAYICILAR İLE ELDE EDİLEN
ÖLÇÜLERDEN CAD-CAM SİSTEMİ İLE HAZIRLANAN
ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT
KURONLARIN MARJİNAL VE İNTERNAL ARALIKLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Zahide AYDIN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

**ERZURUM
2021**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Ölçü.....	4
2.2. Ölçü Maddeleri	6
2.2.1. Elastik Ölçü Maddeleri	6
2.2.1.1. Hidrokolloidler.....	6
2.2.1.1.1. İrreversible Hidrokolloid	7
2.2.1.1.2. Reversible Hidrokolloid.....	8
2.2.1.2. Elastomerler	8
2.2.1.2.1. Polisülfidler.....	9
2.2.1.2.2. Polieterler.....	9
2.2.1.2.3. Kondansasyon Silikonlar	10
2.2.1.2.4. İlave Tipi Silikonlar	10
2.3. Ölçü Yöntemleri	11
2.3.1. Tek Fazlı Ölçü Yöntemleri	12
2.3.2. Çift Fazlı Ölçü Yöntemleri	12
2.3.2.1. Tek Aşama Ölçü Tekniği.....	12
2.3.2.2. İki Aşama Ölçü Tekniği (Putty Wash)	13
2.3.3. Dijital Ölçü Yöntemleri	14
2.3.3.1. İndirek Teknik.....	15
2.3.3.2. Direk Teknik	15

2.4. CAD-CAM Sistemleri	17
2.4.1. Tarama Veri Toplama	18
2.4.2. Restorasyon Tasarımı	19
2.4.3. Restorasyon Üretimi	20
2.5. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları ve Dezavantajları	22
2.6. Güncel Kullanılan Ağız İçi Tarayıcılar	23
2.6.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri.....	24
2.6.1.1. Işık Projeksiyonu Ve Yakalama	24
2.6.1.2. Nesneye Olan Mesafe Teknolojileri	24
2.6.2. iTero.....	27
2.6.3. Trios	28
2.6.5. Primescan.....	31
2.6.6. Lava C.O.S/True Defination.....	32
2.6.7. E4D	33
2.6.8. Carestream 3600	34
2.6.9. Planscan	34
2.7. Laboratuvar Tarayıcıları	34
2.7.1. Amangirr Bach Laboratuvar Tarayıcı Sistemleri.....	35
2.7.2. 3 Shape Sistemi.....	36
2.7.3. Sirona Sistemi	37
2.7.4. DWOS Sistemi.....	37
2.8. Dental CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller.....	38
2.8.1. Cam Matriks Seramikler	39
2.8.1.1. Feldspatik Seramikler	39

2.8.1.1.1. Vita Mark I.....	40
2.8.1.1.2. Vita Mark II	40
2.8.1.1.3. Vita Triluxe.....	40
2.8.1.1.4. Cerec Blok	41
2.8.1.2. Sentetik Seramikler.....	41
2.8.1.2.1. Lösitle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar	41
2.8.1.2.2. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik Bloklar ve Türevleri	42
Celtra DUO.....	44
2.9. Marjinal ve İnternal Uyum	45
2.10. Marjinal ve İnternal Uyum Ölçüm Yöntemleri	49
2.10.1. Güdük Üzerinden Direk Ölçüm.....	49
2.10.2. Rezin Replika Yöntemi.....	50
2.10.3. Kesit Alma	50
2.10.4. Silikon Replika Yöntemi	50
2.10.5. X Işınları İle Üç Boyutlu Taranarak Görüntüleme	51
3. MATERYAL VE METOT.....	53
3.1. Ana Modelin Hazırlanması.....	53
3.2. Alçı Modellerin Hazırlanması	54
3.2.2. Konvansiyonel Ölçülerin Eldesi	56
3.4. Dijital Ölçülerin Alınması	57
3.4.1. Primescan Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi	57
3.4.2. Trios 4 Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi...	59
3.4.3. iTero Element 2 Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi	59

3.4.4. Ceramill Map400 Masaüstü Tarayıcı ile Alçı Modellerin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi	60
3.5. Tam Seramik Kuren Restorasyonların Tasarımı Ve Üretimi	61
3.6. Ölçümler	65
3.6.1. Silikon Replikaların Elde Edilmesi.....	65
3.6.2. Işık Mikroskopu ile Dijital Fotoğrafların Elde Edilmesi ve Ölçüm Noktaları	66
3.7. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	71
4. BULGULAR.....	72
4.1. İnternal Aralık Ölçümlerine Ait Dağılımlar	72
4.2.Yöntemlere Göre İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması	74
4.3. Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.....	76
4.4.Yöntemlere Göre Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması	78
5. TARTIŞMA.....	80
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	108
KAYNAKLAR	110
EKLER	126
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	126
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	127

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU'na,

Klinik ve akademik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan Sağsöz POLAT'a,

Asistanlık süresi boyunca çekinmeden kapılarını çalabildiğim ve bildiklerini paylaşma konusunda cömertlikleri, anlayışları ve abilikleriyle yanımda var olan Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Gündoğdu ve Dr. Öğr. Üyesi Ersoy SAKARYA'ya,

Zorlandığımda ne kadar yoğun olsalar da hep yanımda olan ve elimden tutup gösteren canım kıdemlilerim Dr. Firas SULEYMAN, Uzm. Dt. Harun Reşit BAL, Uzm. Dt. Sümeyye CANSEVER ve Uzm. Dt. Berkman ALBAYRAK'a,

Bu yolda hüznümü, sevincimi, neşemi bol sohbetle paylaştığım dostlarım Dt. Büşra TOSUN, Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ, Dt. Derya ASLAN'a ve kıymetli asistan arkadaşlarıma, hemşirelerimize ve teknisyenlerimize;

Bugünlere gelmemde çok büyük emeği olan, hayat boyu sayısız fedakarlıkla yanımda olan ve beni hep destekleyen, canım ANNEM,BABAM ve kardeşime

Hayattaki en büyük şansım olan, bu süreçte anlayışıyla, sabrıyla ve şefkatiyle yanımda olan canım eşim Ozan Barış AYDIN ve canım kızım Ahu Rana AYDIN'a

Sonsuz teşekkür ediyorum.

Çalışmada kullanılan materyaller ve restorasyonların üretilmesi Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Biriminin desteklediği 2020/8609 no'lu proje desteği ile sağlanmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan Ceramill MAP 400 laboratuvar tarayıcısı, 2015/434 no.lu Atatürk Üniversitesi BAP Projesi desteğiyle alınmıştır.

Dt. Zahide AYDIN

ÖZET

Farklı Dijital Tarayıcılar ile Elde Edilen Ölçülerden CAD-CAM Sistemi ile Hazırlanan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Kuronların Marjinal ve İnternal Aralıklarının Değerlendirilmesi

Amaç: Bu in vitro çalışmada, farklı dijital ölçü yöntemlerinin zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kuronlarda internal ve marjinal aralığa etkisinin karşılaştırılması amaçlandı.

Yöntem: Fantom çene üzerinde maxiller sağ 1. premolar dişin preparasyonu yapıldı. Restorasyonun üretilebilmesi için gerekli ölçüler 3 farklı direk dijital tarayıcı (Primescan, Trios 4, iTero Element 2) ve 1 adet indirek dijital tarayıcı (CeramillMAP400) ile elde edildi (4 grup, n=12). Restorasyonlar zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklardan 5 akslı freze ünitesi ile üretildi. Marjinal aralık ve internal aralık değerleri silikon replika yöntemi ile x10 büyütme ışık mikroskopu altında ölçüldü. Elde edilen veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılmayan uyum değerlerinin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis; ikili gruplara göre normal dağılmayan verilerin karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. ($p<0.05$).

Bulgular: Direk yöntem indirek yönteme göre istatistiksel olarak daha düşük marjinal ve internal aralık değeri gösterdi ($p<0.05$). Ağız içi tarayıcılar arasında marjinal ve internal aralık değeri bakımından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık olduğu saptandı($p<0.05$). En düşük marjinal aralık değeri Trios 4 (73.4 ± 27.8 μm) ağız içi tarayıcısında kaydedildi. En düşük internal aralık değeri iTero Element 2 (81.6 ± 36.8 μm) ağız içi tarayıcısında elde edildi.

Sonuç: Farklı dijital tarayıcılar kullanılarak CAD-CAM yöntemiyle üretilen kuron restorasyonların tümü klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal aralık değeri göstermiştir (<120 μm). Farklı dijital tarayıcılar istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı marjinal ve internal aralık değeri bulunmuştur ($p<0.05$).

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM, Dijital ölçü, Dijital Tarayıcılar, İnternal aralık, Marjinal aralık, Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

ABSTRACT

Evaluation of Marginal and Internal Gaps of Zirconia Reinforced Lithium Silicate Crowns Prepared with CAD-CAM System from Impressions Obtained by Different Digital Scanners

Purpose: In this in vitro study, it was aimed to compare the effects of different digital impressions and methods on the internal and marginal gaps of zirconia reinforced lithium silicate crowns

Method: The preparation of the maxillary right 1st premolar tooth was made on the phantom jaw. The impression required to produce the restoration were obtained with 3 different direct digital scanners (Primescan, Trios 4, iTero Element 2) and 1 indirect digital scanner (CeramillMAP400) (4 groups, n = 12). The restorations were produced from ZLS (zirconia reinforced lithium silicate) blocks with a 5-axis milling unit. Marginal gap and internal gap values were measured by silicon replica method under x10 magnification light microscope. The data obtained were analyzed with IBM SPSS V23. Kruskal Wallis test was used to compare the fit values that were not normally distributed according to groups of three or more. The Mann-Whitney U test was used to compare the data that were not normally distributed according to the paired groups. (p<0.05).

Results: The direct method showed statistically lower marginal and internal gap values compared to the indirect method (p<0.05). Intraoral scanners showed a statistically significant difference in terms of marginal and internal gap values (p<0.05). The lowest marginal gap value was recorded in Trios 4 ($73.4 \pm 27.8 \mu\text{m}$) intraoral scanner. The lowest internal gap value was obtained with the iTero Element 2 ($81.6 \pm 36.8 \mu\text{m}$) intraoral scanner.

Conclusion: All crown restorations produced by CAD-CAM method using different digital scanners showed clinically acceptable marginal and internal gap values (<120 μm). Different digital scanners showed statistically significantly different marginal and internal gap values (p<0.05).

Keywords: CAD-CAM, Digital impression, Digital Scanners, Internal gap, Marginal gap, Zirconia reinforced lithium silicate

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	: Santigrat
µm	: Mikromere
%	: Yüzde
3D	: Üç Boyut
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
AWS	: Aktive Wavefront Sampling
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CCD	: Charge Coupled Device
CNC	: Computer Numeric Control (Bilgisayar Sayısal Kontrol)
dk	: Dakika
EOT	: Ekstra Oral Tarayıcı
Gpa	: Gigapaskal
HT	: High-Translüsens
HP	: Heat Press
IDS	: International Dental Show
İOT	: İntra Oral Tarayıcı
K ₂ O	: Potasyum Oksit
LDS	: Lityum Disilikat
LT	: Low-Translüsens
mm	: Milimetre
Mpa	: Megapaskal
N	: Newton

Na ₂ O	: Sodyum Oksit
nm	: Nanometre
PVS	: Polivinil Siloksan
s	: Saniye
SEM	: Scanning Electron Misroskop(Taramalı Elektron Mikroskopi)
SiO ₂	: Silikon Dioksit
stl	: Standart Tessellation/Triangulation Language
T	: Translüsens
TOC	: Total Okluzal Converjans
VPS	: Vinil Polisiloksan
ZLS	: Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat
ZnO.	:Çinko Oksit Ojenol
Zr ₂ O	: Zirkonyum Oksit

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması.....	6
Şekil 2.2. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerin Özellikleri	26
Şekil 2.4. Trios 4 ağız içi tarayıcı sistemi.....	29
Şekil 2.5. CEREC Bluecam ve Omnicam ağız içi tarayıcı sistemleri	31
Şekil 2.6. Cerec Primescan ağız içi tarayıcı sistemi	32
Şekil 2.7. Lava COS ağız içi tarayıcı sistemi	33
Şekil 2.8. Ceramill MAP 400 masaüstü tarayıcı	36
Şekil 2.9. 3 Shape R2000 ve E4 Serisi	37
Şekil 2.10. CAD-CAM seramik sınıflaması.....	39
Şekil 2.11. ZLS CAD-CAM blokların içerik ve elastik modülleri.....	45
Şekil 2.12. Holmes ve ark.'nın tanımladığı uyumsuzluk terminolojisi	47
Şekil 2.13. Marjin kenarından 100 µm eşit aralıklarla alınan ölçüm noktaları	48
Şekil 3.1. Akrilik esaslı prefabrike plastik üst çene ve prepare edilmiş maxiller sağ 1. premolar diş	54
Şekil 3.2. Hazır metal kaşık kullanılarak hidrokolloid ölçü maddesi ile alınan ölçü	55
Şekil 3.3. Kişisel kaşık hazırlanabilmesi için elde edilen alçı modeller.....	55
Şekil 3.4. Elde edilen kişisel ölçü kaşığı	56
Şekil 3.5. Silikon ölçü maddesi ile tek aşama ölçünün alınması.....	56
Şekil 3.6. Tip IV sert alçı dökülerek elde edilen pinli modeller.....	57
Şekil 3.7. Ana modelden (fantom çene) Primescan ağız içi tarayıcı ile dijital ölçülerin elde edilmesi	58
Şekil 3.8. Ana modelden (fantom çene) Trios 4 ağız içi tarayıcı ile dijital ölçülerin elde edilmesi	59

Şekil 3.9. Ana Modelden (fantom çene) iTero Element 2 ağız içi tarayıcısı ile dijital ölçülerin elde edilmesi	60
Şekil 3.10. Tip IV Alçı modellerden Ceramill Map400 ağız içi tarayıcı ile dijital ölçünün elde edilmesi	61
Şekil 3.11. Exocad programıyla .stl dosyalarda restorasyon tasarımının yapılması	62
Şekil 3.12. 48 adet tasarlanmış örneğin Amann Girbach Motion 2 freze cihazı ile kazınması ve sinterizasyon işlemi.....	63
Şekil 3.13. 48 adet numaralandırılmış restorasyon örnekleri	63
Şekil 3.14. Silikon replika örneklerin hazırlanması ve numaralandırılması.....	66
Şekil 3.15. Marjinal aralığa ait ölçümlerin ışık mikroskopu altında yapılması.....	67
Şekil 3.16. Silikon örneklere atılan kesilerin okluzalden şematik görünümü	69
Şekil 3.17. Bukkal, palatinal ve okluzal ölçümlerin yapıldığı birinci kesi.....	69
Şekil 3.18. Mezial ve distal ölçümlerin yapıldığı ikinci ve üçüncü kesi	70
Şekil 3.19. Replika kesilerinde ölçüm yapılan noktaların sagittal yüzeyden şematik gösterimi	70
Şekil 4.1. Tarayıcıların internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)	74
Şekil 4.2. Tarayıcıların yöntemlere göre internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm).....	75
77	
Şekil 4.3. Tarayıcıların marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm).....	77
Şekil 4.4. Yöntemlere göre marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm).....	79

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Dental ölçü maddelerinin sertleşme mekanizmasına göre sınıflandırılması ..	7
Tablo 3.1. Kullanılan tarayıcıların bilgileri, materyal çeşidi ve örnek sayısı	57
Tablo 3.2. Çalışma gruplarının şematize edilmiş görünümü	64
Tablo 4.1. Tarayıcılara göre farklı duvarlardaki internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)	72
Tablo 4.2. Yöntemlere göre internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)	74
Tablo 4.3. Tarayıcılara göre farklı duvarlardaki marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)	76
Tablo 4.4. Yöntemlere göre marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)	78

1. GİRİŞ

Diş hekimliği pratiğinde üretilen protezlerin hastanın doğal dokuları ile uyum sergilemesi hem dişlerin hem de çevre dokuların sağlıklı devamlılığı açısından son derece önem arz etmektedir. İnternal uyum yapılacak restorasyonun mekanik özelliklerinin devamlılığı, uzun dönem kullanılması, retansiyonu ve kuron oturması açısından önemliken,¹ marjinal uyum ise restorasyonun çevre dişeti dokularıyla sağlıklı birlikteliği açısından önem arz etmektedir.² Ayrıca marjinal uyumu iyi olmayan restorasyonlarda siman çözülmesi ve buna bağlı çürük oluşumundan söz edilmektedir.^{1,2} Günümüz diş hekimliği pratiğinde protetik uygulamalarda restorasyonların üretimi hastadan alınan geleneksel ölçüden elde edilen alçı model üzerinde gerçekleştirilmektedir. Bu ölçünün netliği restorasyonun başarısını doğrudan etkilemektedir. Ayrıca geleneksel yöntemle üretimi yapılan restorasyon; ölçü materyalindeki boyutsal değişiklikler, düşük yırtılma dayanımı, marjinlerin tam olarak aktarılamaması, hava kabarcığı kalma riski, üretim aşamasında laboratuvarla meydana gelen aksaklıklar gibi çeşitli durumlardan etkilenmektedir.^{3, 4}

Bunun yanı sıra geleneksel yöntemle ölçü alınırken ölçü materyalinin sertleşme süresi boyunca hasta ağzında hareketsiz tutulması işlem süresini uzatmakta, ayrıca bulantı refleksi olan hastalarda ölçü işlemi olumsuz etkilenmektedir. Bu ve benzer sıkıntılar araştırmacıları daha kolay, daha hızlı ve daha doğru sonuç veren ölçü yöntemleri bulmaya yönlendirmiştir. Bu yönelim diş hekimliğinde dijital ölçü dönemini başlatmıştır.^{3,4}

Tarayıcı sistemler ve dijital ölçü yöntemleri ile beraber Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM) sistemlerinin birçok avantajı söz konusudur. Bunlar; ölçü işlemi için ölçü maddesi ve ölçü kağına gereksinim duyulmaması, laboratuvarla iletişimin hızlanması, kolay tekrarlanabilirlik, hasta başında

Üretim yapılabilmesi, ölçüde istenilen bölgenin çıkarılıp ilave edilebilmesi, ölçülerin geleneksel yönteme göre daha hızlı alınması, model deformasyonu gibi risklerin ortadan kalkması, hasta konforunun artması gibi avantajlardır.⁵ Bu sistemlerde restorasyon kalınlığı ve siman aralığı istenen değerlerde retilabiliyorken, gelişmiş marjinal uyum sağladıkları da yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.⁵

CAD-CAM sistemleri sahip oldukları çok sayıda avantajla birlikte yapılacak restorasyonun adaptasyonu bazı faktörden etkilenmektedir. Bu faktörler ağız içi tarayıcı kameranın çözünürlüğü, freze ünitesinin hassasiyeti, doğruluğu, yazılım tasarımı, CAD-CAM teknolojisiyle freze edilen materyallerin özellikleridir.⁶⁻⁹

Geçmiş zamanlarda CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlarda kabul edilebilir değerlerin üzerinde marjinal uyum değerleri rapor edilmiştir (>270 µm).⁶ Bununla birlikte mevcut yeni gelişmelerle daha önceki cihazların eksikliklerini gidermek adına özellikleri geliştirilen sistemler diş hekimliğinin rutin kullanımına sunulmaktadır.

CAD-CAM sistemleri hekime direk ve indirek l yöntemi imkanı sunmaktadır. Direkt ölçüde hastadan ağız içi kameralarla tarama yapılp freze ünitesinde üretim yapılırken, indirek ölçüde hastadan alınan konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı modelin ağız dışı tarayıcı ile taranıp freze ünitesinde üretilmesi söz konusudur.⁷

Bu in vitro çalışmada, 3 farklı ağız içi ve 1 masaüstü tarayıcıyla elde edilen ölçülerden aynı freze cihazı ile üretilen ZLS (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) kuronların marjinal ve internal aralıklarının değerlendirilmesi ve dijital direk ve indirek l yönteminin internal ve marjinal aralığa etkisinin karşılaştırılması amaçlandı.

Bu in vitro çalışmada test edilen birinci hipotez: direk yöntemle elde edilen (Primescan, Trios ve iTero) dijital l gruplarının marjinal ve internal aralık

değerlerinin indirek yöntemle (Ceramil MAP 400) elde edilen dijital ölçü gruplarının marjinal ve internal aralık değerleriyle benzer olacağı yönündedir.

İkinci hipotez: Primescan, Trios ve iTero ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan ölçülerden CAD-CAM yöntemiyle üretilen ZLS kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin birbirinden farklı olacağı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

Üretilcek protetik restorasyonun başarısında kullanılan ölçü maddesinin ve yönteminin doğrudan etkisi bulunmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda üretilen restorasyonların uzun ömürlü olması, çevre dişeti ve dokuların sağlığının korunması, restorasyon ve diş arasındaki marjinal ve internal uyumun ideal olarak sağlanmasına bağlıdır.¹

Geleneksel ölçü maddelerinde ve yöntemlerinde son zamanlardaki gelişmelere rağmen restorasyon üretiminde yaşanan sıkıntıların devam etmesi ve hastaların yaşadığı konforsuzluklar nedeniyle hekimler daha iyisini aramaya yönelmiştir ve bu durum günümüzde dijital ölçü yöntemlerini daha popüler hale getirmiştir.⁸

2.1. Ölçü

Protetik Diş Tedavisi Terimler Sözlüğü'nün 9. baskısına göre; “ölçü” bir nesnenin yüzeyinin tersindeki negatif benzerlik ya da kopya, diş hekimliğinde kullanılmak üzere dişlerin ve bitişik yapıların bir izi olarak tanımlanır.⁹

Hastaların ağız içi yumuşak doku, sert doku, diş ve çevresiyle ilişkili dokuları ölçü alma işlemiyle ağız dışına aktarılabilir. Konvansiyonel yöntemlerle restorasyonların üretimi ölçü alınarak elde edilen alçı modeller üzerinde gerçekleştirilmektedir. Sabit dental protezlerin uyumu açısından ölçü maddesinin stabilitesi, detayları net olarak kaydedebilmesi, kullanılan ölçü materyalinin tipi ve ölçü tekniği oldukça önemlidir.^{10,11} Bununla birlikte sabit dental protezlerde ölçü esnasında en sık karşılaşılan hata preparasyon yapılan dişin subgingival alanlarının ölçüye net bir şekilde aktarılamaması dolayısıyla marjinal uyumsuzluk oluşmasıdır.¹¹ Ayrıca ölçü alınırken ve alçı modele aktarılırken manipulasyonda meydana gelebilecek bir çok hata ölçü doğruluğunu olumsuz etkileyebilmektedir.¹²

Sabit dental protezlerin uyumu ve başarısı, restorasyon ve diş arasındaki marjinal aralık ve internal aralık ile doğrudan ilişkilidir. İnternal uyum; yapılacak restorasyonun mekanik özelliklerinin devamlılığı, retansiyonu ve uzun dönem kullanılması açısından önemliyken, marjinal uyum; yapılacak restorasyonun çevre dişeti dokularıyla sağlıklı birlikteliği açısından önem arz etmektedir. Marjinal uyumu iyi olmayan restorasyonlarda çeşitli periodontal rahatsızlıklar, siman çözülmesi ve buna bağlı çürük oluşumundan söz edilmektedir. ¹³⁻¹⁵

Gerekli endikasyonlarda uygun materyal seçimi yapılabilmesi ve doğru ölçü tekniği uygulanabilmesi için diş hekiminin ölçü maddelerinin özelliklerini bilmesi, ölçü tekniklerinin avantaj ve dezavantajlarına hakim olması gerekmektedir.

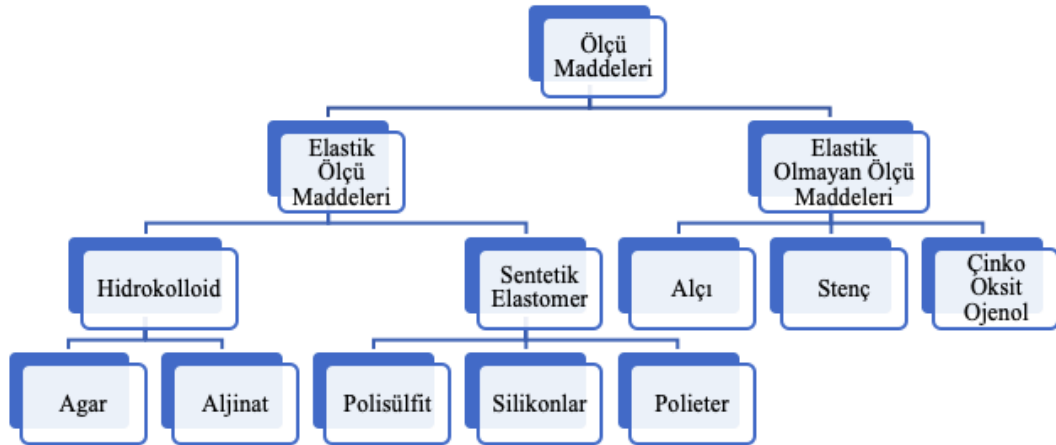
İdeal ölçü maddesinde aranılan özellikler:

1. Hoş bir koku, tat ve kabul edilebilir renge sahip olmalı
2. Toksik veya tahriş edici bileşenler içermemeli
3. Depolanabilmesi için yeterli raf ömrü olmalı
4. Elde edilen sonuçlarla orantılı ekonomik değeri olmalı
5. Minimum ekipman ile kullanımı kolay olmalı
6. Klinik gereksinimleri karşılayan özelliklere sahip olmalı
7. Kabul edilebilir kıvama ve dokuya sahip olmalı
8. Oral dokuları kolayca ıslatabilmeli
9. Elastik geri dönüşü ve ölçü malzemesinin ağızdan kolayca ayrılabilmesini sağlayan elastik özelliklere sahip olmalı
10. Ağızdan çıkarıldıktan sonra kırılmayı veya yırtılmayı önlemek için yeterli dayanıklılıkta olmalı
11. Klinik veya laboratuvarın normal sıcaklık ve nem aralıklarında model elde edilmesine izin verecek kadar boyutsal olarak stabil olmalı

12. Model hazırlanacak materyal ile uyumlu olmalı
13. Klinik kullanımda yüzeyleri net bir şekilde ortaya koymalı
14. Kolayca dezenfekte edilebilmeli ve dezenfeksiyondan sonra distorsiyona uğramamalı
15. Ölçü alınırken ve model elde edilirken gaz veya diğer yan ürünlerin salınımı olmamalı
16. Ölçü kaşığına konabilecek kadar vizkoziteye sahip olmalı
17. Ağızda sertleşme süresi 7 dk'dan az olmalı.^{16(s.151),17 (s.230)}

2.2. Ölçü Maddeleri

Ölçü maddelerinin sınıflandırılması aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 2.1).^{18(s.177)}



Şekil 2.1. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması^{18(s.177)}

2.2.1. Elastik Ölçü Maddeleri

Hidrokolloidler ve sentetik elastomerler bu grupta yer almaktadır.^{18(s.177)}

2.2.1.1. Hidrokolloidler

Kolloid, bir madde boyunca mikroskobik olarak homojen şekilde dağılmış başka bir maddeyi tanımlamaktadır. Kolloidal sistem dağınık faz ve dağılım fazı olarak iki ayrı fazdan oluşur. Kolloidal sistemin dağılım fazı sudur, bu durum hidrokolloid olarak

adlandırılır. Hidrokolloidlerle ölçü alma esnasında, malzeme akışkan bir durumdan katı bir duruma geçer. Bu durum değişikliğine sol-jel dönüşümü denir. Ortamdan veya kullanılan hidrokolloidin türünden bağımsız olarak havayla temasta boyutsal stabilitelerini kaybetmektedirler. Bu sebeple ölçü alımından sonra hızlı bir şekilde model elde edilmelidir.¹⁹

Dental ölçü materyallerinin sertleşme mekanizmalarına göre sınıflandırılması aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Dental ölçü maddelerinin sertleşme mekanizmasına göre sınıflandırılması^{16(s.153)}

Sertleşme Mekanizması	Mekanik Karakterler	
	Elastik Olmayan	Elastik
Kimyasal Reaksiyon	Alçı	Aljinat
	ZnO	Polisulfit
		Polieter
		İlave Silikon
		Kondansasyon Silikon
Isı Reaksiyonu İle Fiziksel Reaksiyon (Reversible)	Ölçü Stenci	Agar

2.2.1.1.1. İrreversible Hidrokolloid

Dental aljinat ölçü malzemeleri kimyasal reaksiyon nedeniyle sol fazdan jel fazına değişir. Kimyasal reaksiyon sonucu jelleşme tamamlandıktan sonra, malzeme bir çözelti haline getirilemez. Bu sebeple agar ölçü maddesinden ayrılarak irreversible hidrokolloid olarak adlandırılır.^{17(s.231)}

İçeriğinde % 18 potasyum aljinat, % 14 kalsiyum sülfat dihidrat, % 10 potasyum sülfat, koruyucular ve renk verici pigmentler yer almaktadır.^{17(s.234),18(s.185)} İdeal karışımı elde etmek için su/toz oranını doğru ayarlamak önemlidir. Optimum su sıcaklığı 21°C olsa da su sıcaklığı değiştirilerek çalışma ve sertleşme zamanını kontrol etmek mümkündür. Sertleştikçe renk değiştiren indikatörlü aljinatlar hekime fikir sağlayarak

hasta ağzından ölçünün erken çıkarılmasının önüne geçmektedir. Bulantı refleksi olan hastalarda kullanılırken kontrollü ve dikkatli kullanılmalıdır. Ucuz olması, manipulasyonunun kolay olması, hidrofilik olması, underkatlardan yırtılmadan çıkabilmesi, hızlı sertleşmesi sebebiyle yaygın kullanımı bulunmaktadır.^{18(s.185)} Oda sıcaklığı ve nemden etkilenecek imbibisyon ve sinerezis meydana gelmesi sebebiyle zayıf boyutsal stabiliteye sahiptir.²⁰ Hareketli protez, çalışma modelleri, geçici kuron köprü, ortodontik aparey yapımı gibi durumlarda başarılı sonuçlar vermektedir. Sabit dental protez yapımında yeterli doğruluk ve uyum sağlayamadığı için tercih edilmemelidir.²¹

2.2.1.1.2. Reversible Hidrokolloid

Agar-agar, kırmızı deniz yosununun hücre duvarından türetilen organik bir kolloiddir.²²

Farklı iki formda bulunan agar, sertleşme gerçekleşikten sonra uygun sıcaklıkla karşılaştığında tekrar likit fazına dönebilir.²³ Bu sebeple reversible hidrokolloid olarak adlandırılır. Yüksek doğruluk ve netliğine rağmen düşük yırtılma dayanımı, düşük boyutsal stabilite, uzun sertleşme süresi ve hasta açısından zor tolere edilmesi gibi sebeplerle kullanımı azalmıştır.^{18(s.183)}

2.2.1.2. Elastomerler

Sentetik polimer yapılı olan elastomerler kimyasal olarak çapraz bağlar kurarak sertleşirler. Hidrokolloidlere göre yırtılma dirençleri ve boyutsal stabiliteleri oldukça geliştirilmiştir. Polisülfid, kondansasyon silikon, polieterler ve ilave silikonlar (polivinilsiloksan) olarak 4 gruba ayrılırlar.²⁴

Baz ve katalizör olmak üzere iki komponentten oluşurlar ve işlem yapılmadan önce karıştırılırlar. Genellikle içeriğindeki artan doldurucu miktarına göre farklı vizkoziteler bulunur (Ekstra light, light, medium, heavy, putty).^{18(s.191)}

2.2.1.2.1. Polisülfidler

1950’lerde ilk sentetik elastomer olarak üretilen polisülfidler baz ve katalizör olmak üzere 2 komponentten oluşmaktadır. Kurşun dioksit polisulfite karakteristik kahverengi rengini veren komponenttir.^{16(s.153)} Çalışma ve sertleşme zamanı sıcaklık ve nemden etkilenmektedir. Uzun çalışma zamanı gerektiğinde kullanışlıdır. Hidrokolloidlere göre yüksek doğruluk ve düşük yırtılma dayanımı gösterir. Ancak diğer elastomerlere göre elastik deformasyonu yüksektir. Sülfür sebebiyle kötü tat ve kokuya sahiptir.^{18(s.192)} Ayrıca ağızda ve kıyafetlerde renklenmeye sebep olabilir. Bulantı refleksi olan hastalarda uzun sertleşme süresi konforsuzluk oluşturur. 30 dk içerisinde model elde etme işleminin gerçekleştirilmesi gerekmektedir.²⁴ Hafif, orta ve yoğun olarak farklı viskozitelerde bulunmaktadır.^{18(s.191)}

2.2.1.2.2. Polieterler

1960’lı yıllarda kullanıma sunulmuştur. Polieterler hafif, orta ve yoğun kıvamda mevcuttur. Baz ve katalizör olmak üzere 2 komponentten oluşur. Farklı malzeme tiplerinin tanınabilmesi için renklendirici pigmentler eklenmiştir. İçeriğindeki eter nedeniyle tüm elastomerler içerisindeki en hidrofilik ölçü maddesidir.^{16(s.155)} Bu sebeple model elde ederken alçı dökme işlemi oldukça rahat gerçekleşmektedir. Bu sayede yüksek netlik ile yüzey özelliklerinin ayrıntılı kaydedilebilmesi mümkün olmaktadır. Diğer ölçü malzemelerinin aksine bu yüksek hidrofilik yapıları nedeniyle suyu atmosferden veya depolama alanından emebilmektedirler.¹¹ Elastik geri dönüşleri polisülfitlerden iyi ilave tipi silikonlardan daha azdır. Boyutsal olarak sertleşme esnasında yan ürün salınmadığı için kondansasyon silikon ve polisülfitlerden oldukça iyidir.²⁴ Ölçü alındıktan sonra dökme işlemi tartışmalara rağmen 4 haftaya kadar önerilmiştir.²⁵ Dinamik mekanik karıştırma yöntemi kullanılarak makine ile karıştırılan formlarında maniplasyonları kolaydır. Çok sert olmaları sebebiyle underkatlı alanlarda

block out yapılmasını gerektirir.²⁶ Aksi durumda ölçü sertleştikten sonra ağızdan çıkarılması oldukça zor olacaktır. Bu nedenle mobil dişleri olan hastalarda kullanılmamalıdır. Bazı hastalarda alerjik reaksiyonlarla karşılaşılabilir.^{27, 28} Oral dokularda yanmaya ve hatta eritemlere sebep olabilmektedir.^{29, 30}

2.2.1.2.3. Kondansasyon Silikonlar

Bu ölçü maddesi, baz ve düşük vizkoziteli katalizörden ya da 2'li putty sistemden oluşmaktadır. Putty, putty wash olarak bilinen ölçü tekniğinde düşük vizkoziteli silikonla beraber kullanılabilir. Materyal sertleşirken 3 boyutlu ağ yapısını oluşturmak için silikon polimerlerin terminal gruplarıyla alki silikat arasında çapraz bağ kurar. Bu reaksiyon esnasında ortaya çıkan yan ürün olan etil alkol nedeniyle boyutsal stabilite oldukça olumsuz etkilenmektedir.^{31, 32} Bu durum sebebiyle kondansasyon silikon ile alınmış ölçülerin 30 dakika içinde dökülmeleri önerilmektedir.²⁴

Silikon elastomerlerin hidrofobik yapısı ve zayıf ıslatma özelliği nedeniyle ölçü alınması esnasında ortamın kuru olması gerekmektedir. Diğer ölçü maddelerine göre, model elde etme esnasında hava kabarcığı kalma riski daha fazladır. Silikon ölçü maddelerinde bu riskin önüne geçmek için sürfaktan kullanımı önerilmiştir.²⁸ Ortamın nem ve sıcaklığının değişimi çalışma zamanını etkilemektedir.³³

2.2.1.2.4. İlave Tipi Silikonlar

Polivinil siloksan (PVS) ya da vinil polisiloksan (VPS) olarak da adlandırılan bu silikonlar 1970'li yıllarda diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Günümüzde oldukça popüler olan ve yaygın kullanımı bu ölçü maddesi sertleşme esnasında kondansasyon silikonlarının yoğunlaşma polimerizasyonun aksine ilave polimerizasyon ile sertleşmektedir. Bu sebeple ilave tipi silikonlar da denilmektedir.^{34, 35} Baz komponenti polimetilhidrosiloksan ve ayrıca divinilpolisiloksan içerir. Katalizör komponenti divinilpolisiloksan ve platin tuzu içerir. Doğru oranlarda karıştıma işlemi

gerçekleştğinde herhangi bir yan ürün salınmaz. Bu sebeple boyutsal olarak diğer elastomerlere göre oldukça başarılı bir materyaldir.³⁵⁻³⁷ Ölçü alındıktan sonra model elde etmek için 4 haftaya kadar beklenebileceği çalışmalarla gösterilmiştir.³⁸

Bununla birlikte nemle reaksiyonda oluşan hidrojen gazı salınımı boyutsal stabiliteyi etkilememekte, ancak model elde etme işleminde poröz yüzey oluşmasına sebep olabilmektedir.²⁴ Üretici firmalar palladyum gibi metaller ekleyerek bu durumun önüne geçmeye çalışmışlardır. Ancak yine de yüksek doğrulukta alçı model elde etmek için ölçü alındıktan sonra 20-30 dakika kadar beklenilmesi tavsiye edilmektedir.^{17(s.249)}

Silikon ölçü maddeleri diğer sentetik ölçü maddelerinin aksine oldukça hidrofobik yapıdadırlar. İçeriğine iyonik olmayan yüzey aktif madde katılarak hidrofilik özellik kazandırılmaya çalışılmıştır. Buna rağmen ölçü alımı esnasında yüzeyin kuru olması ölçü netliği için hala zaruri bir durumdur.^{11, 39} Elastik geri dönüşü oldukça iyidir ve bir ölçüden birden fazla model elde edilebilir. Polieter ölçü maddesi kadar olmasa da diğer ölçü maddeleriyle kıyaslandığında oldukça serttir. Bu sebeple yırtılma dayanımı olumsuz etkilenmektedir.³² İlave tipi silikonların diğer bir dezavantajı da lateks eldivenlerle manuel karıştırma işleminde lateks içindeki sülfür ile reaksiyona girerek ölçü maddesinin sertleşme reaksiyonunu bozmasıdır. Bu sebeple vinil eldiven kullanarak ya da temiz çıplak elle karıştırma işlemi yapılması önerilmektedir.^{34, 40} Ekstra light, light, medium, heavy ve putty kıvamları mevcuttur.^{18(s.196)}

2.3. Ölçü Yöntemleri

Günümüzde protetik restorasyonları üretmek için geleneksel veya dijital yöntemle elde edilen ölçüler kullanılmaktadır. Alınan ölçülerde netliği arttırmak için çeşitli ölçü maddeleri geliştirilmiştir. Buna ilave olarak farklı ölçü yöntemleri de ölçü netliğini arttıran faktörlerden biridir. Hatta bazı araştırmacılar tarafından ölçü maddesinden çok ölçü tekniğinin ölçü netliği üzerinde daha etkili olduğu ortaya

konulmuştur.^{41, 42} Konvansiyonel iş akışında ölçü teknikleri, farklı kıvamda ki ölçü maddelerinin kullanım şekline göre 2'ye ayrılmaktadır. Tek fazlı ve çift fazlı olarak isimlendirilen teknikler bu bölümde ele alınmıştır. Konvansiyonel iş akışında yaşanan sorunlar ve teknolojinin gelişmesi beraberinde hekimlerin dijital diş hekimliğine yönelmesini sağlamıştır. Dijital ölçü yöntemleri de ölçü teknikleri içerisinde bir diğer grup olarak yer almaktadır.

