

**T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**CBCT ve ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİMİN MONOLİTİK
ZİRKONYUM KURONLARIN DİKEY MARJİNAL UYUMUNA
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Mesutcan CİLLİ

Danışman
Yrd.Doç.Dr. Ediz KALE

HATAY – 2017

**T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**CBCT ve ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİMİN MONOLİTİK
ZİRKONYUM KURONLARIN DİKEY MARJİNAL UYUMUNA
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Mesutcan CİLLİ

Danışman
Yrd.Doç.Dr. Ediz KALE

HATAY – 2017

T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CBCT ve ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİMİN MONOLİTİK ZİRKONYUM
KURONLARIN DİKEY MARJİNAL UYUMUNA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi

Mesutcan CİLLİ

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 15/05/2017 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oyçokluğu/oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri Başkanı: Prof. Dr. Bülent KESİM

Üye : Doç. Dr. Kerem KILIÇ

Üye : Doç. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

15/05//2017

Prof. Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince içten yardımlarından dolayı Mustafa Kemal Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Nizami DURAN' a,

Tez çalışmam sırasında bana her konuda destek olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ediz
KALE ve Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi öğretim
üyesi Sayın Doç. Dr. Tuncer Burak ÖZÇELİK' e,

Uzmanlık eğitimimi tamamlamamda katkısı olan başta Mustafa Kemal Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma ve kliniğimizin tüm
çalışanlarına,

Tüm hayatım boyunca arkamda olan, beni karşılıksız seven ve desteklerini hiçbir
zaman esirgemeyen anneme, babama ve kardeşlerime,

Hayatımın her anında yanımda olan, eğitim süresi boyunca sonsuz sabır gösteren ve
varlığıyla bana güç veren sevgili eşim Aslı CİLLİ ile tez çalışması döneminde hayatımıza
girip en büyük moral kaynağım olan oğlum Sadullah Aras'a

Sonsuz teşekkürler...

İÇİNDEKİLER

KABUL - ONAY SAYFASI	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİL-RESİM-TABLO LİSTESİ	VII
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	XI
ÖZET	XII
ABSTRACT.....	XIV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Sabit Protezler	3
2.1.1 Sabit Protezlerde Preparasyon Esasları.....	3
2.1.2 Sabit Protez Elemanları	7
2.2 Dental Seramikler.....	8
2.2.2 Tam Seramik Restorasyon Sistemleri.....	11
2.3 Cad/Cam Sistemleri	17
2.3.1 CAD/CAM Sistemini Oluşturan Bölümler.....	18
2.3.2 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	24
2.3.3 Monolitik Restorasyonlar	30
2.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi – CBCT	33
2.4.1 CBCT’nin Avantajları.....	35

2.4.2	CBCT'nin Dezavantajları	35
2.4.3	CBCT'nin Kullanım Alanları	35
2.5	Sabit Protezlerde Kenar Uyumu.....	36
2.5.1	Kenar Uyumu Ölçme Yöntemleri.....	38
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	42
3.1	Gereç	43
3.1.1	Doğal Dişin ve Çalışma Modelinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler...	43
3.1.2	Monolitik Zirkonyum Kuronların Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler	44
3.1.3	Marjinal Adaptasyon Ölçüm İşlemlerinde ve İstatiksel Analizde Kullanılan Gereçler	44
3.2	Yöntem.....	45
3.2.1	Çalışma Modelinin Oluşturulması	45
3.2.2	3B Laboratuvar Tarayıcısı Verileri Kullanılarak Monolitik Zirkonyum Kuronların Hazırlanması (Kontrol grubu - K).....	48
3.2.3	CBCT Verileri Kullanılarak Monolitik Zirkonyum Kuronların Hazırlanması (1. Deney Grubu – D1)	51
3.2.4	CBCT Verileri ile Üretilen Modelin 3B Laboratuvar Tarayıcısıyla Taranmasından Elde Edilen Veriler Kullanılarak Monolitik Zirkonyum Kuronların Hazırlanması (2. Deney Grubu – D2).....	55
3.2.5	Monolitik Zirkonyum Kuronların Kenar Uyumu Ölçümlerinin Yapılması ..	57
3.2.6	İstatistiksel Değerlendirme	63
4.	BULGULAR.....	65

4.1	3B Laboratuvar Tarayıcısı Verileri Kullanılarak Hazırlanan Monolitik Zirkonyum kuronların Dikey Marjinal Açıklık Ölçümlerinin Değerlendirilmesi (Kontrol Grubu)...	65
4.2	CBCT Verileri Kullanılarak Hazırlanan Monolitik Zirkonyum Kuronların Dikey Marjinal Açıklık Ölçümlerinin Değerlendirilmesi (D1 Grubu).....	66
4.3	CBCT Verileri ile Üretilen Modelin 3B Laboratuvar Tarayıcısıyla Taranmasından Elde Edilen Veriler Kullanılarak Monolitik Zirkonyum Kuronların Dikey Marjinal Açıklık Ölçümlerinin Değerlendirilmesi (D2 Grubu)	67
4.4	Kontrol Grubu ve Deney Grupları Ölçümlerinin İstatiksel Analiz Sonuçları.....	68
5.	TARTIŞMA	72
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	80
	ÖZGEÇMİŞ	94

ŞEKİL-RESİM-TABLO LİSTESİ

Şekil 1: Kunt basamak (Shoulder)	4
Şekil 2: Bizotajlı shoulder basamak.....	5
Şekil 3: Oluklu basamak (chamfer)	5
Şekil 4: Bıçak sırtı kenar bitimi (Knife edge).....	6
Şekil 5: Zirkonyumun yapısal fazları; monoklinik, kübik ve tetragonal	27
Şekil 6: 2B piksel ve 3B voksel	34
Şekil 7: Geleneksel CT'nin (medikal BT) CBCT'ye göre Z ekseninde uzunluk farkı.....	34
Şekil 8: a. Dikey marjinal uyumsuzluk (A = dikey marjinal açıklık), b. Yatay marjinal uyumsuzluk (B = yatay marjinal taşkınlık).....	38
Şekil 9: A ve B. a = mutlak marjinal açıklık (mutlak marjinal uyumsuzluk), m = dikey marjinal açıklık (DMA).	38
Şekil 10: Güç analizi ile örneklem sayısının hesaplanması	43
Resim 1: CAD/CAM sistemi	18
Resim 2: Ağız içi tarayıcı sistemi	20
Resim 3: Ağız dışı tarayıcı sistemi	20
Resim 4: CAD yazılım ünitesi (bilgisayar yazılımı)	21
Resim 5: CAD yazılımı ile oluşturulan altyapı tasarımı	21
Resim 6: CAD yazılımında tasarlanan altyapının CAM sisteminde eksiltme yöntemi ile üretilmesi	22

Resim 7: Monolitik zirkonyum kuron üretimi; sinterizasyon öncesi (% 20-25 daha büyük) ve sinterizasyon sonrası (gerçek boyutunda)	32
Resim 8 : Akriliğe gömülmüş sol üst birinci büyük azı dişi.....	46
Resim 9 : Preparasyonda en çok yararlanılan frezler	46
Resim 10: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (bukko-okluzal görüntü)	47
Resim 11: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (disto-okluzal görüntü)	47
Resim 12: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (palato-okluzal görüntü)	48
Resim 13: 3B laboratuvar tarayıcısı.....	49
Resim 14: Monolitik zirkonyum blok (renk-T4)	49
Resim 15: CAM cihazı ile üretimden çıkan monolitik zirkonyum blok.....	50
Resim 16: Bloktan çıkarılan kuronların teknisyen tarafından tesviyesi	50
Resim 17: Sinterleme fırını.....	51
Resim 18: Çalışma modelinin CBCT cihazına yerleştirilmesi	52
Resim 19: Çalışma modelinin farklı açı ve ayarlarla CBCT görüntüsü	52
Resim 20: STL formatına dönüştürülen dijital model	53
Resim 21: STL formatına dönüştürülen dijital modelin farklı bir görüntüsü	53
Resim 22: CAD yazımında tasarlanan sanal kuronun dıştan görünümü	54
Resim 23: CAD yazımında tasarlanan sanal kuronun içten görünümü	54
Resim 24: PMMA blok.....	55

Resim 25: CBCT görüntüsü kullanılarak üretilen PMMA diş modeli	56
Resim 26: Üretimi tamamlanmış, çalışma modelinde ölçüm yapmaya hazır örnekler	56
Resim 27: Çalışma modeline uyumlandırılmış kuron	57
Resim 28: Çalışma modeli üzerinde işaretlenen ölçüm noktaları.....	58
Resim 29 : İşaretli ölçüm noktasında bisturi ucuyla oluşturulan boyasız alan.....	58
Resim 30: Stereoskopik mikroskop ve ölçümde kullanılan basit düzenek.....	59
Resim 31: Kullanılan kalibrasyon kiti	59
Resim 32: Bukkal ölçüm noktası (D1 Grubu, 11 nolu örnek)	60
Resim 33: Mesio-bukkal ölçüm noktası (D1 Grubu, 11 nolu örnek)	60
Resim 34: Mesial ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek).....	61
Resim 35: Mesio-palatinal ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek)	61
Resim 36: Palatinal ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek).....	62
Resim 37: Disto-palatinal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)	62
Resim 38: Distal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)	63
Resim 39: Disto-bukkal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)	63
Tablo 1: Geleneksel yöntem ile CAD/CAM uygulamalarının karşılaştırılması.....	23
Tablo 2: Y-TZP esaslı altyapı ile üretim yapan bazı sistemlerin kullandıkları materyaller ve üretim teknikleri.....	28
Tablo 3: Kontrol Grubu DMA ölçüm değerleri (μm).....	65

Tablo 4: D1 Grubu DMA ölçüm değerleri (μm)	66
Tablo 5: D2 Grubu DMA ölçüm değerleri (μm)	67
Tablo 6: Grupların ölçüm parametreleri	68
Tablo 7: Kruskal Wallis testi sonuçları ($P<0,05$)	69
Tablo 8: Kontrol Grubu ile D1 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$).....	70
Tablo 9: Kontrol Grubu ile D2 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$).....	70
Tablo 10: D1 Grubu ile D2 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$). 71	

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CAD/CAM	: Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
CBCT	: Cone Beam Computerized Tomography (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)
STL	: Stereolitrografi
°C	: Santigrat Derece
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
m	: Metre
DMA	: Dikey Marjinal Açıklık
MPa	: Megapaskal
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
FOV	: Field of View (Görüntü Alanı)
rpm	: Revolution per Minute (Dakikadaki Devir Sayısı)
mA	: Miliamper
PMMA	: Polimetilmetakrilat

**CBCT ve ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİMİN MONOLİTİK ZİRKONYUM
KURONLARIN DİKEY MARJİNAL UYUMUNA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

ÖZET

Giriş ve Amaç: Bu çalışmada; 3 boyutlu (3B) laboratuvar tarayıcısı ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT – Cone Beam Computerized Tomography) verileri kullanılarak bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – computer-aided design / computer-aided manufacturing) ile üretilen posterior monolitik zirkonyum kuronların dikey marjinal açıklıklarının (DMA) üretim yöntemi bakımından karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çekilmiş sol üst birinci molar diş, kuron ve kole bölgesi dışarıda kalacak şekilde akrilik küp taban içerisine gömüldü ve kuron preparasyon esaslarına göre “shoulder” basamaklı preparasyonu tamamlandı (okluzal yüzeyden 1,5-2 mm, diğer yüzeylerden yaklaşık 1 mm diş sert dokusu kaldırıldı). Elde edilen çalışma model, 3B laboratuvar tarayıcısıyla taranarak sanal ortamda dijital modele dönüştürüldü (Kontrol Grubu - K Grubu). Çalışma modeli, CBCT ile taranarak bir dijital model daha oluşturuldu (1. Deney Grubu - D1 Grubu). CBCT ile oluşturulan dijital modelden polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılarak gerçek boyutta CAD/CAM ile model üretildi ve üretilen bu model 3B laboratuvar tarayıcısı ile taranarak ayrı bir dijital modele daha dönüştürüldü (2. Deney Grubu - D2 Grubu). Elde edilen 3 ayrı gruba ait her bir nihai dijital modelin üzerinde, aynı parametrelere sahip (marjinal kenar sınırında 40 µm, marjinal kenar sınırından 1 mm yukarıdaki yüzeylerde 70 µm siman aralığı ayarlandı), monolitik zirkonyum kuronlar tasarlandı. Her grupta 16 örnek olacak şekilde (güç analizi sonucu >%80), 5 eksenli CAM cihazı ile kuronlar üretildi. Çalışma modelinde, diş etrafında belirlenen 8 sabit noktadan, restorasyonların DMA değerlerini ölçmek için ×100 büyütmeyle mikroskop altında ölçümler yapıldı. Her örneğin ortalaması hesaplandı ve gruplar bazında ortalamalar elde edildi. Toplanan veriler ile grupların dikey marjinal uyumlarını ikili olarak karşılaştırıldı. Gruplar arasında istatistiksel fark, Kruskal-Wallis

testiyle araştırıldı ($\alpha=0,05$). Grupların ikili karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. İstatiksel farkı ortaya çıkarmak için %95 güven aralığında Bonferroni düzeltmesi kullanıldı ($\alpha=0,017$).

Bulgular: Her grupta 16 örnek ve her örnekte 8 ölçüm noktası olmak üzere, 3 grupta toplam 384 noktadan ölçüm yapıldı. K Grubu için DMA ortalama değeri 40,98 μm , D1 Grubu için 43,60 μm ve D2 Grubu için 59,97 μm olarak hesaplandı. K Grubu ile D1 Grubu arasında anlamlı derecede fark bulunmazken ($p=0,274$), K Grubu ile D2 grubu arasında ve D1 Grubu ile D2 Grubu arasında anlamlı derecede fark bulundu ($p<0,001$).

Sonuçlar: Bu in-vitro çalışmanın sınırlı koşulları içerisinde; 3B laboratuvar tarayıcısı verileri ve CAD/CAM ile üretimin DMA açısında 120 μm 'nin altında klinik olarak kabul edilebilir ve en iyi sonuçları verdiği bir kez daha kanıtlamıştır. CBCT verileri kullanılarak modifiye üretim teknikleri ile yapılan monolitik zirkonyum kuron üretiminin ise klinik olarak kabul edilebilir ($<120 \mu\text{m}$) ve umut vaat edici sonuçlar verdiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonyum kuron, dikey marjinal aralık, CAD/CAM, CBCT

**ASSESSMENT OF THE EFFECT ON VERTICAL MARGINAL DISCREPANCY
OF CAD/CAM MONOLITHIC ZIRCONIA CROWN FABRICATION USING
CBCT AND 3-DIMENSIONAL LABORATORY SCANNING**

ABSTRACT

Background and Aim: In this study; it was aimed to evaluate the vertical marginal discrepancy (VMD) of posterior monolithic zirconium crowns fabricated with computer-aided design / computer-aided manufacturing (CAD/CAM) using 3-dimensional (3D) laboratory scanning and CBCT data by comparing them in terms of production method.

Materials and Methods: An extracted upper left first molar tooth was embedded in an acrylic cube-base so that its crown and collum would remain out and preparation with shoulder margins was completed according to crown preparation principles (dental hard tissue reduction of 1,5-2 mm on occlusal and approximately 1 mm on other aspects). The obtained master model was digitized with 3D laboratory scanner (Control Group - Group K). The master model was scanned using cone beam computerized tomography (CBCT) to create another virtual 3D model (1. Experimental Group - Group D1). A real model of polymethylmethacrylate (PMMA) was reproduced from the obtained CBCT data and was further scanned with 3D laboratory scanner to create another virtual 3D model more (2. Experimental Group - Group D2). Monolithic zirconium crowns with identical parameters (cement space was set at 40 μ m around the margin, and at 70 μ m 1 mm above) were designed on the digital models of 3 groups and 16 samples (with >80% power) in each group were fabricated in a 5-axis CAM device. VMD measurements were made at 8 fixed locations around the tooth on the master model using $\times 100$ magnification microscopy. The measurements in each sample were averaged and the means were calculated for each group. VMD mean values were compared between group pairs. Kruskal-Walli test was used to investigate any statistical significance ($\alpha=0,05$). The Mann-Whitney U test and

Bonferroni adjustment with 95% confidence limits were further used to compare group pairs ($\alpha=0,017$).

Results: Measurements were made for 384 points in 3 groups of 16 samples with 8 measurement locations per sample. VMD mean value for Group K was calculated as 40,98 μm , for Group D1 was 43,60 μm , and for Group D2 was 59,97 μm . No significant difference was found between Groups K and D1 ($p=0,274$), whereas between Groups K and D2, and Group D1 and Group D2 there was a significant difference ($p<0,001$).

Conclusion: Within the limitations of this in-vitro study; it was again affirmed that CAD/CAM production based on 3D laboratory scanning provides the best fit within the clinically acceptable limit of 120 μm in terms of VMD. Modified production based on CBCT data provided monolithic zirconia crown fabrication with clinically acceptable ($<120 \mu\text{m}$) and promising results for VMD.

Key Words: Monolithic zirconia crown, vertical marginal discrepancy, CAD/CAM, CBCT

1. GİRİŞ

Protetik Diş Tedavisinin temel amacı; kaybolan fonksiyon, fonasyon ve estetiği yerine koymaktır. Bu amaçla sabit ve hareketli protezler yapılmaktadır. Sabit protetik restorasyonların dayanıklılık ve estetik açıdan gelişimi hızlı ilerlemektedir.¹ Estetik restorasyonların direnç özelliklerinin geliştirilmesi ve biyouyumluluklarının arttırılması sayesinde kullanımı yaygınlaşmaktadır.²

Metal destekli porselenler, diş eksikliklerinin tedavisinde en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Metal altyapılı veneer porselen restorasyonlarla ilgili uzun süreli klinik takipler başarılı sonuçlar göstermiştir. Günümüzde sıkça kullanılmalarına rağmen estetik kaygılar ve bazı alışımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonlardan dolayı yerini metal desteksiz sabit restorasyonlara bırakmaktadır. Aynı amaçla kullanılan diş rengindeki restorasyonlar hem anterior hem de posterior bölgede başarılı sonuçlar verebilmektedir.^{2,3}

Üretim tekniklerinin geliştirilmesiyle metal desteksiz yeni materyaller kullanıma sunulmuştur. Bu materyallerden biri de zirkonyumdur. Zirkonyum dayanıklı yapısı ile posterior bölgede metal destekli restorasyonlara iyi bir alternatif olmuştur. Sahip olduğu güçlü yapısıyla posterior bölgede sabit bölümlü protez yapımında yeni bir çığır açmıştır. Diğer tam seramik restorasyonlar kadar iyi biyouyumluluğa sahip olmalarının yanında, daha iyi mekanik özelliklere ve daha düşük bakteri tutulumuna sahiptirler.^{4,5} Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – computer-aided design / computer-aided manufacturing) sistemlerindeki olumlu gelişmeler zirkonyum restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmaktadır.⁷

Kullanımı gün geçtikçe artış gösteren monolitik (yekpare) zirkonyum materyali; kırılma dayanımı, yapısal kuvvet ve aşınma direnci açısından üstün özelliklere sahiptir. Zirkonyum altyapılı restorasyonlarda porselen ile altyapı arasındaki bağlantının bozulması, en sık görülen komplikasyondur.⁶ Monolitik zirkonyum restorasyonlarda ise altyapının üzerinde veneer porselen olmadığı için bu sorun ortadan kalkmıştır.⁷⁻⁹

Kuron protezlerinin diş ile arasındaki siman aralığının kabul edilebilir miktarda olması kenar renklenmelerini, mikrosızıntıyı, çürük oluşumunu, pulpal ve periodontal hastalıkların oluşmasını sınırlayarak dayanak dişin devamlılığının sağlanması açısından

önemlidir.^{10, 11} Restorasyon sınırı ile preparasyon sınırı arasındaki bu yapısal uyuma marjinal uyum denir.¹²⁻¹⁴

Tam seramik CAD/CAM sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Fakat klasik iş-akışı dışında farklı üretim yöntemlerinin restorasyonun marjinal uyumuna nasıl etki ettiğine ilişkin literatürde yer alan çalışma sayısı fazla değildir.^{15, 16} Üç boyutlu (3B) laboratuvar tarayıcısından alınan veriler ile monolitik zirkonyum kuron üretimi klasik iş-akışında kullanılabilmektedir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT – Cone beam computerized tomography) verileri kullanılarak yapılacak olan monolitik zirkonyum kuronların marjinal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olup olmadığı ise belirsizliğini korumaktadır. Şeker ve ark.¹⁷ bu yöntemle kuron üretmenin mümkün olduğunu ortaya koymuşlardır. Bu sayede, klasik iş-akışındaki 3B laboratuvar tarama verileri ile üretim tekniğinde var olan ölçü aşaması ve hazırlıkları ile model üretimine bağlı; gingival retraksiyon sonucu dişeti çekilmesi, öğürme refleksinin varlığına bağlı ölçü alma güçlüğü, ölçü maddesinin boyutsal distorsiyonu ve model malzemesinin boyutsal stabilite yetersizlikleri gibi dezavantajların bertaraf edildiğini vurgulamışlardır. Ayrıca zamandan, iş gücünden ve kullanılan malzemelerden tasarruf edildiği, ağız içi ölçü uygulaması olmadığından çapraz enfeksiyon riskinin minimuma indirildiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın amacı; monolitik zirkonyum materyali kullanılarak üç farklı üretim tekniği ile üretilen posterior kuronların kenar uyumlarını karşılaştırmaktır. Başlangıç hipotezimiz; CBCT verisi kullanılarak iki ayrı yöntem ve CAD/CAM ile üretilen posterior monolitik zirkonyum kuron restorasyonlarının, hem birbirlerine hem de 3B laboratuvar tarama cihazı ve CAD/CAM kullanılarak üretilen (klasik iş-akışı) zirkonyum kuronlara kıyasla dikey marjinal uyum bakımından farklılık göstermeyeceği üzerine kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 SABİT PROTEZLER

Sabit protez; bir ya da birden fazla diş eksikliğinde doğal dişler veya implantlardan destek alınarak fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybının yerini doldurmak amacıyla yapılan, hasta tarafından çıkarılamayan protezlere denir.¹⁸⁻²¹ Tek kuron restorasyonlardan tam ağız sabit restorasyonlara kadar geniş bir yelpazeye sahiptir. Psikolojik ve sosyal avantajlarının yanında konforlu olmaları nedeniyle hareketli protezlere göre daha fazla tercih edilmektedir.²²

2.1.1 SABİT PROTEZLERDE PREPARASYON ESASLARI

Sabit protetik restorasyon uygulamalarında, destek diş veya dişlerin, belirli kurallar çerçevesinde pulpal ve periodontal dokulara zarar vermeden, doku kaldırılarak yapılan diş küçültme işlemine diş preparasyonu adı verilir.²³

Diş preparasyonu prensipleri;

- Tutuculuk ve direnç,
- Diş yapısının korunması,
- Periodonsiyumun korunması,
- Marjinal bütünlük,
- Restorasyonun yapısal sağlamlığı.^{13, 20, 24}

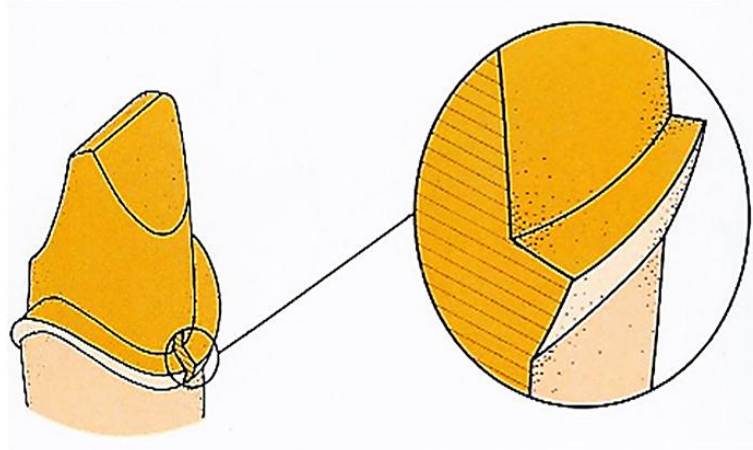
G.V. Black ile başlayan biyomekanik prensipler kavramı birçok araştırmacının önemli katkılarıyla geliştirilmiştir.²⁵ Diş kesimine ait biyomekanik prensipler ve tasarımın mekanik yeterliliğine ilişkin tartışmalar günümüz diş hekimliğinde hemen hemen son bulmuştur. Günümüzde kabul gören preparasyon prensipleri, ağız içi fonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek restorasyonların elde edilmesini sağlamıştır.²⁴ Sabit protetik restorasyonlarda; preparasyon yüzey alanını arttırarak yapıştırma simanının yüzey alanı arttırılabilir, bu da restorasyonun tutuculuğunu arttırır. Preparasyonda karşılıklı duvarların

birbirine paralel olması da retansiyon üzerinde olumlu katkı yapar. Genel olarak 6- ile 12- derecelik koniklik açısının uygun olduğu ve bu düzenlemenin retansiyonu yeteri kadar arttıracakı bildirilmiştir.^{19, 26} Diş preparasyon dizaynları ve ilkeleri hakkında birçok görüş ortaya atılmıştır. Önceleri diş kesiminin mekanik, biyolojik, estetik ve kenar bitim şeklinin etkileri üzerinde durulmuştur. Fakat ilerleyen zamanlarda kenar bitim şeklinin önemi üzerine yoğunlaşmıştır. En uygun kenar bitim şeklinin, restorasyonun dayanımını arttırdığı için, basamaklı kenar bitim şekli olduğu vurgulanmıştır.²⁵

Kesim esnasında; künt basamaklı (shoulder), oluklu basamaklı (chamfer) ve bıçak sırtı (knife edge) olmak üzere 3 çeşit kenar bitim dizaynı yapılabilir.

2.1.1.1 KÜNT BASAMAKLI KENAR BİTİM ŞEKLİ (SHOULDER)

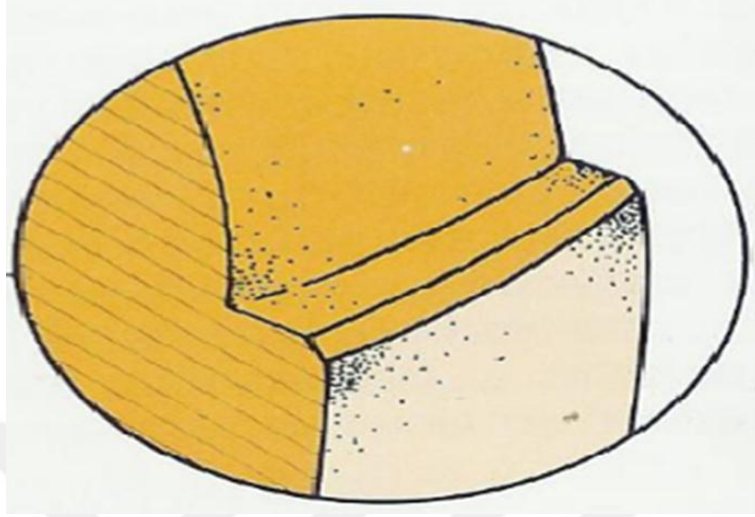
Dişin uzun aksına dik hazırlanır ve kuvveti köke en iyi ileten kenar bitim şeklidir (Şekil 1). Genelde tam porselen restorasyonlarda kullanılmaktadır. Porselende kırık ile sonuçlanabilecek stresleri minimize eder. Dişin konturu ve estetiği için optimum alan sağlar.²⁴



Şekil 1: Künt basamak (Shoulder)

Bizotaj yapılarak basamağın iç açısı ve basamak kenarı yuvarlatılabilir. Bu bitim şekline “Bizotajlı Shoulder” denir. Kenarlara yapılan bizotajla basamağın etrafında kalan

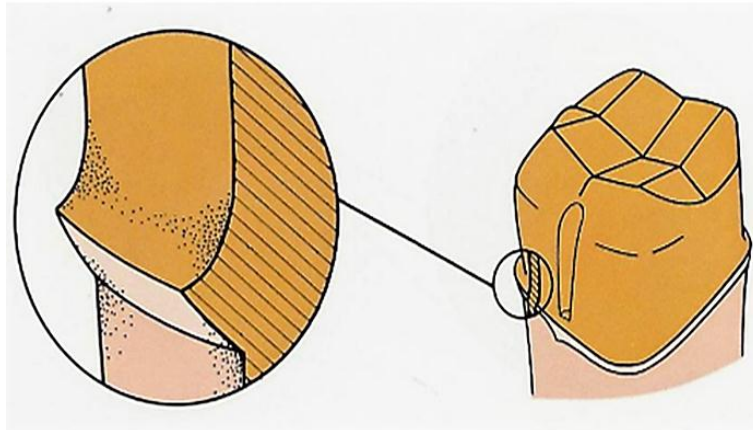
mine artıkları uzaklaştırılır. Bizotaj, dişeti cebi içerisine doğru açılı eğimli, 0,5 mm olacak şekilde yapılır (Şekil 2).^{20, 24}



Şekil 2: Bizotajlı shoulder basamak

2.1.1.2 OLUKLU BASAMAKLI KENAR BİTİM ŞEKLİ (CHAMFER)

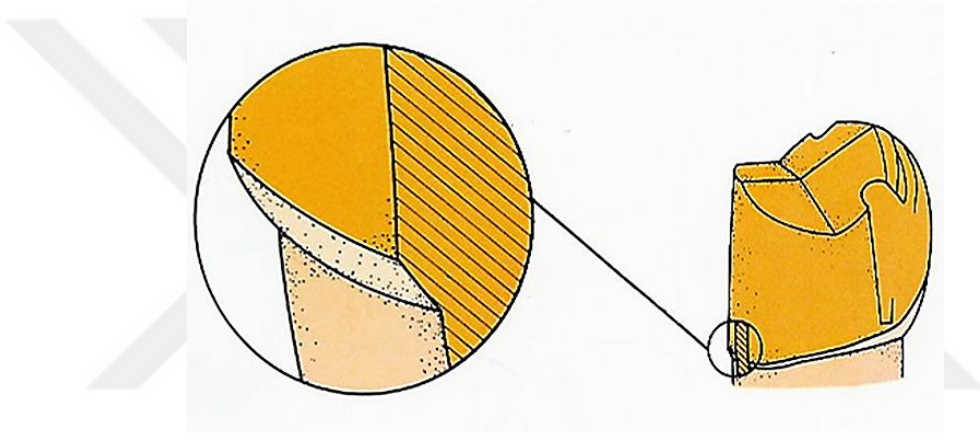
Dişeti kenarında geniş açıyla sonlanan basamak şeklidir (Şekil 3). Kenar bitim açısı bıçak sırtı tasarıma göre daha geniş açıyla sonlanmalıdır. Oluklu basamak tipi tam metal restorasyonlar ve metal-porselen restorasyonların metal kısımları için kullanılır.^{20, 27}



Şekil 3: Oluklu basamak (chamfer)

2.1.1.3 BİÇAK SIRTı – BASAMAKSIZ KENAR BİTİM ŞEKLİ (KNİFE EDGE)

Marjinal bitim şekli bıçak kenarını andırmaktadır. (Şekil 4.) Bu bitim şeklini mum modelasyon ile işlemek ve dökümünü yapmak zordur. Gelen kuvvetler karşısında distorsiyona uğrama riski vardır. Diğer kenar bitim tiplerine göre daha konservatiftir fakat estetik materyal için yeterli yer yoktur.²⁷



Şekil 4: Bıçak sırtı kenar bitimi (Knife edge)

2.1.1.4 PERİODONSIYUMUN KORUNMASI

Marjinal bitim sınırlarının şekli ve lokasyonu restorasyonun başarısı için önemli birer etkidir. Sınırların temizlenebilir olması temel unsurdur. Bu amaçla, dış dokusundan restorasyona geçiş yumuşak olmalıdır.²⁸

Bitim sınırı gingival seviyede ya da supragingival olarak yapılmalıdır. Subgingival olarak bitirilen restorasyon marjinlerinde, kabul edilebilir sınırlardan büyük olan açıklıklar enflamasyon ve patolojik değişikliklere yol açabilir.²⁹ Subgingival restorasyonların, periodontitise neden olabileceği bilinse de bazı durumlarda marjinal sınırı subgingival

bitirmek gerekebilir. Bu durumlar; kuron boyu yetersiz dişlerde daha fazla tutunma alanı oluşturmak için derin kesim yapmak, postla desteklenmiş dişlerde kuron mukavemetini arttırmak için ferrule hazırlamak, çürük, kırık ve dolguların gerisine ulaşabilmek ve erozyon ile abrazyon gibi çeşitli defektleri kompanse edebilmek için düzenlemeler yapmak şeklinde sıralanabilir.^{24, 30}

2.1.2 SABİT PROTEZ ELEMANLARI

2.1.2.1 DESTEK DİŞ (DAYANAK DİŞ)

Yapılacak olan kuron protezinin altında kalan, sabit bölümlü protezlerde ise eksik dişlerin yerine yerleştirilen gövde ile bağlantılı dişlerdir.²¹

2.1.2.2 TUTUCU

Destek dişe simante edilen kuron veya kısmi kuron gibi restorasyon unsurlarıdır.²¹

2.1.2.3 GÖVDE

Eksik dişlerin fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımından yerlerini alan ve tutucular ile birleşen protez parçalarıdır.^{19, 21}

2.1.2.4 BAĞLAYICI (KONNEKTÖR)

Gövde ve tutucu arasındaki bağlantıyı sağlayan protez parçalarıdır.²¹

2.2 DENTAL SERAMİKLER

Dental seramiklerin kullanımı 18. yüzyıla dayanmaktadır. İlk olarak 1776 yılında eczacı Duchateau tarafından dental amaçla kullanılmıştır. Duchateau ve Dubois'in çalışmaları sonucu teknik açıdan başarı elde edilse de doğal diş rengi ve saydamlığı elde edilememiştir.³¹⁻³³ White ve Stocton, ilk kez tek diş porselen restorasyonları yaygın olarak kullanmışlardır.^{32, 33}

Genellikle oksijen elementinin bir veya daha fazla metal elementile birleşmesinden ortaya çıkan inorganik elementlere dental seramikler denir. Metal elementleriyle birlikte bazen yarı metal silisyum (Si) atomları da kullanılabilir. Oksijen (O) atomları ile silisyum atomları birbirine hem kovalent hem de iyonik bağ ile bağlanırlar. Silisyum dental seramiğin çekirdek yapısı olup dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına girer ve bir kompozisyon oluşturur. Bu yapı 3 boyutludur ve metal elementler için matriks görevi görür. Oluşan güçlü bağlar sayesinde dental seramikler yüksek elastisite modülüne sahip olurlar.³³

Feldspar; ortoklas ($K_2OAl_2O_36SiO_2$), albit ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) ve anortit ($CaOAl_2O_32SiO_2$) şeklinde bulunur. Porselene belirli bir şeffaflık veren maddedir. Isıya daha dayanıklı bileşenleri tutan ve bağlayan camlaşmış bir birleştiricilik görevi yapar. Feldspar hiçbir zaman saf değildir. İçerisinde daima ortoklas ve albit değişik oranlarda bulunur. Porselenin yapısında % 70-90 arasında bulunur.^{32, 34}

Kaolin ($Al_2O_32SiO_22H_2O$); dental seramiğe modelaj kolaylığı sağlayan alüminyum silikat kilinin saf şeklidir. Çin kili olarak da bilinir. Çok ince, yumuşak ve kilsî bir maddedir. Kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı olarak rol alır. Porselenin yapısında % 1-10 arasında bulunur. Şekillendiricilik ve bağlayıcılık özelliğinden yararlanır.³²

Kuartz (SiO_2); yeryüzünde yaygın olarak dağılmış olup bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Porselenin yapısında % 11-18 arasında bulunur.³²