2.3.1. Tek Fazlı Ölçü Yöntemleri

Tek aşamalı (monofaz) bir tekniktir ve orta viskoziteli ölçü maddesi kullanılarak alınır.^{17(s.238)} Özel ya da standart kaşıklarla alınan bu teknikte ölçü maddesinin boyutsal stabilitesi ve mekanik dayanıklılığını arttırmak için dokularla kaşık arasında 2-4 mm olması önerilmektedir.^{11, 43, 44} Ölçü maddesinin vizkozitesinin yüksek, akıcılığının düşük olması nedeniyle detaylara tam nüfuz edememesi ölçü netliğinin diğer tekniklere göre daha düşük olmasına neden olmuştur.⁴⁵

2.3.2. Çift Fazlı Ölçü Yöntemleri

Ölçü maddeleri uygulama şekline göre tek aşama ve çift aşama olarak 2 farklı yöntem yer almaktadır.^{17(s.238)}

2.3.2.1. Tek Aşama Ölçü Tekniği

Yoğun kıvamlı ve akıcı kıvamlı ölçü maddesi polimerize olmadan önce aynı anda hasta ağızına yerleştirilir. Putty kıvamındaki ölçü maddesi kaşığa önce yerleştirilir. Daha sonra ark şeklinde akıcı kıvamlı ölçü maddesi yoğun kıvamlı ölçü maddesi üzerine uygulanır. Hasta ağızında iki ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra çıkarılır.^{17(s.238)} Klinik ortamda hasta başında geçirilen zamanın daha kısa olması ve daha az ölçü maddesi kullanılması gibi avantajları vardır. Ancak, tek aşama ölçü tekniğinde putty ve light ölçü maddeleri ağıza yerleştirilirken detayları kaydetmesi gereken light body ölçü malzemesi bitiş çizgisi gibi kritik alanlarda putty ölçü

maddesinin itme eğilimde olmasının etkisiyle farklı alanlara kaçabilir. Bu durumda detaylar istenildiği gibi çıkmayabilir.^{46, 47}

Bu sebeple tek aşama ölçü tekniğinin iki aşama ölçü tekniğindeki kadar doğruluk sağladığı çalışmalarla gösterilse de yüzey detaylarının ölçüye yansımalarıyla ilgili endişeler var olmuştur.⁴⁸

2.3.2.2. İki Aşama Ölçü Tekniği (Putty Wash)

Yoğun kıvamlı ölçü maddesi kaşığa yerleştirildikten sonra hasta ağzında polimerizasyon sağlanır. Sertleşmiş yoğun kıvamlı ölçü üzerinde dişlerin geldiği yerler ve underkatlı alanlar keskin bir bistüri yardımıyla kazındıktan sonra akıcı kıvamlı ölçü maddesi kazınan alanlara sıkılır ve hasta ağızına tekrar yerleştirilir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra ölçü tamamlanmış olur.^{17(s.238)}

Klinik uygulamada hasta başında daha çok zaman alması ve daha çok ölçü maddesi kullanılması gibi dezavantajları vardır. Ölçü maddelerinin özellikle kondansasyon silikonlarının sertleşme anında büzülmeleri nedeniyle oluşan distorsiyonları önlemek amacıyla bu yöntem geliştirilmiştir.^{45, 49}

Geleneksel sabit ölçü tekniklerine bir diğer alternatif ise laminar ölçü tekniğidir. Plastik üçlü ark tipi ölçü kaşıkları ve yüksek sertlikte putty ölçü malzemesi ile ön kayıt alınır. Kaşık materyalinde preparasyon yapılan bölgeye denk gelen kısmın bukkal yüzünde 2 delik oluşturulur ve kaşık hasta ağızına yerleştirilir. Düşük viskoziteli ölçü maddesi bu delikler üzerinden karıştırma tabancası yardımıyla uygulanarak polimerizasyonu beklenir ve ölçü tamamlanır.⁵⁰

Tek aşama ölçü tekniğinde görülen sıkıntıların üzerinden gelmek için geliştirilen iki aşama ölçü tekniğinde putty kıvamlı ölçü maddesinin ağıza tekrar yerleştirilirken aynı şekilde oturtulamaması ve light body ölçü maddesinin ölçü alımı sırasında hareket

edebilmesi gibi sebeplerle ölçü doğruluğu olumsuz etkilenebilmektedir.⁵¹ Daha net ölçü alındığını ortaya koyan çalışmalar literatürde mevcuttur.^{48, 52}

2.3.3. Dijital Ölçü Yöntemleri

Konvansiyonel ölçü yöntemlerinde; ölçü materyalindeki boyutsal değişiklikler, düşük yırtılma dayanımı, marjinlerin tam olarak aktarılamaması, model elde ederken hava kabarcığı kalma riski, hastanın öğürme refleksi nedeniyle konforsuzluk yaşaması, enfeksiyon riski nedeniyle ölçü maddelerinin ve ölçü kaşıklarının dezenfeksiyon ihtiyacı ve oluşabilen çapraz enfeksiyon nedeniyle hekimleri yeni çözümler aramaya yöneltmiştir.⁵³

1980'lerden sonra gelişen teknolojiyle birlikte dijital diş hekimliği popüler olmaya başlamış ve diş hekimliğinde yeni bir dönem başlamıştır.⁵⁴ İlk zamanlarda kamera çözünürlüklerinin yetersiz olması ve marjinal kenarların net kaydedilememesi gibi nedenlerle üretilen restorasyonların uyumu beklenilenin altında kalmış ancak ilerleyen teknolojiyle birlikte daha iyi ürünler piyasaya sürülmüştür.⁵⁵

Ağız içi tarayıcı ile hasta ağzından alınan veya laboratuvar tarayıcısı ile ölçü ya da model taranarak da elde edilebilen sanal 3 boyutlu modeller diş hekimi ve teknisyen iletişimi de güçlendirmektedir.^{56,57}

Tam ark ölçülerinde konvansiyonel ölçülerin daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar^{56, 58} olsa da gelişen teknolojiyle beraber yapılan güncel çalışmalarda dijital yöntemlerin üstünlüğünü ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır.^{59, 60}

Dijital ölçü sistemleri ikiye ayrılmaktadır:⁶¹

1. İndirek Teknik
2. Direk Teknik

2.3.3.1. İndirek Teknik

Bu teknikte hekim hasta ağzından ölçü materyalleriyle konvansiyonel ölçü almaktadır. Alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen alçı model laboratuvar tarayıcısı ile taranarak dijitalize edilmektedir.⁶¹ Ölçü tarama işlemi, alçı model tarama kadar yaygın olmasa da güncel yapılan birkaç çalışma birbirlerine göre üstünlüğünü karşılaştırmıştır.⁶²⁻⁶⁴ Tarayıcı doğruluğu, yazılımda ayarlanan siman aralığı, preperasyon kalitesi ölçü ve alçı taramanın doğruluğunu etkileyen faktörlerdir.⁶⁵

2.3.3.2. Direk Teknik

Bu sistem 3 ayrı kısım olarak; ağız içi kamera, yazılım ve görüntülerin aktarıldığı bilgisayardan oluşur. Bu teknikte konvansiyonel ölçü tamamen ortadan kalkmıştır. Hekim ağız içi tarayıcı kullanarak direk hasta ağzından aldığı ölçüyü bilgisayara aktarır ve sanal model elde edilir.⁶¹

Ağız içi tarayıcılarla alınan ölçüde, preparasyon tamamlandıktan ve marjinal kenarlar retrakte edildikten sonra tükürük izalosyonu sağlanarak diş tarama için hazır hale getirilmektedir. Bazı tarayıcı sistemler diş yüzeyindeki optik ışık yansımalarını gidermek ve tarama kalitesini arttırmak için diş üzerine oksit toz kullanılmasını gerektirir.⁶⁶

Tarayıcılar ölçü yüzeyinin geometrisini kaydederken genellikle seri fotoğraf çekimi ya da video görüntü akışı kaydederler. Böylece ölçüsü alınan dişin 3 boyutlu görüntüsü elde edilmiş olur ve bilgiler uygun yazılımın bulunduğu bilgisayara aktarılarak dijitalize edilir.

Dijital direk ölçülerin avantajları:

1. Ölçü alınması esnasında preperasyon yapılan diş, dişin okluzyona geldiği karşı dişler ve komşuluğunda bulunan dişlerin ilişkisi ekranda hekim tarafından incelenebilir.

2. Hekim tarafından kusurlu görülen alanların ölçüsü bütün ölçü yenilenmeden ilave edilebilir.
3. Konvansiyonel ölçü yöntemine göre daha hızlı şekilde ölçü alınabilir.
4. Hasta bilgileri arşivlenebilir.
5. Bulantı refleksi olan hastalarda daha konforludur.
6. Ölçü materyali ve ölçü kaşığı kullanımı ortadan kalkmaktadır.
7. Konvansiyonel ölçü yönteminde model elde etme ve laboratuvara gönderme esnasında karşılaşılan problemler ve çapraz kontaminasyon riski ortadan kalkmaktadır.
8. Hekim ve teknisyen iletişimi artmakta, ölçü üzerinde eksik görülen değiştirilmesi gereken yerleri eşzamanlı beraber görebilmekte ve konuşabilmektedir.
9. Renk kaydı yapılabilir.^{67,68}

Direk dijital ölçünün dezavantajları:

Dijital ölçü yöntemleri birçok avantajına rağmen, görünür alanları kaydedebilen optik sistemler olması sebebiyle ağız içi ortamında bazı dezavantajlara sahiptir:

1. Kan, tükürük, subgingival yerleştirilmiş marjin kenarları ve ağız ortamındaki sınırlı ortamdan kaynaklanan molar bölgeyi tarama zorluğu gibi sebeplerle ölçü doğruluğunu etkileyen bazı klinik problemler yaşanabilmektedir.
2. Klinisyenin ağız içi tarayıcıyı doğru şekilde kullanabilmesi için belirli öğrenme süresi ve tecrübeye ihtiyacı vardır.
3. Ekonomik olarak bir ekipman kurulmasını gerektirir.
4. Geniş dişsiz alanları taramak zordur.

5. İmplant üstü protez yapımı için ölçü alınırken her sistemin kendine özgü tarayıcı sistemlerin tanınması gereken ilave parçalara ve bu parçaların sistemde tanımlı olmasına ihtiyaç vardır.⁵⁷

2.4. CAD-CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin kısaltması olan CAD-CAM, bilgisayar sayısal kontrolü (CNC) veya üç boyutlu (3D) baskı gibi üretim metodlarından birini kullanarak prototiplerin ya da final ürünlerin tasarımı ve üretimi için dijital görüntülerin veya modellerin kullanıldığı bir süreci tanımlar.^{17(s.295)}

Bir mühendislik programı olarak geliştirilen 2 boyutlu CAD sistemi zaman içerisindeki gelişmelerle 3 boyutlu tasarımlar yapabilmeye başlamış CAM sistemiyle birleştirilmesiyle birçok endüstride kullanım alanı bulmuştur. 1980’lerde Dr. Duret tarafından diş hekimliği kullanımına sunulan CAD-CAM sistemi son yıllarda oldukça popüler olmuştur.⁵⁴

Dental CAD-CAM sistemleri üç bileşenden oluşmaktadır:

1. Fiziksel geometriyi dijital verilere dönüştüren bir tarayıcı ya da dijitalize etme aracı,
2. Taranan verileri işleyen ve dijitalize edilmiş nesnenin görüntülerini oluşturan ve tasarım yapılmasını sağlayan yazılım,
3. Restorasyonun dijital verilerini fiziksel bir ürüne dönüştüren üretim teknolojisi.⁵

Birleştirilen üç sistemin hassasiyeti restorasyonun başarısını belirlemektedir. İlk iki basamak CAD aşamasında rol oynarken, 3. basamak CAM aşamasından sorumludur.⁶⁹

2.4.1. Tarama Veri Toplama

Dental CAD-CAM sistemlerinde bilgi toplanmasını sağlayan tarayıcılar sistemin ortak komponentleridir. Tarayıcılar 3 boyutlu çene ve diş yapılarını dijital veri setlerine dönüştürmeye yarayan araçlardır. CAD-CAM sistemlerinde optik ve mekanik olarak 2 farklı şekilde tarayıcı görüntüleme seçeneği bulunmaktadır. Mekanik tarayıcılar alçı modeldeki 3 boyutlu yapıyı küre, pin ve iğne biçimindeki uç sayesinde yapabilmektedir. Yüksek doğrulukta sonuç elde edilse de karmaşık ve pahalı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁷⁰ Optik tarayıcılar direk veya indirek yöntemle bilgi toplamaktadır. Laboratuvar tarayıcısı olarak da bilinen ağız dışı tarayıcılar, elde edilen geleneksel ölçüyü yada ölçüden elde edilen alçı modeli tarayarak indirek yöntemle bilgi toplamaktadır. Direk yöntemle bilgi elde edilmesinde ise optik sensörler ve lazer ışınlarıyla bilgi toplayan ağız içi tarayıcı kameralar tarafından elde edilen görüntüler kullanılmaktadır. Ağız içi tarayıcılar lazer uzaklık ölçer, temas uçlu ya da son dönemlerde geliştirilen optik kameralar şeklinde farklı teknolojileri kullanarak dişleri, karşısındaki ve komşuluğundaki dişleri, kapanış ilişkilerini ve çevre dokuları 3 boyutlu kaydedebilir.⁷¹

Hassas olmasına rağmen temas uçlu prop çok zaman almaktadır. Lazer uzaklık ölçer daha ekonomik olmasına ve kısmen daha hızlı olmasına rağmen lazer ışığından yansıyan ışık sensör tarafından tekrar algılanır. Bu durum görüntüde difüzyon oluşturur ve ölçü hassasiyeti olumsuz etkilenir. Çizgisel lazerle kısalan tarama süresine rağmen, CCD (charge-coupled device) kamera çözünürlüğü görüntü netliğini oldukça etkilemektedir. Ağız içi tarayıcıların optik kameralı işletim sistemleri aktif triangulasyon, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografi ve aktif wavefront sampling gibi farklı veri yakalama prensiplerine sahiptir.⁷² Optik kameralı sistemlerde kameraların çözünürlüğü ölçü hassasiyetini etkilemektedir.^{4, 73, 74} Ayrıca ağız içi

tarayıcılar taramadan önce kontrast maddesi olarak toz kaplama ihtiyacı gösterebilir. Tüm bu parametrelere bağlı olarak tarayıcının performansı değişebilmektedir. Underkatlı diş yüzeyini tarayamayan tarayıcılar, keskin köşe ve kenarlarda da gerekli netliği ve hassasiyeti sağlayamamaktadır. Ayrıca tarama sırasında el titremesi sebebiyle yaşanan görüntü netliğinde azalma evrensel bir problem olarak görülmektedir.⁷⁵ Geleneksel ölçünün ve model elde etmenin dezavantajlarının eliminasyonunu sağlayan ağız içi tarayıcılar oldukça çok kullanılmaktadır. Bununla birlikte yeni ağız içi tarayıcıların geliştirilmesi hekimlere bilgiyi daha kolay dijitalize etme imkanı tanımıştır.⁷⁶

2.4.2. Restorasyon Tasarımı

Dental CAD-CAM sistemlerinin tarayıcıları ile 3 boyutlu bilgi toplanması işleminin ardından restorasyonun sanal model üzerinde tasarımının yapıldığı aşamadır. Hekim manuel tasarım yapabildiği gibi sistemin sağladığı otomatik tasarımlar da mevcuttur. Her sistemin kendine ait tasarım için yazılım programı vardır.^{17(s.297)}

Restorasyon tasarım verileri çeşitli veri formatlarında depolanabilir. Bu sebeple standart dönüştürme dili olan (STL) ‘standart tessellation language’ verileri kullanılmaktadır.⁷⁷ Dental CAD-CAM sistemleri bilgi paylaşımı açısından kapalı ve açık sistem olarak ikiye ayrılmaktadır. Kapalı sistemler dijital bilgiyi toplama, sanal tasarım ve restorasyonun üretimi de olmak üzere tüm CAD-CAM basamaklarını kendi sistemi içerisinde bulundurmaktadır. Farklı sistemlerle bilgi akışı yoktur.⁶⁹ Bu sebeple dental laboratuvarların tasarım ve üretim için her firmaya ait yazılımı bulundurması zaruri hale gelmektedir. Bu durum dental laboratuvarlar açısından bir dezavantaj oluşturmaktadır. Açık sistemlerde ise veriler diğer CAD-CAM üniteleriyle orijinal haliyle paylaşılabilir.⁷⁸

2.4.3. Restorasyon Üretimi

Restorasyonun CAD yazılımı tarafından tasarımı tamamlandıktan sonra dijital veriler, CAM sistemine aktarılarak freze cihazında 3 boyutlu üretime geçilir.⁷⁰ Freze cihazları eksen sayılarına göre sınıflandırılmaktadır.⁵

3 Eksenli Freze Cihazları

Bu cihazlar x-y-z düzleminde belirli miktarda hareket edebilmektedirler. Kullanım kolaylığı, düşük maliyet, işlem süresinin kısalığı gibi nedenlerle tercih edilse de restorasyon üzerinde hareket düzlemi üzerinde olmayan komplike aşındırmaları yapmak mümkün değildir. CEREC inLab ve LAVA bu gruba örnek olarak gösterilebilir.⁷⁹

4 Eksenli Freze Cihazları

Bu cihazlar x-y-z düzlemleriyle eş zamanlı olarak restorasyonun yerleştirildiği kolda harekete katılmaktadır. Bu freze cihazlarında işlem süresi kısalmıştır. CEREC MCXL bu grupta yer almaktadır.⁸⁰

5 Eksenli Freze Cihazları

Bu cihazlarda x-y-z düzlemine ilave olarak restorasyonun yerleştirildiği kol ve freze kolları da harekete katılmaktadır. Böylece komplike restorasyonların üretimi mümkün olmaktadır. AMAN GIRRBACH Motion 2 ve LAVA CNC 500 (3M ESPE, ABD) bu gruba örnek olarak gösterilebilir.⁸¹

Frezeleme işleminin iki türü vardır:

Kuru Frezeleme: Düşük ön sinterleme ile zirkonyum oksit bloklara uygulanır.⁷⁰

Islak Frezeleme: Frezelenen materyalin (metal ve cam seramik) frezeleme esnasında aşırı ısınması ve zarar görmesine engel olmak amacıyla elmas veya karbit kesici frez soğuk sıvı spreyi ile kullanılmaktadır.⁷⁰ Önceleri CAD-CAM sistemleri restorasyon materyali olarak seçilen hazır prefabrike bloklardan, frezler veya elmas

diskler aracılığıyla aşındırarak üretim yapılmaktaydı. ‘Eksiltmeli üretim’ olarak bilinen bu yöntemle üretim yapılırken restorasyonun elde edilmesinden sonra materyalin büyük bir kısmı çöpe gitmekteydi. Eksiltmeli üretime alternatif olarak hızlı prototipleme gibi (üç boyutlu serbest şekilli üretim) ‘ilave’ yoluyla üretim sistemleri bulunmaktadır. Bu yöntem ile malzemenin kullanılmadan atılmasının önüne geçilmektedir.⁸²

Selektif lazer sinterleme de ilave etme yöntemlerinden biri olup metal ya da seramik restorasyonlar elde edilebilmektedir. Bu yöntem ile hiçbir artık madde bırakılmadan metal ya da seramik tozlarını sinterlenerek katmanlanmaktadır. Bazı CAD-CAM sistemlerinde de eksiltme ve ilave etme yöntemleri beraber kullanılmaktadır.⁸²

Üretim Şekillerine Göre CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM komponentlerinin lokasyonlarına bağlı olarak, diş hekimliğinde 3 farklı üretim konsepti mevcuttur:⁵

- Hastabaşı (Chairside) Üretim Konsepti
- Laboratuvar Üretim Konsepti
- Üretim Merkezli CAD-CAM Sistemleri

Hastabaşı (Chairside) Üretim Konsepti

Bu üretim konseptinde bütün CAD-CAM komponentleri dental klinikte bulunmaktadır. Dental restorasyonun üretimi herhangi bir laboratuvar işlemi olmaksızın hasta başında gerçekleşmektedir. E4D ve CEREC sistemleri bu üretim konseptini desteklemektedir.⁵

Laboratuvar Destekli Üretim Konsepti

Bu üretim konseptinde diş hekimi ve laboratuvar arasındaki iş akışı geleneksel iş akışına benzer şekilde ilerlemektedir. Hekim aldığı ölçüyü laboratuvara gönderir ve alçı model elde edilir. Kalan CAD-CAM aşamaları eksiksiz olarak laboratuvarda

gerçekleştirilmektedir. Bu sistemde üretilen altyapı teknisyen tarafından kontrol edilerek, tabakalama veya presleme tekniği ile üzerine porselen ilave edilebilmektedir. Zeno TEC, Cercon, Everest, CEREC İnLab bu grupta yer almaktadır.⁵

Üretim Merkezli CAD-CAM Merkezleri

Bu üretim konseptinde dental protez üretimi bir freze merkezinde gerçekleşmektedir. Diş hekimi tarayıcı ve yazılıma sahiptir. Görüntüleme ve tasarımı kendi kontrolünde bulunduran hekim, verileri ana üretim merkezine gönderir. Restorasyon alt yapısı ana üretim merkezinden laboratuvara iletilerek teknisyen tarafından porselen ilavesi yapılır. Tam ark restorasyonlarında tercih edilebilecek bu üretim şekli ile aynı merkezde üretim yapılarak optimal kalite kontrolü sağlanmış olur. Lava ve Procera sistemleri böyle çalışmaktadır.⁵

2.5. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları ve Dezavantajları

CAD-CAM sistemleri güncel diş hekimliğine beraberinde çok sayıda avantajı da getirmiştir. Protetik restorasyonların üretiminde daha az iş gücü kullanılarak daha kısa sürede güncel materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur.⁸³ Geleneksel ölçü yöntemlerine göre çalışma yöntemleri basitleştirilmiş olan CAD-CAM sistemlerinde restorasyonların doğal diş formuna daha yakın üretilmesi mümkün olmuştur. Bununla birlikte marjinal ve internal uyumu yüksek restorasyonlar yüzey kalitesi ve mekanik direnci daha yüksek şekilde güncel materyaller kullanılarak üretilmiştir.⁴ Laboratuvar açısından da avantajları bulunan CAD-CAM sistemleri çapraz kontaminasyon riskini de ortadan kaldırmıştır.⁸⁴ Ayrıca daha kısa süre de yüksek kalite de restorasyonlar standardize şekilde üretilmektedir. İş akışının getirisi olarak tek seansta tedavinin gerçekleştirilebilmesi geçici restorasyon yapılmasını da elimine ederek ekonomik avantaj sağlamaktadır.⁸⁵

CAD-CAM sistemleri gelişen teknolojiye rağmen yüksek maliyetli sistemlerdir. Monolitik bloklarla üretilen restorasyonlarla istenilen rengin ve estetiğin sağlanamaması polikromatik blokların üretilmesiyle ortadan kaldırılmıştır. Ayrıca subgingival bölgenin taramasında çeşitli zorluklar yaşanmaktadır. Derin subgingival basamağı bulunan dişlerin ölçüsünün alınması beraberinde iyi bir retraksiyon yapılmasını zorunlu kılmaktadır.³

2.6. Güncel Kullanılan Ağız İçi Tarayıcılar

Ağız içi tarayıcılar görüntülemek istedikleri objeye gönderdikleri lazer veya ışık karakterindeki ışınları sahip oldukları kameralar ile toplayarak 3 boyutlu koordinat hesaplaması yapmaktadır. Sahip oldukları yazılım sayesinde oluşturulan nokta bulutları ile taranan objenin 3 boyutlu yapılandırılması yapılmaktadır. Günümüzde ağız içi tarayıcı teknolojisi ile 3 boyutlu objenin görüntülerinin elde edilmesinde tek bir görüntü yeterli olamamaktadır. Bu nedenle 3 boyutlu yapının dijitalizasyonu için çok sayıda farklı görüntünün elde edilmesi ve bunların birleştirilmesi gerekmektedir.⁷²

Ağız içi tarayıcılar görüntü serisini yakalamak ve birleştirmek amacıyla ya fotoğraf görüntüleme prensibini ya da dijital video görüntüleme prensibini kullanmaktadır.⁸⁶ Ağız içi tarayıcı sistemlerinin çalışma mekanizması fotoğraf ve video kaydı almanın haricinde, konfokal mikroskopi, aktif triangulasyon, aktive wavefront, optik kohorens tomografi ve çoklu tarama gibi veri elde etme prensiplerine göre de ayrılabilir.⁷²

Güncel kullanılan ağız içi tarayıcılar içerisinde kullanılan iTero Element 2 ağız içi tarayıcı ‘paralel konfokal mikroskopi’ yöntemiyle, Trios 4 ‘ultra hızlı optik kesit ve konfokal mikroskopi’ yöntemiyle, CEREC Primescan ‘dinamik derin tarama’ prensibiyle görüntü verilerini elde etmektedir.^{87, 88}

2.6.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri

2.6.1.1. Işık Projeksiyonu Ve Yakalama

3 boyutlu alanın rekonstrüksiyonunda pasif ve aktif teknikler arasında belirgin farklılıklar mevcuttur. Pasif teknikler intraoral dokuları aydınlatmak için yalnızca ortam aydınlatması kullanır ve belirli nesnenin doku seviyesine bağımlıdır. Aktif teknikler rekonstrüksiyonda nesnenin gerçek dokusuna ve rengine daha az bağımlıdır ve kameradan nesneye yansıtılan beyaz, kırmızı veya mavi yapılı ışıkları kullanır. Aktif tekniklerde nesneye ışık noktası yansıtılır ve nesneye olan mesafe triangulasyon ile hesaplanır.⁸⁹

2.6.1.2. Nesneye Olan Mesafe Teknolojileri

Triangulasyon

Bu teknolojinin temel prensibi ağız içi tarayıcıdan farklı dalga boylarına sahip ışığın yayılarak objeye yansıtılması ve objeden yansıyan ışığın kameralar tarafından yakalanarak yazılım aracılığıyla işlenmesidir.⁹⁰

Taranan bölgedeki veriler iki noktaya ait açının ve konumun üçgensel düzlemde hesaplanmasıyla elde edilir. Bu iki noktanın görüntülemesinde çift dedektör, prizma kullanan ya da aynı anda iki farklı noktadan görüntü yakalayan tek dedektör kullanılabilir.⁸⁹ CEREC Primescan, Omnicam ve CS3600 bu prensiple çalışmaktadır ve nesneye ait gerçek renkler rekonstrüksiyonda kullanılabilir.⁸⁸

Konfokal Mikroskopi

Bu teknoloji, ağız içi tarayıcı tarafından paralel ışık demetlerinin nesneye yansıtılması ve ışık demetlerinin aynı optik yol üzerinden geri dönmesi yoluyla seçilen derinlikte odaklanan ve odaklanmayan görüntülerin elde edilmesi prensibine dayanır.⁸⁹

⁹⁰ Bu teknoloji ayrıca objektif ile lensin odak uzaklığı ile ilişkili nesnenin mesafesinin hesaplanması için görüntünün netlik alanını tespit edebilir. 3 boyutlu görüntü nokta birleştirme (point and stitch) yöntemiyle elde edilmektedir.⁸ iTero ve Trios ağız içi

tarayıcılar bu prensibe dayalı görüntülenme yapmaktadır ve renkli görüntü elde edilebilmektedir.⁸⁸

Aktif Wavefront Örnekleme

Bu teknoloji eksen dışı açıklık modülüne ve kameraya sahiptir.⁸⁹ Modül optik eksen etrafında dairesel bir yol üzerinde hareket eder ve yüksek çözünürlüklü kameralar ile farklı açılardan görüntü alınır. 3M ESPE firması tarafından üretilen bu teknik LAVA COS ve True definition ağız içi tarayıcılarında kullanılır.⁸⁸ Işık yansımalarının fazla olması dolayısıyla bu sistem toz sprey kullanımını gerektirir.⁸ Aşağıdaki şekilde bazı ağız içi tarayıcı sistemler ile ilgili bilgiler gösterilmektedir (Şekil 2.2).

Sistemler	Firma	Teknoloji	Metot	Işık Kaynağı	Ağırlık	Toz Kaplama	Çürük Tanıma	Tarayıcı Verilerini Optimize Etme	Dosya Formatı	Renk Tespiti
CEREC Primescan	Densply Sirona	Triangulasyon Akıllı Piksel Derin Tarama	Ardışık Yakalama(Video)	Mavi Işık	524g	-	-	+	(.Rst/.Dxd) Veya .Stl	+
CEREC Omnicam	Densply Sirona	Aktif Triangulasyon	Ardışık Yakalama(Video)	Beyaz Işık	316g	-	-	-	(.Rst/.Dxd) Veya .Stl	+
Trios 4	3Shape	Konfokal Mikroskopi/Ultra Hızlı Kesit Alma	Ardışık Yakalama(Video)	Mavi LED Işık	216g	-	+(Floresans)	+	(.Dcm/.Ply) Veya .Stl	+
Trios 3	3Shape	Konfokal Mikroskopi/Ultra Hızlı Kesit Alma	Ardışık Yakalama(Video)	Mavi LED Işık	250g	-	-	+	(.Dcm/.Ply) Veya .Stl	+
İtero Element 5D	Align Teknoloji, Inc	Paralel Konfokal Mikroskopi	Fotoğraf	İnfrared (NIRI)	500g	-	+(NIRI)	+	.Ply Veya .Stl	-
İtero Element 2	Align Teknoloji, Inc	Paralel Konfokal Mikroskopi	Fotoğraf	Kırmızı Lazer Ve Beyaz LED	500g	-	-	+	Ply Veya .Stl	-
CS3600	Carestream Dental	Aktif Triangulasyon	Fotoğraf	Sarı,Mavi,Yeşil LED	327g	-	-	+	.Dcm, .Ply .Stl	+
True Definiton	MIDMARK	Aktif Dalga Boyu Örnekleme(AWS)	3D İn Motion	Dalgalı Mavi Işık	253g	+	-	-	.Stl	-
Planscan Emerald	Planmeca	Konfokal Mikroskopi	Ardışık Yakalama(Video)	Lazer	235g	-	+(Transluminasyon)	-	.Ply Veya .Stl	+

Şekil 2.2. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerin Özellikleri⁸⁸

2.6.2. iTero

Cadent tarafından 2007’de piyasaya sunulan iTero (Cadent Inc, Carlstadt, USA) sistemi tarayıcı olarak üretilmiştir. Dış ve çevre dokulardan dijital ölçüyü elde ederken paralel konfokal mikroskopi yöntemini kullanan iTero kırmızı lazer ışığını nesneye yansıtır. Bir ışın ayırıcısı aracılığıyla, yansıyan mor ışın odak filtresinden geçirilerek sadece merceğin odak noktasında bulunan görüntü sensöre yansıtılır. Odak uzaklığı bilindiğinden, nesnenin taranan kısmının merceğe olan uzaklığı bilinir.⁹¹

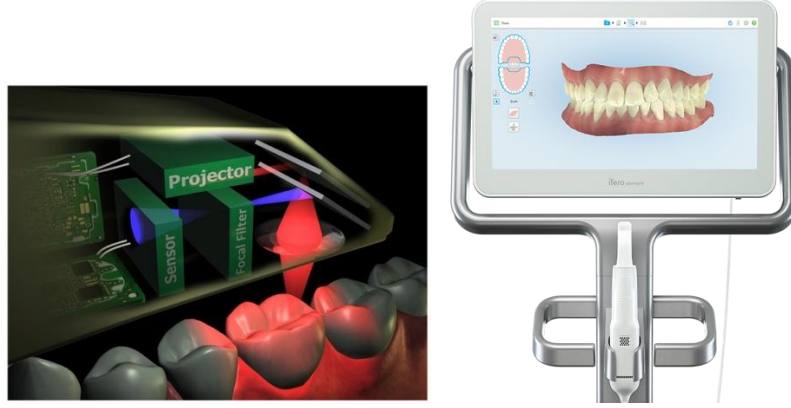
Tüm nesneyi taramak için, objektif her seferinde nesnenin bir kısmını sensöre yansıtırken yukarı ve aşağı hareket ettirilir. iTero tarayıcı ile 100.000 nokta kırmızı lazer ışığı yakalanarak tarama işlemi gerçekleştirilebilmektedir. Dış yüzeyinden 300 odak derinliğinde odaklanılmış görüntüler 50 µm aralıklarla kaydedilir.⁷⁸ Dış yüzeylerini toz sprey ile kaplamadan ağızda bulunan dokuları ve materyalleri taramak mümkündür.⁹² Bu durum bir avantaj olarak görülse de, tarayıcı kolun içerisinde fazladan bir renk düzeneğinin eklenmesini zorunlu kılmıştır. Sistem bir bilgisayar, monitör, fare, pedal, entegre klavye ve tarayıcı cihazı içerir. Tarayıcı tek kullanımlık kapağı değiştirilerek kolayca dezenfekte edilebilmektedir. Tarayıcı başlığın büyük olması bu tarayıcının dezavantajıdır.⁹³ Dış preperasyonlarının 3 boyutlu renkli görüntüleri elde edilerek restorasyonlar doğrudan CAD-CAM sistemi ile üretilebilir ya da konvansiyonel laboratuvar teknikleriyle üretim için model üretilebilir. Tarayıcı preperasyonun üzerine yerleştirilir. Tüm dokuların ve marjinlerin en uygun pozisyonda kayıt alınmasını sağlayan ses kontrolüyle veri kaydı alınır.^{94, 95}

Herhangi bir titreşim oluştuğunda bir önceki adımın tekrarlanması için uyarı verir.

iTero tarayıcılar protetik restorasyonlarda kuron, köprü ve laminate veneerlerde kullanıldığı gibi, ortodontik align ve retanier yapımında da kullanılabilmektedir.