Ayrıca porselene ara oksitler ve renk pigmentleri eklenmektedir. Ara oksitler, cam modifiye ediciler ve akışkanların sebep olduğu viskozite azalmasını sınırlar. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip ve yüksek viskozitede üretmek gerekir. Porselene

bu özelliği ara oksitler kazandırır. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artar. Dental porseleni renklendirmek için ise metal oksitlerden yararlanılır. Bunlara "renk fritleri" de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitleri eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları halinde en fazla % 7 oranında eklenir. Titanyum oksit (TiO_2) sarı rengi, uranyum oksit (UO_2) sarı-portakal rengi, krom aluminat ($CrAlO_2$) gül rengi, metalik altın (Au) kahverengi-kırmızı rengi, demir (Fe) ya da nikel oksit (NiO) kahve rengi, kobalt aluminat ($CoAlO_2$) mavi rengi, krom (Cr) ya da bakır oksit (Cu_2O) mavi-yeşil rengi, mangan (Mn) gri lavanta yeşili rengi, demir (Fe) fosfat (P) ya da (Pt) platin gri rengi verir.³⁵

Dental seramiklerin kırılğan olmaları nedeniyle restorasyonların daha güçlü bir altyapı malzemesi ile desteklenme gereksinimi doğmuştur. Bu nedenle metal altyapılar kullanılmaya başlanmıştır. Ancak metalin ışığı geçirmemesi, renklenmeye sebep olması, korozyona uğraması ve nadirde olsa alerjik reaksiyonlara neden olmasından dolayı yeni arayışlar içerisine girilmiştir.^{33, 36}

Metal desteksiz ilk tam seramik kuron 1886'da Land tarafından yapılmış, fakat kırılğanlığı sebebiyle endikasyonu sadece ön dişlerle sınırlanmıştır. 1963 yılında McLean ve Hughes alümina seramikleri geliştirerek bugünkü metal desteksiz tam seramik kuronların temelini atmışlardır.³³ Alüminyum oksit (Al_2O_3), lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) gibi altyapı materyallerinin gelişmesiyle tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır.^{37, 38}

Tam seramik sistemler feldspatik ya da tamamen farklı kompozisyonlardan oluşurlar. Cam matriks ve kristal fazdan oluşan seramikler feldspatiktir. Bu seramikler kırılğandır. Kırılğanlığın nedeni, seramiklerin yüzeyinde oluşan çatlak ve yarıklardır. Bu da seramiklerin dayanıklılığını olumsuz yönde etkiler.³⁹⁻⁴¹ Seramik gerilime maruz kaldıkça yüzeydeki çatlaklar tüm gövde boyunca yayılır. Bunun tersine, baskı stresleri ise bu yarıkların ilerlemesini durdurma yönünde etki eder. Böylece seramikler çekme gerilimlerine karşı dayanıksızken, baskı gerilimlerine karşı daha dirençlidir.^{33, 42}

Seramiklerin kırılğanlıklarından dolayı güçlendirilmelerine ihtiyaç duyulmuştur. Seramikleri güçlendirmek için kullanılan başlıca yöntemler şunlardır:

- Metal altyapıların kullanılması,
- Kristallerin cam faz içinde dağılması (çekirdek yapıyı güçlendirme),
- Camların kristalizasyonu,

- Metal folyolara bağlanma,
- Sertleşme dönüşümü,
- İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme,
- Mine ve dentine bağlanma.³³

2.2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Dental seramikler için farklı sınıflamalar mevcuttur.

A. İçeriklerine göre;^{43, 44}

- Feldspatik
- Alüminöz
- Metale bağlanan porselenler

B. Erime ısılarına göre;^{1, 43}

- Yüksek ısı porselenleri (1315°C – 1370°C)
- Orta ısı porselenleri (1090°C – 1260°C)
- Düşük ısı porselenleri (870°C – 1065°C)
- Ultra-düşük ısı porselenleri (650°C – 850°C)

C. Şekillendirme türlerine göre;⁴³

- Fırınlanan porselenler
- Dökülebilir porselenler

D. Pişirme metotlarına göre;³²

- Vakumla pişirilen porselenler
- Atmosfer basıncında pişirilen porselenler

E. Yapım tekniklerine göre;³²

- Metal destekli porselenler
- Tam seramikler

2.2.2 TAM SERAMİK RESTORASYON SİSTEMLERİ

Metal destekli restorasyonlarda kullanılan metal alaşımların opak bir görünüm vermesi ve restorasyonun marjinal sınırında görülmesi gibi estetik dezavantajları vardır. Bunun yanı sıra metal alerjisi, adezyon başarısızlığı ya da porselende renklenmeye neden olabilmektedirler.⁴⁵

Anterior bölgede tam seramik restorasyonlar yapmak daha estetik sonuçlar vermektedir.⁴⁵ İdeal bir tam seramik restorasyonun estetik özelliklerinin yanında; yüksek kırılma dayanımı ve büküme direnci, kırık yayılımının yük altında sınırlanabilmesi ve böylece uzun dönem ağızda kalma süresi gibi özelliklere sahip olması gerekir.⁴⁶

2.2.2.1 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN ENDİKASYONLARI

1. Travma ya da çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrasyon, atrizyon ya da erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastema vakalarında,
5. Kapanışta yeterli mesafesi bulunan ve estetiğin çok önemli olduğu durumlarda,
6. Diş arkının dışında kalan dişlerde, normal anatomik yapıyı oluşturarak estetiği sağlamak ve çapraşıklığı düzeltmek amacıyla,
7. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
8. Doğumsal ya da kazanılmış diş eksikliklerinde,
9. Kole defektlerinde,
10. Black 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde,
11. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
12. Metale karşı lokal doku reaksiyonu ve alerjisi olan kişilerde, tam seramik restorasyonlar endikedir.^{33, 43, 47}

2.2.2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN KONTREDİKASYONLARI

1. Periodontal desteği yetersiz dişlerde,

2. Derin kapanış gibi oklüzyon bozukluklarında,
3. Bruksizm gibi mandibulanın parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu bireylerde,
4. Travmatik sporlarla uğraşanlarda,
5. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda,
6. Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1 mm' den az olduğu ve çiğneme basıncının yüksek olduğu durumlarda (monolitik zirkonyum hariç),
7. Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde kontrendikedir.^{33, 43, 47}

2.2.2.3 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN AVANTAJLARI

1. Tam seramik kuronlar, metal-seramik kuronlarda seramiğin iç yüzündeki opak tabakadan kaynaklanan ve doğal olmayan yansımalarla metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için iyi bir estetiğe sahiptirler.
2. Tam seramik kuronların röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kuron pulpası ve mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir (zirkonyum gibi güçlendiriciler ihtiva edenler hariç).
3. Metal destekli seramik kuronlarda metal alaşıma bağlı görülen korozyon, toksik ve alerjik etkiler tam seramik kuronlarda görülmez.
4. Kimyasal maddelere karşı dirençlidir.
5. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayısı doğal dişe yakındır.
6. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
7. Seramik veneer ile seramik altyapı kusursuz bir şekilde birleştiği için, metal-seramik birleşiminde görülen kabarcık, çatlak ya da ayrılma genellikle görülmez (monolitik olmayan seramik restorasyonlar için geçerlidir).
8. Metal seramik kuronlarda alaşıma bağlı olarak görülen dişetindeki gri renklenme tam seramik kuronlarda görülmez.
9. Tam seramik kuronlarda; metal destekli seramiklerin aksine, gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır.^{33,43}

2.2.2.4 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN DEZAVANTAJLARI

1. Diş kesimi metal destekli seramik kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir, bu yüzden daha fazla zaman alır.
2. Kırılgandır.
3. Gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır.
4. Basamaklı kesim gerektirdiği için üst çene posterior bölgede uygulanması zordur.
5. Ekonomik olarak daha pahalıdır.
6. Tam seramik kuronların laboratuvar işlemleri metal seramiklere göre daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir (bazı CAD/CAM uygulamalar hariç).^{33, 43}

2.2.2.5 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

- Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler.
- Cam seramikler.
- CAD/CAM ile üretilen seramikler.⁴⁸

2.1.3.5.a Kor Yapısı Güçlendirilmiş Seramikler

- Alüminöz Porselen: Alüminöz porselenden kor yapımı için ilk ticari ürün "Vitadur N" adı altında kullanıma sunulmuştur. Kor yapı ağırlığının % 50'si alüminadır. Dentin ve mine porseleni yapısına şeffaflığın izin verdiği ölçüde katılan alüminyum oksit (Al_2O_3), seramik direncini arttırmaktadır.³³ Ancak, alümina içeren porselenin en büyük dezavantajı mat görüntü vermesi ve pürüzlü yapısıdır. Alüminöz porselen sistemi platin folyo tekniği ile hazırlanmaktadır. Epoksi rezin ya da elektrolitle elde edilmiş dayların üzerine platin folyo adapte edilir. Üzerine kor porselen hamuru yerleştirilerek kondense edilir. Kor üzerinde geleneksel feldspatik porselen ile konturlama ve glazür yapılarak restorasyon bitirilir.²⁰ Folyo tekniği kullanılarak hazırlanan bir diğer porselen sistemi de magnezyum oksit (MgO) içeren "Magnezia" kordur. Magnezya kor materyali platin folyo tekniğinin

bir modifikasyonuyla 1121,1°C’de fırınlanır ve işlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyin glazür işlemi yapılır.⁴⁴

- Alümina Kor (Hi-Ceram; Vita, Bad Säckingen, Almanya): Geleneksel porselene % 40-50 oranında alümina kristalleri eklenerek elde edilmiştir. Alümina partikülleri kuartztan daha dayanıklı ve çatlakları durdurmada daha başarılıdır.⁴⁹ Geleneksel porselenlere göre % 25 daha serttir. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Röntgende translusens görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Bunun yanında, diğer tam porselen sistemlere göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir. Son fırınlamadan sonra day materyali, aşındırıcılarla kurondan uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir. Kenar uyumu bozulduğu takdirde, porselen mum tekniği ile basamak porseleni kullanılarak kenar uyumunun düzeltilmesi gerekir.^{44, 50}
- Alümina-Magnezya Kor (Allceram; Nobel Biocare, Göteborg, İsveç ve Cerestore; Coors Biomedical, Colorado, ABD): Geleneksel porselen jaket kuronlarda platin yapı kullanılması ve porselenin fırınlama büzülmesine ait sorunların ortadan kaldırılması amacıyla; Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında büzülmeğe uğramayan tam porselenler (Cerestore; Coors Biomedical, Colorado, ABD) geliştirilmiştir.^{51, 52} Kor materyalinin asıl kristalin kısmı, % 65-70 oranında alüminyum oksit ve % 8-10 oranında magnezyum alüminat ($MgAl_2O_3$) tarafından oluşur. Yapıya dayanıklılığını alüminyum oksit ve magnezyum alüminat verir. Bu sayede fırınlanma aşamasında, diğer sistemlerde olduğu kadar büzülme görülmez.^{44, 49}
- Alümina Kor (Techceram; Techceram, West Yorkshire, İngiltere): Yüksek dayanıklılıkta tam seramik restorasyonlar elde etmek için bu teknik kullanılmaktadır. Özel bir day üzerine termal sprey tekniği kullanılarak % 80-90 yoğunlukta alümina yığılmakta ve 1170°C’de sinterizasyon yapılarak optimum dayanıklılık ve translusensi elde edilmektedir. Daha sonra geleneksel feldspatik porselen kullanılarak final konturlama yapılmaktadır.
- Alümina Kor Üzerine Cam İnfiltrasyonu (In-Ceram; Vita, Bad Säckingen, Almanya): In-Ceram Alumina™ sisteminde, alümina altyapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. Yüzde 99,56 saf alümina içeren In-Cream Alumina™ seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede 3 üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının

uygulanması endikedir. Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi sınırlı estetik olanaklar sağlar.⁴⁹ Alümina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca % 3'lük büzülme gösterir. Birbirine yalnızca küçük bağlarla tutunan kompakt alümina partikülleri oldukça poröz bir yapı oluşturur. Bu poröz yapının düşük viskoziteye sahip cam ile infiltre edilip fırınlanması sonucu yüksek dirence sahip alümina kor meydana gelir. Ortaya çıkan kor materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyonun son şekli elde edilir.⁴⁴ In-Ceram™ tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu da mevcuttur; In-Ceram Spinell™ ve In-Ceram Zirconia™:

- In-Ceram Spinell™; kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir, restorasyonun şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir.

- In-Ceram Zirconia™; zirkonyum oksit içerir, yüksek direnç sağladığı belirtilmiştir.^{43, 53}

2.1.3.5.b Cam Seramikler⁵⁴

- Tetrasilik mika kristalleri içeren cam seramikler (Dicor; Dentsplay, Pennsylvania, ABD): İçeriğinde florid (F-) bulunur. Florid, kristalin faz için gereklidir ve akışkanlığı artırır. Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile cam dökümünün kombine edildiği bir metotla uygulanırlar.
- Hidroksiapatit kristali içeren cam seramikler (Cerapearl; Kyocera, Kyoto, Japonya): Cam seramiklerin kristalizasyonu sonucu apatit kristalleri oluşmaktadır. Apatit kristalleri içeriğinden dolayı dökülebilir yapıdadırlar. Diş minesine benzer özellikler gösterirler.
- Lösit kristali içeren cam seramikler (IPS-Empress; Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn): Kayıp mum tekniği ile pres döküm tekniğinin birlikte kullanıldığı bir teknikte üretilirler. Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenirler. Lösit içeren cam seramiklerin dayanıklılığı cam matriks içindeki kontrollü kristalizasyon sayesinde.
- Lityum disilikat içeren cam seramikler (IPS-Empress2; Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn): Bu cam seramikler iki yapıdan oluşur. Altyapı lityum disilikat içerir ve dayanıklılığı artırır. Üstyapı seramiği ise floroapatit içerir ve restorasyonun

translusensi özelliğini arttırarak daha doğal bir görünüm sağlar. Lityum disilikat, cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu sayesinde hacimce % 60 kristal içeriğine sahiptir. Bu kristal yapı sayesinde translusenside kayıp yaşanmaz. Lösit kristali içeren cam seramiklere göre büküme direnci daha fazladır.

2.1.3.5.c CAD/CAM ile Üretilen Seramikler^{55,56}

- Prefabrik seramik ingot / CAD/CAM işleme (Cerec; Sirona, Bensheim, Almanya): Genellikle inley ve onley yapımı için tasarlanmıştır. Üretim, feldspatik porselen veya cam seramik blokların aşındırılması ile olur. Su püskürtmeli sistemle ve elmas frezlerle restorasyon oluşturulur. En son disklerle tesviye işlemi yapılır.
- Prefabrik seramik ingot / kopya-freze işleme (Celay; Vita, Bad Säckingen, Almanya): Metal desteksiz restorasyonların kor kısmını kopya-freze tekniği ile porselen bloktan elde etmeyi sağlar. Son derece dayanıklı olduğundan köprü protezlerinin yapımında kullanılabilir. Hastadan alınan ölçü ile ana model hazırlanır. Yapımı tasarlanan restorasyonun kor yapısının prototipi ışıqla sertleşen rezin esaslı materyal ile oluşturulur. Bilgisayar yardımı ile taranan rezin modelin dublikatı, freze makinesine bağlanan porselen blokların şekillendirilmesi ile porselenden elde edilir. Bu sistemin en büyük avantajı üretim süresinin kısa olmasıdır.
- Yüksek saflıkta alümina / CAD/CAM işleme (Procera All Ceram; Nobel Biocare, Göteborg, İsveç): Bu restorasyonlar, yoğun sinterize edilmiş, yüksek saflıkta alüminyum oksit altyapının düşük ısıli veneer porselen ile kaplanmasıyla elde edilirler. Kesilmiş dişlerin modelleri, bilgisayar destekli özel tasarlanmış safir uçlu tarayıcı ile okunur. Elde edilen veriler bilgisayarda toplanır. Fırınlama aşamasında alüminanın %15-20 oranındaki sinterizasyon büzülmesini karşılayacak şekilde genişletilmiş güdük hazırlanır. Veriler ana üniteye aktarılır. Çok yüksek sertlikte % 99,5'lik alüminyum oksit tozunun, hazırlanan özel güdükler üzerine basınç ile sıkıştırılmasıyla elde edilen altyapılar, kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde hazırlanır. Daha sonra 1550°C'de 1 saat süre ile sinterize edilir. Sinterizasyondan sonra büzülen altyapı orijinal boyutuna kavuşur. Hazır olan altyapının üzerine ısıli genleşmesi uygun olan porselen işlenerek restorasyona son şekli verilir.

- Presinterize Y-TZP blok / CAD/CAM işleme (Zirkonzahn; Zirkonzahn, South Tyrol, İtalya): Y-TZP (itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalin) esaslı sistemler, CAD/CAM üretim sistemi ile kullanılabilir. Bu sayede, kırılma dayanımı ve stres birikimine rezistans açısından yüksek kalitede Y-TZP altyapıların üretilmesine imkan tanınmaktadır. Sinterizasyonu tamamlanmamış bloklar poröz bir yapıya sahiptir. Bu sayede bloğun kazınması ve restorasyonun üretimi daha kolaydır. Daha sonra yapılacak olan sinterizasyon nedeniyle restorasyon gerçek boyutundan büyük kazınır. Kazıma işleminden sonra son sinterizasyon işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Bu da restorasyonda büzölmeye neden olur. Bu restorasyonlar estetikler ve geleneksel veneer kaplama prosedürlerini uygulama imkanı verirler.
- Presinterize Y-TZP blok / kopya-freze işleme (Cercon; Degudent, Frankfurt am Main, Almanya ve Lava; 3M ESPE, Seefeld, Almanya): Sinterizasyonu tamamlanmamış Y-TZP bloktan kopya-freze yöntemiyle restorasyon elde edilir. Normal boyutundan büyük hazırlanan restorasyon sinterizasyon işlemine tabi tutulur ve bitmiş gerçek boyutlu restorasyon elde edilir.^{39, 40}

2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM teknolojisi, bilgisayar yardımıyla bilgiyi işler ve geniş bir üretim yelpazesinde üretim yapar (Resim 1). Kullanımı eskiye dayansa da 80’li yıllara kadar pek yaygın değildi. İlk olarak diş hekimliğinde 70’li yıllarda Altschuler tarafından kullanılmaya başlandı. Kullanılabilirlik ve maliyet bakımından uygun ilk CAD/CAM sistemi 1988 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından “Cerec” ismiyle piyasaya sunulmuştur.^{16, 49, 55}

Günümüzde CAD/CAM sistemleri, tarayıcı üniteler yardımıyla verileri toplar ve bilgisayar ortamında modelledikten sonra, bilgisayar destekli freze sistemiyle hazır blokları kazıyarak üretim yapar. Geçmişten günümüze kadar çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Güncel sistemler şunlardır; Cerec™ (Sirona, Bensheim, Almanya), Procera™ (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), Wol-Ceram™ (Wol-dent, Ludwigshafen, Almanya), DCS Precident™ (DCS AG, Allschwil, İsviçre), Lava™ (3M ESPE, Seefeld,

Almanya), Everest™ (Kavo, Leutkirch, Almanya), DigiDent DentalCAD™ (Hint-ELs, Griesheim, Almanya), DC-Zirkon™ (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) ve Cercon™ (Degudent, Frankfurt am Main, Almanya).^{49, 56}

Güncel olarak CAD/CAM sistemleri, daha ziyade inley, onley, veneer lamina, kuron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ve implant cerrahisinde kullanılmak üzere stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır.^{57, 58} Bu sistemler maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında ve hareketli tam protezlerin yapımında da kullanılmaktadır.^{59, 60}

Üretim maliyetlerinin yüksek olması CAD/CAM sistemlerinin en büyük dezavantajıdır. Sistemler ne kadar gelişse de maliyet sorunu günümüzde hala aşılammıştır. Yüksek bilgi ve beceri gerektiren dijital restorasyonlarla çalışabilecek teknisyen gereksinimi de devam etmektedir. Bu nedenle kullanımı her türlü endikasyonda rutin hal alamamıştır.⁶¹



Resim 1: CAD/CAM sistemi

2.3.1 CAD/CAM SİSTEMİNİ OLUŞTURAN BÖLÜMLER

2.3.1.1 TARAYICI

Tarayıcılar; çenelerin, dişlerin ve ağız dokularının 3B görüntüsünü dijital ortama aktaran araçlardır. İki çeşit tarayıcı vardır. Bunlar;

- Optik tarayıcılar
- Mekanik tarayıcılar

- a. Optik tarayıcılar: Bir ışık kaynağı ve reseptörden oluşmaktadır. Işık kaynağından çıkan beyaz ışık, renkli ışık veya lazer projeksiyonlar madde yüzeyinden belli düzeyde yansiyarak reseptöre gelirler. Gelen görüntüler bilgisayarda hesaplanır ve 3B görüntüye dönüştürülür. Optik tarayıcılar ikiye ayrılır:

Ağız içi tarayıcılar: Direkt olarak hastanın ağız içinin taranmasıyla 3B görüntü elde edilmesine olanak sağlayan tarayıcılardır (Resim 2). Ölçü işleminin elimine edilmesiyle zamandan tasarruf sağlarken, ölçüye bağlı hataların da önüne geçmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte günümüzde kullanılan tarayıcılar çok net görüntü vermektedir. Buna rağmen pek çok optik tarayıcı harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken hastanın ufak bir hareketi, hazırlanan restorasyonun yerine oturmasını engelleyebilmektedir.

Ağız dışı tarayıcılar: Hastadan ölçü alınmasını takiben ya direkt ölçünün taranması ya da ölçüden elde edilen modelin taranmasıyla 3B görüntü oluşturan sistemlerdir (Resim 3). Hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahip veriler elde edilmesine olanak tanırken, gölgelenme ekstraoral optik tarayıcının dezavantajlarındandır.^{62, 63}

- b. Mekanik tarayıcılar: Bu tarama şeklinde tarayıcı kısmın ucunda bulunan pin, küre veya iğne ana modelin her ayrıntısını, yüzeyinde gezinerek tarar ve 3B olarak aktarır. Mekanik tarayıcı diş ile arasındaki pozisyonunu göreceli olarak koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Bu tip tarayıcılar dişin silikon ölçüsü gibi negatif dublikasyon yüzeylerden veri elde etmek için de kullanılırlar. Ancak marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden, ağız dışında model elde edilerek mekanik tarayıcıların kullanımı önerilmektedir. Küçük boyuttaki yapıların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı hassasiyette kalabilmektedir.^{62, 63}

Tarama sistemleri, teknisyen tarafından kullanılan indirekt teknik ve hekim tarafından kullanılan direkt teknik olmak üzere iki sınıfa ayrılırlar.⁶⁴

- a. İndirekt teknik; geleneksel şekilde alınan ölçünün ardından elde edilen çalışma modeli optik ya da mekanik tarayıcılar tarafından taranmaktadır. Bazı sistemlerde ise sadece ölçü yüzeyi taranarak işlem yapılabilir.⁴⁴
- b. Direkt teknik; Ağız içi tarayıcısıyla yapılan tarama işlemidir. Bu teknikte geleneksel ölçü almaya gerek yoktur. Görüntü direkt CAD sistemine yönlendirilir. Ölçü aşaması olmaması bu yöntemin avantajıdır. Ölçü almada meydana gelebilecek distorsiyonlar, kaşıktan ayrılma ve uyumsuzluk gibi sorunlar ortadan kalkmıştır.⁴⁴



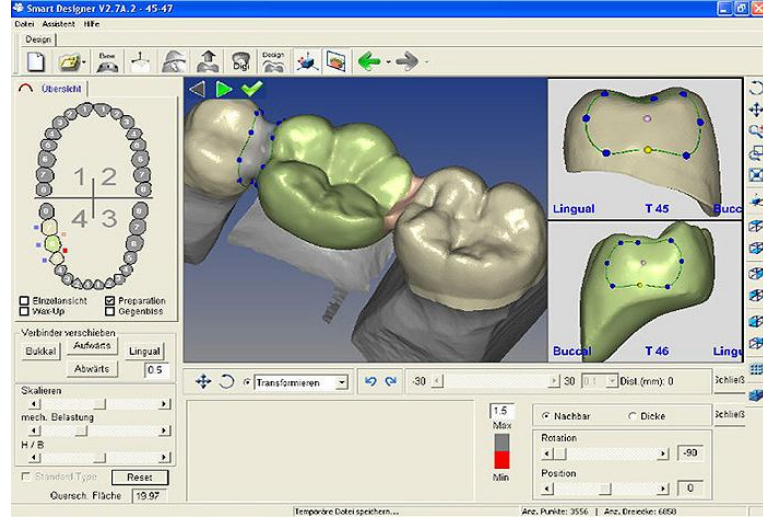
Resim 2: Ağız içi tarayıcı sistemi



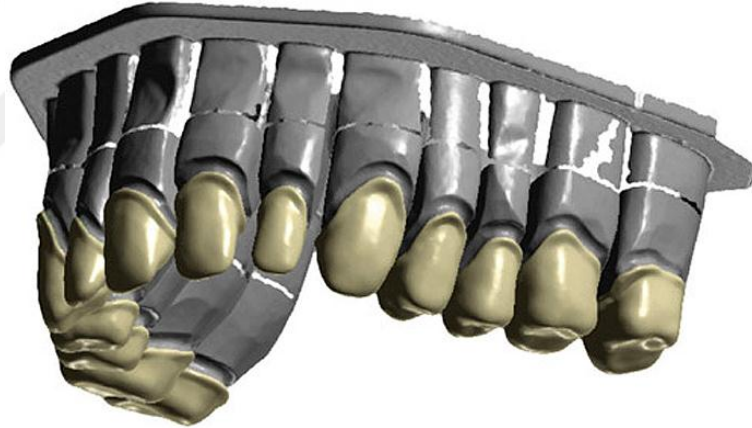
Resim 3: Ağız dışı tarayıcı sistemi

2.3.1.2 YAZILIM (CAD)

Taranan obje üzerine yapılacak dental restorasyonların farklı şekillerde 3B olarak tasarlanmasını sağlar (Resim 4 ve 5). Bu yazılımla kuronlar, bölümlü ve tam protezler, inley ve onleyler, altyapılar ve çeşitli tasarıma sahip adeziv restorasyonlar tasarlanabilir. Yazılımlar geliştirilmeye devam etmektedir. Bu nedenle kullanılmakta olan yazılımlar, yeni gelişmelerin olmasıyla güncellenebilmektedir. Son yıllarda, hata oranını en aza indirecek kullanıcı dostu arayüzler de piyasaya sunulmuştur.^{63, 65}



Resim 4: CAD yazılım ünitesi (bilgisayar yazılımı)



Resim 5: CAD yazılımı ile oluşturulan altyapı tasarımı

CAD sistemi ile tasarım yaparken belirli bir dosya formatı kullanılmak durumundadır. Stereolitrografi (STL) olarak adlandırılan bu format; bilgisayar üzerindeki sanal görüntüden 3B obje oluşturabilen yazdırma işlemidir. Bu işlem hızlı prototipleme (rapid prototyping) olarak da isimlendirilir. Burada çok yönlü bir ağ gösterimi kullanır ve STL formatında kesitler oluşturulur. Bu dosya formatı ile taranan gerçek model üzerinden sanal üçgenler oluşturularak modelin dublikatı elde edilir.^{66, 67}

2.3.1.3 ÜRETİM (CAM)

CAD yazılımı, restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra oluşturulan sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir. Önceleri CAD/CAM sistemleri, restorasyonların prefabrik bloklardan elmas frezler ve diskler kullanılarak sadece frezelenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktaydı. “Eksiltme yöntemi” olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalinden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntem etkin olsa da, tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90’ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla malzeme heba olmaktadır (Resim 6).^{17, 62}



Resim 6: CAD yazılımında tasarlanan altyapının CAM sisteminde eksiltme yöntemi ile üretilmesi

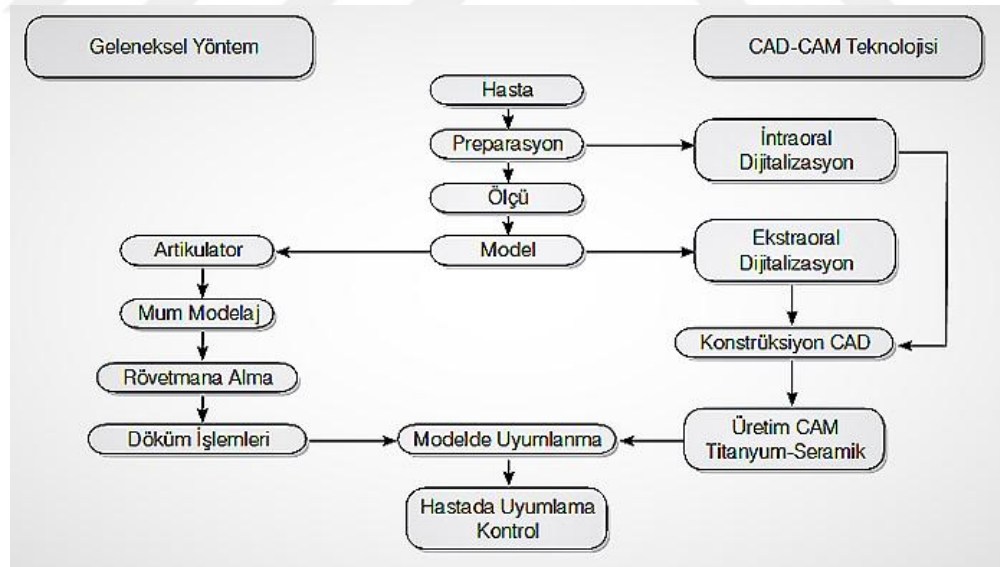
Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi ekleme yoluyla üretim yapan sistemler de bulunmaktadır. Seçici lazer sinterizasyonu, seramik veya metal restorasyonların üretimi için günümüzde sıklıkla kullanılan “ekleme yöntemi” üretim şekline başka bir örnektir. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımından sonra mevcut CAD/CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılmaktadır. Ancak kesme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz

havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan artık materyal bir nevi hiç olmamaktadır.^{16, 17, 62}

Eksiltme yöntemiyle çalışan CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler hazır bloklar halinde bulunmaktadır. Bu bloklar sinterlenmiş ya da yarı sinterlenmiş halde bulunurlar. Bloklar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulur. Yarı sinterlenmiş seramiklerde bloklar poröz olup, bu durum hızlı bir frezeleme işlemine imkan tanımaktadır. Poröz yapının elimine edilebilmesi için frezeleme işleminden sonra ürünün sinterizasyon işlemine tabi tutulması gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise poröz olmayan yapı mevcut olup frezeleme işlemi çok zor yapılır. Buna karşın tekrar sinterizasyon işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur. Kullanılacak bloğun seçiminde renk, boyut ve estetik özellikler dikkate alınmalıdır. Üye sayısının az olduğu durumlarda küçük bloklar kullanılırken, çok olduğu durumlarda ise daha büyük bloklar kullanılır.^{65, 67}

CAM üretiminden sonra manuel düzeltme, sinterizasyon, veneerleme, renklendirme, final cilalama ve glazür gibi işlemler ayrıca diş teknisyeni tarafından yapılır.⁶⁷

Tablo 1: Geleneksel yöntem ile CAD/CAM uygulamalarının karşılaştırılması



2.3.2 CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan malzemeleri; seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler oluşturmaktadır. Genellikle kullanılan seramikler; alümina (daha sonra cam infiltrasyonuna izin verenler dahil), zirkonya ve feldspatik porselen esaslı seramiklerdir. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler olarak prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Cam infiltre CAD/CAM bloklarında ise frezeleme işlemi sonrasında poröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu yapılması gerekir. Kitlenin ana yapısı olan alümina veya alümina-zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır.^{49, 62}

Restorasyonun bölgesi, hastanın ekonomik durumu ve restorasyonun büyüklüğü kullanılacak materyal seçimindeki en önemli etkidir. Örneğin, ön bölgede estetik materyaller tercih edilirken, posterior bölgede estetikten ödün verip daha dayanıklı materyaller seçilmelidir.⁶⁸

2.3.2.1 METALLER

Titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımlar CAD/CAM sistemlerinde kullanılan metallerdir.⁶³ Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Soy metallere oranla maliyeti daha düşüktür. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel üretim yöntemleriyle karşılaştırıldığında, CAD/CAM ile kullanılan tüm metal blok materyalleri endüstriyel olarak üretildiği için malzemelerde porözite bulunmamaktadır. Bu nedenle malzemeler homojendir ve dayanıklılıkları daha yüksektir.^{49, 69, 70}

2.3.2.2 REZİNLER

CAD/CAM sistemlerinde rezinler, kayıp mum tekniği ile döküm restorasyon üretilmesinde kullanılır.⁶³

2.3.2.3 SİLİKAT SERAMİKLER

Silikat seramik bloklar birçok CAD/CAM sistemi tarafından inley, onley, veneer lamina, kısmi ve tam kuron yapımında kullanılırlar. Günümüzde monokromatik bloklar yerine çok renkli bloklar tercih edilmektedir (IPS Empress CAD-multi, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn).^{63, 65}

Lityum disilikat seramikler, yüksek stabilitesi sayesinde silikat seramikler içinde önemli yer tutmaktadır. Anterior ve posterior bölgede tam kuron restorasyonlarda ve anterior 3 üyeli köprülerin altyapısı olarak kullanılmaktadır.^{71, 72}

Silikat seramikler hasta başında kullanıma uygundur ve translüsent özelliği sayesinde çok iyi estetik sonuç vermektedirler. Doğal dişe çok yakın bir estetik sağlarlar. Bu nedenle veneer porselenine gerek duyulmaz (monolitik kullanım). Hidroflorik asit ile pürüzlendirilebildikleri için adeziv simantasyonda iyi sonuçlar verirler.⁷³

2.3.2.4 CAM İNFİLTRE SERAMİKLER

Poröz yapıya sahip seramik bloklara lantan cam kristallerinin infiltrasyonu ile oluşturulan seramiklere cam infiltre seramikler denir. Tüm cam infiltre seramik blokların kökeni In-Ceram™ (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemidir ve 3 çeşittir:

- Vita® In-Ceram Alumina™ (Al_2O_3): Anterior ve posterior kuron altyapısı ile anterior 3 üyeli köprü altyapısında,
- Vita® In-Ceram Zirkonia™ (% 70 Al_2O_3 , ve % 30 ZrO_2): Anterior ve posterior kuron ile 3 üyeli köprü altyapısında,
- Vita® In-Ceram Spinell™ (MgAl_2O_4): Yüksek translusensi özelliği sayesinde estetik bölgelerde kullanılırlar.⁷⁴⁻⁷⁶

2.3.2.5 ALÜMİNYUM OKSİT SERAMİKLER

Anterior ve posterior bölgelerde tam kuron veya 3 üyeli köprülerin altyapısı olarak kullanılabilir. Yarı sinterlenmiş bloklar şeklinde üretilirler ve CAM işlemi

sonrasında 1520°C’de sinterlenirler. Bu bloklara örnek olarak In-Ceram AL Block™ (Vita, Bad Säckingen, Almanya), inCoris Al™ (Sirona, Salzburg, Avusturya) gösterilebilir.^{65, 77}

2.3.2.6 ZİRKONYUM

Metal desteksiz porselen restorasyonlar, metal destekli restorasyonlara göre daha dayanıksızdır. Bu nedenle çalışmalar porseleni kuvvetlendirme üzerine yoğunlaşmıştır. Son zamanlarda, yüksek alümina içerikli cam infiltre kor materyalleri, lityum disilikat cam porseleni ve zirkonyum gibi metal desteksiz seramik restorasyon materyalleri geliştirilmiştir.^{28, 78, 79}

Zirkonyumun gren çapının düşük olması ve gerilme direncinin yüksek olması sebebiyle metal desteksiz restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır. Günümüzde fabrikasyon olarak üretilen itriyum (yttrium) ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) kullanılarak anterior ve posterior bölgelerde estetik ve dayanıklı restorasyonlar yapılabilmektedir. Zirkonyum dental seramikler; üstün biyolojik uyum, yüksek kırılma direnci, optimal kenar uyumu ve kabul edilebilir estetik göstererek hekimler tarafından günümüzde en çok tercih edilen malzemeler arasına girmiştir.⁷⁹ Yapılan in-vitro çalışmalar sonucunda, zirkonyumun kırılma direncinin 9-10 MPa/m^{1/2} ve büküme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir. Alüminyum oksit seramiklerin ise 3,1-4,6 MPa/m^{1/2} kırılma direncine ve 236-600 MPa büküme dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir. Zirkonyum seramiklerin kırılma direncinin, cam seramiklere göre 3 kat fazla olduğu bildirilmiştir.⁸⁰