Önceleri dental implantla ilgili uygulamaları sınırlıyken yapılan yeni iş ortaklıklarıyla klinik durum için gelişmeler yaşanmıştır.⁹⁶ iTero sistemi açık sistem olmasıyla birlikte DWOS gibi .stl dosyasını kabul eden yazılımlarla uyumludur.⁷⁸

iTero Element, Element Flex ve Element 2 olarak 3 ayrı tarayıcı ürünü bulunmaktadır (Şekil 2.3).⁹⁷



Şekil 2.3. iTero ağız içi tarayıcı^{91, 98}

2.6.3. Trios

3 Shape (3 Shape, Kopenhag, Danimarka) firması 2011 yılında yeni bir ağız içi tarayıcı sistem olan Trios sistemini piyasaya sürmüştür. Sistemin ilk modeli Trios standart siyah beyaz görüntü sağlarken, 2013 yılında üretilen Trios Colour renkli görüntüleme sağlamaktadır. 2015 yılında ise International Dental Show (IDS)'da tanıtımını yaparak 3. jenerasyon Trios 3'ü piyasaya sürmüştür. 2019 yılının Mart ayında piyasaya sürdüğü Trios 4, üç kat daha uzun batarya ömrü ile çürükleri de monitorize edilebilmekte ve başlangıç çürüklerinin ilerlemesi önlenebilmektedir. Dokunmatik ekranlı trolley, wireless bağlantısı veya harici bellek aracılığıyla bilgisayara bağlanabilen farklı tipleri mevcuttur. Trios sistemi 'ultra hızlı optik kesit ve konfokal mikroskopi' prensibiyle görüntü sağlamaktadır. Sistem, tarayıcı ve taranan nesne arasındaki uzaysal konumu sabitleyerek, bir dizi odak düzlemi konumu üzerinde desenin netleme düzlemindeki farklılıklarını tanır.⁶⁹ Tarayıcı prop ve dişler arasında

oluşan hareketlenmeyle ilişkili bozulma, saniyede 3000 görüntü kaydı alınarak azaltılmış olur.⁸ Bu tarayıcı sistem ile hekim taramayı yaparken görüntü eş zamanlı olarak ekranda görünmektedir. Taranan bölgenin görüntüsü büyütülebilir, döndürülebilir veya uygun görmediği yerler çıkarılabilir. Vakaya ait ağız içi görüntüler veya diş rengi laboratuvar ile paylaşılabilir. Sistem, Real Color Scan, HD Photo Function ve Digital Shade Determination gibi taranan nesnenin gerçek rengini yansıtan entegre özelliklere sahiptir. Böylece hekim diş dokusu ve marjın kenarlarının bitim sınırlarını daha rahat ayırt edebilmektedir.⁹⁹ Pudrasız görüntüleme sistemlerinden olan Trios sistemi ‘tarayıcıyı taranan nesneye göre hareket ettirmeden odak düzleminin değişimi’ gibi önemli bir özelliğe sahiptir.⁸ Odak düzlemi önceden belirlenmiş bir frekansta periyodik bir şekilde sürekli olarak değiştirilmelidir; kamera, optik sistem ve taranan nesne birbirine göre sabittir. Sistem, değişen odak düzlemi nedeniyle oluşabilecek görüntü bozukluklarının önüne geçen telesentrik lense sahiptir.⁸ Trios sistemi Cart ve Pod olarak 2 ayrı şekilde bulunabilmektedir. Trios Pod elde rahat kullanımı sağlayarak daha iyi hareketlilik ve esneklik sunar (Şekil 2.4).

Trios sistemi ile kuron, köprü, inley, onley, hareketli bölümlü protez, laminate veneer, geçici protez, implant üstü protetik restorasyon, post core, diagnostik mumlama, ortodontik alignerlar gibi geniş tedavi seçeneklerini kapsayan uygulamalar yapılabilir.¹⁰⁰ Klinik kullanım olarak sadece tarayıcı ve yazılım olarak bulunan Trios sisteminde dosyalar .ply, .dcm ve .stl uzantıları şeklinde kaydedilir^{8,87}



Şekil 2.4. Trios 4 ağız içi tarayıcı sistemi¹⁰⁰

2.6.4. Cerec Bluecam/Omnica

CEREC 1 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) 1987 yılında ilk intraoral dijital ölçü ve CAD - CAM cihazı olarak Duret sistemi ile birlikte piyasaya sürülmüştür.¹⁰¹ Açılımı “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” olan CEREC sistemi, ‘aktif triangulasyon ve konfokal mikroskopi’ prensibiyle çalışmaktadır.^{102, 103} Bu prensipte üç doğrusal ışık demeti 3 boyutlu uzaysal alanda belirli bir noktaya odaklanmaktadır ve bu prensip üçgensel ışık kavramı kullanılarak tasarlanmıştır.¹⁰⁴

CEREC AC, 2009 yılında Bluecam cihazını tanıtmıştır. Işık kaynağı olarak mavi LED diyottan yayılan bir tür görünür mavi ışık kullanılarak görüntü yakalanır. CEREC AC Bluecam cihazında, dijital ölçünün bir kadranı 1 dakika içerisinde ve antagonisti birkaç saniye içerisinde yakalanabilir.¹⁰⁵ Eşit olmayan ışık yüzeyleri taramanın doğruluğunu olumsuz etkileyebilmektedir. Düzgün ışık dağılımı sağlamak ve taramanın etkinliğini arttırmak için titanyum dioksit ile opak toz ajan kaplama yapılması önerilmektedir.¹⁰⁶

Bluecam’da görüntüleme tekniği olarak tek görüntü elde etme kullanılırken, Omnicam görüntüleme tekniğinde sürekli veri alımının 3 boyutlu model oluşturduğu ardışık tarama (video) kullanılmaktadır. Bluecam’de yalnızca tek diş veya kadran taranabilirken, Omnicam’de tek bir diş, kadran ya da tam ark taranabilmektedir. Polarize olmayan beyaz LED kullanarak görüntüleme yapan Omnicam, doğal renkte 3 boyutlu taramayı pudrasız olarak yapabilmektedir.^{107,108}



Şekil 2.5. CEREC Bluecam ve Omnicam ağız içi tarayıcı sistemleri⁸

2.6.5. Primescan

Densply Sirona tarafından 2019 Şubat ayında Dubai yıllık fuarında doğruluk, hız, kullanım kolaylığı, entegrasyon ve sınırsız aplikasyon gibi önemli beş özelliği bir arada toplayan Primescan (Sirona Dental System, GmbH, Bensheim, Germany) tarayıcı tanıtılmıştır (Şekil 2.6).¹⁰⁹

Yenilikçi bir tasarım olarak sunulan ‘akıllı piksel sensör’ teknolojisi sayesinde bu tarayıcı saniyede 1.000.000’den fazla noktayı ardışık tarama (video) prensibiyle üç boyutlu olarak tarayarak hassaslığı ve netliği yüksek verileri elde eder.¹¹⁰

Omnicam’de bütün arkın taranması yaklaşık 12 dakika sürerken, Primescan tarayıcıda bu ortalama 3 dakikaya düşmüştür.

Primescan tarayıcı ‘dinamik derin tarama’ prensibiyle çalışır. Bu özelliği sayesinde 20 mm derinliğe kadar hassas bir tarama sağlayarak subgingival alanları da içine alan endikasyonlarda önemli bir avantaj sağlar.¹¹⁰

Görüntü elde ederken fog önleyici kendini ısıtma özelliği parlak yüzeylerde, dik açılar ve erişilmesi zor alanlarda hekime tarama kolaylığı sağlamaktadır. Primescan tarayıcıda görüş alanının artırılması sayesinde daha az tarayıcı hareketiyle daha geniş alanların görüntüsünün elde edilebilmektedir. Otoklavlanabilir paslanmaz çelik, safir

camlı ya da tek kullanımlık başlık seçeneğini sunan Primescan tarayıcı, çapraz kontaminasyon riskinin elimine edilmesini sağlar.¹¹⁰

Omniscam gibi Primescan’de tozsuz bir şekilde gerçek renklerle 3 boyutlu tarama işlemini gerçekleştirir. Tarama istenildiği yerde durdurulabildiği gibi, istenilen zamanda tekrar başlanabilir. Hasta ağzında preperasyon, antagonist ve kapanış ilişkisi kaydedilirken, dijital ekranda 3 boyutlu model görüntülenerek hekim tarafından ölçü değerlendirilebilir. Tarama esnasında hastanın çenesi, yanakları, dili gibi gereksiz veriler yazılım tarafından otomatik olarak kesilerek model elde edilmesi yavaşlatılmadan net bir ölçü elde edilir.¹⁰⁹ Eğer laboratuvarla çalışılmak istenirse, inLab yazılımı olmayan laboratuvarlarla da bağlantı kurulabilir. Seçilen laboratuvara veri aktarımı açık .stl dosyası formatında ‘Connect Case Center’ uygulaması kullanılarak tek tıkla oldukça hızlı ve kolay olarak iletilebilir.¹⁰⁹

Yapılan güncel çalışmalarda diğer tarayıcılarla karşılaştırıldığında full ark taramalarında daha hassas ve doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir.^{111, 112}



Şekil 2.6. Cerec Primescan ağız içi tarayıcı sistemi¹¹⁰

2.6.6. Lava C.O.S/True Definition

3M ESPE tarafından 2008 yılında piyasaya sürülerek ağız içi dijital tarayıcı Lava C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) tanıtılmıştır. 2013 IDS fuarında ise ağız içi tarayıcı gelişmiş versiyonu olarak True Definition ismiyle tanıtıma sunulmuştur. Her iki tarayıcıda ‘aktif dalga boyu örnekleme prensibi’(AWS)

ile video kaydı alarak çalışmaktadır. Bu çalışma prensibi 3M ESPE tarafından ‘3D-in-Motion teknolojisi’ olarak adlandırılmıştır. 13.2 mm genişliğinde tarayıcı ucuyla en küçük tarayıcı uca sahiptir. Bu tarayıcı, titreşimli mavi ışığı ışık kaynağı olarak gönderir. Mobil ana bilgisayar ve dokunmatik ekranla çalışır (Şekil 2.7). Aynı CEREC AC Bluecam’de olduğu gibi taramadan önce diş yüzeyinde toz boya sprey gerektirir.¹¹³ Diğer yazılımlarla gösterilen uyumluluk Lava C.O.S. tarayıcı sistemini yarı açık bir sistem yapmaktadır.⁷⁸



Şekil 2.7. Lava COS ağız içi tarayıcı sistemi¹¹⁴

2.6.7. E4D

2003 Yılında D4D (D4D, Richardson, Texas) olarak üretime geçen marka, 2013 yılında marka ismini E4D olarak değiştirmiştir. Tarayıcı (Intraoral Digitizer), yazılım ve milleden ünitelerden oluşmaktadır. ‘Optik koherens tomografi’ görüntüleme prensibi olarak kullanılmaktadır. Işık kaynağı olarak kırmızı lazeri kullanan tarayıcısı tarama esnasında pudra kullanımını zorunlu tutmaz.⁷² Anlık fotoğraf ile görüntüleri yakalayan tarayıcıda bu görüntüler birleştirilerek üç boyutlu model elde edilmektedir.⁸ Firma patentli mavi lazer ışıklı teknolojisini kullanan ve video hızında görüntü elde edebilen Nevo isimli yeni tarayıcı geliştirmiştir.¹¹⁵

2.6.8. Carestream 3600

CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, GA, USA) ağız içi tarayıcı ‘aktif triangulasyon’ prensibi ile fotoğraf kaydı alarak çalışmaktadır. Beş dakikadan kısa sürede 2 arkı ve okluzyonu tarayabilen bu tarayıcı 20 x 17 mm normal, 16 x 20 mm kenar odaklı tip, 14 x 18 mm posterior tip olmak üzere 3 ayrı başlığa sahiptir. Diğer CAD-CAM yazılımlarıyla kullanılabilmesi için .stl, .ply and .dcm şeklinde dosya transferi sağlayabilme özelliğine sahiptir. Subgingival endikasyonlarda ve post yapımında önemli olan tarama derinliği -2 ile +12 mm arasında belirtilmiştir.¹¹⁶

2.6.9. Planscan

Dijital diş hekimliğinde 2013 yılında Planmeca (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) firması E4D firmasıyla yaptıkları anlaşma sonucu ürünlerini beraber geliştirmek için anlaşmış ve Planscan adında triangulasyon prensibiyle çalışan ağız içi kamerayı üretmişlerdir. Dental ünit veya bilgisayara bağlanabilme özelliği olan bu tarayıcı, mavi lazeri ışık kaynağı olarak kullanmaktadır. Tarama esnasında renkli ve gri olarak tarama seçenekleri sunmaktadır. Buğulanmayı önleyici teknolojiye sahiptir.¹¹⁷

2.7. Laboratuvar Tarayıcıları

Laboratuvar tarayıcıları, geleneksel yöntemle elde edilmiş ölçüyü veya ölçüden elde edilen alçı modeli tarayıp dijitalize ederek bilgisayara aktaran cihazlardır. Sistem üç boyutlu tarayıcı, bir veya daha fazla kamera ve ışık kaynağıyla birlikte taranan nesneyi ışık kaynağı ve kameralara doğru hareket ettirecek ve farklı eksenlerde hareketini destekleyecek bir mekanizmaya sahiptir. Işık kaynağının taranan nesne üzerine yönlendirdiği tanımlanmış çizgilerin görüntüleri kameralar tarafından kaydedilir.¹¹⁸

Işık kaynağı ve kameralar arasındaki açı ve mesafe bilindiğinden trigonometri kullanılarak hesaplama yapılabilir. Triangulasyon olarak bilinen bu prensip için tek kamera yeterli olsa da 2 kamera ile daha hızlı, doğru ve kapsamlı bilgi elde edilebilir.¹¹⁹

Yansıtılan her bir ışık 3 boyutlu kontur oluşturur. Tarayıcı başlığın ve taranan nesnenin birbirlerine göre hareketi neticesinden birden fazla üç boyutlu kontur oluşmaktadır.¹¹⁸

Lazer tarayıcılar ile tarayıcı başlığın doğrusal ekseninde hareket etmesi sağlanarak birden fazla çizgi elde edilebilir. Sabit tarayıcı başlığa sahip beyaz ışıklı tarayıcılar ise merkezi noktadan ardışık şekilde eğimli çizgiler elde edebilir. Beyaz ışıklı tarayıcılar ve lazer tarayıcılarında kullanılan çalışma prensibinin aynı olmasına dayanarak birinin diğerinden üstün olduğunu söylemek mümkün değildir.¹¹⁸

2.7.1. Amangirr Bach Laboratuvar Tarayıcı Sistemleri

Ceramill MAP 200+

2 eksenli çizgisel ışık teknolojisi ve ‘DNA Hız Tarama’ stratejisi kullanarak Ceramill MAP 400 tarayıcıya denk tarama hassasiyeti ve hızı sunmaktadır. Ölçü, model, çoklu day ve renkli doku taraması yapabilmektedir. Farklı model sistemlerine uyumlu evrensel plakaları ile kullanım kolaylığı sağlamaktadır.¹²⁰

Ceramill MAP 400

Amangirr Bach tarafından Motion 2 freze cihazı ile uyumlu ve sorunsuz çalışması için üretilmiş yeni nesil, gelişmiş, tam otomatik, yüksek performanslı laboratuvar tarayıcısıdır. İki eksenli olan bu tarayıcı çizgisel ışık teknolojisi ile çalışmaktadır. Tarama hassasiyeti 20 µm olan tarayıcı Ceramill MAP 300’e göre daha hızlıdır ve üçte bir oranında daha küçüktür. Geliştirilmiş üç boyutlu tarayıcı sensörleriyle daha geniş alanda ölçüm yapılabilmekte ve bu sayede alçı, model, ısırma kaydı ve 14 üyeli köprüye kadar hızlı tarama sağlayabilmektedir. Tek day ve full ark

taraması sırasıyla 85 s ve 120 s’dir. Dosyaları diğer CAD yazılımlarıyla uyumlu olması için .stl halinde kaydedebilmektedir (Şekil 2.8).¹²¹



Şekil 2.8. Ceramill MAP 400 masaüstü tarayıcı¹²²

Ceramill MAP 600

3 eksenli mavi ışık teknolojisi ve ‘DNA Hız Tarama’ stratejisi kullanan bu tarayıcı artikulatörlere uyumlu universal taşıyıcı plakalara sahiptir. Otomatik Z eksenine sahip olan bu tarayıcının full ark taraması yaklaşık 18 s sürmektedir.¹²³

2.7.2. 3 Shape Sistemi

3 Shape laboratuvar tarayıcılarını ‘D’ ve güncel olarak ‘E’ serisi olarak piyasaya sürmüştür.

D900 Serisi

3 Shape firmasının en gelişmiş laboratuvar tarayıcıları olan D900 ve D9000L serileri mavi led ışık teknolojisi kullanarak taramayı gerçekleştirmektedir. 5 Megapiksel 4 adet kameraya sahiptir. Renkli kayıt alabilmektedir. ¹²⁴

E4 Serisi

3 Shape’in yine en gelişmiş laboratuvar tarayıcılarından olan bu seri ‘mavi LED ışık teknolojisi’ ile çalışmaktadır. 5 Megapiksel 4 adet kameraya sahip olan bu tarayıcı ile ölçü ve model taranabilmektedir. Görüntüler renkli olarak kaydedilebilmektedir (Şekil 2.9).¹²⁵

R2000

Yine 3 Shape'in en gelişmiş tarayıcılarından biri olan bu seride de 'mavi LED ışık teknoloji' kullanılarak görüntü elde edilmektedir. 5 Megapiksel 4 adet kameraya sahiptir. Diğer laboratuvar tarayıcılarından farklı olarak tarama stratejesinde modeldeki dayı tarayarak görüntü elde edilebildiği gibi, 'hepsi bir arada' yöntemi kullanılarak alt ve üst çene görüntüleri, day formları ve okluzyon bilgileri tek seferde elde edilerek kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Şekil 2.9).¹²⁵



Şekil 2.9. 3 shape R2000 ve E4 Serisi¹²⁵

2.7.3. Sirona Sistemi

İn Eos X5

Beş eksenli laboratuvar tarayıcısı manuel kullanımın yanında robot kolun hareketiyle otomatik kullanım sunmaktadır. Geniş çalışma alanı sayesinde yaygın kullanımda bulunan artikülatörlerin konumlandırılmasına izin vermektedir. Ayrıca .stl veri aktarımı sağlayarak diğer yazılımlarla uyumlu açık sistem özelliği bulundurmaktadır.¹²⁶

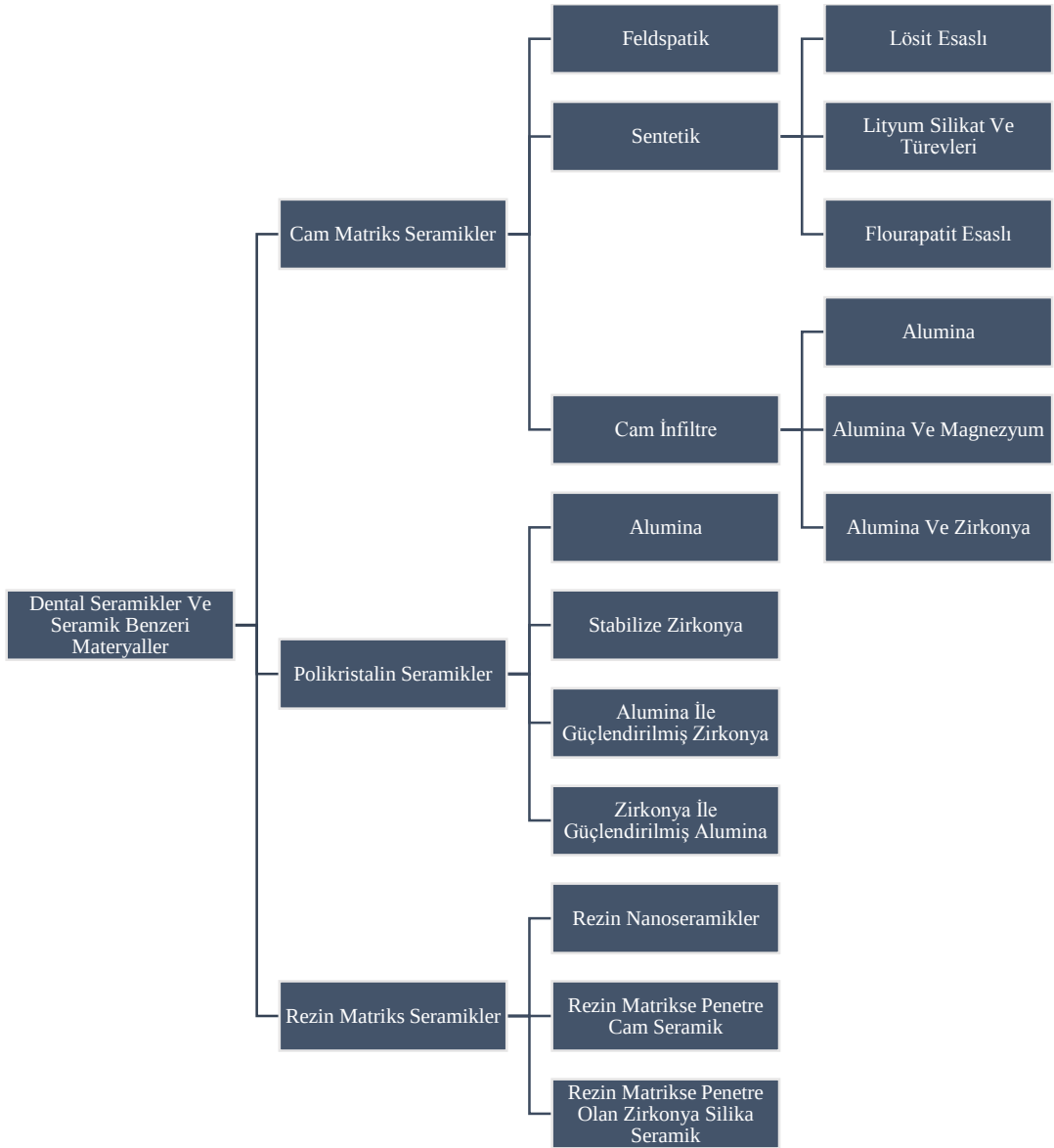
2.7.4. DWOS Sistemi

Dental Wings Inc. (Montreal, Kanada) firmasının tüm hakları 2017 yılında Straumann Group (Basel, İsviçre) tarafından satın alınmış ve böylece Dental Wings tarafından üretilen 3 ve 7 series laboratuvar tarayıcıları bu tarihten itibaren Straumann 3 ve 7 series olarak üretime geçmiştir. Mavi lazer ışığı teknolojisi kullanılmaktadır.¹²⁷

2.8. Dental CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller

Kaybolan doğal diş dokuları yıllardır protetik ve restoratif diş hekimliğinde çeşitli birçok materyal ile restore edilmektedir. Son dönemlerde estetik beklentilerin artması ve CAD-CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber farklı endikasyonlarda kullanılabilecek değişik içeriklere sahip materyaller üretilmiştir. Restorasyonun çeşidine, ağızdaki konumuna, hekimin tercihine, hastanın sosyoekonomik durumuna uygun, hastanın beklentilerini karşılayan uygun materyali seçmek önemlidir.¹²⁸

Yapılan güncel CAD-CAM seramik sınıflaması aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 2.10).¹²⁹



Şekil 2.10. CAD-CAM seramik sınıflaması¹²⁹

2.8.1. Cam Matriks Seramikler

2.8.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik CAD-CAM seramik bloklar inley restorasyonların üretimi için diş hekimliğinde uygulanmış ilk bloklardır.¹³⁰

Cam matriks içerisinde 3-4 μm boyutlarında feldspar partikülleri %30-35 oranında dağılmıştır. Elastik modülleri 45-63 MPa olan bu blokların kırılma dayanımları 150 MPa olarak belirtilmiştir. Feldspatik CAD-CAM bloklarda partikül

şekillerinin ince olması sıkıştırılabilirliğini sağlamıştır. Böylece boşluksuz yapılar anlamına gelen CAD-CAM bloklarına özgü ‘porefree’ özelliğine sahip materyaller elde edilebilmiştir.¹³¹

2.8.1.1.1. Vita Mark I

CEREC sistemi ile kullanılan ince grenli felspatik porselendir. 1985 yılında piyasaya sürülmüştür. Kırılma dayanımı 120 MPa olarak belirtilmiştir. Fiziksel dayanıklılık ve aşınma değerleri bakımında metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan felspatik porselenle benzerlik göstermektedir.¹³²

2.8.1.1.2. Vita Mark II

CEREC sistemi için 1991 yılında özel olarak üretilen bu bloklar Vita Mark I bloklara göre daha ince grenli olarak (4 µm) üretilmiştir. Bu duruma bağlı olarak bükülme dayanımında glaze sonrası 160 MPa olacak şekilde bir artış sağlanmıştır.¹³³

Geleneksel felspatik seramiğe benzer materyallerden kaynak alınarak üretilen bu seramikler üretim aşamasında kullanılan teknik konusunda farklılık göstermektedirler. Plastize edilmiş seramik materyele şekil verebilmek için presleme yapılması yöntemiyle elde edilmektedirler ve bu ekstrüzyon molding olarak adlandırılmaktadır. Birçok renk seçeneği bulunan bu bloklar monolitik olmaları nedeniyle estetik olarak yetersiz bulunabilmektedir.¹³²

2.8.1.1.3. Vita Triluxe

Vita Triluxe forte ve Reallife benzer yapısal özellik gösteren felspatik bloklardır. Bükülme dayanımları 155 MPa olarak belirtilmiştir. Sırasıyla 3, 4 ve 6 değişik renk tabakasına sahip bu bloklar polikromatiktir ve bu sayede doğal diş dokusunu daha başarılı taklit edebilmektedir.¹³²

2.8.1.1.4. Cerec Blok

2007 yılında piyasaya sürülen bu bloklar yapısal olarak Vita Mark II'ye benzemektedirler. Traslüsent, medium ve opak olmak üzere farklı doygunluğa sahip bu bloklar 6 farklı renk seçeneğine sahiptir.¹³⁴

Doğal diş ve restorasyon arasında ışık geçirgenliği nedeniyle oluşan uyumsuzluk Polikromatik CEREC blokları sayesinde daha az yaşanmaktadır. Mineye benzer aşınma değerleri gösteren bu bloklar, 120 MPa bükülme dayanımı göstermektedir.¹³⁵ Cam içerikleri fazladır ve bu sebeple HF asitleme yoluyla yüzeyi pürüzlendirme ve adeziv simantasyonda oksit seramiklere oranla daha başarılı sonuçlar göstermektedir.¹³⁶ Laminate veneer, inley, onley, parsiyel kuron ve anterior-posterior bölge tek kuron endikasyonları vardır.¹³⁷

2.8.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler flourapatit içerikli, lösit içerikli ve lityum silikat ve türevleri olarak 3 alt grupta toplanmaktadır. İçerikleri üretici firmalara göre değişiklik gösterse de temel olarak silikon dioksit (SiO_2), sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir.¹²⁹

2.8.1.2.1. Löstle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar

Lösit esaslı cam seramikler, cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon gerçekleştirilerek 1995 yılında elde edilmiştir.¹³⁸

Lösit kristallerinin boyutları 5-10 μm 'dir. Cam matriks içerisinde hacimce % 35-40 kadarını kaplayan lösit kristalleri genişleme katsayılarının cam matriksten daha fazla olması sayesinde yapıyı çatlamalara karşı koruyan bir bariyer görevi görmektedir.¹³⁹ Aşınma katsayıları ve ışık geçirgenlikleri mineye benzer özellik göstermektedir ve böylece estetik özellikleri yüksek restorasyonlar elde edilebilmektedir.¹⁴⁰ Paradigm C ve IPS Empress CAD bu gruba örnek olarak verilebilir.¹⁴¹

2.8.1.2.2. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik Bloklar ve Türevleri

Lityum disilikat seramiklerde cam matriks içerisinde dağılmış faz lösitle güçlendirilmiş seramiklere kıyasla daha fazladır. % 70 kadar cam matriks fazın içerisinde dağılmış halde bulunan lityum disilikat kristaller 1.5 µm boyutunda iğneye benzemektedir. Lityum ortofosfat (Li_3PO_4) olan camsı matrikse entegre şekilde bulunan bu kristaller birleşerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığını arttıırırlar.¹⁴¹

IPS e.max CAD

2005 yılında CAD-CAM frezelemeye uygun lityum disilikat bloklar IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olarak Ivoclar firması tarafından dental kullanım için piyasaya sürülmüştür. IPS e.max CAD kristalizasyon süreci 2 aşamadan meydana gelir. İlk aşama ara kristalleşme fazı olarak adlandırılır. Bu aşamada materyalin hasta başında daha kolay frezelenebilmesini sağlayan lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri bulunmaktadır. Bu kısmi kristalizasyon nedeniyle IPS e.max CAD bloklar mavi renktedir. Bu formda seramik 130 -150 MPa aralılığında bükülme dayanımı göstermektedir. İkinci aşamaya geçildiğinde bir porselen fırınında 840-850 °C’de ısıt işlem uygulanır ve lityum metasilikat çözülerek, lityum disilikat kristalleşir. Bu aşamanın sonunda hacimce %70 oranında 1,5 µm boyutlarında ince grenli lityum disilikat kristalleri içeren cam matriks oluşur. Kristalizasyondan sonra mavi renkten dış rengine dönen materyalin bükülme dayanımı da 360 MPa olmaktadır.¹⁴² Endikasyon olarak ince lamina veneer, kron, inley/onley, okluzal veneer, zirkon altyapı üzerine veneer materyali olarak (cad-on), ikinci premoların anteriorunda olması kaydıyla 3 üyeli köprü, implant üstü krun ve hibrit abutment sayılabilir.¹⁴³ Bloklar monolitik olarak kullanılabilir. Estetiği arttırmak için cut-back tekniğiyle IPS e.max Ceram gibi veneerleme materyaliyle veneerleme ya da boyama gibi işlemlerle karakterizasyon

sağlanabilir. Uzun köprülerde zirkonya altyapı üzerine cad-on tekniği kullanılarak da kullanılması mümkündür.¹⁴⁴

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat CAD-CAM Bloklar

Seramik blokların üretimi ve restorasyonun fabrikasyonu lityum disilikata benzer şekilde üç aşamadan oluşur. İlk aşamada eriyen malzeme kalıplanır ve bu aşamada blok cam fazındadır. Nukleasyon/prekristalizasyon çekirdeklerin oluşmaya ve büyümeye başlamasının peşine uygulanan ön ısıtma işlemidir. Bu aşamada cam, seramik özelliklerine sahiptir ve materyal sadece lityum metasilikat kristalleri içerir. Bu sebeple CAM ünitesinde frezelenmesi kolaydır. Final kristalizasyon aşamasında ise 840 °C’de 8 dk süreyle ısıtma işlemi uygulanır ve böylece restorasyon nihai fiziksel özellikleri ve rengini kazanmış olur. Son iki aşamada materyalin içeriğindeki zirkonya çekirdekleştirici bir ajan olarak hareket eder bununla birlikte camsı matrikste çözünmüş olarak kalır.¹⁴⁵ Bu materyaller ağırlıkça yüksek silika (% 55-65) içeriklerine rağmen glaze işleminden sonra geliştirilmiş kırılma dayanımına (370-420 MPa) sahiptir (Şekil 2.11). Bu durum geleneksel cam seramiklere göre on kat daha fazla zirkonyum oksit içermesiyle ilişkili görülmüştür. Materyalin sahip olduğu kompozisyon optik özellikleri üzerine olumlu etki yapmış ve doğal diş görüntüsüne yakın (natural opalesens, florasesanslık ve bu kalemin etkisi) estetik özellikler elde edilmesine imkan tanımıştır.¹⁴¹

ZLS seramikleri ikili bir mikro yapıdan oluşur:

- Çok ince lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri (ortalama boyut: 0.5-0.7 μm); bu, yalnızca lityum disilikat kristalleri içeren seramiklerinden temel farktır. Ayrıca oluşan kristaller lityum disilikat kristalinden 4 ila 8 kat daha küçüktür.
- Çözelti içinde %10 zirkonyum oksit içeren camsı matris; içeriğindeki camsı matriks oranının yüksek olması üstün optik özellik ve parlatabilme sağlar.¹⁴⁶

Dental sektörde zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat Suprinity (Vita) ve Celtra Duo (Dentsply) olarak 2 firma tarafından piyasaya sunulmuştur.¹⁴¹

Vita Suprinity

2013 yılında dental markete sunulan bu materyal 0.5 µm boyutlarında çok ince grenli kristal içeriğiyle piyasaya sunulmuştur. Üretici firma tarafından homojen ve küçük partiküllerin materyale üstün estetik özellikler sağladığı belirtilmiştir. Prekristalize formda bal renginde bulunan materyalin frezelenmesi daha kolay olmaktadır. Ancak materyal frezeleme işlemi sonrası 850 °C’de 8 dk fırınlama işlemiyle rekristalize edilmelidir. Materyalin fırınlama işlemi öncesi 210 MPa olan bükülme dayanımı fırınlama sonrası 420 MPa olarak belirtilmiştir.¹⁴⁷ Endikasyon olarak firma tarafından inley, onley, veneer, anterior ve posterior kuron yapılabileceği belirtilmiştir.¹⁴⁸ Altyapı olarak ve monolitik olarak kullanılabilen materyale veneerleme seramiği olarak feldspatik Vita VM II tavsiye edilmiştir.¹⁴⁹ Işık geçirgenliğine göre translüsens (T) ve high-translüsens (HT) olmak üzere 2 farklı blok çeşidi bulunmaktadır.¹²²