Zirkonyum (Zr) elementi 3 farklı gren fazı gösterir (Şekil 5):

1. Monoklinik faz (m)
2. Tetragonal faz (t)
3. Kübik faz (k)

Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazdadır. Bu yapı 1170°C’ye kadar stabildir. 1170°C’nin üstüne çıkıldığında tetragonal faza, 2370°C’nin üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik faza geçer. Soğuma sırasında ise 1070°C’de tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olur. Bu sırada hacimde % 3-4 oranında bir büyüme meydana gelir. Bu faz değişimleri

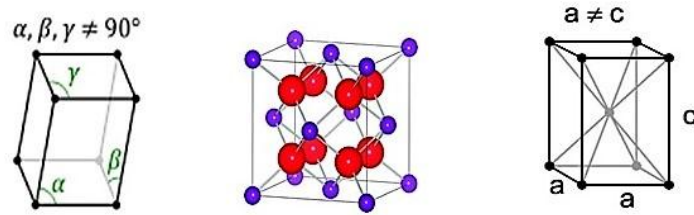
esnasında oluşan çatlaklar saf zirkonyumun birçok alanda kullanımını zorlaştırmıştır.⁸¹ Bu nedenle saf zirkonyuma itriyum oksit (Y_2O_3) eklenmiş ve diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP elde edilmiştir. Y-TZP'nin mekanik özellikleri, moleküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne bağlıdır. Dönüşüm ile % 4,4'lük bir hacim artışı olur ve porselen çatlaklarının yayılması, oluşan iç sıkışma nedeniyle önlenir. Bu özellik zirkonyumun dayanıklılığını ve sertliğini artırır. Bu olaya dönüşün sertleşmesi adı verilir ve zirkonyumun ortalama büküme direncini arttırarak seramiği sertleştirir.^{79, 82} Y-TZP diğer dental seramiklere göre üstün kırılma direnci ve dayanıklılık gösterir.^{79, 80, 83}

2.3.2.6.1 Y-TZP Esaslı Alt Yapı Dizaynı ve Üretimi

Kuron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin güdük üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmektedir. Bu da ancak CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla mümkündür. Materyallerin gelişimi ile beraber CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler sonucunda, klinik olarak başarılı tam seramik restorasyonlara ulaşılabilmiştir.^{83, 84}

Üretim şekline göre Y-TZP zirkonyum bloklar iki ana gruba ayrılır:

- HIP (Hot Isostatic Pressing – Sıcak İzostatik Presleme) Zirkonyum
- Non-HIP (Non Hot Isostatic Pressing – Sıcak Olmayan İzostatik Presleme) Zirkonyum



Şekil 5: Zirkonyumun yapısal fazları; monoklinik, kübik ve tetragonal

2.3.2.6.2 HIP Zirkonyum

HIP zirkonyum bloklar yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmiş şekilde üretilirler. Direkt aşındırma işlemi ile restorasyon üretimi yapılır. Bloklardan kazınarak üretilen restorasyon gerçek boyutunda üretilir.⁷⁹ Üretim esnasında, HIP zirkonyum bloklar 1300°C’de sinterlenir ve daha sonra 1400-1500°C’de basınç altında ısıtılarak partikül yoğunluğu artırılır. Bu işlem sonucunda zirkonyum bloğun rengi gri-siyaha döner. Tekrar beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir.⁸⁵

2.3.2.6.3 Non-HIP Zirkonyum

Zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlanmasından oluşan yarı-sinterlenmiş bloklardır ve “dry-pressed” olarak adlandırılırlar. Sinterlenmesi tamamlanmadığından ve daha sonra sinterizasyon esnasında büzülme olacağından dolayı restorasyonlar esas boyutundan daha büyük hazırlanırlar.⁷⁹

Yarı-sinterlenmiş bloklar tebeşir gibi yumuşak ve poröz yapıda olurlar. Düşük stabiliteleri nedeniyle transfer ve uygulama esnasında kırık ve çatlak gibi önemli sorunlar yaşanabilmektedir. Aşındırma, metal karbid frezlerle ve su soğutması olmadan yapılır. Restorasyon % 20-25 daha büyük hazırlanır. Basınçsız olarak 1350°C ile 1500°C arasında sinterlenir ve gerçek boyutuna ulaşır. Bu işlemler “green machining” olarak adlandırılır.⁶³

Tablo 2: Y-TZP esaslı altyapı ile üretim yapan bazı sistemlerin kullandıkları materyaller ve üretim teknikleri

<i>Sistem</i>	<i>Kullandığı Materyal</i>	<i>Teknik</i>
<i>DCS President</i>	Tam sinterize Y-TZP	CAD
<i>Procera AllCeram</i>	Sinterize edilmemiş Y-TZP	CAD
<i>Cercon</i>	Sinterize edilmemiş Y-TZP	Geleneksel mumlama
<i>Lava</i>	Sinterize edilmemiş Y-TZP	CAD

2.3.2.6.4 Zirkonyumun Kısa Tarihçesi ve Kullanım Alanları

Doğada saf halde bulunan ve metalik bir element olan zirkonyumun atom numarası 40'tır. Zirkonyum 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır. Sıcaklığa ve korozyona karşı çok dirençlidir.^{86 87} Zirkonyum tıp alanında ilk 1969 yılında Hellmer ve Driskell tarafından kalça protezi yapımında kullanılmıştır. Üstün fiziksel özellikleri, estetik olması ve biyouyumluluğu sayesinde diş hekimliğindeki kullanımı gün geçtikçe de artmaktadır. Gelişmiş özellikleri ile diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmuştur.^{86, 88, 89} Diş hekimliğinde zirkonyumun başlıca kullanıldığı yerler;

- Biyouyumlu olması, gerilme direncinin yüksek olması ve gren çaplarının düşük olması nedeniyle implant ve abutment materyali olarak,
- Post-kor restorasyonlarında restoratif materyal olarak,
- Ortodontik braket olarak,
- Korozyona direnci nedeniyle cerrahi aletler gibi birçok aletin yapımında,
- Hibrit implant-üstü protezlerde taşıyıcı kaide olarak,
- Sabit dental restorasyonlarda altyapı ve tam kontur (monolitik) restorasyon materyali olarak kullanılır.^{47, 89}

2.3.2.6.5 Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

- Yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliğine sahiptir.
- Biyouyumludur.
- İnce grenli olması nedeniyle detaylı şekillendirilebilir.
- Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilir.
- Adeziv ve geleneksel simanlarla yapıştırılabilir.
- Isısal iletkenliğinin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önleyebilir.
- Dental implantlarda titanyuma göre daha az bakteri tutulumu gösterir.

2.3.2.6.6 Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

- Opak oluşu estetiği olumsuz yönde etkilemektedir.
- Uyumsuz restorasyonların yeniden üretilmesi gerekmektedir. Metal restorasyonlar gibi ağızda bölünüp uyumlandırılamaz.
- Aşındırma ve yüzey işlemleri yapısal bütünlüğüne olumsuz etki yapar.

Günümüzde Y-TZP, dental restorasyonlarda dört farklı şekilde uygulanabilmektedir:

1. Zirkonyum altyapıların CAD/CAM ile üretilmesi ve üzerine veneer porselen yığılıp fırınlanması sonucu restorasyonun bitmiş hali elde edilir.
2. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen zirkonyum altyapıların üzerine kayıp mum tekniği kullanılarak basınç altında veneer porselen enjekte edilir (Press-on metodu) ve altyapıya bağlanması sağlanır. Bu yolla bitmiş restorasyon elde edilir.
3. CAD/CAM ile üretilen zirkonyum altyapıların üzerine, hazır bloklardan CAD/CAM ile veneer porseleni üretilir ve alt yapıya yapıştırılır (CAD-on metodu). Böylece restorasyonun son hali elde edilir.
4. Zirkonyum altyapının üzerine veneer seramik uygulanmadan, doğrudan monolitik zirkonyum restorasyonların üretilip, makyaj ve cilalama veya glazür prosedürleri sonrasında bitmiş restorasyon elde edilir.⁹⁰

2.3.3 MONOLİTİK RESTORASYONLAR

Bütünü tek bir materyalden hazırlanan restorasyonlara monolitik – yekpare restorasyonlar denir. Restorasyon bitmiş formunda hazırlanır. Veneer porselene gerek duyulmaz.^{91, 92}

2.3.3.1 MONOLİTİK LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİKLER

Monolitik lityum disilikat porselenler, translüsensileri sayesinde çok iyi estetik sonuçlar vermektedir. Fakat kırılma dayanımları düşüktür. Bu yüzden zayıf ısırma kuvveti

alan ön bölgelerde daha çok tercih edilirler. Düşük kırılma dayanımları yüzünden restorasyon yüzeylerinin daha kalın olması gerektiği üzerinde durulur (1,5-2 mm). Lityum disilikat cam seramik restorasyonlar prefabrike bloklardan freze tekniği ile üretildiği gibi mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ile de üretilebilmektedir.²⁴

2.3.3.2 LÖSİT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ MONOLİTİK CAM SERAMİKLER

Bu teknikte restorasyonlar kayıp mum tekniği ile elde edilir. Hazır seramik bloklar (ingot), manşet içerisine vakum ve pistonla pres yapılarak yollanır. Bu şekilde restorasyon bitmiş haliyle elde edilir ve yüzey boyaması ile renklendirilir. Mekanik özellikleri lityum disilikat cam seramiklere göre zayıftır ve kırılma sertlikleri yaklaşık 3 kat daha azdır.⁹³

2.3.3.3 MONOLİTİK ZİRKONYUM

Zirkonyum altyapı ile porselen üstyapı arasında meydana gelen kopma ve kırılma sorunu, zirkonyum restorasyonların en büyük dezavantajıdır.^{9, 83, 90, 94, 95} Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM teknolojisi sayesinde monolitik zirkonyum kullanıma sokulmuştur. Monolitik zirkonyum restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri ve antagonist dişte düşük aşındırma özelliklerinden dolayı ilgi odağı haline gelmiştir. Ayrıca oklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda da monolitik zirkonyum restorasyonlar kullanılabilir.⁹⁶

Sabit protez altyapısı olarak kullanılan zirkonyumun, opak beyaz rengi nedeniyle kullanım alanı kısıtlanmaktadır. Bu nedenle, translüsent, diş renginde, veneer porselene ihtiyaç duymayan, özellikle monolitik kullanım için zirkonyum materyali geliştirilmeye başlanmıştır. Ayrıca CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılıyor olması, üretim zamanını kısaltmış ve ekonomik hale getirmiştir.^{8, 9, 94}



Resim 7: Monolitik zirkonyum kuron üretimi; sinterizasyon öncesi (% 20-25 daha büyük) ve sinterizasyon sonrası (gerçek boyutunda)

Genellikle, kuron yapımı amacıyla, altyapı malzemesi ve veneer porselen için aksiyal duvarlardan 1 mm, oklüzal duvardan ise 1,5-2 mm doku indirilmesi yapılmalıdır. Monolitik zirkonyum restorasyonların preparasyonunda ise 0,5 mm doku indirilmesi bile yeterli olmaktadır. Monolitik zirkonyumun bükülme direnci (>1000 MPa), lityum disilikat porselenden (≈ 400 MPa) daha yüksektir.^{95, 97-99} Monolitik zirkonyum ve lityum disilikat kuronlar üzerinde yapılan yükleme testleri sonucunda monolitik zirkonyum kuronlarda internal defekt bulunmazken, lityum disilikat kuronlarda internal çatlaklar gözlenmiştir.⁹ Aynı oklüzal mesafeye sahip iki kuronun kırılma direnci değerlendirildiğinde monolitik zirkonyum kuronun kırılma direnci anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ve molar dişlerde kullanıma daha uygun olduğu gösterilmiştir.^{94, 97} Fakat oklüzal kalınlığın azaldığı durumlarda kırılma direncinde de azalma görülmektedir. Oklüzal kalınlığın aksine, aksiyal duvarların kalınlığının ise kırılma direncine etkisi yok gibi gözükmektedir.

2.3.3.3.1 Monolitik Zirkonyumun Avantajları

Veneer porselen kuronun karşısındaki doğal dişteki aşınma, monolitik zirkonyum kuronun karşısında bulunan doğal dişteki aşınmadan daha fazladır.¹⁰⁰ Bu durum monolitik zirkonyum restorasyonlar açısından önemli bir avantajdır. Translüsensi ve dolayısıyla estetik ise monolitik zirkonyumların en büyük sorunu olmasına rağmen, geliştirilen

translÜsent monolitik zirkonyum bloklar sayesinde bu sorun da g¼n geçtikçe azalmaktadır.¹⁰¹ Monolitik zirkonyum kuronların en ¼nemli avantajlarından birisi de, geleneksel kuron restorasyonların preparasyonuna oranla çok daha az doku kaldırılmayı gerektirmesidir.

T¼m bu bilgilerin ışığında ve teknolojinin gelişmesiyle beraber monolitik zirkonyum materyalinin diş hekimliğindeki kullanımı artmaktadır. Kuvvetin yoğun olduğu b¼lgelerde de sağlamlığıyla ¼n plana çıkmaktadır.

2.4 KONİK IşINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ – CBCT

İlk kez anjiyografi çekmek için 1982 yılında tıbbi amaçlarla kullanılan CBCT, 1997 yılında ilk kez maksillo-fasiyal b¼lgenin g¼r¼nt¼lenmesinde kullanılmıştır.¹⁰²

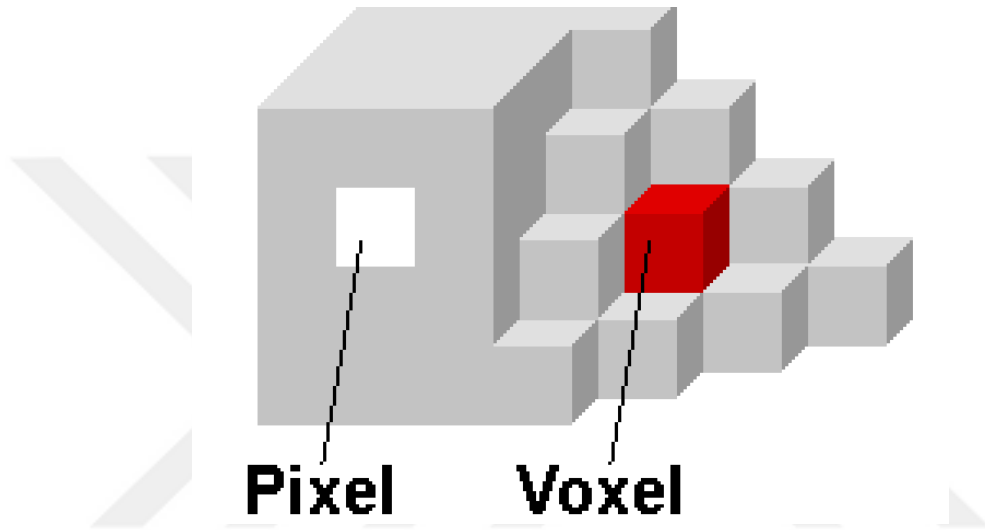
Çene y¼z b¼lgesinin 3B taramasına imkan sunan CBCT, k¼kenini her ne kadar geleneksel bilgisayarlı tomografiden (BT – CT) alsa da geleneksel CT (computed tomography – bilgisayarlı tomografi) cihazlarına g¼re daha basit ve ucuzdur. Tarama s¼resinin hızlı, ışınlama s¼resinin kısa olması ve g¼r¼nt¼ sens¼rlerinin gelişmiş olmasından dolayı radyasyon miktarı oldukça azaltılmıştır. Geleneksel CT cihazlarında helezonik ışın kullanılırken, CBCT cihazlarında hastanın çevresinde 360-derece d¼nebilen konik ışınlar kullanılmaktadır.^{103, 104} Bu d¼n¼ř esnasında 160 ile 599 arasında imaj yakalanır. G¼r¼nt¼ler bilgisayar ortamına aktarılır. Burada işlenen g¼r¼nt¼ler, milimetrenin altında g¼r¼nt¼ oluşacak şekilde g¼r¼lebilir biçime getirilir. T¼m bu g¼r¼nt¼ler birleştirilerek FOV (field of view – g¼r¼nt¼ alanı) olarak adlandırılır. B¼ylece ¼ boyutlu silindirik veri hacmi sağlanır.¹⁰⁵⁻¹⁰⁷

CBCT cihazları g¼r¼nt¼ alanına (FOV) veya tarama sırasındaki hasta pozisyonuna g¼re sınıflandırılmaktadır. FOV sınıflamasına g¼re;

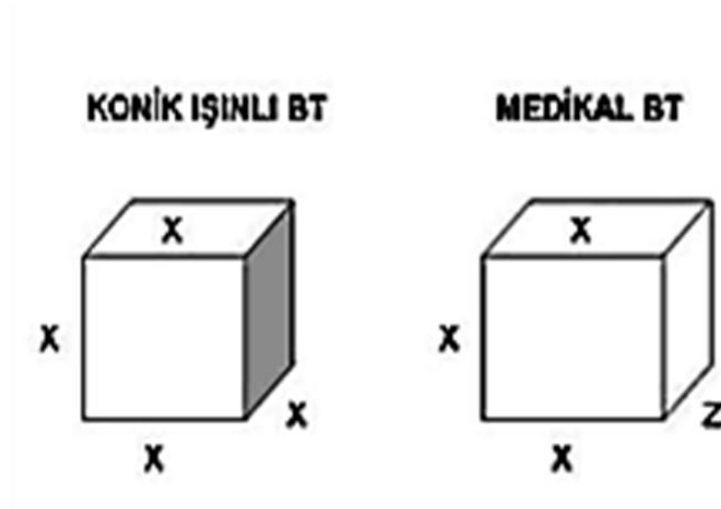
- Geniş FOV (>15 cm),
- Orta FOV (10-15 cm),
- K¼¼k FOV (<5 cm) olmak ¼zere ¼ gruba ayrılmaktadır.¹⁰³