Vita Suprinity'nin kırılma dayanımı (2.31 ± 0.17 MPa), eğilme dayanımı (443.63 ± 38.90 MPa), elastik modülü (70.44 ± 1.97 GPa) ve sertliği (6.53 ± 0.49 GPa) değerleri, lityum disilikata kıyasla önemli ölçüde daha yüksektir.¹⁵⁰

Celtra DUO

2014 yılında Dentsply tarafından kullanıma sunulan bloklar % 10 oranında zirkonyum oksit (Zr_2O) ile desteklenmiştir. İçeriğinde 0.5-0.7 µm boyutlarında ekstra ince boyutlarda bulunan lityum disilikat materyali üretici firmaya göre cam matriks içerisinde tamamen çözünmüştür. Tam sinterize halde bulunan bu materyal, kristalize haliyle frezelenebilmektedir. Frezeleme işlemi sonucu fırınlama ihtiyacı duyulmadan mekanik cilalamayla simante edilebilmektedir. 370 MPa bükülme dayanımı gösteren

materyalin Low-translüsens(LT) ve High-translüsens(HT) olmak üzere 2 çeşiti bulunmaktadır.¹⁵¹

Endikasyonları inley, onley, anterior ve posterior kuron, anterior bölgede köprü ve implant üstü hibrit abutmenttir.¹⁴¹

		İçerik	%	Bükülme Dayanımı (MPa)
Lithium-silicate	Celtra Duo, Dentsply (2013)	ZrO ₂	10	370
	VITA Suprinity [®] , VITA Zahnfabrik (2013)	SiO ₂ Li ₂ O ZrO ₂ P ₂ O ₅ Al ₂ O ₃ K ₂ O CeO ₂ pigments	56-64 15-21 8-12 3-8 1-4 1-4 0-4 0-6	420

Şekil 2.11. ZLS CAD-CAM blokların içerik ve elastik modülleri¹⁴¹

2.9. Marjinal ve İnternal Uyum

Diş hekimliğinde sabit protetik diş tedavisinde yapılan restorasyon hastanın genel sağlığını bozmadan intraoral dokuların kaybedilen estetik ve fonksiyonunu tedavi etmeyi amaçlar.¹⁴²

Bununla birlikte marjinal uyum ve internal uyum restorasyon başarısını etkileyen unsurların başında gelmektedir. Restorasyonun oral kavitenin biyolojik ortamında uzun ömürlü olabilmesi için diş kesiminin bitiş çizgisine sabit protezin sıkıca adapte olması gerekmektedir.¹⁵²

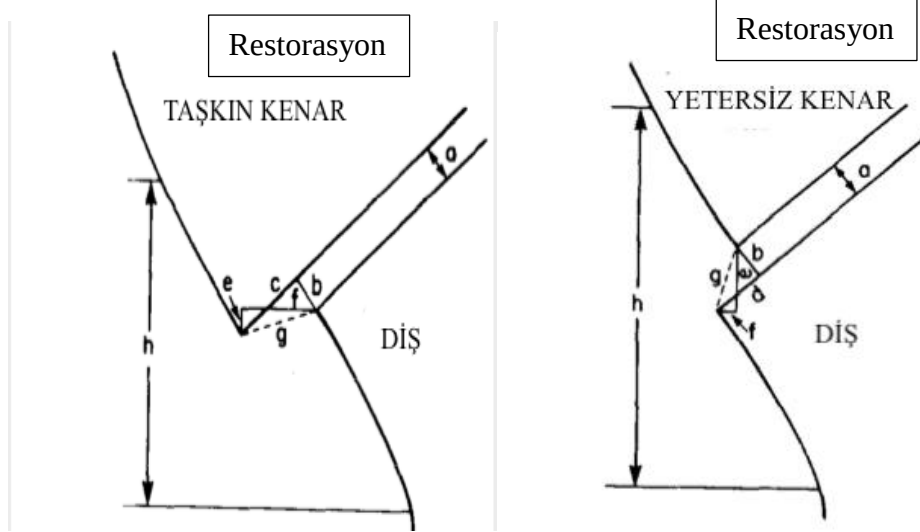
Marjinal uyumu kötü bir restorasyon dayanak dişte sekonder çürük oluşumuna ve çevresindeki periodontal dokularda irritasyon oluşturabilecek bakterilerin kolonize olmasına sebep olabilir.^{2, 153}

Ayrıca böyle bir durumda oral kaviteden restorasyon içine oluşan mikrosızıntı dentin tübülleri yoluyla pulpaya ulaşarak endodontik enflamasyona sebep olabilmektedir. Uzun dönemde yetersiz marjinal uyum restorasyonda gerilim kuvvetlerinin birikmesi nedeniyle dayanıklılığı da olumsuz etkilemektedir.¹⁵⁴

Klinik açıdan restorasyon ve diş arasında oluşan marjinal uyum kadar internal uyumda oldukça önemlidir. Tuntiprowen ve ark.¹⁵⁴ artmış internal aralık değerinin restorasyonun dayanıklılığı üzerine olumsuz etki ettiğinden bahsetmişlerdir. Bununla birlikte internal uyuma sahip restorasyonlar rezistans ve retansiyon formlarından ödün vermeden kuronun prepare diş üzerine oturmasını kolaylaştıracaktır.^{154, 155} Aksi durumda kuron oturması tam olmayan restorasyonların marjinal adaptasyonu olumsuz etkilenmiş olacaktır.¹

Restorasyon için hazırlanmış prepare edilmiş diş yüzeyinin final formu, basamak kenar bitim şekli, aksiyel duvarlarının açısı, simantasyon esnasında kullanılan simanın akışkanlığı, simantasyon süresi, simante edilirken uygulanan kuvvet ve basınç restorasyon ile diş arasındaki uyumu belirleyen faktörler olarak belirtilmektedir.^{156, 157}

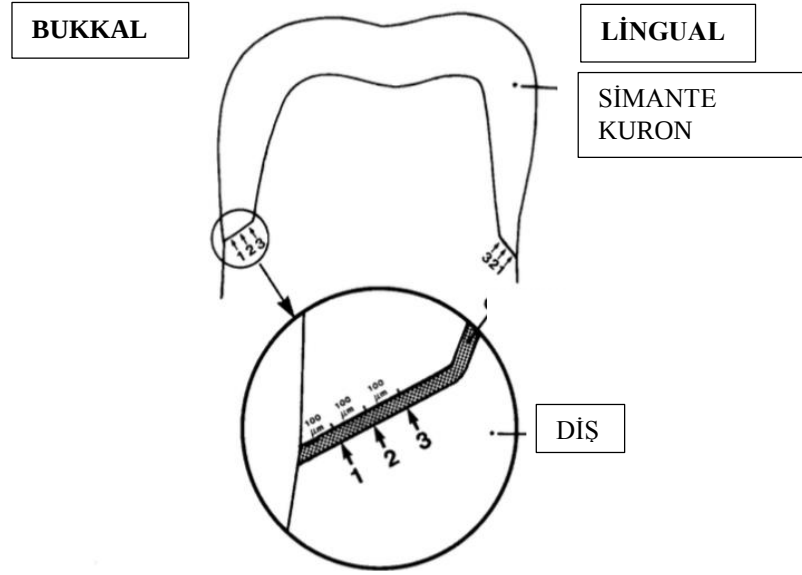
Literatürde araştırmacılar arasında marjinal uyumun belirlenmesinde seçilen ölçüm noktaları ve ‘uyum’ teriminin kullanımında fikir birliği sağlanamayarak farklılıklar oluşmuştur.¹⁵⁸ Uyumun ölçülmesinde internal adaptasyon, marjinal adaptasyon, vertikal oturma, kenar açıklığı, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi özelliklerden bahsedilmektedir. Mevcut karmaşıklığa son vermek için Holmes ve ark.¹⁵⁶ kullanılan terimleri yaptıkları çalışmada açıklamışlardır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Holmes ve ark.'nın tanımladığı uyumsuzluk terminolojisi¹⁵⁶

a. İnternal aralık b. Marjinal aralık c. Taşkın kenar d. Yetersiz kenar e. Vertikal marjinal açıklık f. Horizontal marjinal açıklık g. Mutlak marjinal açıklık h. Oturma uyumsuzluğu

Marjinal aralığa ait ölçümlerde Abbate ve ark.¹⁵⁹ marjin kenarında içeriye doğru 100 µm'lik eşit mesafelerde ölçüm yapmışlar böylece randomize hatalı durumların ölçüm sonuçlarını etkilemeyeceğinden bahsetmişlerdir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Marjin kenarından 100 µm eşit aralıklarla alınan ölçüm noktaları¹⁵⁹

Sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerini literatür aracılığıyla kesin olarak belirlemek zordur. American Dental Association (ADA) spesifikasyonu No. 8, bir diş kuronu için yapıştırma simanının kalınlığının, tip I yapıştırma ajanı kullanıldığında 25 µm'yi veya tip II yapıştırma ajanı kullanıldığında 40 µm'yi geçmemesi gerektiğini belirtir.¹⁶⁰ Bu aralıktaki marjinal açıklıklara nadiren ulaşılsa da, bu klinik bir hedef olarak kabul edilmiştir.¹⁶¹ Fransson ve ark.¹⁶² ve McLean ve von Fraunhofer¹⁶³ simantasyon sonrası klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluğun 150 µm ve 120 µm'den az olması gerektiğini savunmuşlardır. Bununla birlikte pek çok araştırmacı McLean ve von Fraunhofer tarafından belirlenen 120 µm değeri sınır değeri olarak kullanılmaktadır.^{57, 164, 165} Marjinal aralık değerinin 120 µm'den fazla olması ağız ortamındaki sıvılarla simanın temas etmesine sebep olup daha hızlı siman çözünmesine neden olmaktadır. Bu sebeple restorasyonun ömrü daha kısa olmaktadır.¹⁶⁶ Siman tabakasının kalın olması ise restorasyon iç yüzeyinde ve tabakalama seramiğinde gerilimler oluşturarak çatlak oluşmasına sebep olabilir.¹¹³

2.10. Marjinal ve İnternal Uyum Ölçüm Yöntemleri

Yapılan protetik restorasyonun uyumu in vivo ya da in vitro koşullarda değerlendirilebilmektedir. İn vivo koşullar her ne kadar klinik durumu yansıtsa da, çevresel koşullar ve çiğneme etkinliği gibi değişkenler nedeniyle standartize edilmesi zordur. Bu nedenle in vitro koşullar mümkün olduğunca klinik durumu yansıtmalı, olabildiğince az değişkenle rahatlıkla tekrarlanabilmelidir.¹⁶⁷

Günümüzde marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde standart bir yöntem yoktur. Literatür araştırıldığında uyum değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler şöyledir¹⁵⁸:

1. Güdük üzerinden direk ölçüm
2. Rezin replika yöntemi
3. Kesit alma
4. Silikon replika yöntemi
5. X ışınları ile üç boyutlu taranarak görüntüleme

2.10.1. Güdük Üzerinden Direk Ölçüm

Bu ölçü yöntemi uygulanması en kolay ve en çok tercih edilenlerden biridir.¹⁶⁸ Hazırlanan restorasyon güdük üzerine yerleştirilerek elektron mikroskopu ya da stereomikroskop kullanılarak marjinal bölgenin dijital fotoğraf makinesi aracılığıyla fotoğrafları çekilir. Fotoğraflar üzerinde marjinal aralık değerinin ölçümü manuel olarak yapılabileceği gibi, profesyonel fotoğraf düzenleme programlarıyla da yapılabilir. Bu yöntemle iç uyumun ölçülmesi mümkün değildir. Yalnızca marjinal uyum değerlendirmesi yapılabilir. Duplikasyon için ekstra herhangi bir materyal gerektirmez, direk ölçüm yapılır. Ancak bu yöntemin 2 önemli dezavantajı vardır. Birincisi ölçmek için referans noktalarının belirlenmesi zor olabilir. İkincisi projeksiyon hatalarına yol açabilir.¹⁵⁸

2.10.2. Rezin Replika Yöntemi

Bu yöntemde marjinal aralık değerinin ölçülmesi istenen restorasyonun marjinal bölgesinin ölçüsü alınır.¹⁶⁹ Elde edilen silindir şeklindeki ölçü kalıbına patern rezin uygulanarak marjinal bölgesinin 3 boyutlu replikası elde edilmiş olur. Bu replika patern rezin üzerinden ölçümler direk yöntemde olduğu gibi uygulanır. Direk yöntemde marjinal bölgenin ölçümü yapılırken proksimal bölgenin ölçümünü sabit şekilde yapmak zordur. Rezin replika yönteminde elde edilen silindir şeklindeki duplikasyon ile ölçüm her bölgede rahatlıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı replika için kullanılan rezinin büzülme göstererek mevcut aralığı tam yansıtamaması ve hata payı oluşturmastır.¹⁵⁸

2.10.3. Kesit Alma

Bu yöntemde diş ve restorasyon simantasyondan önce ya da sonra epoksi rezin içerisine gömülür. Bukko-lingual bölgeden kesit alınarak ya da kontrollü aşındırma yapılarak marjinal ya da internal aralık gözlemlenir. Ölçümler taramalı elektron mikroskopuyla (SEM) ya da ışıklı elektron mikroskopuyla yapılabilir.¹⁷⁰ Ölçüm netliğinin düşük olması ve referans noktalarının tanınmasında güçlük olması bu yöntemin dezavantajıdır.^{158, 167} Restorasyon ve diş arasında radyoaktif ve ya kimyasal boyaların sızmasıyla bir renklenme arzu ediliyorsa boya maddelerine batırılarak da ölçüm yapılabilir.¹⁷¹

2.10.4. Silikon Replika Yöntemi

Marjinal ve internal aralığın ölçülebildiği silikon replika siman aralığı yönteminde akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi restorasyonun içine enjekte edilerek güdük üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir.^{172, 173}

Akıcı kıvamlı ölçü maddesinin sertleşme polimerizasyonu gerçekleştikten sonra güdük restorasyondan ayrılır. Restorasyonun iç yüzünde kalan akıcı kıvamlı silikon

ölçü maddesine destek sağlaması için yoğun kıvamlı silikon ölçü maddesi yerleştirilir ve polimerizasyonu beklenir. İkinci bir yöntem olarak polimerizasyonu gerçekleştiren akıcı kıvamlı ölçü maddesi güdük üzerinde bırakılarak restorasyon uzaklaştırılır. Destek olması amacıyla karıştırılan yoğun kıvamlı ölçü maddesi polimerize olmuş akıcı kıvamlı ölçü maddesi üzerine yerleştirilir. Sonuçta akıcı kıvamlı ölçü maddesi siman aralığını ya da internal aralığı göstermektedir. Oluşan bu silikon yapı üzerinde kesitler alınarak stereomikroskop, ışık mikroskobu veya dijital mikroskoplar altında dijital fotoğraflar kullanılarak ölçümler yapılabilir.^{158, 167, 174}

Underkatlı marjinlerin varlığında bu ölçümler yetersiz kalabilmektedir. Bu sebeple ölçümler taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak da yapılabilir.^{167, 172}

Silikon replikalardan elde edilen kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır ancak ölçü materyalindeki boyutsal değişimler nedeniyle hata payı oluşmaktadır. Ayrıca restorasyon dış üzerine yerleştirilirken oluşan hidrostatik basınç nedeniyle yerine tam oturmayabilir.^{175, 176}

2.10.5. X Işımları İle Üç Boyutlu Taranarak Görüntüleme

İlk kez 1980'li yılların başında Eliot ve Dover tarafından kullanılan micro bilgisayarlı tomografi (micro BT), 5-50 µm boyutları arasında kesit alarak yüksek çözünürlüklü veriler elde edebilmektedir.¹⁷⁷ Bu haliyle 1 mm³ voksel (Bilgisayarlı tomografiden alınan görüntülerdeki hacim birimi) hacminde görüntü elde edebilen geleneksel bilgisayarlı tomografiye (BT) göre 1.000.000 kat daha küçük hacimlerde voksel elde edebilmektedir.¹⁷⁸ Micro BT ile 1 µm boyutundan daha küçük yapıların görüntüsü üç boyutlu ultrasonografi tekniğinden daha düşük çözünürlükte, iki boyutlu mikroskopi tekniğinden daha yüksek çözünürlükte elde edilebilir.¹⁷⁹

Dış hekimliğinde bir çok alanda kullanılan micro BT; mine kalınlığının ölçülmesi, kök kanal morfoloji ve işlemlerinin incelenmesi, kemik dokusunun

incelenmesi, diş yapısındaki mineral yoğunluğunun ölçülmesi, dental implantların değerlendirilmesi gibi konularda hekimlere yardımcı olmaktadır.¹⁸⁰ İnternal ve marjinal uyum değerlendirilmesinin de yüksek çözünürlükte, örneğe zarar vermeden ve tekrarlanabilir şekilde üç boyutlu olarak değerlendirilebildiğı bu yöntem diğer uyum değerlendiren yöntemlere göre yüksek maliyetli olma dezavantajına sahiptir.¹⁸¹

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada farklı ağız içi ve masaüstü tarayıcılarla elde edilen ölçülerden aynı CAD-CAM freze cihazı ile üretilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kuron restorasyonların marjinal ve internal uyumunun değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmada 3 adet ağız içi, 1 adet masaüstü tarayıcı olmak üzere toplam 4 farklı tarayıcıdan dijital ölçü elde edildi. Her tarayıcıdan 12'şer kez ölçü alındı ve toplamda 48 adet kuron restorasyonu hazırlandı. Bu restorasyonların uyumu silikon replika yöntemi kullanılarak ışık mikroskopu altında çekilen dijital fotoğrafların bilgisayarda incelenmesiyle ölçülüp değerlendirildi.

Çalışma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Erzurum Teknik Üniversitesi YUTAM ve Özel Modern Dental Protez Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı (EK-2) alındı. Çalışmada kullanılan materyaller ve restorasyonların üretilmesi Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Biriminin desteklediği 2020/8609 no'lu proje desteği ile sağlandı.

3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Ana modelin hazırlanmasında doğal dişlerin ve çenelerin yapısını taklit eden akrilik esaslı prefabrike plastik çene (ANA 4; Frasco, Tettnang, Almanya) kullanıldı. Tam seramik kuron restorasyonların üretiminde master day olması için maxiller sağ 1. premolar diş prepare edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Akrilik esaslı prefabrike plastik üst çene ve prepare edilmiş maxiller sağ 1. premolar diş

Diş kesimi su soğutması altında elmas frezler (Hager & Meisinger GmbH, Neus; Germany) kullanılarak yapıldı. Kenar bitimi olarak çepeçevre 1 mm genişliğinde iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak şekli silindirik açılı elmas frez (856-018, Hager & Meisinger GmbH; Neus, Germany) kullanılarak hazırlandı. Preparasyon yapılırken okluzalde ortalama 1.5-2 mm diğer yüzeylerde 1-1.2 mm olacak şekilde lobut elmas frez (833 023, Hager & Meisinger GmbH; Neus, Germany) yardımıyla dişten madde kaldırıldı. Preparasyon esnasında koniklik açısının 10° ile 22° arasında olmasını sağlayacak uygun silindirik elmas frez (856-018, Hager & Meisinger GmbH; Neus, Germany) kullanıldı. İnce grenli elmas frezler (856F 018, Hager & Meisinger GmbH; Neus, Germany) kullanılarak keskin kenar ve köşeler yuvarlandı. Preparasyonun son aşamasında bitim frezleri ve diskler (SC01, Hager & Meisinger GmbH; Neus, Germany) kullanılarak diş yüzeyi ölçü aşamasına hazırlandı.

3.2. Alçı Modellerin Hazırlanması

3.2.1. Kişisel Ölçü Kaşığının Hazırlanması

Masaüstü tarayıcıyla elde edilecek ölçüler için kullanılacak alçı modeller kişisel kaşık kullanılarak elde edildi. Öncelikle ana modelden hazır metal kaşık içerisinde irreversible hidrokolloid ölçü maddesi (Tropicalgin Normal Set; Zhermack, Rovigo, İtalya) ile 12 adet ölçü alındı (Şekil 3.2). Ölçüler içerisinde tip IV geliştirilmiş sert alçı

(Elite Rock, Zhermack, Rovigo, İtalya) dökülerek alçı model elde edildi (Şekil 3.3). Alçı modelin üzerine sulkuslardan 1 mm kısa olacak şekilde 2 tabaka pembe mum (Cavex Modelling Wax, Haarlem, Hollanda) uygulandı. Işıkla polimerize olan akrilik esaslı kişisel ölçü kaşığı materyali (Major Light Cure Tray, Major Dental, İtalya) mum tabakalı alçı modelin üzerine uygulanarak adaptasyonu sağlandı. 350 -400 nm dalga boyuna sahip ultraviyole ışık cihazında (BEB 1806A, BEB, Çin) 4 dk ultraviyole ışık uygulanarak polimerizasyon sağlandı. Kaşık kenarları frez yardımıyla düzeltildi ve keskin kenarları yuvarlatıldı. Polimerize kaşık üzerinde 1 cm aralıkla 1 mm çapta yuvarlak delikler açıldı. Bu yöntem uygulanarak 12 adet özel ölçü kaşığı elde edildi (Şekil 3.4). Hazırlanan ölçü kaşıklarında yaşanan polimerizasyon büzülmesinin ölçü doğruluğuna etkisini ortadan kaldırmak için ölçü kaşıkları polimerizasyon işlemini takiben 24 saat sonra kullanıldı.



Şekil 3.2. Hazır metal kaşık kullanılarak hidrokolloid ölçü maddesi ile alınan ölçü



Şekil 3.3. Kişisel kaşık hazırlanabilmesi için elde edilen alçı modeller



Şekil 3.4. Elde edilen kişisel ölçü kaşığı

3.2.2. Konvansiyonel Ölçülerin Elde Edilmesi

Hazırlanan kişisel ölçü kaşıkları kullanılarak çift fazlı tek aşama ölçü yöntemiyle 12 adet konvansiyonel ölçü elde edildi. Özel ölçü kaşığı içerisine yoğun kıvamlı silikon ölçü maddesi putty polivinilsiloksan (Elite HD; Zhermack, Badia Polesine, İtalya) manuel yöntemle vinil eldiven kullanılarak karıştırılıp yerleştirildi. Eş zamanlı olarak akıcı kıvamlı ölçü maddesi light body polivinilsiloksan (Elite HD; Zhermack, Badia Polesine, Italy) karıştırma tabancası yardımıyla prepare edilen diş üzerine uygulandı (Şekil 3.5). Özel ölçü kaşığı içerisindeki yoğun kıvamlı ölçü maddesi ana model üzerine yerleştirilerek üretici firmanın talimatları doğrultusunda sertleşme polimer reaksiyonu için 4 dk beklenildi. Sertleşme gerçekleştikten sonra ana modelden ayrılan ölçülerin içerisine titreşim altında tip IV sert alçı (Elite Rock, Zhermack) dökülerek alçıların sertleşmesi beklenildi. Alçı modeller ölçü kaşığından ayrılarak trimlenip 12 adet daylı pinli model elde edildi ve laboratuvar tarayıcısı ile taranacak duruma getirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Silikon ölçü maddesi ile tek aşama ölçünün alınması



Şekil 3.6. Tip IV sert alçı dökülerek elde edilen pinli modeller

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Ana modelden direk olarak 3 farklı ağız içi tarayıcı ile indirek olarak 1 adet masaüstü laboratuvar tarayıcısı ile dijital ölçü alınarak marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi için 4 grup oluşturuldu. Kullanılan tarayıcıların bilgileri, materyal çeşidi ve örnek sayısı aşağıdaki tabloda gösterildi (4 grup, n=12) (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Kullanılan tarayıcıların bilgileri, materyal çeşidi ve örnek sayısı

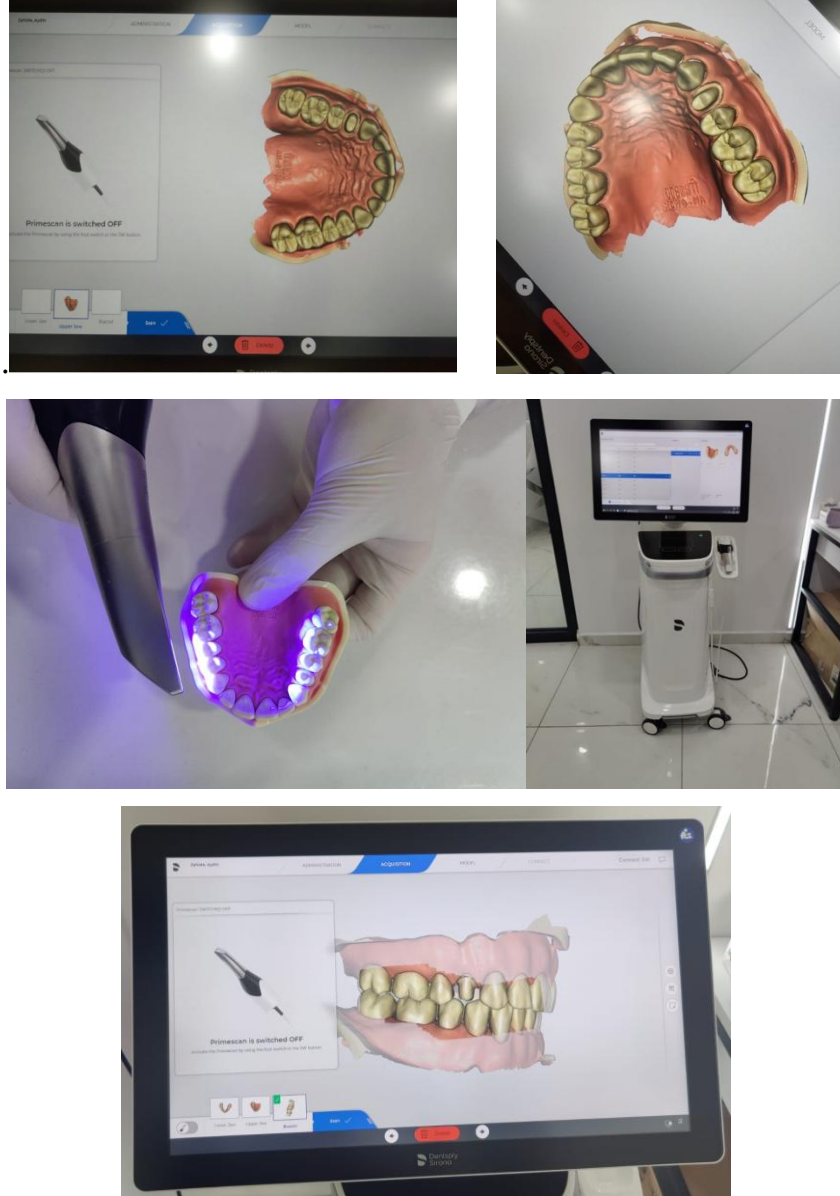
Yöntem	Tarayıcı Sistem	n Sayısı	Blok Materyali	Freze Ünitesi
Ağız içi Tarayıcı	CEREC, Primescan (Sirona Dental System, GmbH, Bensheim, Germany)	12	VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	AMANN GIRRBACH, Ceramill Motion 2 (Amann Girschbach, Koblach, Avusturya)
	3 SHAPE, Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka)	12	VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	
	CADENT, iTero (Cadent Inc, San Jose, Calif)	12	VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	
Masaüstü Tarayıcı	AMANN GIRRBACH, Ceramill MAP400 (Amann Girschbach, Koblach, Avusturya)	12	VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	

3.4. Dijital Ölçülerin Alınması

3.4.1. Primescan Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi

Ana model üst çene Primescan versiyon 5.1.3 (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) ağız içi tarayıcı kullanılarak firmanın tarama stratejisi tavsiyesi

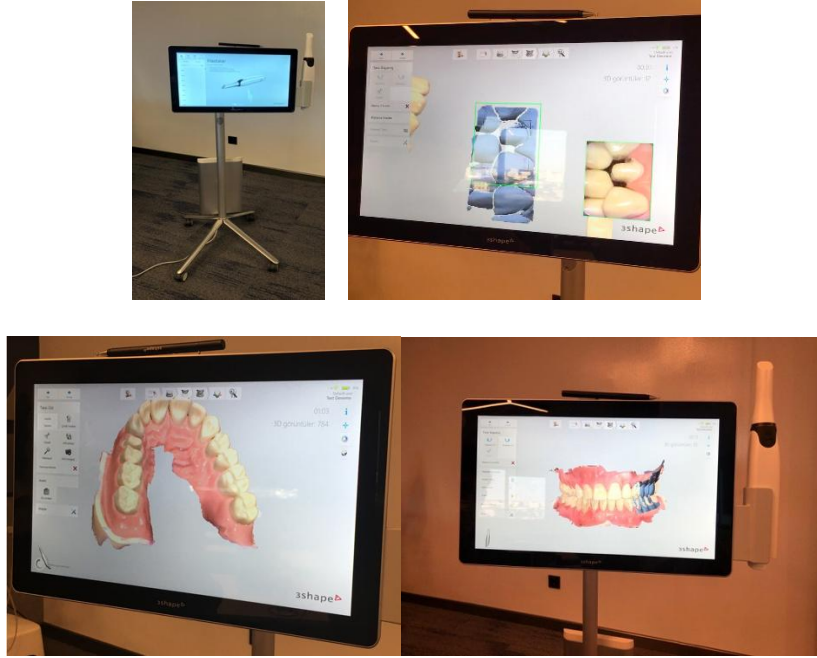
altında sağ molar okluzalinden başlanarak palatinal ark taraması gerçekleştirildi. Sırayla okluzal ve bukkal taramalar ark boyu takip edilerek tamamlandı. Alt ene ve kapanış taramasının ardından eksik kısımlar tamamlanarak sanal model elde edildi. 12 adet tarama işlemi bu sıra takip edilerek gerçekleştirildi ve dijital l verileri .stl formatında kaydedilerek laboratuvara gönderildi (şekil 3.7).



şekil 3.7. Ana modelden (fantom ene) PrimeScan ağız içi tarayıcı ile dijital ölçülerin elde edilmesi

3.4.2. Trios 4 Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi

Ana model üst çene Trios 4 Versiyon 1.7.6.1 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcı kullanılarak firmanın tarama stratejisi tavsiyesine uyulup sağ molar okluzalinden taranmaya başlandı. Ön bölgede zikzak hareketi yapılarak bukkal palatinal hareketle tarama alınmış sol molar okluzaline kadar taranmaya devam edildi. Sırasıyla bukkal yüzey ve ardından palatinal yüzey taraması ark boyu takip edilerek alındı. Alt çene ve kapanış taramasının ardından eksik kısımlar tamamlanarak sanal model elde edildi. 12 adet tarama işlemi bu sıra takip edilerek gerçekleştirildi ve dijital ölçü verileri .stl formatında kaydedilerek laboratuvara gönderildi (Şekil 3.8).

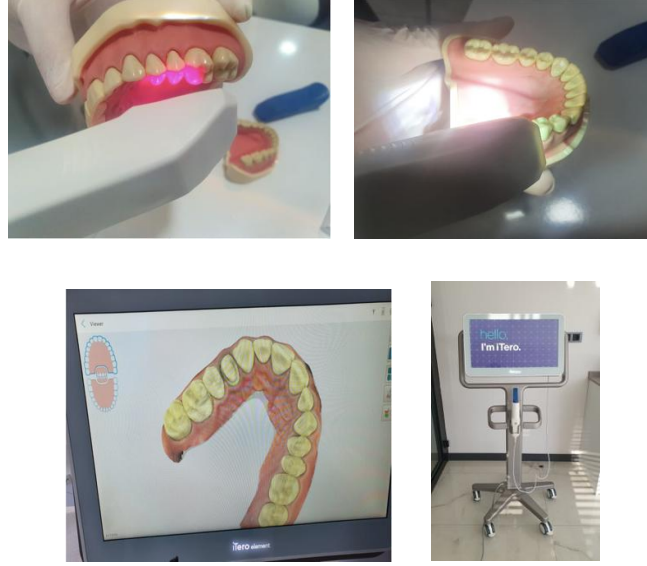


Şekil 3.8. Ana modelden (fantom çene) Trios 4 ağız içi tarayıcı ile dijital ölçülerin elde edilmesi

3.4.3. iTero Element 2 Ağız İçi Tarayıcı ile Ana Modelin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi

Ana model üst çene iTero Element 2 Versiyon 1.7 (Cadent Inc, San Jose, Calif) ağız içi tarayıcı kullanılarak firmanın tarama stratejisi tavsiyesine uyulup sağ molar

okluzalinden ark formu takip edilerek taranmaya başlandı. Bukkal ve palatinal yüzey taramaları ark formu takip edilerek tamamlandı. Alt çene ve kapanış taramasının ardından eksik kısımlar tamamlanarak sanal model elde edildi. 12 adet tarama işlemi bu sıra takip edilerek gerçekleştirildi ve dijital ölçü verileri .stl formatında kaydedilerek laboratuvara gönderildi (Şekil 3.9).