Kenarları eşit uzunlukta kareden meydana gelen, X ve Y ekseninde bulunan 2 boyutlu (2B) en k¼¼k g¼r¼nt¼ parçacığına “piksel” denir. Geleneksel radyografiler

milyonlarca pikselin bir araya gelmesiyle oluşur. Uzaysal olarak X, Y ve Z koordinatlarında bulunan, 3B kübik piksellere “voksel” adı verilir. Geleneksel CT’lerde Z ekseninin uzunluğu değişken iken, CBCT’lerde küpün her kenarı eşit uzunluktadır. Z kenarının uzunluğu farklı olduğunda çoklu düzlemlerin ölçümleri sağlanamaz. Buna bağlı olarak geleneksel CT’lerin diş hekimliğinde kullanımı fayda sağlamaz. Ayrıca radyasyon derecelerinin çok yüksek olması, bu CT’lerin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlayan bir diğer faktördür.¹⁰⁴



Şekil 6: 2B piksel ve 3B voksel



Şekil 7: Geleneksel CT’nin (medikal BT) CBCT’ye göre Z ekseninde uzunluk farkı

Geleneksel CT cihazlarına oranla yaklaşık % 98 daha düşük radyasyon vermesi sebebiyle CBCT'nin diş hekimliğindeki kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bir ışınlamada hastanın aldığı radyasyon miktarı, tam ağız periapikal film alınırken verilen radyasyon miktarıyla hemen hemen aynıdır.¹⁰⁸⁻¹¹¹

2.4.1 CBCT'NİN AVANTAJLARI

- CBCT cihazının boyutları geleneksel CT'ye göre daha küçüktür.
- Anatomik yapıların lokasyonlarının belirlenmesinde etkindir.
- Taranan alanın büyüklüğüne oranla verilen radyasyonun dozu düşüktür.
- 3B görüntünün doğruluğu ve çözünürlüğü yüksektir.
- Tarama süresi kısadır.
- Değiştirilebilir görüntü modları sayesinde en iyi görüntü elde edilebilir.
- Görüntü artefaktları azaltılabilir.^{107, 112}

2.4.2 CBCT'NİN DEZAVANTAJLARI

- Hastaya verilen radyasyon dozu panoramik görüntülemeye göre fazladır.
- 2B görüntüleme sistemlerine göre pahalıdır.
- Hareket etmeye karşı toleransı yoktur.
- Yumuşak dokuyu incelemek için yeterli olanak sağlamaz.¹¹²

2.4.3 CBCT'NİN KULLANIM ALANLARI

- Gömülü dişlerin incelenmesinde,¹⁰⁷
- Anatomik yapıların incelenmesinde ve lokasyonlarının belirlenmesinde,¹⁰⁷
- Dental implantların planlanmasında,¹¹³
- Alveolar kemik defektlerinin incelenmesinde,¹¹⁴

- Endodontide kanalların izlenmesi, periapikal lezyonlar, internal ve eksternal rezeksiyonlar ve kök kırıklarının incelenmesinde,¹⁰³
- CAD/CAM ile birlikte kullanılarak kuron-köprü protezi üretiminde kullanılır.¹⁷

2.5 SABİT PROTEZLERDE KENAR UYUMU

Hasta ağızına uygulanan seramik restorasyonların bazı klinik başarı kriterleri vardır. Bunlar; renk stabilitesi, kırılma direnci, biyolojik uyum ve kenar uyumudur (marjinal uyum).^{115, 116} Marjinal uyum, yapılan restorasyonların ağız içerisindeki klinik ömürlerini etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir.¹¹⁷ Restorasyonun uyumu direkt olarak dişin preparasyonu ve restorasyon yapımı için kullanılan yöntemin hassasiyeti ile ilişkilidir.¹¹⁸

Kuron bitim sınırı ile restorasyonun kenarı arasında uyumsuzluk olması, marjinal uyum yetersizliğine neden olur. Yetersizlik sonucunda çürük oluşumu, dişeti iltihabı ve periodontal hastalıklar görülebilir. Marjinal uyumun yetersiz olmasından dolayı oluşan bakteriyel plak, indirekt olarak mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür.¹¹⁹

Yapılan restorasyon sınırı ile prepare edilmiş diş arasındaki mesafe ne kadar az ise restorasyonun uyumu o kadar iyi olarak kabul edilir. Kuron ile diş arasında daima mikron düzeyinde bir aralık olur. Bu aralık kuronun simantasyonunda kullanılan siman ile dolar. Yapılan çalışmalarda tüm kuron restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralık 120 μm 'dir.¹²⁰ Marjinal uyum değerlendirilirken, kuron kenarında taşkınlık ya da eksiklik olduğunda kuron kenarı ile basamak kenarı arasındaki mesafe “mutlak marjinal uyumsuzluk” olarak adlandırılır. Kuron kenarından basamak yüzeyine indirilen dik ise “marjinal aralık” olarak adlandırılır.¹²¹

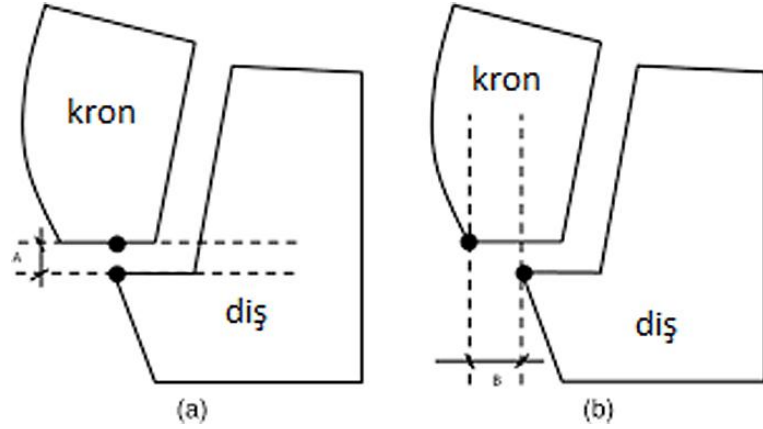
Ön bölgelerde yapılacak kuron restorasyonların kenarları, estetik nedenlerle 0,5 mm dişetinin altında hazırlanır. Böyle bir durumda marjinal aralığın fazla olması muhtemel periodontal semptomların daha hızlı ilerlemesine neden olur. Marjinal uyumu iyi olan kuronlar yapmak için öncelikle diş preparasyonu çok iyi yapılmalıdır. Hazırlanan basamak, dişin doğal formunu takip etmeli ve pürüzsüz olmalıdır. Tüm seramik kuronlar için önerilen iki basamak tipi vardır. Bunlar, tam seramik kuron yapımında kullanılan sisteme göre 135-derece açılı “chamfer” (oluklu basamak) ve iç köşesi yuvarlatılmış dik açılı

“sholder”dir (künt basamak). Alınan ölçünün netliği çok önemlidir. Bu amaçla, ilave silikonlar ve polieter gibi üstün ayrıntı verme özelliğine sahip ölçü maddeleri kullanılabilir.¹¹⁸

Optimum marjinal uyumu ve siman aralığını sağlayan faktörler;

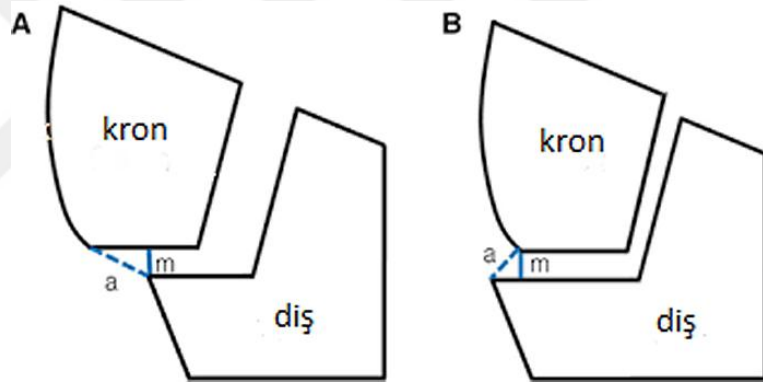
- Preparasyon dizaynı,
- İnternal uyumlama metodu,
- Restorasyon materyali,
- Restorasyonun üretim tekniği,
- Simantasyon aşamaları,
- Hekim ve teknisyenin becerisi.^{10, 122, 123}

Restorasyonun marjinal uyumu hem horizontal hem de vertikal açıklıklara bağlıdır. Restorasyonun bitim sınırı ile preparasyonun bitim çizgisi arasında kalan dikey açıklığa “marjinal açıklık” denir.¹²¹ Horizontal yönde olan girintiler veya çıkıntılar da restorasyonun başarısını olumsuz etkiler. Horizontal yönde çıkıntıları olan restorasyonlara “taşkın restorasyon” denir ve bu alanlar bakteri tutulumu açısından risk bölgesidir. Horizontal yönde dişin doğal konturunun içerisinde kalan girintilerin olduğu restorasyonlara ise “yetersiz restorasyon” denir.^{121, 124} Bitmiş restorasyonun vertikal yöndeki açıklıkları sadece yapıştırma simanları ile kapatılabilir. Bu durum geçici bir süre için çözüm sunabilmektedir. Zamanla ağız içi sıvıları ile temas sonucu simanın çözülmesi kaçınılmazdır.¹²⁵ Simanın erimesiyle marjinal açıklık sonucu ortaya çıkan problemler; dişte renklenme, dişeti irritasyonu, çürükler ve periodontal hastalıklardır. Araştırmacılar bu olumsuz durumları ortadan kaldırmak için marjinal açıklığı en aza indirme yönünde çalışmalar yapmaktadır.¹²⁶ Dikey marjinal açıklığı (DMA), kuron kenarından preparasyon sınırının yatay izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesi yöntemi belirler. Bununla birlikte kuron bitim sınırı, kesilmiş diş bölgesini açıkta bırakmaması gerektiği gibi, kesimi yapılmamış bölgeye de uzanmamalıdır. Restorasyon kenarının preparasyon sınırını dikey yönde geçtiği durum “dikey marjinal uyumsuzluk” kapsamında değerlendirilir. Preparasyon kenarından kuron kenarının dikey izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesi sonucu ise “yatay marjinal uyumsuzluk” belirlenir. (Şekil 8).^{121, 127}



Şekil 8: a. Dikey marjinal uyumsuzluk (A = dikey marjinal açıklık), b. Yatay marjinal uyumsuzluk (B = yatay marjinal taşkınlık)

Marjinal açıklık miktarı ile taşkınlık veya yetersizlik miktarının vektörel kombinasyonu “Mutlak marjinal açıklık” olarak isimlendirilir (Şekil 9).¹²⁴



Şekil 9: A ve B. a = mutlak marjinal açıklık (mutlak marjinal uyumsuzluk), m = dikey marjinal açıklık (DMA).

2.5.1 KENAR UYUMU ÖLÇME YÖNTEMLERİ

Marjinal açıklığı ölçmek için birçok yöntem denenmiştir. Marjinal uyum değerlendirmeleri kalitatif veya kantitatif olabilir. Göz ve sonda ile muayene ve radyolojik değerlendirme kalitatif değerlendirmelerdir. Ancak bu değerlendirmeler eksiktir ve sadece insan gözünün görebildiği 60 μm ile sınırlıdır.¹²² Radyolojik inceleme ile marjinal açıklığın radyografide görülebilmesi için en az 80 μm açıklık olması gerektiği bildirilmiştir.¹²⁸ Sonda ile yapılan ölçümlerde ise bu aralığın 200 μm olduğu

belirtilmiştir.¹²² Hassas ölçümler yapabilmek için kantitatif ölçümler yapmalıdır.¹²⁹ Klinik olarak kabul edilebilir bir değer belirleyebilmek adına birçok çalışma yapılmıştır.¹³⁰ Araştırmalarda, farklı kabul edilebilir klinik değerlerden bahsedilmiştir.

Günümüzde klinik olarak kabul edilebilir değer üzerinde oluşan yaygın kanı, marjinal uyumsuzluğun 120 μm 'den az olmasıdır. Teorik olarak kabul edilebilir değer 25-40 μm 'dir.¹³¹ McLean ve Von Fraunhofer, 1000'i aşkın kuron restorasyonu üzerinde yaptıkları 5 yıllık in-vivo çalışma sonucunda klinik kabul edilebilir maksimum DMA sınırını 120 μm olarak önermişlerdir.¹²⁰ Farklı araştırmacılar kabul edilebilir sınır aralığı olarak 100-150 μm 'yü uygun olarak görmüşler; bir diğer grup araştırmacı ise 50-200 μm gibi epey geniş bir aralığın klinik kabul edilebilirlik için yeterli olacağını bildirmişlerdir.¹³²⁻¹³⁴ Bugün hala bilimsel verilerle desteklenmiş net bir değer üzerinde ortak uzlaşıya varılamadığı bilinmektedir.

Marjinal açıklığı ölçmek için kullanılan standart bir ölçüm tekniği yoktur. Ölçüm yapmak için literatürde çeşitli yöntemler tanımlanmıştır.

2.5.1.1 MODEL ÜZERİNDEN YAPILAN ÖLÇME TEKNİĞİ

Bu değerlendirmelerde en çok kullanılan alet mikroskoptur. Mikroskobun görüntüyü yüksek çözünürlükte büyütebilmesi sayesinde hassas ölçümler yapılabilmektedir. Literatürde en çok ışık mikroskobu ile ölçümler yapılmıştır.¹³⁵⁻¹³⁷ Hızlı uygulanabilen bir yöntemdir. Kesit alma, simantasyon ve rezine gömme gibi restorasyona kalıcı zararlar verebilecek yöntemler içermediğinden, farklı üretim aşamalarında farklı ölçümler yapılabilir. Her ne kadar avantajlı olsa da restorasyonun tekrar tekrar modele yerleştirip çıkartılması sonucu aşınma meydana gelebilir. Ayrıca taşkın kenarların ölçümünü yapmak bazen zordur.^{129, 138}

2.5.1.2 REZİN REPLİKA TEKNİĞİ

Ölçüm yapılmak istenen restorasyonun marjinal kenarından ölçü alınır. Halka şeklinde alınan bu ölçünün içine döküme hazır rezin dökülür ve marjinal açıklığı taklit

eden bir model elde edilir. Daha sonraki ölçüm aşamaları model üzerinde yapılan direkt ölçüm ile aynıdır. Ölçüm işleminde ışık mikroskobu kullanılır. Destek dişlerin proksimal yüzeylerinden ölçüm yapılamaması ve dublikasyon işlemi sırasında rezinde meydana gelebilecek distorsiyon nedeniyle dublikatın doğruluğunun tartışmalı olması en önemli dezavantajıdır.¹³⁹

2.5.1.3 SİLİKON REPLİKA TEKNİĞİ

Bu yöntemle restorasyonun iç uyumu ve kenar uyumu gözlemlenir. Öncelikle kuronun içerisine akışkan bir silikon enjekte edilir ve model veya diş üzerine belirli bir kuvvetle yerleştirilir. Sertleştikten sonra kuron diştten ayrılır. Kuronun içine yine akışkan fakat öncekinden daha kıvamlı silikon doldurulur. Silikonlar kurondan çıkarıldıktan sonra üst taraftaki daha akışkan silikon iç uyumu ve siman aralığını gösterirken; daha kıvamlı olan silikon prepare edilmiş diş temsil eder. Bu silikonlardan kesitler alınıp mikroskop altında incelenir.^{121, 140}

2.5.1.4 KESİT ALARAK ÖLÇME TEKNİĞİ

Bu teknikte model ve üzerindeki kuron simante edilmeden veya edildikten sonra boyama solüsyonuna batırılır. Daha sonra model rezine gömülür ve kesitler alınır. Bu kesitler kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmek üzere mikroskopta incelenirler.^{141, 142}

2.5.1.5 ÜÇ BOYUTLU YÜZEY TARAMA YÖNTEMİ İLE ÖLÇÜM

Bu yöntem tarama teknolojisinin gelişmesiyle son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır. 3B tarama teknolojisinden yararlanılarak; dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi taranır. Elde edilen veriler bilgisayar yazılımında 3B olarak çakıştırılır. Dijital model ve restorasyon üst üste getirilerek marjinal uyum ve siman aralığı

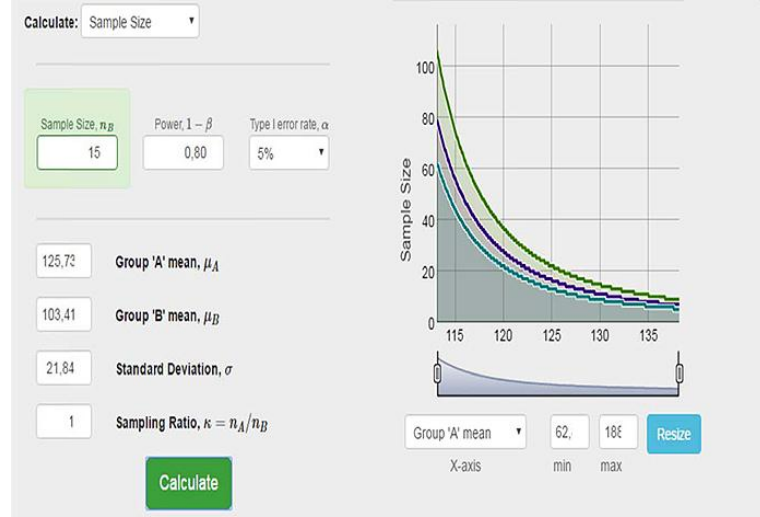
değerlendirilir. Sonuçların hassasiyeti 3B tarama ünitesinin hassasiyetine ve bilgisayar yazılımının uyumluluğuna direkt olarak bağlıdır.^{143, 144}

2.5.1.6 MİKRO-CT İLE ÖLÇME TEKNİĞİ

Yeni bir tekniktir. Bu teknikte diş-restorasyon kompleksinin tomografisi çekilir. Bu sayede iç yüzey uyumu ve marjinal uyum mikron düzeyinde incelenir. Bu yöntemde, restorasyonun marjinal uyumsuzluk ortalama değerleri, 3B ölçümler ile bilgisayar yazılımı tarafından otomatik olarak belirlenebilmektedir. Yöntemin en büyük dezavantajı pahalı olması ve diğer yöntemlere göre biraz daha uzun sürmesidir.^{143, 145}

3. GEREÇ VE YÖNTEM

CBCT ve 3B laboratuvar tarayıcısından yararlanılarak CAD/CAM ile üretimin monolitik zirkonyum kuronların dikey marjinal uyumuna etkisinin değerlendirilmesi amacıyla bir çalışma modeli oluşturuldu. Oluşturulan model 3B laboratuvar tarayıcısıyla taranarak sanal ortamda dijital modele dönüştürüldü (Kontrol Grubu – K Grubu). Çalışma modeli, CBCT ile taranarak ayrı bir dijital model oluşturuldu (1. Deney Grubu – D1 Grubu). CBCT ile oluşturulan dijital modelden polimetilmetakrilat (PMMA) gerçek model üretildi. Üretilen bu model 3B laboratuvar tarayıcısı ile tarandı ve yeni bir dijital modele dönüştürüldü (2. Deney Grubu – D2 Grubu). Elde edilen 3 ayrı gruba ait dijital modellerin üzerinde, aynı parametrelere sahip, monolitik zirkonyum kuronlar tasarlandı. Çalışma yöntemi benzer araştırmaları¹⁹ referans alarak, % 80 güç analizi ile gerekli olan örnek sayısının 15 olduğu bilgisayar yazılımı yardımıyla hesaplandı (Şekil 10). Çalışmamızda, 3B laboratuvar taraması ile 16 adet, CBCT taraması ile 16 adet, CBCT ve 3B laboratuvar taraması kombinasyonu ile 16 adet olmak üzere, 3 grupta toplam 48 adet monolitik zirkonyum kuron CAD/CAM ile üretildi. Her grubun kuronları çalışma modelinde mikroskop altında incelendi. Restorasyon bitim sınırları ile modelin preparasyon sınırı arasında meydana gelen dikey marjinal açıklık (DMA) 8 sabit noktadan bilgisayar yazılımı yardımıyla ölçüldü. Üç grubun ölçüm verileri dikey marjinal uyum bakımından istatistiksel olarak karşılaştırıldı.