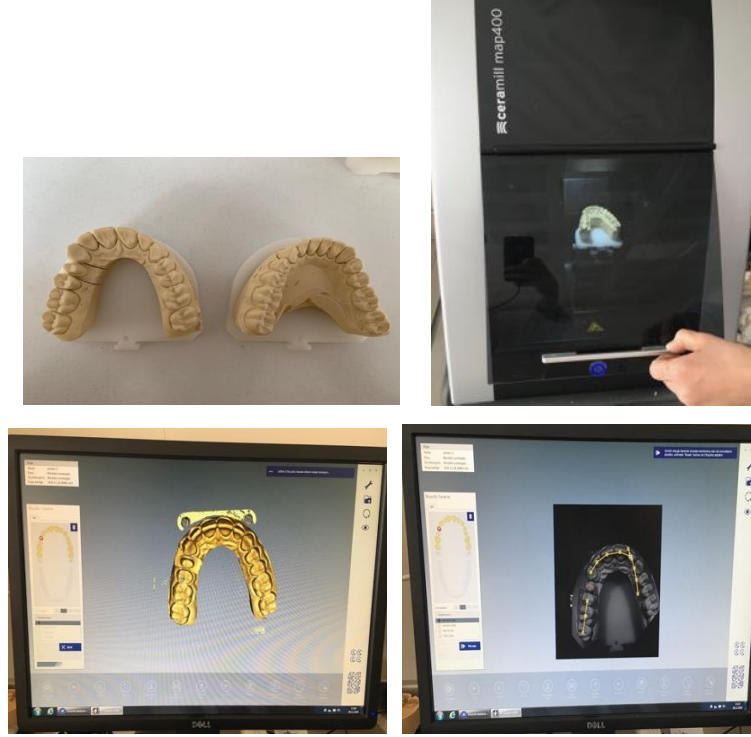


Şekil 3.9. Ana Modelden (fantom çene) iTero Element 2 ağız içi tarayıcısı ile dijital ölçülerin elde edilmesi

3.4.4. Ceramill Map400 Masaüstü Tarayıcı ile Alçı Modellerin Taranarak Ölçülerin Elde Edilmesi

Konvansiyonel ölçü alınarak elde edilen pinli alçı modellerin taraması Ceramill MAP 400 (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) masaüstü tarayıcısı ile dijitalize edildi. Bilgisayar ekranında Aman Girrbach Mind yazılımı (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) kullanılarak yapılacak restorasyonun tipi (tam kuron) ve restorasyon yapılacak dişin numarası (14) seçildi. İki ekseninde hareket eden tarayıcının içine önce üst çene modeli yerleştirildi. Yazılımın yönlendirdiği şekilde segmentler birbirinden ayrıldı ve preperasyon yapılan diş ayrı olarak tarandı. Alt çene ve kapanış taramalarının ardından Ceramil Match (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) programı ile

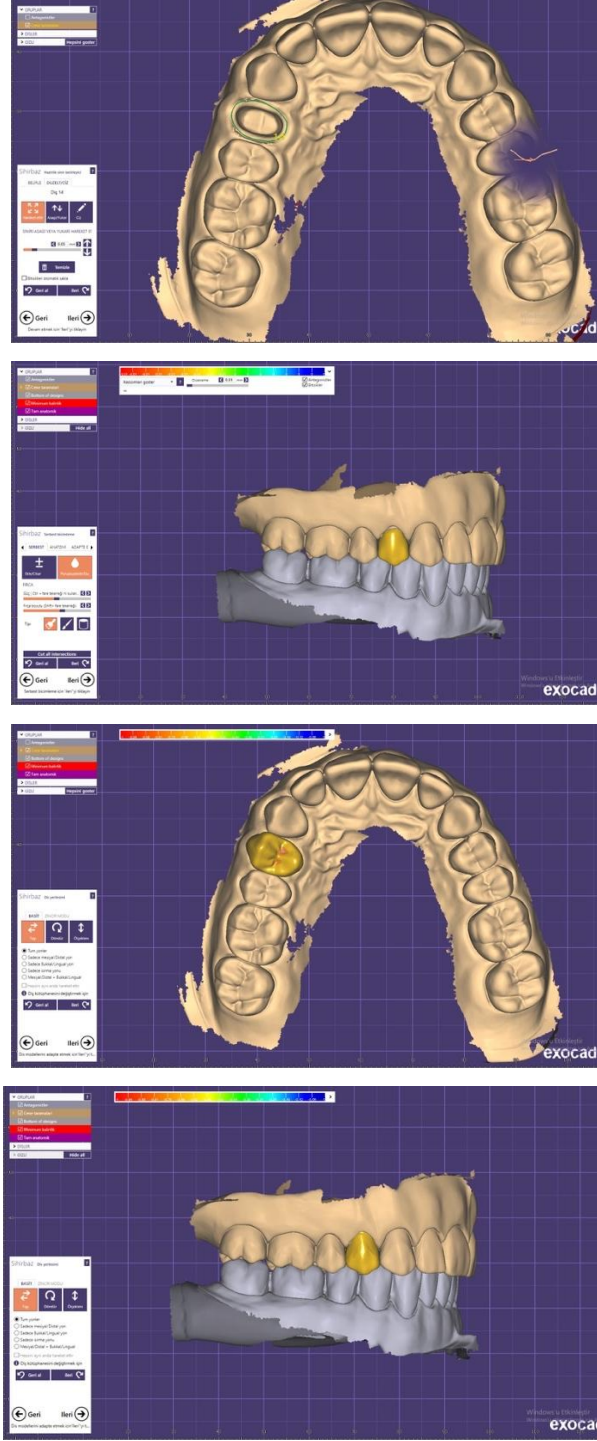
eşleştirmeler yapıldı. 12 adet tarama bu sıra takip edilerek gerçekleştirildi ve dijital ölçü veriler .stl formatında kaydedilerek laboratuvara gönderildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Tip IV Alçı modellerden Ceramill Map400 ağız içi tarayıcı ile dijital ölçünün elde edilmesi

3.5. Tam Seramik Kuron Restorasyonların Tasarımı Ve Üretimi

Ağız içi ve masa üstü tarayıcılardan elde edilen 48 adet dijital ölçü dosya uzantılarının .stl olması sağlandı. Restorasyon tasarım programı (Exocad;GmbH, Darmstadt, Germany) ile preparasyonu yapılmış olan day üzerinde siman aralığı 50 µm olan kuron restorasyonları tasarlandı.¹⁸² Marjinal kenarlar manuel modda belirlendi ve simetriğindeki dişin anatomik formları kopyalanarak tasarımın ana hatları belirlendi. Kuron restorasyonunun proksimal temas alanları belirlendikten sonra okluzalde 2 mm, marjinalde 1 mm ve diğer alanlarda en az 0,8 mm kalınlığında olacak şekilde restorasyon tasarımı yapıldı. Bu aşamalar takip edilerek 48 adet .stl uzantılı dosyanın her birine tasarım yapıldı (Şekil 3.11).

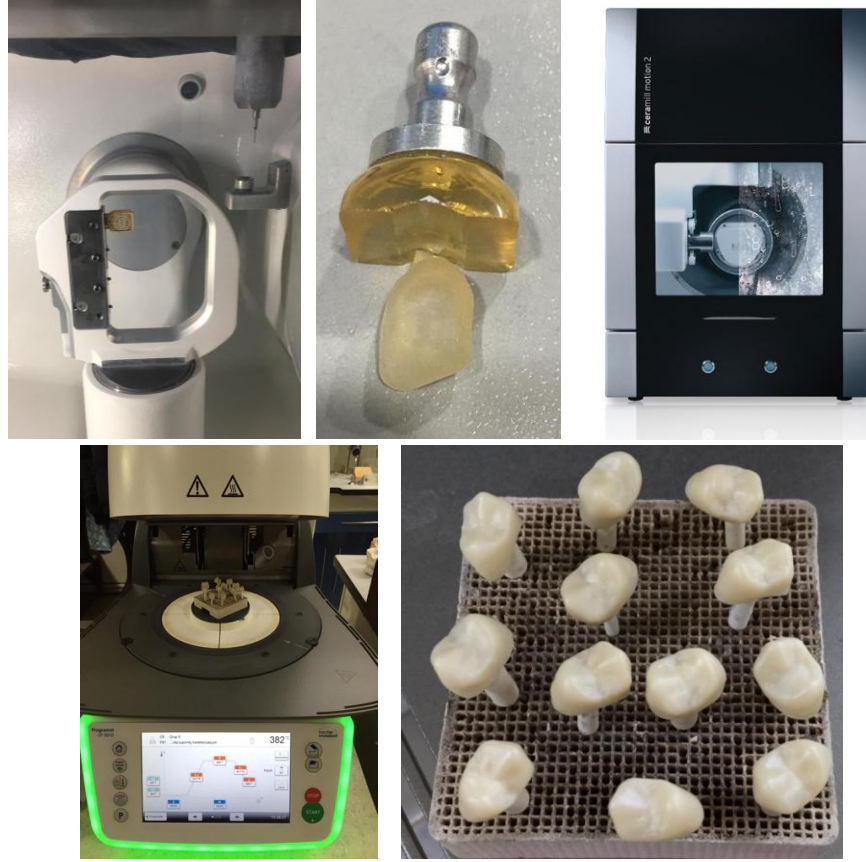


Şekil 3.11. Exocad programıyla .stl dosyalarda restorasyon tasarımının yapılması

Freze edilirken restorasyonun blok içerisinde yer alacağı konum sanal olarak ayarlandıktan sonra 5 akslı kazıma ünitesine Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bloklar yerleştirildi ve kazıma komutu

gönderildi. Her bir kuron restorasyonun kazınması 13 dakika sürdü ve kazıma tamamlandıktan sonra tijleri kesildi (Şekil.3.12). Çalışmamızda kullanılan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyali Vita Suprinity sinterizasyon işlemine tabi tutuldu. Her bir bloktan 1 adet kuron elde edildi. 48 adet kuron restorasyonunun 850 °C’de 8 dk fırınlanması ardından bitirme işlemi yapıldı (Şekil.3.13).

Çalışma yapılan gruplara ait dağılım Tablo 3.2’ de gösterildi (Tablo 3.2).

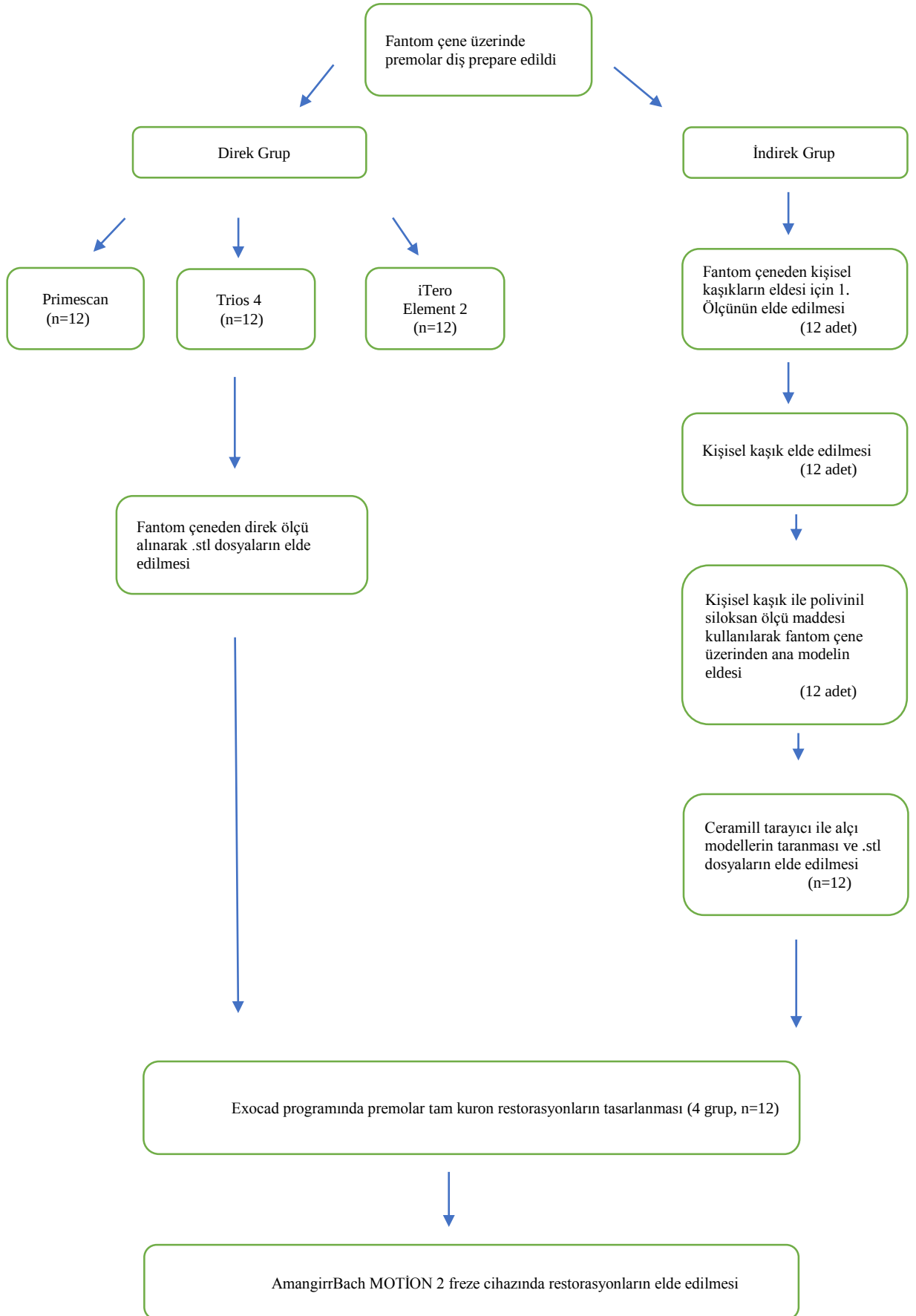


Şekil 3.12. 48 adet tasarlanmış örneğin Amann Girbach Motion 2 freze cihazı ile kazınması ve sinterizasyon işlemi



Şekil 3.13. 48 adet numaralandırılmış restorasyon örnekleri

Tablo 3.2. Çalışma gruplarının şematize edilmiş görünümü



3.6. Ölçümler

Bu aşamada, farklı tarayıcılar kullanılarak aynı freze cihazında üretilen 4 ayrı gruba ait 48 adet tam seramik kuron restorasyonun preparasyonu yapılan dış yüzeyi ile uyumunu değerlendirmek için ‘marjinal aralık’ ve ‘internal aralık’ parametreleri ölçüldü. Ölçüm yöntemi olarak çalışmamızda da tercih ettiğimiz ‘replika tekniği’; ince yüzey aralıklarının değerlendirilebilmesi açısından hızlı, güvenilir ve ucuz olması gibi avantajlara sahiptir.

3.6.1. Silikon Replikaların Elde Edilmesi

Bu teknikte elde edilen kuron restorasyonları ve prepare dış yüzeyi arasındaki aralığı dublike edebilmek amacıyla, akıcı kıvamlı light body (Elite HD; Zhermack, Rovigo, Italy) ve yoğun kıvamlı heavy body (Elite HD; Zhermack, Rovigo, Italy) A tipi silikon ölçü maddeleri kullanıldı. Standardizasyonu sağlayabilmek için otomatik karıştırma tabancası (Dispenser D2; Zhermack SpA-İtalya) kullanılarak karıştırılan düşük viskoziteli silikon ölçü maddesi kuron restorasyonların içine enjekte edildi ve klinikteki simantasyon prosedürünün taklit edilebilmesi amacıyla ortalama parmak basıncı uygulanarak prepare dış üzerine yerleştirildi. Üretici firma talimatları doğrultusunda 2,5 dakika polimerizasyonu beklenen düşük viskoziteli silikon ölçü maddesi preparasyon yüzeyinde kalacak şekilde kuron restorasyon düşük viskoziteli silikon ölçü maddesinden ayrıldı. Ara yüzeyi dublike eden düşük viskoziteli silikon ölçü maddesine destek olması amacıyla farklı renkteki yüksek viskoziteli silikon ölçü maddesi dış yüzeye uygulandı. Polimerizasyon beklendikten sonra silikon ölçü maddeleri tek parça halinde preparasyon yüzeyinden dikkatlice ayrıldı. Yırtık ve deformasyon gözlemlenen örneklerde işlem tekrar edildi ve oluşabilecek hatalar ortadan kaldırıldı. Böylece dört gruba ait kuron restorasyonların aralık ölçümlerinin yapılacağı

48 adet silikon dublikasyon, master day olan prepare formdaki sağ maksiller 1. premolar diş üzerine sırayla yerleştirilerek elde edildi (şekil 3.14).

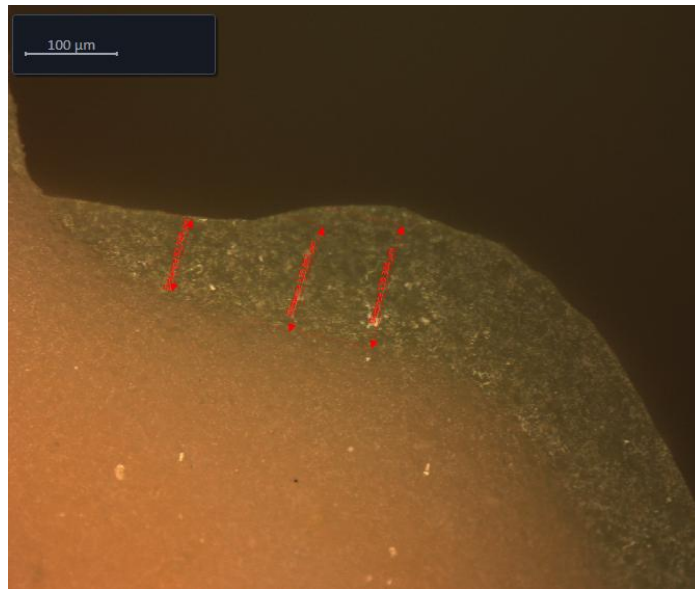
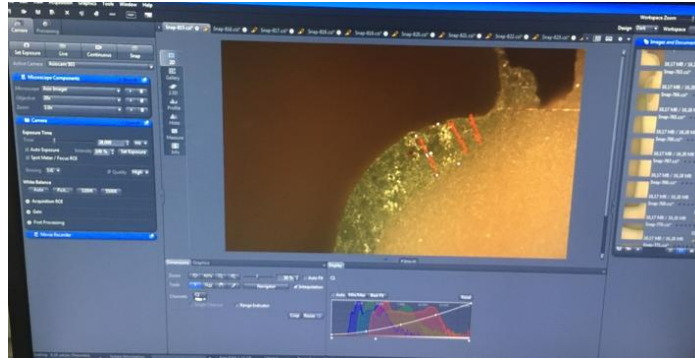


şekil 3.14. Silikon replika örneklerin hazırlanması ve numaralandırılması

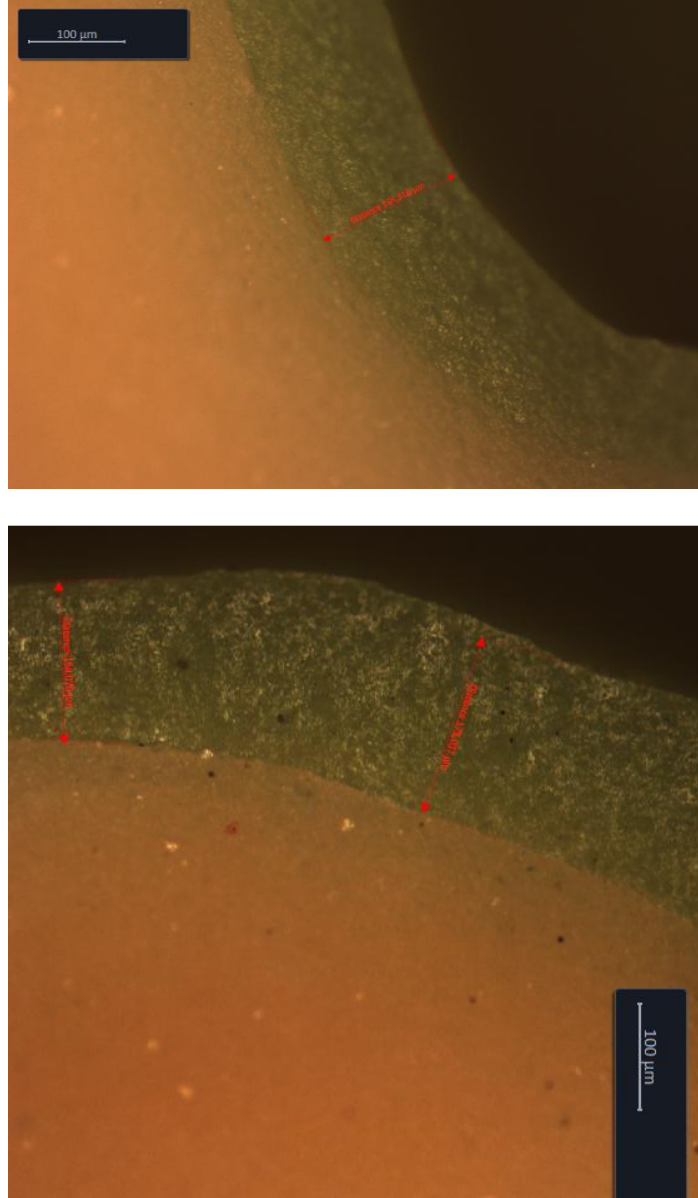
3.6.2. Işık Mikroskoku ile Dijital Fotoğrafların Elde Edilmesi ve lm

Noktaları

Elde edilen 48 adet silikon replikanın görüntüleri x10 büyütmeli ışık mikroskoku ZEISS Axio Scope A1 (Carl Zeiss, Jena, Germany) ve entegre fotoğraf makinesi Axiocam (Carl Zeiss, Jena, Germany) ile alındı. Görüntüler mikroskoba bağlı bilgisayara direk olarak aktarıldı ve Axiovision Zeiss Software (Carl Zeiss, Jena, Germany) zerinde ölçümler yapıldı (şekil 3.15).



Şekil 3.15. Marjinal aralığa ait ölçümlerin ışık mikroskobu altında yapılması



Şekil 3.15. Marjinal aralığa ait ölçümlerin ışık mikroskobu altında yapılması (devamı)

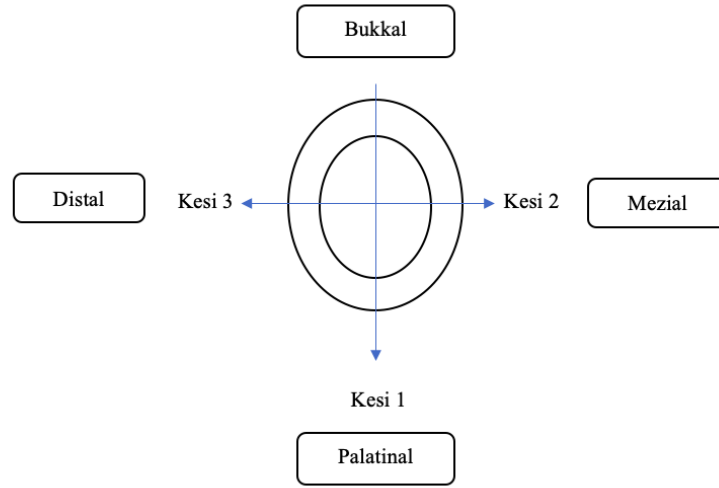
Silikon materyale keskin bir bisturi (11numara, Plusmed, Türkiye) yardımıyla sagital düzlem üzerinde bukkolingual doğrultuda birinci kesi atılarak mezial ve distal olarak iki adet numune elde edildi. (şekil 3.16). Elde edilen mezial ve distal numunelerin kesi yüzeylerine bakan yüzlerinin fotoğrafları ZEISS Axio Scope A1 (Carl Zeiss) ışık mikroskobu yardımıyla görüntülenip entegre fotoğraf makinesi AxioCam (Carl Zeiss) ile fotoğraflandı.

İkinci ve üçüncü kesiler mezial ve distal silikon numunelere frontal düzlem üzerinde mesio-distal doğrultuda yapılarak bukkal ve lingual dört numune elde edildi

(Şekil 3.15). Elde edilen bukkal ve lingual numunelerin kesi yapılan yüzeye bakan yüzlerinin fotoğrafları yine ZEISS Axio Scope A1 (Carl Zeiss) ışık mikroskobu yardımıyla görüntülenip Axiocam (Carl Zeiss, Jena, Germany) ile fotoğraflandı.

Birinci kesi ile elde edilen mezial parçanın distale bakan yüzünün fotoğrafları üzerinde bukkal, lingual ve okluzal yüzeylerin ölçümü yapıldı (şekil 3.17).

İkinci ve üçüncü kesi ile elde edilen bukkal ve lingual silikon parçalarının linguale ve bukkale bakan yüzlerinin fotoğrafları üzerinde mezial ve distal bölgelerin ölçümü yapıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.16. Silikon örnekler üzerine atılan kesilerin okluzalden şematik görünümü



Şekil 3.17. Bukkal, palatinal ve okluzal ölçümlerin yapıldığı birinci kesi



Şekil 3.18. Mezial ve distal ölçümlerin yapıldığı ikinci ve üçüncü kesi

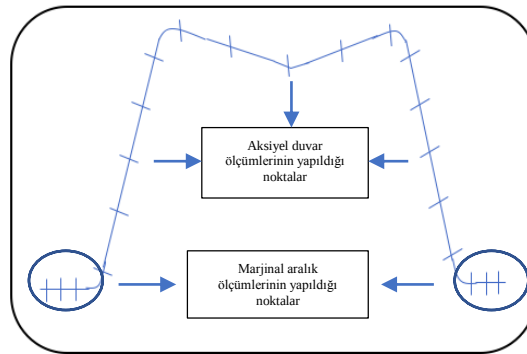
Görüntüler mikroskoba bağlı bilgisayar yardımıyla dijitalize edildi ve fotoğraf ölçümleri Axiovision Zeiss Software (Carl Zeiss) üzerinde yapıldı.

Bir kuron restorasyonuna ait yapılan marjinal aralık ölçümlerinde her yüzeyden (mezial, distal, bukkal, lingual) 3 nokta belirlenerek, bu noktalardan elde edilen sayısal veriler kullanıldı (Şekil 3.19).

Çalışmaya ait 4 grubun tüm örneklerinin marjinal aralık ölçümlerinde toplam 576 adet noktanın sayısal değeri kaydedildi.

Bir kuron restorasyonuna ait yapılan internal aralık ölçümlerinde, her yüzeyden (mezial, distal, bukkal, lingual ve okluzal) 5 nokta belirlenerek, bu noktalardan elde edilen sayısal veriler kullanıldı (Şekil 3.19).

Çalışmaya ait 4 grubun tüm örneklerinin internal aralık ölçümlerinde toplam 1200 adet noktanın sayısal değeri kaydedildi.



Şekil 3.19. Replika kesilerinde ölçüm yapılan noktaların sagital yüzeyden şematik gösterimi

3.7. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılımı uygunluk Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılmayan uyum değerlerinin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı. İkili gruplara göre normal dağılmayan verilerin karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama $\pm$ s. sapma ve ortanca (minimum – maksimum) olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0.050$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. İnternal Aralık Ölçümlerine Ait Dağılımlar

İnternal aralıklar her tarayıcıdan elde edilen silikon replikalardan dişe ait aksiyel (mezial, distal, bukkal, palatinal) ve okluzal duvarlar ölçülerek incelendi. Farklı tarayıcılarla dişe ait aksiyel ve okluzal duvarların internal aralık değerlerinin ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Tablo 4.1.'de gösterildi.

Tablo 4.1. Tarayıcılara göre farklı duvarlardaki internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (µm)

	Ceramill	Trios	İtero	Primescan	p ¹
(µm)	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	
Bukkal	76.5 ± 43.1	94.8 ± 36.6	98.0 ± 38.1	85.8 ± 34.2	p<0.05
	57.5 (24.1 – 164.7) ^a	93.0 (27.9 – 167.5) ^b	83.7 (37.1 – 178.4) ^b	84.7 (25.4 – 171.0) ^{ab}	
Palatinal	100.2 ± 51.1	96.8 ± 32.4	72.2 ± 32.2	88.9 ± 47.4	p<0.05
	107.8 (20.9 – 202.6) ^b	91.7 (44.9 – 195.9) ^b	65.8 (16.6 – 161.6) ^a	82.0 (15.3 – 232.4) ^{ab}	
Okluzal	108.3 ± 39.7	75.3 ± 35.1	63.8 ± 27.4	87.9 ± 45.1	p<0.05
	111.0 (31.0 – 203.3) ^c	75.7 (12.7 – 140.5) ^{ab}	61.6 (13.6 – 115.6) ^a	79.9 (13.7 – 227.6) ^b	
Mezial	94.8 ± 37.8	96.2 ± 27.4	87.2 ± 39.9	95.5 ± 32.4	p>0.05
	78.9 (41.1 – 167.8)	98.9 (55.9 – 156.3)	78.6 (36.3 – 163.0)	108.2 (25.0 – 148.4)	
Distal	111.2 ± 42.3	80.6 ± 27.8	87.1 ± 35.8	84.5 ± 33.8	p<0.05
	123.9 (35.7 – 204.2) ^b	78.3 (24.2 – 132.9) ^a	92.1 (23.1 – 138.8) ^a	75.6 (27.8 – 158.1) ^a	
Toplam(µm)	98.2 ± 44.5	88.7 ± 33.1	81.6 ± 36.8	88.5 ± 39.0	p<0.05
	95.9 (20.9 – 204.2) ^c	90.4 (12.7 – 195.9) ^{bc}	75.5 (13.6 – 178.4) ^a	84.0 (13.7 – 232.4) ^{ab}	

¹Kruskal Wallis testi, a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında fark yoktur, ortalama ± s. sapma, ortanca (minimum – maksimum)

Tarayıcılara göre duvar ayırımı yapmaksızın ortalama internal aralık ölçümlerinin dağılımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.05) (Şekil 4.1). Farklılığı yaratan grubu saptamak için yapılan ikili değerlendirmelere göre Ceramill (98.2± 44.5 µm) grubu iTero (81.6± 36.8 µm) ve Primescan (88.5± 39.0 µm) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu (p<0.05). Trios grubu (88.7± 33.1 µm) iTero grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulundu (p<0.05).

Bukkal duvarın internal aralık değerlerinin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$). Ceramill grubu ($76.5\pm 43.1 \mu\text{m}$), Trios ($94.8\pm 36.6 \mu\text{m}$) ve iTero($98.0\pm 38.1 \mu\text{m}$) grubuna göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($P<0.05$).

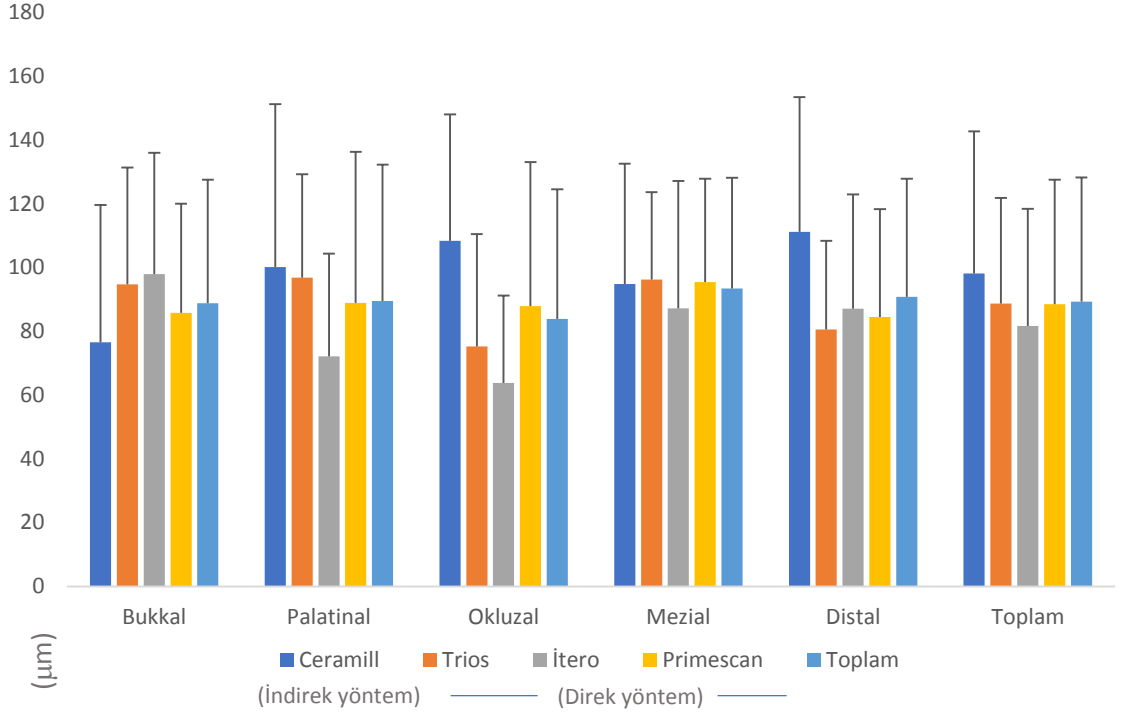
Palatinal duvarın internal uyum değerlerinin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$). iTero grubu ($72.2\pm 32.2 \mu\text{m}$), Ceramill ($100.2\pm 51.1 \mu\text{m}$) ve Trios ($96.8\pm 32.4 \mu\text{m}$) grubuna göre anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0.05$).

Mezial duvarın internal uyum değerlerinin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$).

Distal duvarın internal uyum değerlerinin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$). Ceramill grubu ($111.2\pm 42.3 \mu\text{m}$) Trios ($80.6\pm 27.8 \mu\text{m}$), iTero ($87.1\pm 35.8 \mu\text{m}$) ve Primescan ($84.5\pm 33.8 \mu\text{m}$) grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Okluzal duvarın internal uyum değerlerinin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$). Ceramill grubu ($108.3\pm 39.7 \mu\text{m}$), Trios ($75.3\pm 35.1 \mu\text{m}$), iTero ($63.8\pm 27.4 \mu\text{m}$) ve Primescan ($87.9\pm 45.1 \mu\text{m}$) grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulundu. Primescan grubu, iTero grubundan anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$).

Test edilen tarayıcılarda en düşük internal aralık değerini okluzal duvarda iTero ($63.8\pm 27.4 \mu\text{m}$) verirken, en yüksek internal aralık değerini distal duvarda Ceramill grubu ($111.2\pm 42.3 \mu\text{m}$) gösterdi.



Şekil 4.1. Tarayıcıların internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

4.2.Yöntemlere Göre İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

Dijital tarayıcıların yöntemlere göre internal aralık değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.2’de gösterildi.

Tablo 4.2. Yöntemlere göre internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

(μm)	İndirek yöntem	Direk yöntem	P ¹
Bukkal	76.5 ± 43.1 57.5 (24.1 – 164.7)	92.8 ± 36.5 91.4 (25.4 – 178.4)	p<0.05
Palatinal	100.2 ± 51.1 107.8 (20.9 – 202.6)	85.9 ± 39.2 81.3 (15.3 – 232.4)	p>0.05
Okluzal	108.3 ± 39.7 111.0 (31.0 – 203.3)	75.7 ± 37.7 71.1 (12.7 – 227.6)	p<0.05
Mezial	94.8 ± 37.8 78.9 (41.1 – 167.8)	93.0 ± 33.7 94.9 (25.0 – 163.0)	p>0.05
Distal	111.2 ± 42.3 123.9 (35.7 – 204.2)	84.1 ± 32.6 80.1 (23.1 – 158.1)	p<0.05
Toplam(μm)	98.2 ± 44.5 95.9 (20.9 – 204.2)	86.3 ± 36.5 83.0 (12.7 – 232.4)	p<0.05

¹Mann-Whitney U testi, ortalama ± s. sapma, ortanca (minimum – maksimum)

Yöntemlere göre duvar ayırımı yapmaksızın internal aralık değerlerinin dağılımları anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$) (Şekil 4.2). Duvar ayırımı yapmaksızın indirek yöntem ($98.2\pm 44.5 \mu\text{m}$), direk yöntem ($86.3\pm 36.5 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

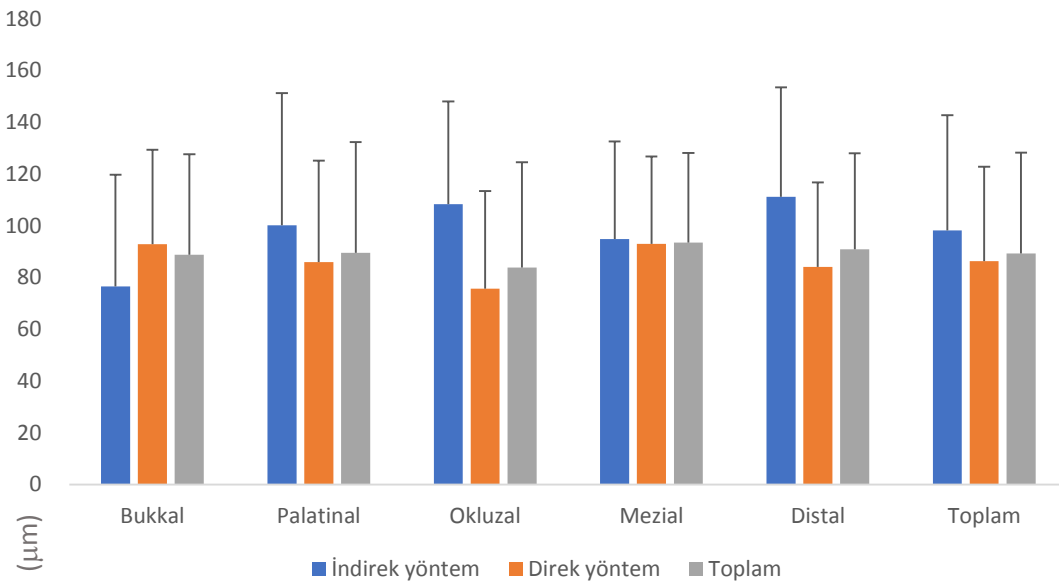
Bukkal duvar indirek yöntemde ($76.5\pm 43.1 \mu\text{m}$) direk yöntem ($92.8\pm 36.5 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0.05$).

Palatinal ve mezial duvarda anlamlı düzeyde farklılık bulunamadı ($p>0.05$).

Distal duvar indirek yöntemde ($111.2\pm 42.3 \mu\text{m}$) direk yöntem ($84.1\pm 32.6 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$).

Okluzal duvar indirek yöntemde ($108.3\pm 39.7 \mu\text{m}$) direk yöntem ($75.7\pm 37.7 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$).