Şekil 10: Güç analizi ile örneklem sayısının hesaplanması

3.1 GEREÇ

3.1.1 DOĞAL DIŞIN VE ÇALIŞMA MODELİNİN HAZIRLANMASINDA KULLANILAN GEREÇLER

- Alegria TE-97 LQ aeratör başlığı (W&H, Avusturya)
- Bobcat Pro kavitrone cihazı (Dentsply, ABD)
- FX 23 anguldurva (NSK, Japonya)
- Meliodent model akriliği (Heraeus Kulzer, ABD)
- No: 010 204 010 500 060 polisaj fırçası (Acurata, Almanya)
- No: 368-314-020-5-F lobut frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 368-314-023-5-C lobut frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 5453.060HP tungsten-karbid kesici akrilik tesviye frezi (Edenta AG, İsviçre)
- No: 770583 lastik akrilik cila frezi (Hager, Almanya)
- No: 836R-314-010-6-N silindir frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 848L-314-018-12-C konik uçlu frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: Z 862-314-016-8-XF alev uçlu frez (GZ Instrumente, Avusturya)

- Polisaj patı (Chemists Sultan, ABD)
- Serum fizyolojik (Eczacıbaşı Baxter, Türkiye)

3.1.2 MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN HAZIRLANMASINDA KULLANILAN GEREÇLER

- CAD/CAM tarama spreyi (Mat Kimya, Türkiye)
- CATVision 1.9 CBCT yazılımı (Imaging Sciences, ABD)
- CORiTEC 550i CAM cihazı (iMES-iCORE, Almanya)
- CORiTEC iCAM V5 CAM yazılımı (iMES-iCORE, Almanya)
- D900 3B laboratuvar tarayıcı (3Shape, Danimarka)
- Dental System - 2.6 CAD yazılımı, (3Shape, Danimarka)
- HT-S Speed Sinterleme Cihazı (Mihm-Vogt, Almanya)
- i-CAT CBCT 3B görüntüleme cihazı (Imaging Sciences, ABD)
- Iomeron 400 noniyonik kontrast madde (Bracco, İtalya)
- Zenostar T4 yarı sinterlenmiş monolitik zirkonyum blok (WIELAND, Almanya)
- Zenotec PMMA model blok (WIELAND,Almanya)
- ZR6856 Komet elmas zirkonyum tesviye frezi (Gerb. Brasseler, ABD)

3.1.3 MARJİNAL ADAPTASYON ÖLÇÜM İŞLEMLERİNDE VE İSTATİKSEL ANALİZDE KULLANILAN GEREÇLER

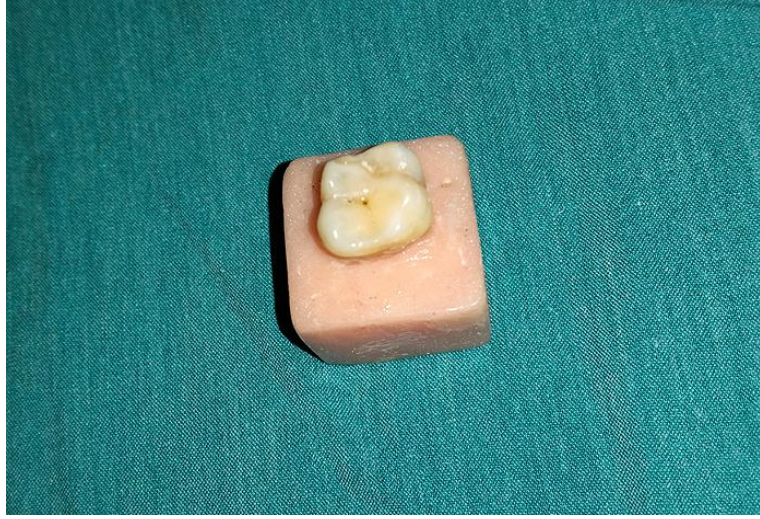
- 1523 S mavi asetat kalemi (Faber Castell, Almanya)
- LED-54S halka ışık kaynağı (AmScope, ABD)
- MR100 mikrometre ölçekli kalibrasyon lamı (AmScope, ABD)
- MU1000 10 MP USB 2.0 dijital mikroskop kamerası (AmScope, ABD)
- No: 11 steril cerrahi bisturi ucu (Beybi, Türkiye)
- SM-3TZZ-54S-10M $\times 35\text{-}\times 180$ yakınlaştırmalı stereoskopik mikroskop (AmScope, ABD)
- SPSS 23.0 istatistiksel analiz programı (IBM, ABD)

- vx86, 3.7.2608 mikroskop görüntüleme yazılımı (AmScope, ABD)
- GPower 3.1 programı (Heinrich Heine Univerität, Almanya)

3.2 YÖNTEM

3.2.1 ÇALIŞMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda, sert doku bütünlüğü bozulmamış, çürüksüz, periodontal rahatsızlıklar nedeniyle çekilmiş bir adet daimi sol üst birinci büyük azı dişi kullanıldı. Çekim yapılan hastadan onam ve Mustafa Kemal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı (Protokol kodu: 16/06/2016/12). Diş çekilir çekilmez serum fizyolojik içinde saklandı. Kavitrone ile yüzeyinde bulunan eklentiler uzaklaştırıldı. Anguldruva ile düşük devirde, fırça ve pat kullanılarak polisaj işlemi yapıldı. Diş, 5×3×2 cm boyutlarına sahip, akrilik hamuru ile doldurulmuş, kalıba gömüldü (Resim 8). Akrilik hamurunun içerisine hacminin % 4-4,5'i oranında radyo-kontrast madde ilave edildi. Akrilik polimerize olduktan sonra, su soğutmalı, 300000 rpm devirli aeratör ve elmas frezler kullanılarak monolitik zirkonyum kurona uygun şekilde, diş prepare edildi (Resim 9). Eşit ve dengeli doku indirgemesi yapabilmek için öncelikle silindir frezle yüzeylere rehber oluklar açıldı. Okluzal yüzeyden 1,5-2 mm, diğer yüzeylerden 1 mm kadar aşındırma yapıldı. Okluzal şekillendirme lobut ve silindir frezlerle yapıldı. Preparasyonun marjinal sınırları iç açısı yuvarlatılmış 1 mm genişliğinde “shoulder” basamak şekliyle bitirildi. Aksiyal duvar eğimleri preparasyon kurallarına uygun olacak şekilde optimal düzeye getirildi.¹⁴⁶ İnce grenli, alev uçlu frezler kullanılarak keskin kenarların yuvarlatılmasıyla anatomik olarak preparasyon tamamlandı (Resimler 10, 11 ve 12). Preparasyon işlemleri, alanında en az 10 yıllık tecrübesi bulunan bir protetik diş tedavisi uzmanı tarafından gerçekleştirildi (E.K.).



Resim 8 : Akriliğe gömülmüş sol üst birinci büyük azı dişi



Resim 9 : Preparasyonda en çok yararlanılan frezler



Resim 10: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (bukko-okluzal görüntü)



Resim 11: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (disto-okluzal görüntü)



Resim 12: Preparasyonu tamamlanmış çalışma modeli (palato-okluzal görüntü)

3.2.2 3B LABORATUVAR TARAYICISI VERİLERİ KULLANILARAK MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN HAZIRLANMASI (KONTROL GRUBU - K)

Çalışma modeli 3B laboratuvar tarayıcısı ile tarandı (Resim 13). Taranan model, Stereolitrografi (STL) formatında CAD yazılımına kaydedildi. Oluşturulan sanal model üzerinde tek üye tam-kontur monolitik zirkonyum kuron tasarlandı. Siman aralıkları; marjinal kenar sınırında 40 μ m, marjinal kenar sınırından 1 mm yukarıdaki tüm iç yüzeylerde ise 70 μ m olacak şekilde planlandı. Restorasyonun aksiyal duvarlarının kalınlığı 1 mm, okluzal kalınlığı ise 1,5 mm olarak tasarlandı. Oluşturulan tasarım, restorasyonun son hali olacak şekilde yapıldı ve CAM yazılımına aktarıldı. Kuronların üretiminde yarı sinterlenmiş monolitik zirkonyum bloklar kullanıldı (Resim 14). Her bir blokta yaklaşık 10-12 adet örnek olacak şekilde, 5 eksenli CAM cihazında üretim yapıldı (Resim 15). Üretimden çıkan bloklardaki örnekler bloktan ayrıldı, bağlantı noktaları ve çapaklar tesviye edildi (Resim 16). Bu işlemler, özel elmas frezler ile yüksek hızlı mikromotor yardımıyla tecrübeli bir teknisyen tarafından yapıldı. Örnekler 1150°C’de 12 saat süre ile sinterlendi (Resim 17). 3B laboratuvar tarayıcısı kullanılarak yapılan bu modelleme sonucunda 16 adet monolitik zirkonyum kuron elde edildi.



Resim 13: 3B laboratuvar tarayıcısı



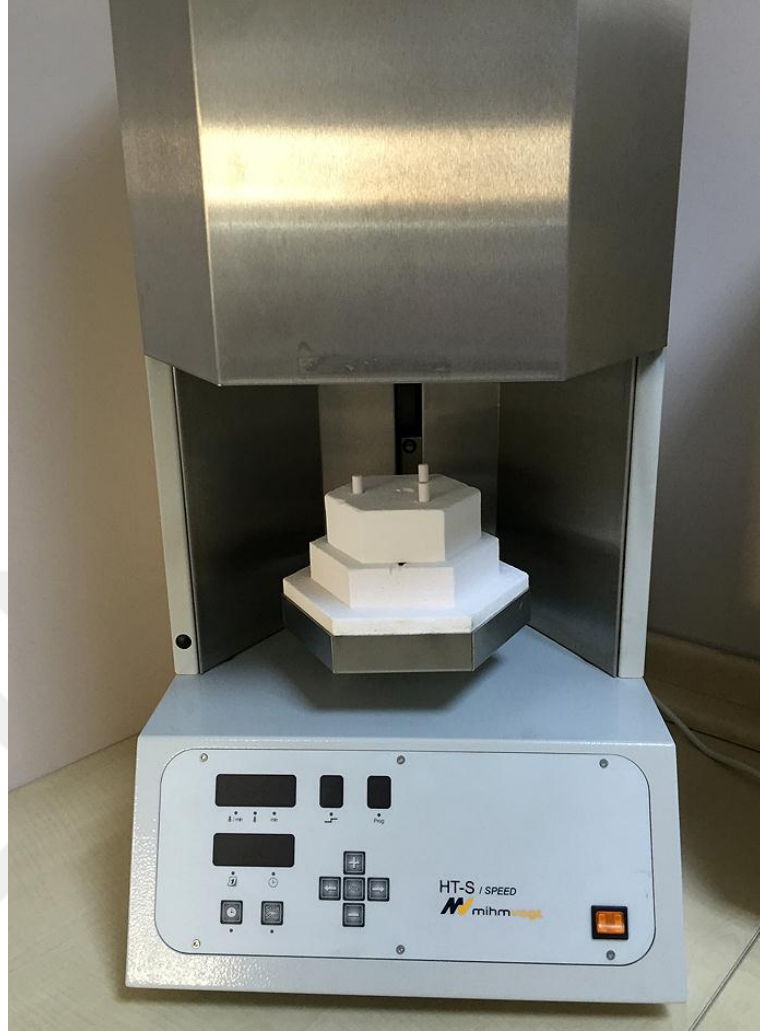
Resim 14: Monolitik zirkonyum blok (renk-T4)



Resim 15: CAM cihazı ile üretimden çıkan monolitik zirkonyum blok



Resim 16: Bloktan çıkarılan kuronların teknisyen tarafından tesviyesi



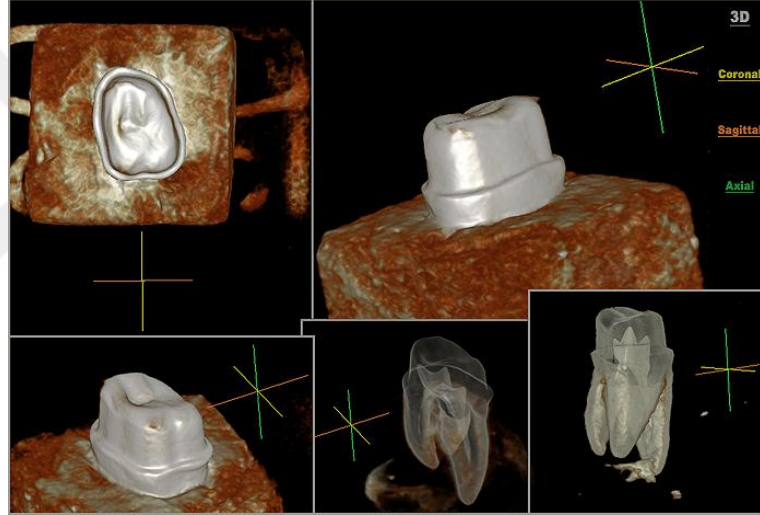
Resim 17: Sinterleme fırını

3.2.3 CBCT VERİLERİ KULLANILARAK MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN HAZIRLANMASI (1. DENEY GRUBU – D1)

Çalışma modeli CBCT cihazına uygun pozisyonda yerleştirildi (Resim 18). CBCT cihazı, 4,7 mA’da FOV değeri 80×50, görüntü kalitesi “yüksek”, voksel büyüklüğü ise 0,200 mm olacak şekilde ayarlandı ve net bir görüntü sağlandı (Resim 19).

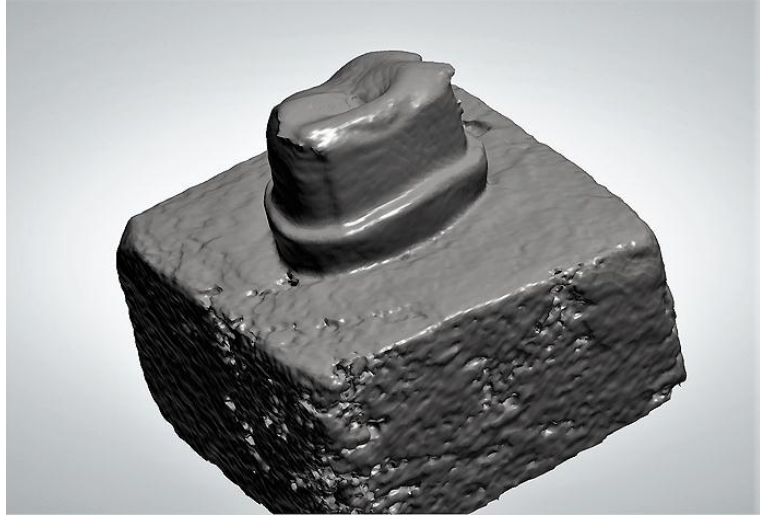


Resim 18: Çalışma modelinin CBCT cihazına yerleştirilmesi



Resim 19: Çalışma modelinin farklı açı ve ayarlarla CBCT görüntüsü

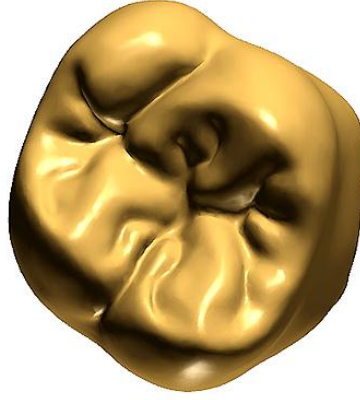
Oluşan CBCT görüntüsü STL formatında dışa aktarıldı (Resimler 20 ve 21) ve CAD yazılımına taşındı. Dijital model üzerine, daha önceden Kontrol Grubu için oluşturduğumuz monolitik zirkonyum kuron tasarımı yazılım kütüphanesinden alınarak uyumlandırıldı (Resimler 22 ve 23). Kontrol Grubunda kullanılan tasarım parametreleri (siman aralığı, restorasyon kalınlığı) aynı olacak şekilde ayarlama yapıldı. Oluşturulan tasarım, üretim için CAM yazılımına aktarıldı.