Test edilen yöntemlerde en düşük internal aralık değerini bukkal duvarda indirek yöntem verirken ($76.5\pm 43.1 \mu\text{m}$) en yüksek internal aralık değerini distal duvarda yine indirek yöntem ($111.2\pm 42.3 \mu\text{m}$) verdi.



Şekil 4.2. Tarayıcıların yöntemlere göre internal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

4.3. Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

Marjinal aralık değerlendirmelerinde her dişin mezial, distal, bukkal ve palatinal basamak yüzlerinin ölçümleri silikon replikalar üzerinde yapılarak değerlendirildi. Tarayıcılara göre farklı duvarlara ait marjinal aralık değerleri Tablo 4.3’de gösterildi.

Tablo 4.3. Tarayıcılara göre farklı duvarlardaki marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (µm)

	Ceramill	Trios	İtero	Primescan	p¹
µm	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	Ort±SS med(min-max)	
Bukkal	133.5 ± 35.0 140.1 (74.2 – 217.1) ^b	96.9 ± 21.4 96.8 (55.5 – 144.9) ^a	96.3 ± 26.8 92.4 (47.6 – 152.0) ^a	107.1 ± 53.8 98.6 (23.8 – 287.0) ^a	p<0.05
Palatinal	104.8 ± 34.3 100.7 (50.0 – 177.4) ^c	69.3 ± 21.2 66.2 (40.1 – 125.5) ^{ab}	62.8 ± 17.6 65.6 (22.5 – 103.0) ^b	91.1 ± 42.2 81.2 (43.7 – 205.7) ^{ac}	p<0.05
Mezial	104.6 ± 28.4 105.7 (61.3 – 180.2) ^b	54.2 ± 22.1 47.2 (23.6 – 101.5) ^a	66.3 ± 24.9 62.4 (25.6 – 136.7) ^a	67.2 ± 38.3 66.9 (10.9 – 152.0) ^a	p<0.05
Distal	100.7 ± 31.6 98.5 (49.5 – 182.1) ^b	73.3 ± 28.2 65.1 (34.6 – 156.7) ^a	77.1 ± 21.7 81.7 (31.1 – 115.3) ^a	103.9 ± 66.6 78.0 (18.2 – 264.8) ^{ab}	p<0.05
Toplam(µm)	110.9 ± 34.7 105.2 (49.5 – 217.1) ^c	73.4 ± 27.8 70.6 (23.6 – 156.7) ^a	75.6 ± 26.3 73.4 (22.5 – 152.0) ^{ab}	92.3 ± 53.3 81.6 (10.9 – 287.0) ^b	p<0.05

¹Kruskal Wallis testi, a-c: Aynı harfe sahip tarayıcılar arasında fark yoktur, ortalama ± s. sapma, ortanca (minimum – maksimum)

Tarayıcılara göre duvar ayırımı yapmaksızın ortalama marjinal uyum değerlerinin dağılımında anlamlı düzeyde farklılık bulundu (p<0.05) (Şekil 4.3). Farklılığı yaratan grubu bulabilmek için yapılan ikili değerlendirmelere göre Ceramill grubu (110.9± 34.7 µm) Trios (73.4± 27.8 µm) iTero (75.6± 26.3 µm) ve Primescan (92.3± 53.3 µm)’e göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu. Trios grubu Primescan’e göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu (p<0.05).

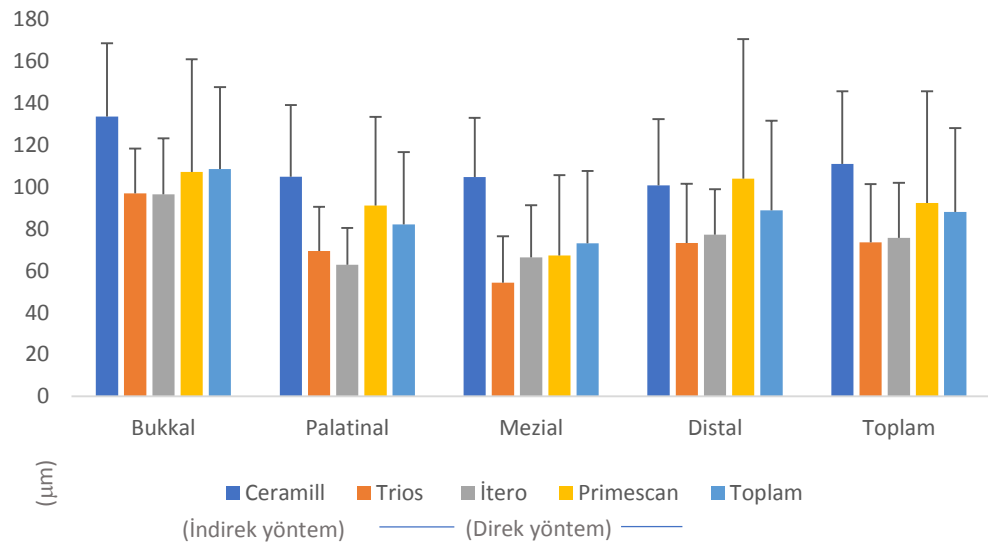
Tarayıcılara göre bukkal duvarın marjinal uyum değerlendirmelerinde Ceramill grubu (133.5± 35.0 µm), Trios (96.9± 21.4 µm), iTero (96.3± 26.8 µm) ve Primescan’e (107.1± 53.8 µm) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (p<0.05).

Palatinal duvarın marjinal uyum değerlendirmelerinde Ceramill grubu ($104.8 \pm 34.3 \mu\text{m}$) Trios ($69.3 \pm 21.2 \mu\text{m}$) ve iTero'ya ($62.8 \pm 17.6 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu. iTero Primescan'e göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p < 0.05$).

Mezial duvarın marjinal uyum değerlendirmelerinde Ceramill grubu ($104.6 \pm 28.4 \mu\text{m}$), Trios ($54.2 \pm 22.1 \mu\text{m}$), iTero ($66.3 \pm 24.9 \mu\text{m}$) ve Primescan'e ($67.2 \pm 38.3 \mu\text{m}$) göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p < 0.05$).

Distal duvarın marjinal uyum değerlendirmelerinde Ceramill grubu ($100.7 \pm 31.6 \mu\text{m}$) Trios ($73.3 \pm 28.2 \mu\text{m}$) ve iTero'ya ($77.1 \pm 21.7 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p < 0.05$).

Test edilen tarayıcılarda en yüksek marjinal aralık değeri bukkal kısımda Ceramill'de ($133.5 \pm 35.0 \mu\text{m}$) ölçülürken, en düşük marjinal aralık değeri mezial kısımda Trios grubunda ($54.2 \pm 22.1 \mu\text{m}$) ölçüldü.



Şekil 4.3. Tarayıcıların marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

4.4.Yöntemlere Göre Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması

Yöntemlere göre marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.4’de gösterildi.

Tablo 4.4. Yöntemlere göre marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

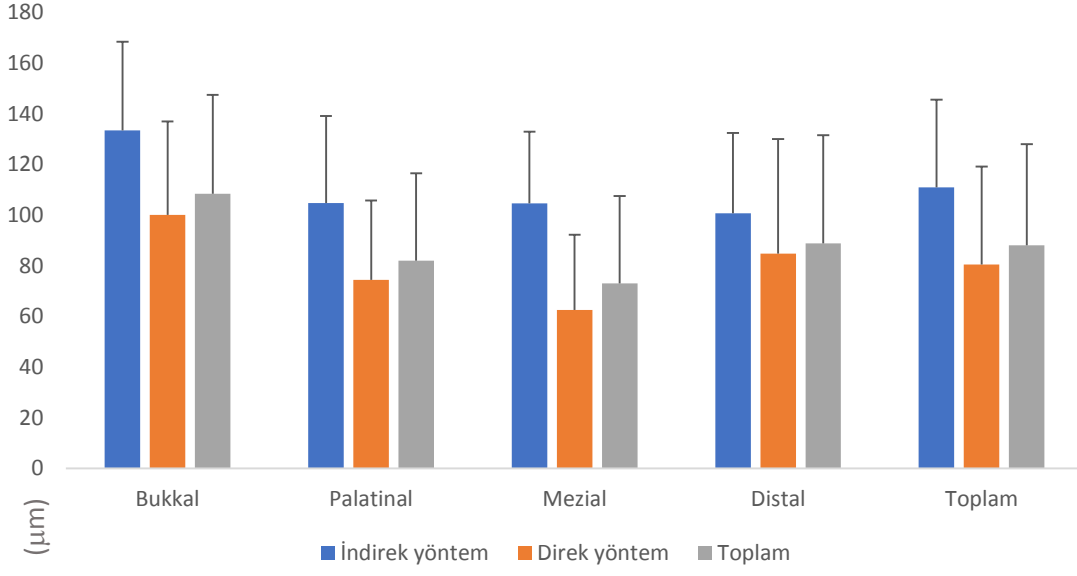
μm	İndirek yöntem	Direk yöntem	p^1
Bukkal	133.5 $\pm$ 35.0	100.1 $\pm$ 36.8	p<0.05
	140.1 (74.2 – 217.1)	96.4 (23.8 – 287.0)	
Palatinal	104.8 $\pm$ 34.3	74.4 $\pm$ 31.3	p<0.05
	100.7 (50.0 – 177.4)	69.1 (22.5 – 205.7)	
Mezial	104.6 $\pm$ 28.4	62.6 $\pm$ 29.6	p<0.05
	105.7 (61.3 – 180.2)	56.1 (10.9 – 152.0)	
Distal	100.7 $\pm$ 31.6	84.8 $\pm$ 45.3	p<0.05
	98.5 (49.5 – 182.1)	77.0 (18.2 – 264.8)	
Toplam(μm)	110.9 $\pm$ 34.7	80.5 $\pm$ 38.7	p<0.05
	105.2 (49.5 – 217.1)	75.3 (10.9 – 287.0)	

¹Mann-Whitney U testi, ortalama $\pm$ s. sapma, ortanca (minimum – maksimum)

Yöntemlere göre duvar ayırımı yapmaksızın ortalama marjinal aralık değerlerinin dağılımları anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$) (Şekil 4.4). İndirek yöntem ($110.9 \pm 34.7 \mu\text{m}$), direk yönleme ($80.5 \pm 38.7 \mu\text{m}$) göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$).

Yöntemlere göre bukkal, palatinal, mezial ve distal duvar marjinal aralık değerleri indirek yöntemde direk yönleme göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$).

Test edilen yöntemlerde en yüksek marjinal aralık değeri bukkal kısımda indirek yöntemde ($133.5 \pm 35.0 \mu\text{m}$) saptanırken, en düşük marjinal aralık değeri mezial kısımda direk yöntemde ($62.6 \pm 29.6 \mu\text{m}$) tespit edildi.



Şekil 4.4. Yöntemlere göre marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması (µm)

5. TARTIŞMA

Tam kuron protetik restorasyonlar ile, kaybolan diş dokusu yerine koyularak fonksiyon ve estetik sağlanırken, hastanın dokularıyla uyumlu uzun dönem rehabilitasyon hedeflenmektedir. İnternal uyum ve marjinal uyum bu hedeflerin başarıyla sağlanmasında önemli etkenlerdir. Yapılan protetik restorasyon ve destek diş arasındaki uyum; preparasyon, ölçü tekniği, ölçü materyalindeki distorsiyon ve restorasyon üretim tekniklerine bağlı olarak değişmektedir. CAD-CAM sistemi ile üretilen restorasyonların uyumu ise tarayıcı kameraların hassasiyeti ve türü, seçilen blok materyalinin türü, freze cihazının hassasiyeti, kullanılan yazılım programının güncelliği gibi faktörlerden etkilenmektedir.^{4, 70}

Bu in vitro tez çalışmasında yukarıda belirtilen değişkenlerden yola çıkılarak, CAD-CAM sistemi ile aynı freze cihazında üretilen tam kuron restorasyonların elde edilmesinde farklı ağız içi ve masaüstü tarayıcılar ile alınan ölçülerin marjinal ve internal aralığa etkisinin incelenmesinin yanında, direk ve indirek dijital ölçü tekniğinin marjinal ve internal aralığa etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın değerlendirilen sonuçlarına göre direk dijital ölçü grubu (Primescan, Trios, iTero), indirek dijital ölçü (Ceramill MAP 400) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük marjinal ve internal aralık değeri göstermiştir ($p<0.05$). Bu nedenle direk ve indirek dijital ölçü alınarak CAD-CAM yöntemiyle üretilen ZLS kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin benzer olduğunu destekleyen birinci hipotezimiz reddedilmiştir.

Ağız içi tarayıcı gruplarının internal aralık sonuçlarına göre Trios ağız içi tarayıcı iTero ağız içi tarayıcıya göre istatistiksel olarak yüksek internal aralık değeri göstermiştir ($p<0.05$).

Bu çalışmanın ağız içi tarayıcı gruplarının marjinal aralık sonuçlarına göre Trios grubu Primescan grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde küçük aralık değeri göstermiştir. ($p<0.05$). Primescan, Trios ve iTero ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan ölçülerden CAD-CAM yöntemiyle üretilen ZLS kuronların marjinal ve internal aralık değerlerinin farklı olduğunu ifade ikinci hipotezimiz ise kabul edilmiştir.

Sabit protetik restorasyonların klinik olarak başarılı olmasında anahtar değerlendirme olarak kullanılan marjinal uyum yazarlar tarafından klinik çalışmalarla önemi ortaya konulan bir parametredir.¹⁸³⁻¹⁸⁶ Marjinal uyum yetersizliğinde siman oral dokularla kontamine olmaktadır. Marjinal uyum yetersizliği ne kadar büyükse siman çözünme hızı da o kadar fazla olmaktadır.¹⁸⁷ Bu durum sekonder çürük oluşumları, bakteri kontaminasyonuna bağlı pulpal enflamasyon ve pulpal nekrozla ilişkilendirilmiştir.^{185, 188} Ayrıca marjinal aralığın yanı sıra eksik veya fazla konturlama dişeti sağlığını tehlikeye atmakta ve periodontal enflamasyon oluşum riskini arttırmaktadır.¹⁸⁹

Tam seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmek için pek çok in vivo ve in vitro çalışma yapılmıştır. Test edilecek sistemin doğruluğu çevresel faktörlerin etkisi en aza indirilerek optimal klinik koşullarda test edildiğinde sağlanabilmektedir. İn vivo çalışmalarda görüş açısı ve erişilebilirlik gibi nedenler karışıklığa ve zorluğa sebep olmaktadır.¹⁷⁵ Ayrıca ölçü esnasında yaşanan sulkus kanaması, periodontal rahatsızlıklar, ölçü doğruluğu, hasta tükürük akış hızı ve hasta uyumu gibi nedenler optimal koşulları ve standardizasyonu sağlamayı mümkün kılmamaktadır.¹¹³ İyi planlanmış ve dizayn edilmiş in vitro çalışmalar ile gerekli standardizasyon sağlanabilmekte ve klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler elde edilebilmektedir.^{190, 191} Bu nedenlere bağlı olarak bu çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Sabit dental protezler için klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerini literatür aracılığıyla kesin olarak belirlemek zordur.¹⁹² Simante edilmiş restorasyonlarda 25-40 µm marjinal aralık değerinin sağlanmaya çalışılması teorik olarak tavsiye edilse de, klinik olarak bunun sağlanması oldukça nadirdir.¹⁶⁰ McLean¹⁶³ 5 yıllık periotta 1000'den fazla kuron restorasyonda yaptıkları çalışmada 120 µm'ye kadar marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır. Björn ve ark.¹⁹³ göre klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değeri 200 µm olarak ortaya konsa da, bir çok yazar 120 µm aralık değeri konusunda hem fikirdir.^{163, 194-197}

Geleneksel iş akışı hala diş hekimlerine etkili ve güvenilir restorasyon üretimi sunsa da, fazlaca materyal kullanılması, klinik ve laboratuvar aşamalarının çokluğu restorasyon üretiminde marjinal uyumsuzluk oluşumunu kaçınılmaz kılmaktadır. CAD-CAM iş akışı direk ve indirek dijitalizasyon yöntemi kullanarak restorasyonların bilgisayarla tasarımına, analizine ve üretimine olanak tanımaktadır. Ayrıca laboratuvarlarda hızlı iş akışı içerisinde yüksek performanslı dental seramiklerin standardize edilmiş şekliyle üretimine imkan tanır.⁷⁰

Daha önce yapılan çalışmalarda CAD-CAM sistemlerinin çözünürlüğü düşük tarayıcı kamerasına ve yetersiz yazılıma sahip olması nedeniyle yetersiz marjinal ve internal uyum gösterdiği rapor edilmiştir.¹⁹⁸ Ancak yakın zamanda yapılan bir çok çalışmayla kabul edilebilir marjinal aralık değerleri gösterdikleri ortaya konmuştur.^{170, 199-202} Reich ve ark.¹⁶⁵'nin yaptıkları klinik bir çalışmada CAD-CAM yöntemiyle elde edilen lityum disilikat (LDS) kuron restorasyonların aralık değeri silikon replika yöntemiyle ölçülmüştür. Çalışmalarının sonucuna göre 100 µm marjinal aralık, 148 ila 284 µm aralığında internal aralık değerleri rapor edilmiştir. Mevcut çalışmada da CAD-CAM yöntemiyle elde edilen ZLS kuron restorasyonlarda direk ölçü grubunda 80.5 ± 39 µm, indirek ölçü grubunda 110.9 ± 35 µm ortalama marjinal aralık değeri bulunmuştur.

Ortalama internal aralık değeri direk ölçü grubunda $86.3 \pm 37 \mu\text{m}$, indirek ölçü grubunda $98.2 \pm 45 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Bu değerlere bakıldığında mevcut çalışmada hazırlanan tüm restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer almaktadır ($<120 \mu\text{m}$).

CAD-CAM sistemleri yazılım programları aracılığıyla sanal 3 boyutlu tasarım esnasında restoratif materyalin kalınlığı ve siman aralığı gibi farklı parametrelerin ayarlanmasına izin vermektedir. Çeşitli çalışmalar marjinal ve internal uyumun, simanın çıkışına izin veren ve restorasyonun yerleştirilmesini destekleyen siman aralığından etkilendiğini ortaya koymuştur.^{197, 203-205} Dar ayarlanmış bir siman aralığı destek diş ve restorasyon arasında erken temaslara sebep olabilir ve simantasyon esnasında siman kaçışına engel olarak marjinal aralığın daha geniş olmasına sebebiyet verebilir.²⁰⁴ Kuron restorasyonun preperasyon yapılan destek diş üzerine doğru oturmasının sağlanabilmesi için CAD aşamasında ayarlanan siman alanının oldukça önemli olduğunu belirten Grajower ve Lewinstein,²⁰⁶ siman alanının en az $50 \mu\text{m}$ ayarlanması gerektiğini belirtmişlerdir. Böylece $50 \mu\text{m}$ 'lik boşluğun $30 \mu\text{m}$ 'lik kısmını siman dolduracakken $20 \mu\text{m}$ 'lik kısım potansiyel imalat hataları durumunda restorasyonun destek dişe oturmasını kolaylaştıracaktır. Boitelle ve ark.²⁰⁷ yaptıkları meta analiz çalışmasında kullanılan CAD-CAM sisteminden bağımsız olarak, kuron restorasyonların uyumunu garanti edecek ideal siman aralığının olmadığını, $50 \mu\text{m}$ ila $60 \mu\text{m}$ aralığın daha sık rapor edildiğini belirtmişlerdir. Geniş ayarlanmış siman aralığı ise marjinal uyumu arttırırsa da, $120 \mu\text{m}$ 'den fazla internal aralık marjinal uyumu önemli ölçüde arttırmadan seramiğin kırılma dayanımını azaltmaktadır.^{182, 206, 208} Kale ve ark.¹⁸² CAD-CAM'le ürettikleri $30 \mu\text{m}$, $40 \mu\text{m}$, $50 \mu\text{m}$ değerinde siman aralığına sahip monolitik zirkonya kuronlarda siman aralığının marjinal uyuma etkisini değerlendirmişler ve $50 \mu\text{m}$ siman aralığına sahip kuron restorasyonların daha üstün

marjinal uyum gösterdiklerini rapor etmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada kullanılan tam seramik tek kuron restorasyonlarda siman aralığı 50 µm olarak ayarlanmıştır.

Preparasyon şeklinin restorasyonun marjinal uyuma etkisi geçmişten günümüze araştırmacılar tarafından araştırılmaktadır.^{158, 209, 210} Basamak dizaynının,²¹¹ aksiyel daralım açısının²¹² ve servikal kurvatur derinliğinin²¹³ marjinal uyuma etkisi araştırmacılar tarafından üzerinde en çok durulan noktalardır. Tam seramik restorasyonların dayanıklılığı için preparasyon keskin kenar ve köşe bırakılmadan yeterli diş dokusu kaldırılarak yapılmalıdır. Metal altyapılı porselen restorasyonlarda tercih edilen knife edge basamak şekli ve bizotajlı preparasyon, tam seramik restorasyon o bölgede çok ince kalarak kırılabileceği için önerilmemektedir.^{16(s.462)} Basamak tipi restorasyonun o bölgedeki hacmini belirlediği için marjinal uyuma etki etmektedir. Tam seramik restorasyonlarda shoulder, yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak dizaynı önerilmektedir.²¹⁴ Komine ve ark.²¹⁵ shoulder, yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak tiplerinin restorasyonun marjinal uyuma etkisini değerlendirmişler ve bu basamak tiplerinin istatistiksel olarak benzer sonuç verdiğini rapor etmişlerdir. Ancak yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynının daha düşük marjinal aralık sağladığını gösteren çalışmalar da vardır.^{65, 216} Cho ve ark.²¹⁷ basamak tiplerinin simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyuma etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında yuvarlatılmış shoulder basamak tipinin daha düşük marjinal aralık oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Souza ve ark.²¹¹ IPS e.max CAD kuronlarda farklı basamak tiplerinin marjinal aralığa etkisini inceledikleri çalışmalarında marjinal uyum açısından chamfer ve derin chamfer basamak dizaynı ile karşılaştırıldığında yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynının daha düşük marjinal aralık sonuçları gösterdiğini belirtmişlerdir. Memari ve ark.⁶⁵ tam seramik kuronlarda farklı ölçü

metotlarının marjinal uyuma etkisini karşılaştırdıkları çalışmada yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynının daha üstün marjinal uyum sergilediğini belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı mevcut tez çalışmasında yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı tercih edilmiştir.

Dayanak dişlerin preparasyon formunun marjinal uyuma etkisinde aksiyel daralım açısı da basamak dizaynı kadar dikkat çeken konulardan olmuştur. Aksiyel daralım açısı preparasyon yapılan 2 aksiyel duvarın dış aksıyla yaptığı açı yada toplam okluzal konverjans açısı anlamına gelmektedir. Yapılan restorasyonun uzun dönem başarısında rol alan rezistans ve retansiyon formunun sağlanması aksiyel daralım açısıyla ilişkili bulunmuştur. Rezistans formu, restorasyonun stabilitesini arttıran ve restorasyonun yerleştirme aksı dışında hareketini engelleyen preparasyon formu olarak tanımlanır.²¹⁸ Retansiyon formu çekme stresleriyle ilişkiliyken, rezistans formu kesme streslerine karşı koyar. Teorik olarak en retantif preparasyon paralel duvarlı sıfır taperlı preparasyon olarak tanımlanır.²¹⁹ Altın standart olarak kabul edilen 6° aksiyel daralım açısı tam kuron restorasyonların preparasyonu için yaygın olarak kabul edilen açı olsa da,²¹⁹ bir çok araştırmacı^{7, 220-222} yaptıkları çalışmalarda çoğu preparasyonun klinik aksiyel daralım açısının 12° ila 26.7° arasında olduğunu ortaya koymuşlardır.²²²⁻²²⁷

Literatürde CAD-CAM sistemlerinde aksiyel daralım açısının marjinal uyum üzerine etkisinin incelendiği çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalardan bazıları simantasyon öncesi yapılmış olup, farklı aksiyel daralım açısının marjinal uyum üzerinde anlamlı fark oluşturmadığı belirtilmiştir.^{212, 228} Mejia ve ark.²²⁹ simantasyon öncesi, CAD-CAM sistemiyle üretilen kuron restorasyonların farklı total okluzal konverjans açısında marjinal ve internal uyumunu değerlendirmişlerdir. -8°, -4°, 0°, 8°, 12°, 16° ve 22° TOC (total okluzal konverjans) değerlerini belirledikleri örneklerde, marjinal uyum ve internal uyum açısından bütün grupların kabul edilebilir sınırlarda

olduğunu rapor etmişlerdir. Bununla birlikte 0° ve 8° TOC değerine sahip örneklerde insizal uyumun daha başarılı sonuç verdiğini ortaya koymuşlardır.²²⁹ Iwai ve ark.²⁰⁵ ve Beuer ve ark.²³⁰ yaptıkları çalışmada simantasyon sonrası TOC değeri 6° altında olan örneklerde istatistiksel olarak önemli şekilde marjinal uyumsuzluk görüldüğünü rapor etmişler. TOC değeri 6° nin altında destek dişlere sahip 3 Boyutlu modellerin masaüstü tarayıcılarla taranamamasının bu durumun sebebi olabileceği belirtilmiştir.^{229, 231} Bunun aksine ağız içi tarayıcılar düşük TOC değerine sahip destek dişleri kaydedebilmektedir. Ancak bu konuda yapılan bir çalışmada konverjans açısının kuron uyumuna etki etmediği belirtilmiştir.²³² Ayrıca simantasyon sonrası marjinal uyum değerlendirmesi yapılan çalışmalar düşük aksiyel daralım açısının simanda hidrolik basınca neden olarak uyumsuzluğunu arttırdığını belirtilmiştir.^{230, 233} Shillinburg ve ark.²³⁴ yeterli retansiyonun klinik olarak uygulanabilecek total okluzal daralım açısının 10° ile 22° arasında olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı mevcut tez çalışmasında preperasyon açısı olarak 10° ile 22° arasında total okluzal daralım açısı uygulanması tercih edilmiştir. Marjinal uyum değerlendirmesi yapmak için araştırmacılar tarafından farklı ölçüm metotları kullanılmasına karşın hiçbirinin kesin bir yöntem olmadığı belirtilmiştir.¹⁵⁸ Her yöntem avantajlara ve dezavantajlara sahiptir. Direkt day üzerinden yapılan ölçümlerde silikon replika,^{113, 165, 235-237} rezin replika,²⁰¹ micro ct,^{238, 239} marjinal bölgenin direkt mikroskopisi,²⁴⁰⁻²⁴² kesitsel mikroskopik ölçüm,^{243, 244} üçlü tarama protokolü^{1, 245, 246} gibi yöntemler marjinal aralığın değerlendirilmesinde araştırmacılar tarafından tercih edilmiştir.

Silikon replika tekniğinin; kuronların marjin kenarının tanımlanmasında zorluk, silikon restorasyondan ayrılırken yırtılıp deforme olabilmesi ve hassas çalışma gerektirmesi gibi doğal kısıtlamaları mevcuttur. Ek olarak alınan kesitler üzerinden yapılan ölçümler tahmin edilenin üzerinde değerler verebilmektedir.¹⁹² Direkt

mikroskopik yöntem marjinal aralığın ölçülmesinde kullanılırken ölçüm referans noktalarının belirlenmesi ve projeksiyon hataları oluşabilmesi gibi dezavantajlara sahiptir.¹⁵⁸ Rezin replika tekniği rezinde meydana gelen boyutsal distorsiyon ve büzölmeler nedeniyle hatalı sonuçlar verebilmektedir. Ayrıca bu yöntemde çok üyeli köprülerde destek dişlerin marjinal uyumunu değerlendirmek oldukça zordur.¹⁶⁹ 2 boyutlu ve 3 boyutlu tarama yapılabilen micro ct ile ölçme yöntemi diğer yöntemlere göre daha gerçek ve doğru sonuçlar sağlayabilmektedir.²⁴⁷ Ancak farklı radyasyon emilim katsayısına sahip materyallerden oluşan day ve restorasyonların internal aralığının ölçümünde radyasyon artefaktı ve bozulmalar oluşabilmektedir.^{247, 248} Bununla birlikte bu ölçüm yönteminin pahalılığı, zaman alıcı olması, bilgi yorumlamanın kolay olmaması, teknik bilgi ve tecrübe gerektirmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. SEM analizi ve kesitsel ışık mikroskopisi uzun zamandır restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmek için kullanılan yöntemlerden biri olsa da zaman alıcı olması, veri kaybı oluşabilmesi, örneklerin tekrar kullanılmasına izin vermemesi, sınırlı sayıda örnek üzerinde kullanılabilmesi gibi sebepler nedeniyle destrüktif yöntem olarak bildirilmektedir.²⁴⁹

Rahme ve ark.²⁵⁰ cam iyonomer siman ile simante edilmiş santral ve premolar procera kuronlar ve silikon replika yöntemiyle mikroskop altında ölçülen procera kuronları marjinal ve internal aralık değeri bakımından karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonuçlarına göre premolar ve santral dişlerde ölçülen bölgeden bağımsız olarak silikon replika tekniğinin doğru ve güvenilir bir teknik olduğu ayrıca siman film kalınlığı ölçümünü tam olarak desteklediği rapor edilmiştir. Laurant ve ark.'nın²³⁶ ise çalışmalarında vurguladığı gibi 'silikon replika tekniği' seramik tabakalama yapılan çalışmalarda öncesi ve sonrası karşılaştırılmasına izin verdiği gibi, sadece marjinal aralığın değil internal aralığın da ölçülmesine olanak tanımaktadır. Hızlı, güvenilir ve

ucuz olması gibi avantajlara da sahip olan silikon replika tekniği birçok çalışmada olduğu gibi mevcut tez çalışmasında da tercih edilen teknik olmuştur.²³⁶

Marjinal aralığın değerlendirilmesinde araştırmacılar tarafından optik mikroskop,²⁵¹ dijital mikroskop^{252, 253} ve stereomikroskop^{254, 255} kullanılmıştır.

Groten ve ark.²⁵⁶ farklı yöntemlerle elde ettikleri In Ceram kuronların marjinal uyumlarını SEM analiz yöntemiyle ölçmüş ve ışık mikroskopu ile elde edilen ölçümlerin güvenilirliğinin SEM analiz yöntemiyle elde edilen verilerle benzer olduğunu teyit etmişlerdir. Yüksek netlikte görüntü büyütme özelliği bulunan ışık mikroskobu hassas ve net ölçümlere izin verdiği için mevcut tez çalışmasında da tercih edilmiştir.

Literatürde de güncel bir çok çalışmada mikroskop altında büyütülmüş görüntülerin fotoğrafları alınarak bilgisayara aktarılmış ve profesyonel fotoğraf analiz programlarıyla marjinal ve internal aralık değerleri ölçülmüştür.²⁵⁷⁻²⁶⁰ Mevcut tez çalışmasında silikon replika yöntemi ile kopyaları elde edilen marjinal ve internal aralıkların optik mikroskop altında x10 büyütmeli görüntüleri dijital fotoğraf makinesi ile kaydedilerek bilgisayara aktarılmıştır. Mevcut fotoğraflar, profesyonel fotoğraf düzenleme programı ile analiz edilmiş ve üzerinde marjinal ve internal aralık değerlerinin ölçümleri yapılmıştır.

Marjinal ve internal uyum ölçümlerinin yapıldığı noktalar konusunda literatürde fikir birliği bulunmamaktadır.¹⁵⁸ Farklı terimler kullanılarak aynı ölçümler yapılabildiği gibi, aynı terimler kullanılarak farklı ölçümler de yapılabilmektedir. Abbate ve ark.¹⁵⁹ çalışmalarında marjinal aralık ölçümlerini yaparken marjin kenarından içeriye doğru eşit mesafede 100 µm aralıklarla ölçüm yapmışlar ve böylece rastgele meydana gelen defektlerden oluşabilecek yanılmanın önlenebileceğini rapor etmişlerdir. Bu nedenlerden ötürü mevcut tez çalışmasında marjinal aralık ölçümleri için Abbate ve

ark.¹⁵⁹ çalışmalarında tavsiye ettiği noktalar kullanılarak ölçüm yapılması tercih edilmiştir.

Holmes ve ark.¹⁵⁶ ise marjinal aralık, vertikal marjinal aralık, horizontal marjinal aralık, taşkın kenar, yetersiz kenar, internal aralık parametrelerini tanımlayan ve bir çok yazarın referans aldığı terminoloji yayımlamışlardır. Bu terminolojide tanımlanan ‘marjinal aralık’ mesafesi mevcut çalışmada ölçülen noktalara yakın olan parametredir. Bu mesafe restorasyonun iç yüzünden preparasyon yapılan marjin kenarına doğru birbirine en yakın mesafeden alınan perpendikuler ölçümü tanımlar.

Contrepolis ve ark.’nın¹⁷¹ yaptıkları derleme çalışmasında bahsettiği gibi marjinal ve internal aralığın değerlendirildiği çalışmalarda ölçüm yapılan nokta sayısı konusunda da fikir birliğine varılamamıştır.^{158, 250, 256, 261, 262} Groten ve ark.’na²⁵⁶ göre marjinal aralık değeri araştırılırken az sayıda örnek sayısı, örnek sayısı başına yapılan ölçüm sayısı ile telafi edilebilir. Güncel çalışmalarda eşit mesafelerde 16²⁶², 18²⁵⁰, 21²⁶¹, 36²³⁶ nokta alındığı görülmüştür. Nawafleh ve ark.¹⁹² yaptıkları derleme çalışmasında her bir kuron için 4-12 nokta sayısının yanıltıcı olabileceğini, en az 20 ila 25 noktadan ölçüm yapılmasının kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenlerden ötürü mevcut tez çalışmasında marjinal uyum için her yüzeyden 3 nokta olmak üzere 12 nokta, internal uyum için her yüzeyden 5 nokta olmak üzere (mezial, distal, bukkal, palatinal, okluzal) 25 nokta, her bir örnek için eşit mesafelerle toplam 37 nokta seçilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Marjinal ve internal aralık ölçümleri simantasyon öncesi değerlendirilebildiği gibi simantasyon sonrası da değerlendirilmektedir. Simantasyon sonrası yapılan ölçümlerin dekstrüktif olması, in vivo çalışmalarda kullanılamaması, ölçüm esnasında hatalı işlemin tekrarlanamaması gibi dezavantajları vardır. Silikon replika yöntemi ile simantasyon prosedürü taklit edilmekte ve non dekstrüktif yöntem olması nedeniyle

yazarlar tarafından tercih edilmektedir. Silikon replika ve simante örneklerde yapılan ölçümlerde yöntemlerin birbirine üstünlüğünün değerlendirildiği güncel çalışmalarda, yöntemlerin benzer sonuçlar verdiği, silikon replika tekniğinin simantasyon tekniği kadar net sonuçlar vermesi sebebiyle uygulanabilir bir teknik olduğu bildirilmiştir.^{236, 250, 259} Bu tez çalışmasında klinik durumu yansıtmaları için silikon replika metodu uygulanırken tek bir uygulayıcı tarafından akıcı kıvamlı ölçü maddesi restorasyon içine sıkılmış ve master day üzerine parmak basıncı uygulanarak 2.5 dakika beklenmiştir.^{113, 263} Weaver ve ark.¹⁹⁴ çalışmalarında parmak ile uygulanan kuvvetin sabit olmasa bile (1.3-8 kg) marjinal aralık üzerine etkisinin anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir.

Literatürde tercih edilen day materyali marjinal ve internal aralık ölçüm tekniğine bağlı olarak metal döküm,²⁵⁴ zirkon,²⁵³ doğal diş,¹⁸¹ epoksi rezin,²⁶⁴ akrilik rezin²⁴⁷ ve mevcut tez çalışmasına benzer olarak typodont model^{161, 182, 265-267} üzerinde prefabrike diş olarak değişebilmektedir. Mevcut çalışmada klinik durumu yansıtabilmek amacıyla aynı zamanda aralık ölçümünde kullanılan tekniğin de non destrukatif olmasına bağlı olarak dental model üzerinde premolar diş master day olarak belirlenmiştir. Diş kesimi su soğutması altında elmas frezlerle yapıldıktan sonra silikon replikalar aynı master day üzerinde çoğaltılmıştır.

Günümüzde bir çok alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de estetik oldukça önemli hale gelmiştir. Bu durum ise sabit protetik restorasyonlarda tam seramik kullanımına ilgiyi arttırmıştır. Tam seramik restorasyonların üretiminde ısı press, slip cast, tabakalama ve CAD-CAM yöntemi kullanılmaktadır.^{268, 269} CAD-CAM yöntemi ile üretim, geleneksel yöntemin iş akışının beraberinde getirdiği dezavantajları elimine etmekte, restorasyon üretimini standardize ederek tam seramik restorasyonların kaliteli üretimine imkan tanımaktadır.²⁵³

Ng ve ark.²⁵³ maxiller 2. premolar diş üzerinde geleneksel ve CAD-CAM yöntemiyle ürettikleri lityum disilikat kuron restorasyonlarda vertikal marjinal aralık değerini direk mikroskopi yöntemiyle ölçmüşlerdir. Geleneksel grupta PVS ile ölçü alıp pressleme yöntemiyle ürettikleri lityum disilikat kuron restorasyon üretmişler ve $74 \mu\text{m} \pm 47 \mu\text{m}$ ortalama vertikal marjinal aralık değeri kaydetmişlerdir. Dijital grupta LAVA C.O.S ağız içi tarayıcı kullanılarak 5 akslı freze cihazında lityum disilikat kuron restorasyonlar üretilmiş ve $48 \pm 25 \mu\text{m}$ ortalama vertikal marjinal aralık değeri ölçülmüştür. Yazarlar çalışmalarında dijital grupta istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük vertikal marjinal aralık değeri elde ettiklerini rapor etmişlerdir.²⁵³

Yapılan başka bir in vitro çalışmada, press ve CAD-CAM yöntemiyle üretilen lityum disilikat kuron restorasyonların marjinal uyumlarını stereomikroskop altında incelenmiştir. CAD-CAM teknolojisi ile üretilen lityum disilikat grubu ($26.80 \pm 3.4 \mu\text{m}$), press yöntemiyle üretilen lityum disilikat grubuna göre ($38.8 \pm 2.3 \mu\text{m}$) anlamlı düzeyde düşük marjinal aralık değeri göstermiştir.²⁷⁰ Bu bilgiler doğrultusunda mevcut tez çalışmasında tam seramik restorasyonların CAD-CAM yöntemiyle üretilmesine karar verilmiştir.

Tam seramikler eksik diş sayısına, endikasyon bölgesine ve kimyasal içeriklerine göre farklı kullanım alanlarına sahiptir. Günümüzde yaygın kullanımı bulunan zirkonyum destekli seramikler, monolitik zirkonyum restorasyonlar bloklarıyla ilgili uyum çalışmaları olsa da güncel CAD-CAM bloklarıyla ilgili daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Farklı seramiklerin translüsens derecelerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada yüksek translüsensiye sahip cam seramiklere kıyasla daha opak sonuçlar veren zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat polisajlı yüzeylerde lityum disilikata kıyasla daha translüsens bulunmuştur.¹⁵⁰ 2016 yılında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve lityum disilikatla güçlendirilmiş (LDS) cam seramiklerin mekanik

özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada bükülme dayanımı, kırılma dayanımı, elastik modülü ve yüzey sertliği kıyaslanmış ve ZLS materyali lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla daha başarılı bulunmuştur.²⁷¹ Yine 2016'da yapılan başka bir çalışmada mekanik özellikler bakımından ZLS, seramik infiltre polimer ve feldspatik seramiklerden daha başarılı bulunmuş, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerle benzer sonuçlar göstermiştir.²⁷² Bu nedenlerden dolayı mevcut tez çalışmasında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat olan Vita Suprinity CAD-CAM bloktan elde edilen tek kuron restorasyonların marjinal ve internal aralığının incelenmesine karar verilmiştir.

Yıldırım ve ark.²⁷³ CAD-CAM yöntemiyle ürettikleri hibrit ve nanoseramik restorasyonların marjinal ve internal uyumunu simantasyon öncesi micro ct yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Ağız içi tarayıcı (CEREC Omnicam) kullanarak direk dijital ölçü yöntemini kullandıkları çalışmalarında, mevcut çalışmada kullanılan ölçüm noktalarına yakın parametre olarak ortalama vertikal marjinal aralık değerlerini Vita Enamic için 102 µm, Lava Ultimate için 91.5 µm, Vita Suprinity için 132.1 µm, IPS e.max için 155.5 µm rapor etmişlerdir. Bütün gruplar klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değeri göstermiştir. Vita Enamic, Lava Ultimate ve Vita Suprinity grupları için ortalama marjinal aralık değerleri arasında anlamlı düzeyde bir farklılık görülmezken, IPS e.max grubunun anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu farklılığa kompozit içeriği bulunan Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD-CAM blokların farklı elastik değeri ve kırılma dayanımına sahip olmasının yanı sıra Vita Suprinity ve IPS e.max CAD-CAM bloklarının kristalizasyon fazına sahip olmasının etki etmiş olabileceği düşünülmüştür.

Başka bir in vitro çalışmada farklı CAD-CAM bloklarıyla üretilmiş endokuron restorasyonlarda marjinal ve internal aralık parametreleri silikon replika yöntemiyle

stereomikroskop altında ölçülmüştür. Marjinal uyum için Cerasmart 143 μm , Trilor 196.7 μm , IPS e.max 104.8 μm , Vita Suprinity 114.7 μm olarak rapor edilmiştir. Trilor grubu dışındaki gruplar klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değeri göstermiştir. Yine aynı çalışmada internal aralık değerleri ölçülmüş Cerasmart 116.1 μm , Trilor 161.6 μm , IPS e.max 105.3 μm , Vita Suprinity 110.9 μm olarak rapor edilmiş ve bütün gruplar kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaydedilmiştir. Marjinal ve internal uyumda seramik içerikli restoratif materyallerin rezin içerikli materyallere göre daha düşük marjinal aralık değeri gösterdiğini, farklı restoratif materyallerin marjinal ve internal uyumu etkilediği sonucuna ulaşmışlardır.²⁷⁴

Üç farklı CAD-CAM restoratif materyalinden hazırlanan tam kuron restorasyonların marjinal ve internal uyumunu değerlendiren başka bir çalışmada Vita Enamic, IPS e.max ve Vita Suprinity için ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla 56.09 μm , 77.88 μm ve 65.93 μm olarak rapor edilmiştir. Yine aynı çalışmada yapılan axial duvar internal aralık ölçümlerinde Vita Enamic grubu için 80.72 μm , IPS e.max için 71.72 μm , Vita Suprinity için 74.13 μm olarak rapor edilmiştir ve bütün değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur. Restoratif materyalin marjinal uyuma etkisinin olmadığı sonucunu bildiren yazarlar, restoratif materyal şeklinden bağımsız olarak, restorasyon şeklinin marjinal uyumu etkilediği sonucuna varmışlardır.²⁷⁵

Bankoğlu ve ark.²⁷⁶ 7 farklı CAD-CAM restoratif materyalinden (IPS e.max CAD, Lava Ultimate, Incoris TZI, Incoris ZI, Vita Suprinity, Vita Enamic, ve GC Cerasmart) üretilmiş tam kuron restorasyonlar üzerinde marjinal ve internal uyumu değerlendirmişlerdir. Silikon replika yöntemi kullanarak ışık mikroskopu altında yaptıkları ölçümlerde en yüksek marjinal aralık değerini TZI (212.50 μm) materyalinde rapor etmişlerdir. Kullanılan materyaller arasında anlamlı düzeyde farklılık

görülmüştür. Ortalama marjinal aralık değeri IPS e.max CAD için 195.19 μm , Lava Ultimate için 143.85 μm , Incoris ZI için 157.48 μm , Vita Suprinity için 122.23 μm , Vita Enamic için 167.44 μm , ve GC Cerasmart için 203.65 μm olarak kaydedilmiştir. İnternal aralık ölçümlerinde ise en yüksek aralık değeri okluzalde ölçülürken, en düşük değer aksial duvarlarda kaydedilmiştir.

Kristalizasyon sürecinin IPS e.max cam seramik restorasyonlarda marjinal ve internal uyuma etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, kristalizasyon öncesi ve sonrası marjinal uyum karşılaştırılması yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre öncesi ve sonrası grupları arasında istatistiksel olarak farklılık görülse de bütün restorasyonlarda kaydedilen değerlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda kaldığı rapor edilmiş (<120 μm) ve kristalizasyonun uyum üzerine klinik olarak bir etkisi olmadığı sonucu bildirilmiştir.²⁷⁷ 2019 yılında yapılan başka bir in vitro çalışmada IPS e.max tek kuron restorasyonlarda kristalizasyon sürecinin marjinal ve internal uyuma etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre kristalizasyon sonrası istatistiksel olarak anlamlı düzeyde marjinal aralık artmış, internal aralık ise azalmıştır. Yazarlar kaydedilen bütün marjinal ve internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olması nedeniyle kristalizasyonun marjinal ve internal aralık üzerinde major etkisi olmadığı sonucunu rapor etmişlerdir.²⁷⁸

Uyumlu restorasyonlar için ölçü doğruluğu oldukça önemlidir. Geleneksel tekniklerde prepare edilen destek dişlerin ölçüsü elastomerler (PVS veya Polieterler) ile alınmaktadır. Bu ölçü malzemeleri yeterli hassasiyet ve stabilite sağlasalar bile, ölçü esnasında önemli alanlarda boşluk ve debris oluşabilmesi, yoğun kıvamlı ölçü maddesinin akıcı kıvamlı ölçü maddesini aştığı durumlarda detayları kaydetme konusunda yetersiz olması, polimerizasyon ve karıştırma sorunları, bulantı refleksi olan hastalarda da oldukça konforsuzluk oluşturmaları gibi dezavantajları olabilmektedir.

Bunun yanında alçı model elde edilmesi, day spacerın uygulanması, mum modelasyonu gibi kaçınılmaz laboratuvar prosedürleri de marjinal uyumu etkileyebilmektedir. CAD-CAM sistemlerinin sürece dahil olmasıyla restorasyon üretim süreci de değişmiştir.²⁶⁵

Seelbach ve ark.²⁷⁹ yaptıkları çalışmada farklı intraoral tarayıcıların geleneksel ölçü yöntemine göre marjinal ve internal uyuma etkisini karşılaştırmışlar ve tüm grupların istatistiksel olarak benzer sonuçlar gösterdiğini rapor etmişlerdir. Sabit protetik restorasyonların üretiminde CAD-CAM dijital iş akışının, geleneksel yöntem iş akışına alternatif olabileceğini söyleyen yazarlar, dijital iş akışının avantajlarının yanında yazılım geliştirilmesiyle daha da iyileştirilebileceğinden bahsetmişlerdir.

Neves ve ark.¹⁸¹ 2 farklı CAD-CAM sistemi (Cerec ve E4D) ve geleneksel yöntemle (ısı press) üretilmiş LDS krunların marjinal aralık değerini micro ct yöntemiyle ölçerek karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre geleneksel yöntem ve Cerec sistemi benzer marjinal aralık değeri gösterirken E4D sistemi istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değeri göstermiştir. Yazarlar bu duruma Cerec (mavi ışık) ve E4D (kırmızı lazer) CAD-CAM sistemlerinin veri yakalama prensibi ve milledme ünitelerindeki farklılığın sebep olmuş olabileceğini düşünmüşlerdir.

Çetik ve ark.²⁸⁰ zirkon kopingler üzerinde dijital (Trios 3) ve geleneksel ölçü (Imprint IV) yöntemlerinin marjinal ve internal uyumda birbirine üstünlüğünü değerlendirmişlerdir. SEM analiz yöntemi uyguladıkları çalışmalarının sonuçlarına göre internal aralık değerlerinde geleneksel ölçü yöntemi dijital ölçü yöntemiyle istatistiksel olarak benzer sonuçlar göstermiştir. Bununla birlikte vertikal marjinal aralık değerlerinde dijital ölçü grubunun ($59.10 \pm 29.94 \mu\text{m}$) geleneksel ölçü grubuna ($79.27 \pm 31.91 \mu\text{m}$) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük marjinal aralık değeri gösterdiği rapor edilmiştir. Çalışmalarında bütün grupların kabul edilebilir klinik

marjinal ve internal uyum değerlerine sahip olduğunu söyleyen yazarlar, konvansiyonel iş akışının dezavantajlarını ortadan kaldırarak hasta konforu sağlayan dijital ölçü yönteminin konvansiyonel ölçü yöntemi kadar uygulanabilir yöntem olduğunu vurgulamışlardır.

Hazanzade ve ark.²⁷⁵ 2019 yılında 8 in vivo 26 in vitro çalışma üzerinde yaptıkları meta analiz çalışmasında, in vitro çalışmalarda tek kuron restorasyonlarda internal uyum üzerinde dijital ölçü grubu geleneksel ölçü grubuna göre istatistiksel olarak benzer sonuçlar göstermiş, marjinal uyum üzerinde dijital ölçü grubu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük aralık değerleri göstermiştir.

CAD-CAM iş akışı; tarama ve verilerin dijitalleştirilmesi, restorasyonun yazılım yoluyla tasarlanması ve restorasyonun frezelenmesi şeklinde 3 kısımdan oluşmaktadır. CAD-CAM iş akışında tarama ve verilerin dijitalleştirilmesi direk ve indirek yöntemle olabilmektedir. Direk yöntemde ağız içi tarayıcılarla ölçü alınmaktadır ve geleneksel ölçü yönteminin dezavantajları ortadan kalkmaktadır. İndirek yöntemde ise laboratuvar tarayıcıları yoluyla alçı model ya da ölçü taraması yapılmaktadır. CAD-CAM dijital iş akışı içerisinde tarayıcı alternatiflerinden biri olan laboratuvar veya ekstraoral tarayıcı sistemleri hekime elde edilen ölçüyü veya alçı modeli tarama imkanı sunmaktadır. Ağız içi tarayıcıların dezavantajlarını elimine eden laboratuvar tarayıcıları, klinik ortamında ağız içi tarayıcısına sahip olmayan hekimlerin CAD-CAM iş akışı içerisinde restorasyon üretimi yapabilmesine olanak tanımaktadır.⁶⁵

Geleneksel ölçü yöntemlerinde yüksek doğruluk ve hassasiyet sağlayabilen polivinilsilikonlar tek faz veya iki faz seçeneklerine sahiptir. Tek aşamalı yöntemin dezavantajı akıcı kıvamlı ölçü maddesinin kontrolsüz kütsel hacme sahip olmasıdır.²⁸¹ İki aşamalı yöntem daha çok preperasyon yapılan destek dişlerin infragingival marjinlerinin ölçüde net çıkmasının istendiği vakalarda hekimler tarafından tercih edilse

de^{113, 282} literatürde yapılan bazı çalışmalar tek aşama ölçü yöntemi kullanılarak üretilen restorasyonların daha başarılı marjinal uyum ve internal hacim değerleri sergilediğini göstermektedir.^{279, 283} Yapılan bir in vitro çalışmada tek aşama ölçü tekniği 2 aşama ölçü tekniğine göre istatistiksel anlamda düşük marjinal aralık değeri göstermiştir. Yazarlar bu durumun ilk ölçünün ağızdan ayrıldıktan sonra orijinal boyutlarının distorsiyona uğraması⁴⁸ ve ikinci aşamada ölçünün ağızda aynı konumuna yerleştirilememesi sebebiyle oluşabileceğini rapor etmişlerdir.²⁷⁹ Ölçü alınırken plastik ve ya metal kaşık kullanımı yerine kişisel kaşık kullanımı, ölçü maddesinin uniform kalınlıkta olmasını sağlayarak daha doğru model elde edilmesini sağlamaktadır.²⁸⁴ Bu sebeple mevcut çalışmada indirek dijitalizasyonda kullanılacak geleneksel ölçülerin kişisel kaşık kullanılarak tek aşama ölçü yöntemiyle polivinilsiloksan ölçü maddesi ile elde edilmesine karar verilmiştir. Daha sonra bu ölçülerden elde edilen Tip IV alçı modelleri laboratuvar tarayıcısı Ceramill MAP 400 aracılığıyla dijitalize edilmiştir.

Boitelle ve ark.²⁰⁷ farklı CAD-CAM sistemleri kullanmanın restorasyonun uyumu üzerinde etkisini değerlendirdikleri derleme çalışmalarında CAD-CAM sistemlerinin kendilerine ait özelliklerin doğruluğu etkilediğinden bahsetmişlerdir. Shim ve ark.²⁸⁵ farklı parametre ayarlarının ve yazılım sürümlerinin CAD-CAM restorasyonların uyumunu etkilediğini bildirir de, Cho ve ark.²⁸⁶ dijitalizasyon, veri işleme ve üretim sürecinin uyumda etkili olduğunu frezeleme eksen sayısının uyumu etkilemediğini bildirmişlerdir. Hamza ve ark.⁸⁰ ve Bosch ve ark.²⁸⁷ çalışmalarında 5 eksenli freze ünitelerinin üretim sürecini olumlu etkileyerek daha hassas ve doğru restorasyonların elde edilmesini sağlayacağından bahsetmişlerdir. Bu nedenlerden ötürü mevcut tez çalışmasında tüm ağız içi tarayıcılarla uyumlu 5 eksenli frezeleme ünitesi (Aman Girrbach Motion 2) freze cihazı kullanılması tercih edilmiştir.

Üretilen restorasyonun marjinal uyumu periodonsiyomun sağlığı için anahtar faktörken, internal uyum restorasyonun retansiyonu ve kullanım süresini etkileyen önemli bir faktördür. İnternal uyum restorasyon iç yüzü ve dış arasındaki mesafeyi tanımlamaktadır.¹⁵⁶ İnternal uyumu iyi olan restorasyonlar retansiyon ve rezistanstan ödün vermeden kuronun doğru oturmasını yönlendirmiş olacaktır.^{154, 155} Bununla birlikte literatüre bakarak marjinal ve internal uyumu belirten net bir değer belirlemek zordur.¹⁹²

Farklı CAD-CAM sistemlerinin marjinal ve internal uyuma etkisi kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Bindl ve Morman¹⁹⁹ farklı CAD-CAM sistemleri (CEREC inLab, DCS, Decim ve Procera) kullandıkları in vitro çalışmada, CAD-CAM kuron kopinglerin uyumunu değerlendirmişlerdir. Marjinal uyum değeri 17 ile 43 µm aralığında, internal aralık değeri 110 ile 136 µm aralığında elde edilmiştir. Başka in vitro çalışmada DİGİDENT ve LAVA CAD-CAM sistemleri kullanılarak üretilen zirkonyum oksit kuron restorasyonlarda 82 ile 83 aralığında marjinal aralık rapor edilmiştir.²⁸⁸ Yine yapılan bir klinik çalışmada tek kuron restorasyonların marjinal aralıkları 100 µm, internal aralıkları 148 ile 284 µm aralığında rapor edilmiştir.¹⁶⁵

Nakamura ve ark.²²⁸ CEREC 3 kuronların marjinal ve internal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmada, marjinal aralık değerini 53-108 µm, internal aralık değerini 116-162 µm aralığında rapor etmişlerdir.

Farklı CAD-CAM sisteminin marjinal ve internal aralık değerlerini karşılaştıran derleme çalışmasında tek kuron restorasyonlar için vertikal marjinal aralık değerini 30 µm ile 105 µm aralığında, internal aralık değerini 51 µm ile 442 µm aralığında rapor edilmiştir.²⁰⁷ 2019 yılında yapılan başka bir derleme çalışmasında intra oral (İOT) ve ekstra oral tarayıcılar (EOT) kullanılarak yapılan çalışmaların marjinal aralık değerinin sırasıyla 16-80 µm ile 19-112 µm aralığında olduğundan bahsetmişlerdir.⁶⁵ Mevcut tez

çalışmasında intraoral tarayıcıların ortalama marjinal aralık değeri $80.5 \pm 39 \mu\text{m}$, ekstra oral tarayıcının ortalama marjinal aralık değeri $110.9 \pm 35 \mu\text{m}$ 'dir. İntra oral tarayıcıların internal aralık değeri $86.3 \pm 36 \mu\text{m}$, ekstraoral tarayıcının internal aralık değeri $98.2 \pm 44 \mu\text{m}$ 'dir. Bu açıdan mevcut çalışmanın sonuçları önceki çalışmaların rapor ettiği değerler arasında yer almaktadır.

Mevcut çalışmada ortalama marjinal ve internal aralık değerleri bakımından indirek dijital ölçü yöntemi direk dijital ölçü yöntemine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek aralık değerleri göstermiştir. Çalışmanın bu sonucu literatürde bulunan önceki çalışmalara benzer niteliktedir.^{63, 164, 265, 289}

Seelbach ve ark.²⁷⁹ yaptıkları çalışmada 3 ağız içi tarayıcı (iTero, CEREC, Lava C.O.S.) ve 1 laboratuvar tarayıcısı (Lava Scan ST) kullandığı çalışmalarında ağız içi tarayıcılarının laboratuvar tarayıcı ile üretilen kuron restorasyonlarla istatistiksel olarak benzer marjinal aralık değeri gösterdiğini, bununla birlikte kaydedilen marjinal aralık değerlerinin ağız içi tarayıcı gruplarında daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Rodiger ve ark.²⁹⁰ 2017 yılında yaptıkları klinik çalışmada direk (cara Trios) ve indirek dijitalizasyon (D700) yönteminin birbirine üstünlüğü değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre direk ve indirek yöntem arasında marjinal ve internal aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak farklılık olmadığı rapor edilmiştir. Ancak bu çalışma mevcut çalışmadan farklı olarak in vivo bir çalışmadır. Flugge ve ark.²⁹¹ çalışmalarında vurguladığı gibi ağız içi tarayıcıların ağız içi koşullarından kaynaklanan tükürük varlığı ve erişim sınırlanması gibi nedenlerden dolayı hassasiyetleri azalmaktadır. Mevcut tez çalışması bu tür faktörlerin etkisi altında kalınmadan laboratuvar koşullarında gerçekleştirilmiştir. Bahsi geçen çalışmayla²⁹⁰ mevcut tez çalışmasındaki bu farklılığın sonucu etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Abdel azim ve ark.²⁵⁷ tarafından 2015 yılında yapılan çalışmalarında 2 farklı direk dijital ölçü yönteminin (iTero-Lava), indirek dijital ölçü yöntemine (Strauman) göre marjinal ve internal uyumda birbirine üstünlüğü değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre direk ve indirek dijital ölçü yöntemleri marjinal ve internal aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak farklılık göstermemiştir. Bu çalışmada mevcut tez çalışmasından farklı olarak ağız içi tarayıcılarla alınan ölçülerin restorasyonları için her firmanın önerdiği materyallerden day (poliüretan -epoksi rezin) hazırlanmış ve daha sonra bu daylar laboratuvar tarayıcısı ile taranmıştır. Bu çalışmanın mevcut tez çalışmasına göre elde ettiği sonuçlardaki farklılığın bu durumdan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Bununla birlikte direk dijital ölçü grubunun marjinal aralık değerleri, indirek dijital ölçü grubuna göre daha küçük kaydedilmiştir.²⁵⁷

Kim ve ark.²³⁸ 2016 yılında yaptıkları çalışmalarında direk dijital ölçü yönteminin (CS3500-Trios) marjinal aralık ve internal hacim değerleri indirek dijital ölçü yöntemi (Ceramill MAP 400) ve geleneksel (HP) yöntemine göre karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre marjinal aralık ve internal hacim değeri bakımından istatistik olarak anlamlı düzeyde düşük olan grup CS3500 direk dijital tarayıcı grubu olarak rapor edilmiştir. İndirek dijital ölçü grubu (Ceramill MAP 400) diğer direk dijital tarayıcı (Trios) grubuyla benzer sonuçlar göstermiştir. Bu durumun Trios ağız içi tarayıcının çalışma mekanizması olan paralel konfokal görüntüleme ve projeksiyon ışık strip teknolojisinin kombinasyonu olan ultra hızlı optik kesit çalışma mekanizmasıyla ilgili olabileceği düşünülmüştür.

Geleneksel grup için kaydedilen marjinal aralık ve internal aralık değerini iş akışı içerisinde geleneksel ölçü ve alçı dökme aşamalarına sahip olması ve bu aşamalara bağlı ölçü deformasyonu, laboratuvar hataları, PVS ölçü maddesinin % 0.14 - % 0.17 ve

tip IV alçının % 0.5 - % 0.06 arasında lineer kontraksiyona sahip olmasıyla ilgili olabileceği düşünülmektedir.²³⁸

Mevcut tez çalışmasında marjinal aralık parametresinde Ceramill MAP 400 grubu Trios grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değerleri göstermiştir. Bu durum mevcut tez çalışmasında kullanılan Trios 4 ağız içi tarayıcısının bahsi geçen çalışmadaki²³⁸ Trios 3 ağız içi tarayıcısına göre daha güncel olmasıyla açıklanabilir.

Pedroche ve ark.⁶³ 1 direk (Trios) ve 2 indirek (alçı tarama- ölçü tarama) dijital ölçü yönteminin marjinal ve internal uyumda birbirine üstünlüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek marjinal aralık değeri alçı modelin EOT ($87 \pm 31 \mu\text{m}$) ile tarandığı grupta kaydedilirken en düşük marjinal aralık değeri İOT ($59 \pm 14 \mu\text{m}$) olarak kullanılan Trios 3 direk dijitalizasyon grubunda kaydedildiğini bildirmişlerdir. Alçı modelin EOT ile tarandığı grup direk dijital ölçü yöntemine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değeri göstermiştir. Bu tez çalışmasında da benzer olarak alçı modelin EOT ($111 \pm 35 \mu\text{m}$) ile tarandığı indirek dijital ölçü grubu direk dijital ölçü grubuna ($80 \pm 39 \mu\text{m}$) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değeri göstermiştir. Bu açıdan bakıldığında mevcut tez çalışması bahsi geçen çalışmayı destekler niteliktedir. Aksiyo okluzal duvar ve okluzal duvar internal aralık değerlerini bu tez çalışmasına benzer olarak alçı modelin tarandığı indirek dijital ölçü grubunda direk dijital ölçü grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek kaydetmişlerdir.

Keul ve ark.²⁹² marjinal ve internal uyumu 4 üyeli farklı altyapı restorasyonlarında silikon replika yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Zirkonya alt yapıli restorasyon grubunda direk ($127 \pm 67 \mu\text{m}$) ve indirek ($141 \pm 19 \mu\text{m}$) dijitalizasyon yöntemlerinin marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark

olmadığı rapor edilmiştir. Metal alt yapılı restorasyon grubunda direk dijital ölçü yöntemi indirek dijital ölçü yöntemine göre istatistiksel olarak daha düşük marjinal aralık değeri göstermiştir. Bu durumun zirkonyum ve metal altyapılı restorasyonların üretim prosedürlerinin farklı olması ve zirkonyumun sinterlenmesi sebebiyle final boyutlarının değişiminin etkisi ile olabileceği düşünülmüştür.

Silva ve ark.²⁹³ yaptıkları çalışmada 4 üyeli zirkonya alt yapı üzerinde marjinal ve internal aralık değerlerini ölçmüşlerdir. Direk dijital ölçü yöntemiyle elde ettikleri grupta daha düşük marjinal aralık değeri elde ederken, direk (63.96 μm) ve indirek dijital ölçü (65.33 μm) yöntemi arasında anlamlı düzeyde bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmalarında her iki grubunda kabul edilebilir değerler ortaya koyduğunu bu sebeple klinik olarak uygulanabilir yöntemler olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca marjinal aralık için kaydedilen değerlerin internal aralık için kaydedilen değerlerden yüksek olmasının, homojen dağılmayan dar internal aralık değerlerinin restorasyonun oturmasını engelleyerek yüksek marjinal açıklık oluşturmasıyla ilgili olabileceği düşünülmüştür.

Aklagian ve ark.²⁸⁹ bir direk ve üç indirek dijital tarama yöntemi kullanarak ürettikleri zirkon kopingler üzerinde direk mikroskopi yöntemiyle vertikal marjinal aralığı ölçmüşlerdir. Direk dijitalizasyon grubunda Trios 3 ağız içi tarayıcısı ile day taranmıştır. indirek dijitalizasyon gruplarında geleneksel PVS ölçüyü Trios 3 ağız içi tarayıcısıyla taradıkları grup, geleneksel PVS ölçüyü laboratuvar tarayıcısı (3 Shape D810) ile taradıkları grup ve geleneksel ölçüden elde edilen alçı modeli laboratuvar tarayıcısı (3 Shape D810) ile taradıkları grup oluşturmaktadır (4 grup, n=10). En düşük vertikal marjinal aralığı laboratuvar tarayıcısı ile ölçüyü taradıkları gruptan ($42 \pm 4 \mu\text{m}$) elde etmişlerdir. Sonra sırasıyla direk dijital yöntemde ağız içi tarayıcısıyla dayın tarandığı grup ($73 \pm 7 \mu\text{m}$), laboratuvar tarayıcısı ile alçıyı taradıkları grup ($97 \pm 5 \mu\text{m}$) ve

ağız içi tarayıcı ile ölçünün tarandığı grup ($109 \pm 4 \mu\text{m}$) olarak rapor etmişlerdir. Bu çalışmada indirek dijital ölçü gruplarından biri olan laboratuvar tarayıcısı ile ölçünün tarandığı grup diğer gruplara göre en düşük marjinal aralık değeri göstermiştir. Yazarlar çalışmalarında bu durumun laboratuvar tarayıcısının çalışma mekanizmasının (aktif triangulasyon) direk dijital ağız içi tarayıcısının çalışma mekanizmasına (konfokal lazer) göre andırkatlı ve derin alanlarda bilgi toplamada farklılık oluşturmasıyla ilgili olabileceğini düşündüklerini belirtmişlerdir. Direk dijital ölçü yöntemi indirek dijital ölçü yöntemine (laboratuvar tarayıcısı ile alçı modelin tarandığı grup) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük marjinal aralık değeri göstermiştir. Bu açıdan bakıldığında sonuçlar mevcut tez çalışması ile uyumlu görünmektedir.

Bu çalışmada elde edilen verilere göre indirek dijital ölçü grubunda kaydedilen marjinal aralık değerlerinin ($110.9 \pm 34.7 \mu\text{m}$) direk dijital ölçü yöntemine ($80.5 \pm 38.7 \mu\text{m}$) göre daha istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek kaydedilmesinin nedeninin iş akışında aşamaların fazla olması dolayısıyla hata ihtimalinin artmış olması ve kullanılan geleneksel ölçü materyallerinin distorsiyona uğramış olmasıyla ilgili olabileceği düşünülmektedir ($p < 0.05$).

CAD-CAM sistemlerinin içerdiği komponentlerden olan ve direk dijitalizasyon sağlayarak geleneksel iş akışının dezavantajlarını elimine eden ağız içi tarayıcılar, aynı zamanda hasta konforu sağlayarak hastanın dental ünite kalma süresini de kısaltmaktadır. Ayrıca dijital ortamda arşivlenebilme özelliği bulunan dijital kayıtlar hekim için önemli bir avantaj barındırır. Hekime ölçü esnasında hatayı veya eksikliği kontrol etme imkanı tanıyan bu tarayıcılar hatayı bir sonraki seansa kalmadan o sırada hızlıca düzeltme imkanı tanır. Aynı zamanda bilgi akışını saniyeler içinde sağlayarak teknisyen ve hekim iletişimini güçlendirmektedir. Ağız içi tarayıcılar bu avantajlarının yanında kan ve tükürük içeren ağız ortamından ve hasta hareketlerinden olumsuz

etkilenebilmektedir. Ayrıca preperasyon yapılan marjinin taranabilmesi için gingival dokunun retraksiyonuna ihtiyaç gösterebilir. Bazı tarayıcılar taranmadan önce titanyum veya magnezyum dioksit toz uygulaması gerektirebilir.⁶⁵

2019 yılında yapılan bir derleme çalışmasında ağız içi tarayıcılarda uyum karşılaştırması yapan çalışmaların çok azının aynı restoratif materyal, destek diş, preperasyon dizaynı içerdiğinden bahsetmişlerdir.⁶⁵ Bu çalışmalarda test edilen intraoral tarayıcıların tümü klinik olarak kabul edilebilir limitlerde değerler göstermiş ve yazarlar tarafından klinik olarak kullanılabilecekleri yönünde tavsiyede bulunulmuştur.^{63, 164, 279} Ancak literatürde güncel kullanılan ağız içi tarayıcıların marjinal ve internal uyumlarını birbiriyle kıyaslayan çalışma sayısı çok azdır.⁶⁵

Ferrini ve ark.²⁹⁴ 2019 yılında yaptıkları çalışmada ağız içi tarayıcıların marjinal aralık etkinliğini değerlendirmişlerdir. Zirkonyum oksit altyapı kullanarak hazırladıkları kopingler için bütün tarayıcıların ortalama marjinal aralık değeri 53 ± 30 μm olarak belirtilmiştir. En düşük değeri Planscan (40.04 μm), sonra sırasıyla 3D Progress plus (40.20 μm), True Definiton scanner (40.82 μm), CS3500 (54.82 μm), CS3600 (59.67 μm), Omnicam (61.57 μm), DWIO (62.49 μm) gösterirken en yüksek ortalama değer Trios 3 (67.95 μm)’de kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre bütün ağız içi tarayıcılar klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değeri göstermiştir.

Renne ve ark.²⁹⁵ iki farklı CAD-CAM sistemi (E4D, Planscan ve CEREC, Omnicam) kullanarak ürettikleri lityum silikat kuronlarda silikon replika yöntemiyle farklı preperasyon kalitelerinin (mükemmel – orta - kötü) marjinal uyuma etkisini değerlendirmişlerdir. Tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum sergilemişlerdir (<120 μm). E4D (Planscan) ve CEREC (Omnicam) sistemlerinde sırasıyla 81.0 μm ve 82.1 μm marjinal aralık değerleri ölçülmüş ve bu gruplar preperasyon şeklinden bağımsız olarak marjinal uyumda anlamlı düzeyde farklılık

göstermemiştir. Bununla birlikte zayıf, makul, iyi ve mükemmel olarak belirledikleri preparasyon gruplarında anlamlı düzeyde farklılık bulunmuş ve preparasyon şeklinin kullanılan tarayıcıdan bağımsız olarak marjinal uyum üzerinde etki ettiğinden bahsetmişlerdir.

Zeltner ve ark.²⁹⁶ yaptıkları klinik bir çalışmada Lava C.O.S., iTero, CEREC ağız içi tarayıcılarıyla elde edilen kuron restorasyonların marjinal ve internal aralık değerleri ölçülmüştür. Lava C.O.S. ağız içi tarayıcı $94 \pm 58 \mu\text{m}$, iTero ağız içi tarayıcı $128 \pm 58 \mu\text{m}$, CEREC ağız içi tarayıcı grubu $141 \pm 106 \mu\text{m}$ marjinal aralık değeri göstermiştir. Internal aralık değerleri Lava C.O.S. ağız içi tarayıcı için $140 \pm 25 \mu\text{m}$, iTero ağız içi tarayıcı için $160 \pm 72 \mu\text{m}$, CEREC ağız içi tarayıcı için $191 \pm 11 \mu\text{m}$ olarak rapor edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre farklı CAD-CAM iş akışlarının arasında marjinal ve internal aralık değeri olarak istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bu çalışmada mevcut tez çalışmasından farklı olarak freze cihazları her tarayıcı için farklı seçilmiştir. Ayrıca bu çalışma in vivo koşullarda gerçekleştirilmiştir. Bahsi geçen çalışma ve mevcut tez çalışmasının arasındaki bu farklılıkların sonuçları etkileyebileceği düşünülmektedir.

Trios 4 ağız içi tarayıcı 'konfokal mikroskopi ve ultra hızlı optik kesit görüntüleme', iTero Element 2 'paralel konfokal mikroskopi', CEREC Primescan 'Dinamik derin tarama-triangulasyon' prensibiyle çalışmaktadır. Bu çalışmada en düşük marjinal aralık değeri Trios 4 ağız içi tarayıcı grubunda kaydedilmiştir. Primescan grubu, Trios 4 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek marjinal aralık değeri göstermiştir.

Literatürde Trios ağız içi tarayıcı grubunun diğer ağız içi tarayıcılarla marjinal ve internal uyumunu karşılaştıran çalışmalardan Keul ve ark.²⁹² CS3500 ve Trios ağız içi tarayıcı grupları arasında marjinal aralık değeri bakımından istatistiksel olarak anlamlı

düzyeyde farklılık olduğundan bahsetmişlerdir. Çalışmalarının sonuçlarına göre CS3500 tarayıcı daha düşük marjinal aralık değeri göstermiştir.

Boeddinghaus ve ark.²⁹⁷ 3 farklı ağız içi tarayıcıyı karşılaştırdıkları çalışmalarında doğal dişler üzerine zirkon koping üretmişler ve silikon replika tekniği kullanarak marjinal aralık değerini ölçmüşler, sonuçta True Definition için 88 µm, Trios için 112 µm, Cerec AC Omnicam için 149 µm marjinal aralık değerini rapor etmişlerdir. CEREC Omnicam'ın diğer gruplara göre istatistiksel olarak farklı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre yazarlar toz spreysiz kullanılan Omnicamın hassasiyetinin yüksek olmasına rağmen toz kaplaması ihtiyacı göstermesinin sonucu etkilemiş olabileceğinden bahsetmişlerdir.

Yapılan bir in vitro çalışmada, 3 farklı ağız içi tarayıcının (Cerec Bluecam, Lava C.O.S., iTero) marjinal ve internal aralık değerleri karşılaştırılmıştır. Marjinal aralık değerleri Cerec Bluecam, Lava C.O.S., iTero için sırasıyla 30 µm, 48 µm, 41 µm olarak, internal aralık değerleri yine aynı sırayla 80 µm, 29 µm, 50 µm olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre tüm ağız içi tarayıcılar istatistiksel olarak benzer marjinal ve internal aralık değeri göstermiştir.²⁷⁹ Mevcut çalışmanın bu tez çalışmasından farkları kullanılan tam seramik sistemler (Lava zirkonya, Cera E, Empress CAD, Copran Zr-i), kullanılan tarayıcıların yazılım güncellikleri ve freze cihazlarıdır. Bu farklıların sonuçlara etki etmiş olabileceği düşünülmektedir.

Her ağız içi tarayıcıyı kendi sistemi içerisinde tavsiye edilen siman aralık değeri ve freze cihazları kullanarak değerlendiren bir in vitro çalışmada (Lava C.O.S., iTero, Cerec AC, E4D) ölçülen marjinal aralık değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde en düşük marjinal aralık değerini Lava C.O.S. tarayıcı sistemi göstermiştir.²⁹⁸ Bu çalışmada Lava C.O.S. ağız içi tarayıcıya ait grupta kullanılan restoratif materyal diğer gruplardan farklı olarak Lava zirkonya seçilmiş diğer gruplarda IPS e.max

materyali kullanılmıştır. Çalışma içerisindeki bu farklılığın çalışmanın sonuçlarını etkileyebileceği düşünülmüştür.

Bu çalışmada standardizasyon sağlanabilmesi ve ağız içi tarayıcıların çalışma mekanizmalarını karşılaştırılabilmesi için bütün tarayıcılardan elde edilen dosyalar ‘.stl’ formatında elde edilmiştir ve aynı yazılım programında aynı teknisyen tarafından tasarımları yapılmıştır. Restorasyonların üretiminde ise bütün tarayıcılarla uyumlu 5 akslı freze cihazı (Aman Girrbach Motion 2) tercih edilmiştir. Elde edilen sonuçlar ağız içi tarayıcıların veri yakalama mekanizmalarının ve tarayıcıya ait yazılımların marjinal aralık değerlerini etkileyebileceği fikrini desteklemektedir. Ancak bu konu daha ileri çalışmalara ihtiyaç duymaktadır.

Mevcut çalışmanın limitasyonu; aralık ölçümünde tercih edilen silikon replika metodu kesitsel 2 boyutlu ölçüm metotudur. 2 boyutlu ölçümlerin limitasyonu tek bir düzlemde noktadan noktaya olması gerekliliğidir ve çevresel alanların ölçümünde yetersiz kalabilmektedir.²⁹⁹ Çalışmada örneklerin ölçümü simante edilmeden yapılmıştır ve simantasyon sonrası aralık ölçüm değerleri artabilmektedir. Bu tez çalışmasının bir diğer limitasyonu laboratuvar koşullarında in vitro olarak gerçekleştirilmesidir. Ağız içi tarayıcı hassasiyeti hasta ağzından kaynaklı kısıtlayıcı faktörlerden (kan, tükürük, ağız açma kısıtlılığı) etkilenmektedir.²⁹¹ Bu çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi için bütün veriler universal veri formatı olan .stl formatında kaydedilmiştir. Farklı dosya formatları bu çalışmanın kapsamı dışında tutulmuştur.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Direk dijital ölçü yöntemi, indirek dijital ölçü yöntemine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük marjinal (Direk grup: $80.5 \pm 38.7 \mu\text{m}$, İndirek grup: $110.9 \pm 34.7 \mu\text{m}$) ve internal aralık değeri (Direk grup: $86.3 \pm 36.5 \mu\text{m}$, İndirek grup: $98 \pm 44.5 \mu\text{m}$) göstermiştir ($p < 0.05$).

2. Ağız içi tarayıcı gruplarında marjinal aralık değerleri ve internal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık saptanmıştır ($p < 0.05$).

- Marjinal aralık sonuçlarına göre;

Primescan ağız içi tarayıcı grubu ($92.3 \pm 53.3 \mu\text{m}$) Trios ağız içi tarayıcıya ($73.4 \pm 27.8 \mu\text{m}$) göre daha yüksek marjinal aralık değeri göstermiştir.

- İnternal aralık sonuçlarına göre;

iTero ağız içi tarayıcı grubu ($81.6 \pm 36.8 \mu\text{m}$) Trios ağız içi tarayıcıya ($88.7 \pm 33.1 \mu\text{m}$) göre daha düşük marjinal aralık değeri göstermiştir.

3. Bu çalışmanın sonuçlarına bakılarak marjinal aralık değerlendirmesinde Trios 4 ağız içi tarayıcı grubunun ($73.4 \pm 27.8 \mu\text{m}$) en düşük marjinal aralık değeri verdiği görülmektedir.

4. Bütün gruplarda elde edilen CAD-CAM ile üretilmiş ZLS kuron restorasyonların marjinal aralık ve internal aralık değeri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde bulunmuştur ($< 120 \mu\text{m}$).

Farklı dijital ölçü yöntemlerinin CAD-CAM yöntemiyle üretilen ZLS kuron restorasyonlarda marjinal ve internal uyuma etkisini değerlendirmeyi amaçlayan çalışmamızın sınırları dahilinde;

- Hasta konforunu olumlu yönde destekleyen ve çapraz kontaminasyon riskini elimine eden direk dijital iş akışında daha düşük kaydedilen marjinal aralık

değerleri klinik olarak daha uyumlu restorasyonlar elde edilebileceğini göstermektedir.

- Günümüzün en önemli gündemi olan COVID-19 pandemisi göz önüne alındığında laboratuvar aşamalarını azaltıp çapraz kontaminasyon riskinin önüne geçen ve hasta konforunu olumlu yönde etkileyen direk dijital diş hekimliğine kliniklerde daha çok yer verilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, et al. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent*, 2015;113:304-309.
2. Bader JD, Rozier RG, McFall Jr WT, Ramsey DL. Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent*, 1991;65:75-79.
3. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc*, 2001;132:1301-1303.
4. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999;2:9-35.
5. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204:505.
6. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, 1995;73:457-463.
7. Güth J-F, Wallbach J, Stimmelmayer M, Gernet W, Beuer F, Edelhoff D. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*, 2013;17:1389-1395.
8. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Internet J Med Technol*, 2011;5:1-12.
9. Ferro K, Morgano S. The Glossary of Prosthodontic Terms; Edition Nine. *J Prosthet Dent*, 2017;117:16-92.
10. Rodriguez JM, Bartlett DW. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dent Mater*, 2011;27:253-258.
11. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*, 2004;48:vi-vii, 445-470.
12. Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: part I. *J Prosthet Dent*, 2001;86:251-261.
13. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 3rd ed St. Louis: Elsevier 2001:108-135.
14. Sorensen S, Larsen IB, JÖRGENSEN KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Eur J Oral Sci*, 1986;94:109-114.
15. Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Bailit H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent*, 1985;53:14-19.
16. Anusavice KJ SC, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. 12 th ed Missouri, Elsevier Science, 2013.
17. Sakaguchi R, Ferracane J, Power J, *Craig's Dental Materials* ,14 th ed, Missouri, Elsevier, 2019
18. Scheller-Sheridan C. *Basic Guide To Dental Materials*, 1th ed West sussex, John Wiley, 2010.
19. Skinner EW, Cooper EN, Beck FE. Reversible and irreversible hydrocolloid impression materials. *J Am Dent Assoc*, 1950;40:196-207.
20. Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2011;106:126-133.

21. Borchers L, Hummel F, Rattay D. Impression accuracy of reversible and irreversible hydrocolloids. *ZWR* 1987;96:654-657.
22. Mantell CL. The water-soluble gums. *Reinhold Publishing Corporation New York*; 1947.
23. Madhavan S. A review on hydrocolloids-agar and alginate. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 2015;7:704.
24. Goncalves FS, Popoff DA, Castro CD, Silva GC, Magalhaes CS, Moreira AN. Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2011;19:163-166.
25. Clancy JM, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. *J Oral Rehabil*, 1983;10:325-333.
26. Baum L PR LM. *Textbook of operative dentistry*. WB Saunders Company-Philadelphia, London, Toronto, Sydney, p 432. 1981.
27. Smith BG, Wright PS, Brown D. *The clinical handling of dental materials*: John Wright; 1994.
28. Rosenstiel S, Land F, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* ; Mosby. In: Elsevier, 2006.
29. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2003;16:244-248.
30. 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;108:165-172.
31. Koski RE. Comparative study of selected alginate materials and devices. *J Am Dent Assoc*, 1977;94:713-716.
32. McCabe J. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi* 1999:57.
33. Cullen DR, Sandrik JL. Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. *J Prosthet Dent*, 1989;62:142-145.
34. Cook WD, Thomasz F. Rubber gloves and addition silicone materials. Current note no. 64. *Aust Dent J*, 1986;31:140.
35. Wassell R, Ibbetson R. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent*, 1991;65:748-757.
36. Braden M. The quest for a new impression rubber. *Int J Dent*, 1976;4:1-4.
37. McCabe J, JF M. Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. 1978.
38. Thongthammachai S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*, 2002;11:98-108.
39. Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 2003;90:365-372.
40. Chee WW, Donovan TE, Kahn RL. Indirect inhibition of polymerization of a polyvinyl siloxane impression material: a case report. *Quintessence Int* 1991;22:133-135.
41. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly (vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont*, 1989;2.
42. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, 1992;67:583-589.

43. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985;53:484-490.
44. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*, 2000;83:161-165.
45. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. In vitro study of the number of surface defects in monophase and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent*, 1998;80:32-35.
46. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont*, 1989;2:368-370.
47. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent*, 1995;73:333-340.
48. Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*, 1995;74:535-541.
49. Takahashi H, Finger WJ. Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. *J Prosthet Dent* 1994;72:78-84.
50. Schoenrock GA. The laminar impression technique. *J Prosthet Dent* 1989;62:392-395.
51. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2008;99:274-281.
52. McLaren EA, White SN, of Dentistry S. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, 2000;83:216-222.
53. Wassell R, Barker D, Walls A. Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique. *Br Dent J*, 2002;192:679-690.
54. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991;1:150-154.
55. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013;57:236-261.
56. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 2015;46.
57. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*, 2015;19:2027-2034.
58. Albayrak B, Sukotjo C, Wee AG, Korkmaz İH, Bayındır F. Three-Dimensional Accuracy of Conventional Versus Digital Complete Arch Implant Impressions. *J Prosthodont* 2021;30:163-170.
59. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont*, 2018;31.
60. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implant Res*, 2017;28:1360-1367.
61. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*, 2013;17:1201-1208.

62. Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. *J Prosthodont*, 2017;26:581-586.
63. Pedroche LO, Bernardes SR, Leao MP, et al. Marginal and internal fit of zirconia copings obtained using different digital scanning methods. *Braz Oral Res*, 2016;30.
64. Malaguti G, Rossi R, Marziali B, et al. In vitro evaluation of prosthodontic impression on natural dentition: a comparison between traditional and digital techniques. *ORAL & implantology*, 2016;9:21.
65. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: a literature review. *J Prosthodont*, 2019;28:e536-e544.
66. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. Powder and powder-free intra-oral scanners: Digital impression accuracy. *Prim Dent J*, 2018;7:40-43.
67. Gjelvold B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique. A randomized clinical trial. *J Prosthodont*, 2016;25:282-287.
68. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, van der Meer WJ, Ren Y. Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2016;150:261-267.
69. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*, 2015;24:313-321.
70. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008;204:505-511.
71. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 2014;18:1687-1694.
72. Kim RJ, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*, 2018;120:895-903..
73. Karaalioğlu A, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;2008:25-32.
74. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 2013;7:118.
75. Mada SK, Smith ML, Smith LN, Midha PS. Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition. In: *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision*. vol. 4877: International Society for Optics and Photonics, 2003:16-27.
76. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017;17:1-11.
77. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*, 1997;76:1799-1807.
78. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*, 2012;23:e575-e579.
79. Begum A, Ahmed R, Islam MS. Digital impression. *City Dental College Journal*, 2012;9:31-34.

80. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 2013;109:83-87.
81. Vojdani M, Torabi K, Atashkar B, Heidari H, Torabi Ardakani M. A Comparison of the Marginal and Internal Fit of Cobalt- Chromium Copings Fabricated by Two Different CAD/CAM Systems (CAD/ Milling, CAD/ Ceramill Sintron). *J Dent (Shiraz)*, 2016;17:301-308.
82. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;32:58-72.
83. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009;28:44-56.
84. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26:507-513.
85. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*, 2004;135:11S-16S.
86. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2014;29.
87. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2020;20:1-21.
88. Robles-Medina M, Romeo-Rubio M, Salido MP, Pradies G. Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy. *Curr Oral Health Rep*, 2020:1-15.
89. Richert R, Goujat A, Venet L, et al. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng*, 2017;2017.
90. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. *Int J Comput Dent*, 2015;18:101-129.
91. 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:e43312.
92. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 2010;141:5S-9S.
93. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc*, 2020;20:27.
94. Glassman S. Digital impressions for the fabrication of aesthetic ceramic restorations: a case report. *Pract Proced Aesthet Dent* 2009;21:60-64.
95. Lowe RA. Digital master impressions: a clinical reality. URL: http://www.cadentinc.com/pdfs/itero_DC_08_09.pdf Accessed August 2012.
96. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dental Implantology Update* 2008;19:1-4.
97. . Itero. Available at: <http://itero.com/tr-tr/products>.
98. . Itero Element Two. Available at: https://global.itero.com/tr-tr/products/itero_element_two.
99. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2017;17:1-13.
100. <https://www.3shape.com/en/scanners/trios-4>.

101. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*, 2006;137:5S-6S.
102. Schwotzer A. Measuring device and method that operates according to the basic principles of confocal microscopy. In: Google Patents, 2010.
103. Thiel F, Pfeiffer J, Fornoff P. Apparatus and method for optical 3D measurement. In: Google Patents, 2011.
104. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7S-13S.
105. Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry* 2009;5:70-74.
106. . CEREC 3. Available at: www.sirona.ru/ru/ecomaXL/.../5835645.pdf&download=1. Accessed: 06.08.2019, 2019.
107. Kostiukova V, Riakhovskii A, Ukhanov M. Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologiya* 2014;93:53-59.
108. Sirona Dental Systems GmbH. CEREC AC with CEREC Omnicam Operating Instructions. Available at: [<https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cerecchairside-solutions/cerec-ac-with-cerec-omnicam.html>]. Accessed: 06.08.2019, 2019.
109. Skramstad M. Welcome to Cerec Primescan AC Willkommen Cerec Primescan AC. *Int J Comp Dent*, 2019;22:69-78.
110. . Primescan. Available at: <https://www.dentsplysirona.com/en-ap/explore/cerec/primescan.html>.
111. Mangano F, Lerner H, Margiani B, Solop I, Latuta N, Admakin O. Congruence between meshes and library files of implant scanbodies: an in vitro study comparing five intraoral scanners. *Journal of Clinical Medicine* 2020;9:2174.
112. Schmidt A, Klusmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of digital and conventional full-arch impressions in patients: an update. *Journal of clinical medicine* 2020;9:688.
113. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*, 2010;38:553-559.
114. <https://multimedia.3m.com/mws/media/6323230/lava-cos-technical-data-sheet.pdf>.
115. . E4D. Available at: <https://e4d.com/edupdf/NEVO-User-Manual-11515600.pdf>.
116. . Carestream. Available at: <https://www.carestreamdental.com/globalassets/resource-library/hardware/cs-3600/cs-3600/english/cs3600usfamilybrochure.pdf>.
117. . Planmeca. Available at: <https://www.planmeca.com/cadcam/dental-scanning/planmeca-planscan/technical-specifications/>.
118. Hollenbeck K, Van Der Poel M. White light or laser—what makes the best dental 3D scanner? In: September, 2011.
119. Budak I, Vukelić D, Bračun D, Hodolić J, Soković M. Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors. *Sensors* 2012;12:1100-1126.
120. . Ceramill MAP200. Available at: <https://www.amanngirrbach.com/en/products/scan/ceramill-map-200/>.
121. . Ceramill MAP400. Available at: <https://americanadental.com/products/ceramill-map-400-scanner>.

122. . Available at: [https://karetekdigital.com/wp-content/uploads/2019/03/Lab Equipment Digital EN.pdf](https://karetekdigital.com/wp-content/uploads/2019/03/Lab_Equipment_Digital_EN.pdf).
123. . Ceramill MAP600. Available at: <https://www.amanngirrbach.com/en/products/scan/ceramill-map-600/>.
124. . 3shape d900. Available at: <https://www.3shape.com/en/news/2013/meet-the-d900-scanner>.
125. . 3shape. Available at: <https://www.3shape.com/en/scanners/lab>.
126. . İn Eos X5. Available at: <https://www.dentsplysirona.com/en/explore/lab/cad-cam-equipment-dental-lab/scan.html>.
127. . DWOS. Available at: <https://www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/cares-digital-solutions/for-dental-labs/scanning-3-series-7-series.html>.
128. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016;26:524-533.
129. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015;28.
130. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-426, viii.
131. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compen Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)* 2012;33:50, 52-58.
132. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compen Contin Educ Dent* 2010 Nov-Dec;31(9):702-4, 706, 708-9. PMID: 21197938.
133. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 2014;58:208-216.
134. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;88:44-49.
135. Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15:159.
136. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non- Cryst Solids*. 1995;180(2-3):292–307.
137. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compen Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)* 2010;31:682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
138. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *J Non Cryst Solids* 1997;219:192-197.
139. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RRD, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Corrêa-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent*. 2010;35:420-427.
140. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000;28:529-535.
141. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6:1742.
142. Rosenstiel SF LM. Contemporary Fixed Prosthodontics. In: Elsevier Health Sciences, 2015:674-694.

143. Yenice N, Büyükdere AK. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları. *Dental And Medical Journal-Review*;2:1-15.
144. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23.
145. Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *Int J Appl Glass Sci.* 2013;4:9-19.
146. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K. Fabrication of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic restorations using a complete digital workflow. *Case Rep Dent.* 2015;2015.
147. . Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>. Accessed: 26 Haziran 2019].
148. . Vita Suprinity. Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049,27568.html?markierung=suprinity>.
149. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 2015;113:534-540.
150. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, 2016;32:908-914.
151. . Celtraduo. Available at: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/categories/restorative/celtra-duo.html>.
152. Zaimoğlu A CG. *Sabit protezler*. Ankara: AÜ Basımevi; 2004.
153. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 2000;84:492-498.
154. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995;40:17-21.
155. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 2009;13:343-349.
156. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 1989;62:405-408.
157. Suárez MJ, Villaumbrosia D, González P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram Crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003;16.
158. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110:447-454. e410.
159. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 1989;61:527-531.
160. Association AD. *Guide to Dental Materials and Devices, ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement*. Chicago: American Dental Association; 1970-1971.
161. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009;18:645-648.
162. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*, 1985;1:197-199.
163. McLean J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 1971;131:107-111.

164. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*, 2016;20:799-806.
165. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig*, 2011;15:521-526.
166. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*, 2008;116:579-584.
167. Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent*, 2017;117:656-661.
168. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 1996, 17: 779-782, 784-786 passim; quiz 794.
169. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*, 2004;196:766-770.
170. Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 1997;10.
171. Alkumru H, Hullah W, Marquis P, Wilson H. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 1988;164:39-43.
172. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Fit of pressed crowns fabricated from two CAD-CAM wax pattern process plans: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2017;118:49-54.
173. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2014;112:909-913.
174. Mai H-N, Lee K-B, Lee D-H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent*, 2017;118:208-215.
175. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 2000;84:419-424.
176. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J*, 2000;50:361-366.
177. Elliott JC, Dover S. X-ray microtomography. *J Microsc*. 1982;126:211-213.
178. Çivitci F, Malkoç AM (2013) Dış Hekimliğinde Mikro Bt'nin Kullanım Alanları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 14: 7-12.
179. EN L, Keane DT X-ray microtomography. *Mater Charact* 2010;61:1305-1316.
180. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*, 2009;1:177-188.
181. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*, 2014;112:1134-1140.
182. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent*, 2016;116:890-895.
183. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns: an in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*, 1993;51:129-134.
184. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 1998;80:450-456.

185. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 2007;20:383.
186. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 2007;18:86-96.
187. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*, 1991;65:436-442.
188. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage—full crowns and the dental pulp. *Journal of Endod*, 1992;18:473-475.
189. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*, 1983;10:563-578.
190. Gemalmaz D, Özcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhes Dent*, 2001;3.
191. Gassino G, Monfrin SB, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*, 2004;17.
192. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*, 2013;22:419-428.
193. Björn A-L, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk revy* 1970;21:337-346.
194. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1991;66:747-753.
195. Belser U, MacEntee M, Richter W. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent*, 1985;53:24-29.
196. Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium–aluminum–vanadium copings. *Dent Mater*, 2003;19:686-691.
197. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater*, 1996;12:245-249.
198. Terry DA. CAD/CAM Systems, Materials, and Clinical Guidelines for All-Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures. *Compendium* 2002;23:637-652.
199. Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 2005;32:441-447.
200. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005;113:174-179.
201. Stappert C, Denner N, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*, 2005;199:779-783.
202. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 2001;26:367-374.
203. Eames WB, O’Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc*, 1978;96:432-437.

204. Hmaidoucha R, Neumannb P, Muellerc W. Influence of Preparation Form, Luting Space Setting and Cement Type on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM Crown Copings Einfluss von Präparationsform, Zementspalteinstellung und-typ auf. *Int J Comput Dent*, 2011;14:219-226.
205. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand*, 2008;66:214-218.
206. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J prosthet Dent*, 1983;49:663-674.
207. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*, 2014;41:853-874.
208. Sagsoz NP, Yanikoglu N. Evaluation of the fracture resistance of computer- aided design/computer- aided manufacturing monolithic crowns prepared indifferent cement thicknesses. *Niger J Clin Pract*, 2018;21.
209. Cerrutti A, Agusti G. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent*, 2014;9.
210. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent*, 2014;8:437.
211. Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2012;21:94-100.
212. Sánchez-Jorge M. Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *Am J Dent*, 2010;23:341-346.
213. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent*, 2013;109:227-233.
214. Toman M, Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ. Farklı Basamak Tipi Ve Tüm Seramik Sistemlerinin Tüm Seramik Kronların Marjinal Uyumuna Etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg* 2009;18:7-12.
215. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J*, 2007;26:659-664.
216. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, 2004;92:250-257.
217. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent*, 2004;91:554-560.
218. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 2005;94:10-92.
219. Muruppel AM, Nair D, Thomas J, Saratchandran S, Gladstone S, Rajeev MM. Assessment of retention and resistance form of tooth preparations for all ceramic restorations using digital imaging technique. *J Contemp Dent Pract*, 2018;19:143-149.
220. Weed R, Baez R. A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. *J Prosthet Dent*, 1984;52:330-334.
221. Ohm E, Silness J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil*, 1978;5:371-375.

222. Noonan Jr JE, Goldfogel MH. Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment. *J Prosthet Dent*, 1991;66:706-708.
223. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent*, 1961;11:487-502.
224. Leempoel P, Lemmens PL, Snoek P, Van't Hof M. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent* 1987;58:414-416.
225. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 1988;60:148-151.
226. Smith CT, Gary JJ, Conkin JE, Franks HL. Effective taper criterion for the full veneer crown preparation in preclinical prosthodontics. *J Prosthodont*, 1999;8:196-200.
227. Uy JN, Neo JC, Chan SH. The effect of tooth and foundation restoration heights on the load fatigue performance of cast crowns. *J Prosthet Dent* ,2010;104:318-324.
228. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2003;16.
229. Carbajal Mejía JB, Yatani H, Wakabayashi K, Nakamura T. Marginal and internal fit of CAD/CAM crowns fabricated over reverse tapered preparations. *J Prosthodont*, 2019;28:e477-e484.
230. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 2009;40.
231. Chan D, Chung A-H, Haines J, Yau E-T, Kuo C. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent*, 2011;36:486-491.
232. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J*, 2005;24:456-459.
233. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J*, 2008;27:814-820.
234. Herbert T Shillingburg DASJ, Edwin L. Wilson Jr, Joseph R. Cain, Donald L. Mitchell, Luis J. Blanco, Luis J. Blanco *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Chicago: Quintessence Publishing; 2012.
235. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*, 2005;32:526-530.
236. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns–validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*, 2008;35:116-122.
237. Trifković B, Budak I, Todorović A, et al. Application of replica technique and SEM in accuracy measurement of ceramic crowns. *Measurement Science Review* 2012;12:90-97.
238. Kim J-H, Jeong J-H, Lee J-H, Cho H-W. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*, 2016;116:551-557.
239. Zinelis S. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Department of Prosthodontics, School of Dentistry, National and Kapodistrian University* 2009.

240. AL-Makramani B, Razak AA, Abu-Hassan MI, Sulaiman E, Loon LJ, Yahya NA. Marginal integrity of turkom-cera compared to other all-ceramic materials: effect of finish line. *Int J Prosthodont*, 2011;24.
241. Cho S-H, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent*, 2012;107:17-23.
242. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2012;21:291-295.
243. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2000;13.
244. Suarez M, Gonza lez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003;16:229-232.
245. Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*, 2017;117:400-404.
246. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Örtorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent*, 2014;2014.
247. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*, 2014;112:249-256.
248. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*, 2011;27:1119-1126.
249. Raskin A, Tassery H, D Hoore W, et al. Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent*, 2003;16:207-210.
250. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*, 2008;9:25-32.
251. An S, Kim S, Choi H, Lee J-H, Moon H-S. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*, 2014;112:1171-1175.
252. Kim K-B, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*, 2013;29:e91-e96.
253. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*, 2014;112:555-560.
254. Varol S, Kulak-Özkan Y. In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restorations with Zirconium-Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering. *J Prosthodont*, 2015;24:387-393.
255. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting–fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2014;112:1437-1440.
256. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The J Prosthet Dent*, 2000;83:40-49.

257. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015;114:554-559.
258. Al-Atyaa ZT, Majeed MA. Comparative Evaluation of the Marginal and Internal Fitness of Monolithic CAD/CAM Zirconia Crowns Fabricated from Different Conventional Impression Techniques and Digital Impression Using Silicone Replica Technique (An in vitro study). *Biomedical and Pharmacology Journal* 2018;11:477-490.
259. Licurci CA, Lins L, Garbossa M, Canabarro A. A comparative study between replica and cementation techniques in the evaluation of internal and marginal misfits of single crowns. *J Prosthet Dent*, 2020.
260. Savencu CE, Porojan S, Porojan L. Analysis of Internal and Marginal fit of Metal-ceramic Crowns During Processing, Using Conventional and Digitized Technologies. *Rev Chim* 2018;69:1699-1701.
261. Majeed MA, Al-Adel SK. Evaluation of the marginal and internal fitness of full contour CAD/CAM crowns made from zirconia, lithium disilicate, zirconia-reinforced lithium silicate and hybrid dental ceramic by silicone replica technique (A comparative In vitro study). *Journal of Genetic and environmental resources conservation* ,2016;4:10-20.
262. Park J-Y, Bae S-Y, Lee J-J, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. *J Adv Prosthodont* 2017;9:159.
263. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32:526-530.
264. Song T-J, Kwon T-K, Yang J-H, et al. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2013;5:219.
265. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Ghomi AJ, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *J Prosthet Dent* 2020;123:105-112.
266. Benli M, Öngül D, Karataşlı B, Rohlig BG. Dijital ve konvansiyonel yolla üretilen kron restorasyonların uyum parametrelerinin karşılaştırılması. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2019;40-2:89:96
267. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2019;121:124-128.
268. Eren Halıcı S. Ön ve Arka Dişlerde Tam Seramik Kronların Kenar Uyumlarının Simantasyon Öncesi ve Sonrası Değerlendirilmesi. 2013.
269. Tatal Z, Yamaner İŞ, Tuncer E. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015;25:157-166.
270. Elrashid AH, AlKahtani AH, Alqahtani SJ, Alajmi NB, Alsultan FH. Stereomicroscopic evaluation of marginal fit of E. Max press and E. Max computer-aided design and computer-assisted manufacturing lithium disilicate ceramic crowns: An in vitro study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 2019;9:178.

271. de Carvalho Ramos N, Campos TMB, de La Paz IS, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater.* 2016;32:870-878.
272. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
273. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2017;118:200-207.
274. El Ghoul WA, Özcan M, Ounsi H, Tohme H, Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2020;123:128-134.
275. Hasanazade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative evaluation of the internal and marginal adaptations of CAD/CAM endocrowns and crowns fabricated from three different materials. *Int J Prosthodont* 2020.
276. Bankoğlu Güngör M, Doğan A, Turhan Bal B, Karakoca Nemli S. Evaluation of marginal and internal adaptations of posterior all-ceramic crowns fabricated with chair-side CAD/CAM system: an in vitro study. *Acta Odontol Turc* 2018;35:1-8.
277. Kim J-H, Oh S, Uhm S-H. Effect of the crystallization process on the marginal and internal gaps of lithium disilicate CAD/CAM crowns. *BioMed Res Int* 2016;2016.
278. Kim J-H, Kim K-B. Influence of final crystallization process on precision of fit of monolithic CAD/CAM-generated restorations by lithium disilicate: A comparative study. *The Journal of Korean Academy of Dental Technology* 2019;41:271-278.
279. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig.* 2013;17:1759-1764.
280. Cetik S, Bahrami B, Fossoyeux I, Atash R. Adaptation of zirconia crowns created by conventional versus optical impression: in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:208.
281. Mahdi NA. Comparative Evaluation of the Dimensional Accuracy of Different Putty-Wash Techniques Using Additional Silicon Impression Material In Vitro Study. *J of Al Rafidian University College* 2016;38:141-161.
282. Wöstmann B, Blößer T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 2005;33:611-618.
283. Aydın HG. Dijital ve konvansiyonel ölçüler yardımıyla üretilen anterior tek kron restorasyonlarının iç uyumlarının farklı ölçüm teknikleri ile değerlendirilmesi. 2019.
284. Burton J, Hood J, Plunkett D, Johnson S. The effects of disposable and custommade impression trays on the accuracy of impressions. *J Dent* 1989;17:121-123.
285. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci* 2015;23:515-522.
286. Cho H, Jun Y, Yang M-Y. Five-axis CNC milling for effective machining of sculptured surfaces. *The International Journal Of Production Research* 1993;31:2559-2573.
287. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1425-1431.

288. Pak H-S, Han J-S, Lee J-B, Kim S-H, Yang J-H. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*, 2010;2:33.
289. Akhlaghian M, Khaledi A-A, Farzin M, Pardis S. Vertical marginal fit of zirconia copings fabricated with one direct and three indirect digital scanning techniques. *J Prosthet Dent*, 2020.
290. Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S. Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions—a clinical comparative study. *Clin Oral Investig*, 2017;21:579-587.
291. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2013;144:471-478.
292. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt K-J, Beuer F, Edelhoff D, Güth J-F. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. *Dent Mater*, 2014;30:400-407.
293. e Silva JSA, Erdelt K, Edelhoff D, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, 2014;18:515-523.
294. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Cappare 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;16.
295. Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Mennito AS. Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. *J Esthet Restor Dent*, 2015;27:194-202.
296. Zeltner M, Jung RE, Hammerle CH, Husler J, Thoma DS. Randomized controlled clinical study comparing a volume-stable collagen matrix to autogenous connective tissue grafts for soft tissue augmentation at implant sites: linear volumetric soft tissue changes up to 3 months. *J Clin Periodontol* 2017;44:446-453.
297. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*, 2015;19:2027-2034.
298. Vennerstrom M, Fakhary M, Von Steyern PV. The fit of crowns produced using digital impression systems. *Swed Dent J*, 2014;38:101-110.
299. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Digital evaluation of the fit of zirconia-reinforced lithium silicate crowns with a new three-dimensional approach. *Quintessence Int*, 2018;49.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Zahide Aydın Doğum Tarihi: 20.10.1992 Doğum Yeri: Fatih/İSTANBUL Medeni Hali: Evli Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM Tel: 044222361751 Faks: 044222361751 E-mail: dt.zahideaydin@gmail.com
Eğitim
Lise: Burç Koleji Lisans: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2010-2015) Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017- Devam Ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: 63.75 (YDS 2014 İlkbahar) Almanca: - Rusça: -
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 01/06/2021
Oturum Sayısı: 05/ 2021

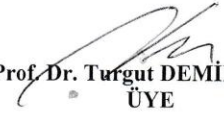
KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Arş. Gör. Zahide AYDIN
Araştırmanın Açık Adı	<i>Farklı Dijital Tarayıcılar ile Elde Edilen Ölçülerden CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Kuronların Marjinal ve İnternal Aralıklarının Değerlendirilmesi</i>
Karar No	35.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Arş. Gör. Zahide AYDIN'ın hazırladığı " <i>Farklı Tarayıcılar ile Elde Edilen Ölçüler Üzerinde CAD/CAM Yöntemiyle Hazırlanan Zirkon ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Kuronların Marjinal ve İnternal Aralıklarının Değerlendirilmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Başlığı " <i>Farklı Dijital Tarayıcılar ile Elde Edilen Ölçülerden CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Kuronların Marjinal ve İnternal Aralıklarının Değerlendirilmesi</i> " olarak değiştirilmesi amacıyla Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. Mehmet YILDIZ
ÜYE (KATILMADI)


Prof. Dr. Turgut DEMİR
ÜYE


Prof. Dr. Binali ÇAKUR
ÜYE