Resim 20: STL formatına dönüştürülen dijital model



Resim 21: STL formatına dönüştürülen dijital modelin farklı bir görüntüsü



Resim 22: CAD yazımında tasarlanan sanal kuronun dıştan görünümü



Resim 23: CAD yazımında tasarlanan sanal kuronun içten görünümü

Üretim ve sinterleme aşamaları kontrol grubuyla aynı olacak şekilde yapıldı. CBCT görüntüsü kullanılarak yapılan üretim ile çalışma modeline uyumlu 16 adet monolitik zirkonyum kuron elde edildi.

3.2.4 CBCT VERİLERİ İLE ÜRETİLEN MODELİN 3B LABORATUVAR TARAYICISIYLA TARANMASINDAN ELDE EDİLEN VERİLER KULLANILARAK MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN HAZIRLANMASI (2. DENEY GRUBU – D2)

Daha önce elde edilen CBCT görüntüsünün CAD yazılımına aktarılmasıyla oluşturulan dijital model üretilmek üzere CAM yazılımına aktarıldı. Modeli oluşturmak için PMMA blok kullanılarak CAM cihazında üretim yapıldı (Resimler 24 ve 25). Elde edilen PMMA model, Kontrol Grubunda çalışma modeline uygulanan işlemlerden geçirilerek 3B laboratuvar tarayıcısı ile tarandı ve yeni bir dijital model oluşturuldu. Yazılım kütüphanesinde bulunan önceden tasarlanmış kuron restorasyonu, dijital olarak yeni modele de uyumlandırıldı. Tüm parametreleri önceki gruplarda (Kontrol Grubu ve D1 Grubu) kullanılanlarla aynı olacak şekilde ayarlanan tasarım, kuron üretmek üzere CAM yazılımına aktarıldı.



Resim 24: PMMA blok



Resim 25: CBCT görüntüsü kullanılarak üretilen PMMA diş modeli

Diğer iki gruba (Kontrol Grubu ve D1 Grubu) uygulanan tüm protokollere uyularak üretim tamamlandı. CBCT görüntüsünden üretilen modelden 3B laboratuvar tarayıcısı kullanılarak yapılan üretim ile çalışma modeline uyumlu 16 adet monolitik zirkonyum kuron elde edildi (Resimler 26 ve 27).



Resim 26: Üretimi tamamlanmış, çalışma modelinde ölçüm yapmaya hazır örnekler



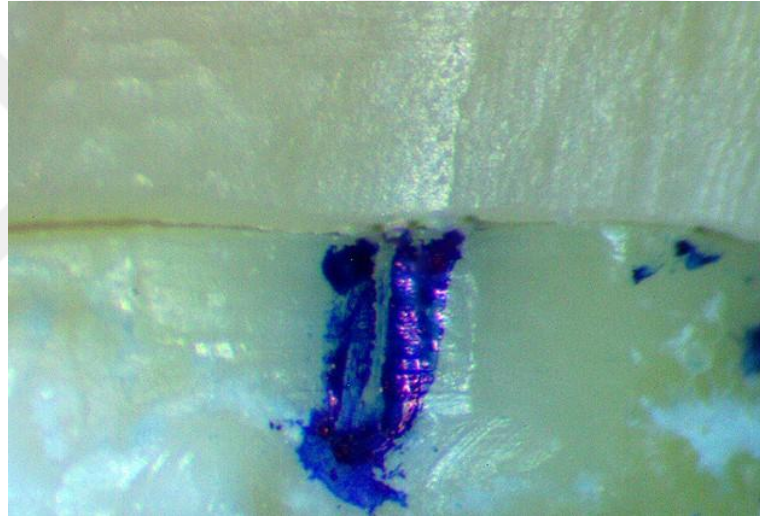
Resim 27: Çalışma modeline uyumlandırılmış kuron

3.2.5 MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN KENAR UYUMU ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

Çalışma modelinde ölçüm yapmak için bukkal (B), mesio-bukkal (MB), mesial (M), mesio-palatinal (MP), palatinal (P), disto-palatinal (DP), distal (D) ve disto-bukkal (DB) olmak üzere 8 nokta seçildi. Bu noktalar model üzerinde işaretleme kalemi ile işaretlendi (Resim 28). Ölçüm noktalarını standardize etmek için işaretli bölgelerden bisturi ucu ile kazınarak dişin uzun eksenine paralel birer boyasız çizgisel alan oluşturuldu (Resim 29).



Resim 28: Çalışma modeli üzerinde işaretlenen ölçüm noktaları



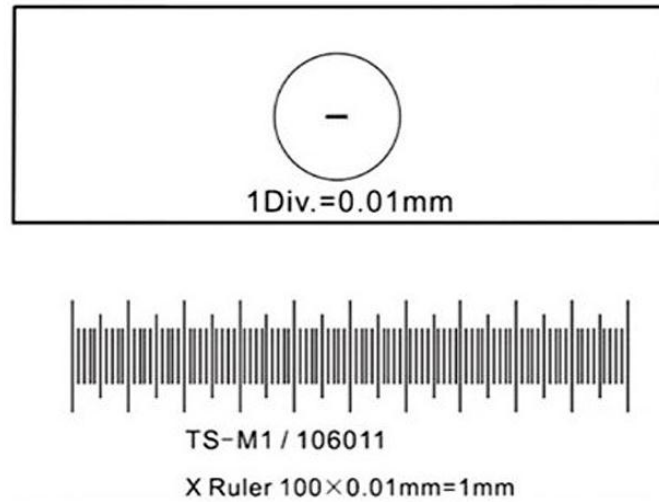
Resim 29 : İşaretli ölçüm noktasında bisturi ucuyla oluşturulan boyasız alan

Stereoskopik mikroskop ile inceleme yapmak için, çalışma modeli mikroskop altındayken yere dik şekilde konumlanacağı basit bir düzenek kullanıldı (Resim 30). Çalışma modeli el ile döndürülerek prepare edilmiş diş ile her bir kuron arasındaki marjinal ilişki gözlemlendi. Bunun için diş üzerindeki bisturi ile işaretlenen noktalar kullanıldı. Mikroskop 0,01 mm = 1 μ m olacak şekilde kalibre edildi ve LED ışık kaynağı altında her noktada kuron ve diş arasındaki DMA $\times 100$ büyütmede incelendi (Resim 31). Görüntüler, bilgisayar ortamında gerçek zamanlı olarak ölçüm işlemine tabi tutuldu. Ölçümde yazılımdan yararlanılarak, restorasyonun ölçüm yapılacak nokta boyunca marjinal kenarını takip edecek düz bir çizgi oluşturuldu. Diş üzerinde ise bisturi ucuyla

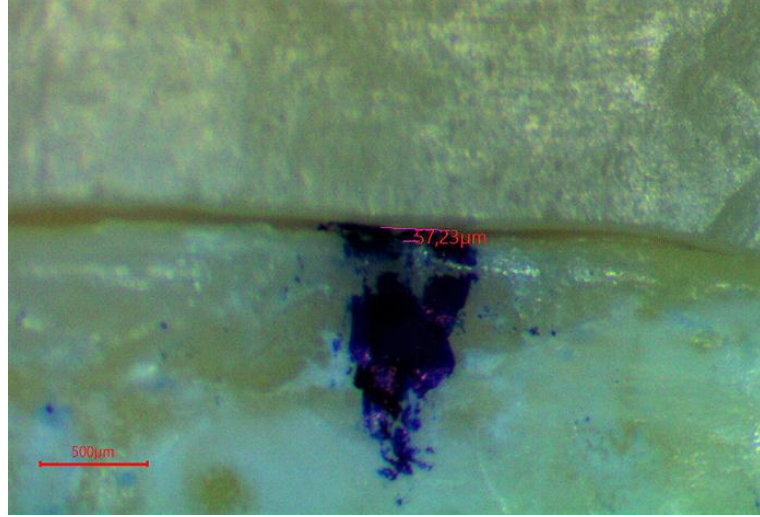
işaretlenen alanın içinde kalacak şekilde ve preparasyonun marjinal sınırını takip edecek daha kısa bir çizgi oluşturuldu. Yazılımın özelliğine bağlı olarak restorasyon ve diş üzerine çizilen sanal çizgilerin arasındaki en kısa mesafe ölçüldü. Kontrol Grubu, D1 Grubu ve D2 Grubu olarak; 3 grup, 48 örnek ve örnek başına 8 adet ölçüm noktası olmak üzere toplamda 384 noktadan ölçüm yapıldı (Resimler 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38 ve 39). Ölçümler ile ilgili tüm işlemler kalibre edilmiş tek bir araştırmacı tarafından yapıldı (M.C.).¹⁷



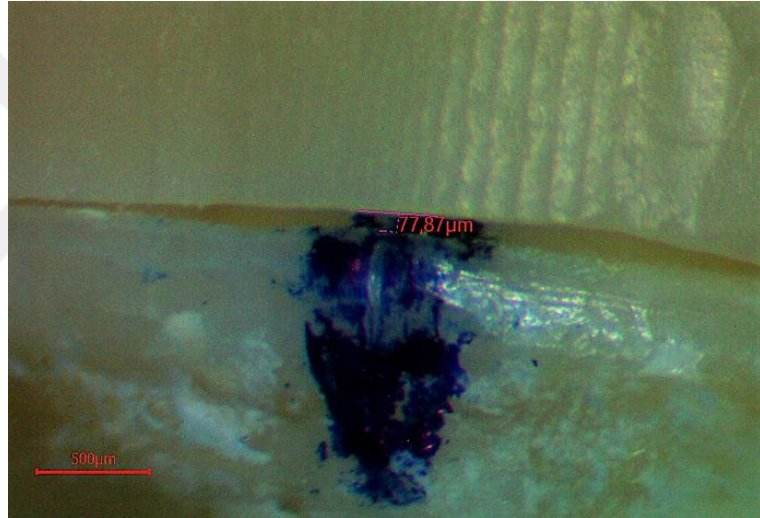
Resim 30: Stereoskopik mikroskop ve ölçümde kullanılan basit düzenek



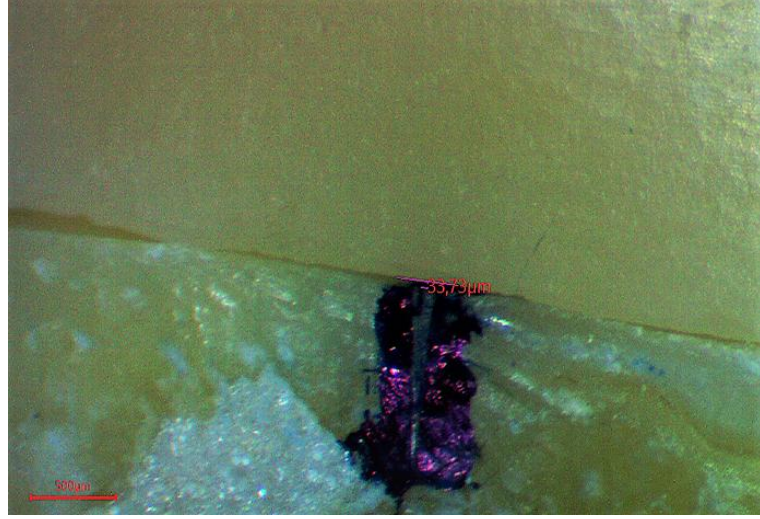
Resim 31: Kullanılan kalibrasyon kiti



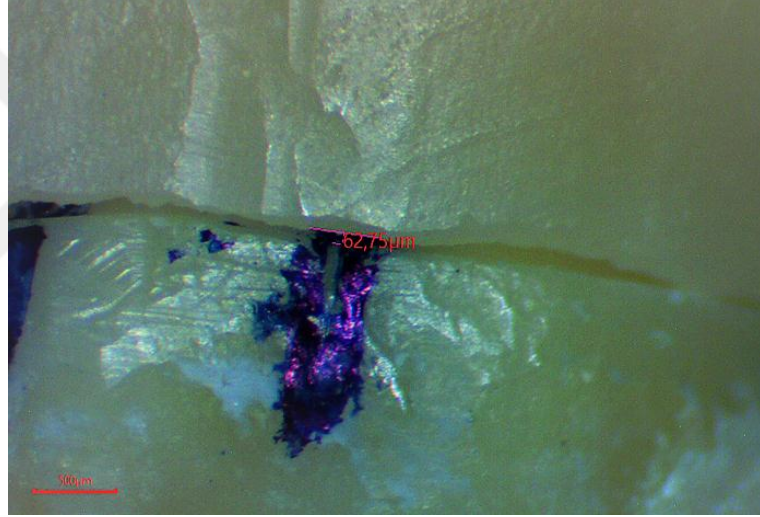
Resim 32: Bukkal ölçüm noktası (D1 Grubu, 11 nolu örnek)



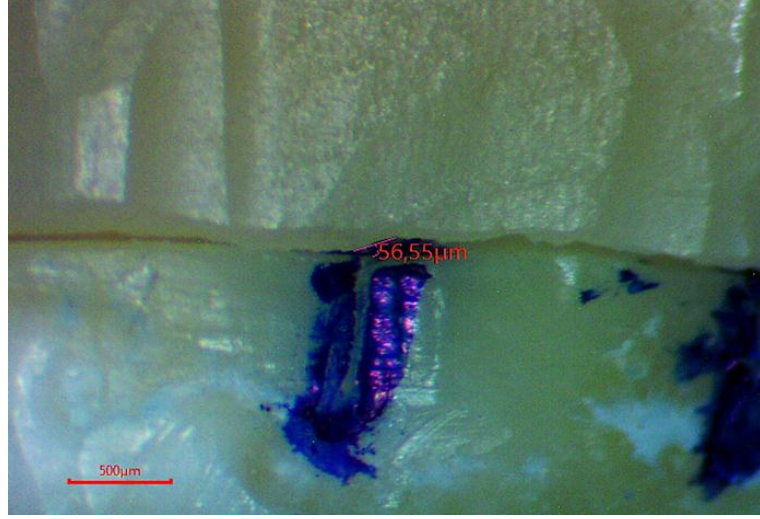
Resim 33: Mesio-bukkal ölçüm noktası (D1 Grubu, 11 nolu örnek)



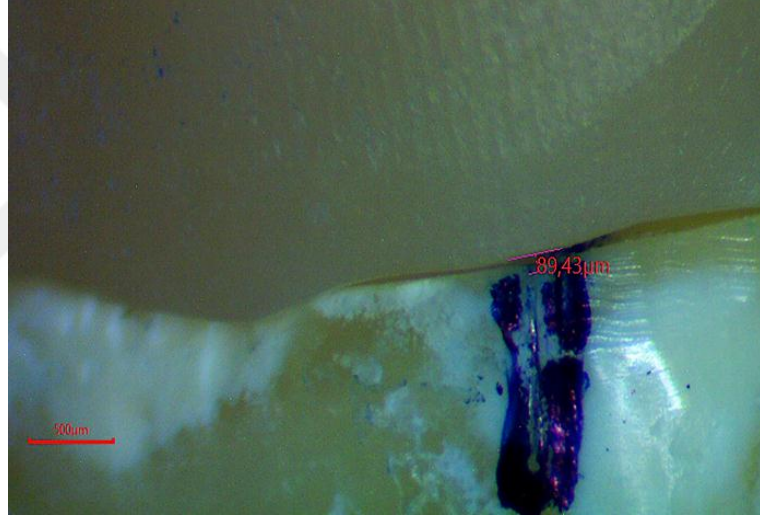
Resim 34: Mesial ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek)



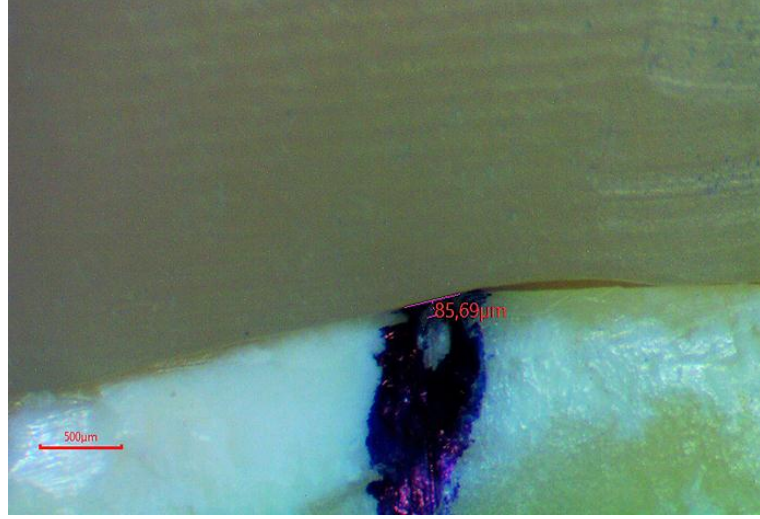
Resim 35: Mesio-palatinal ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek)



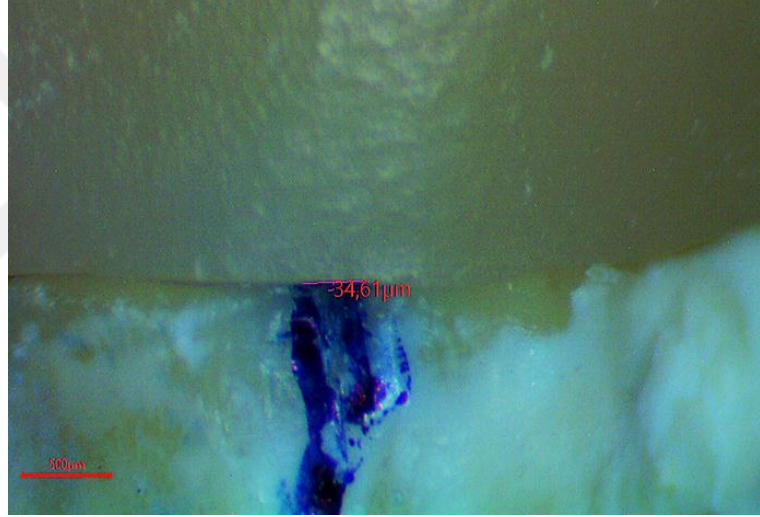
Resim 36: Palatinal ölçüm noktası (D2 Grubu, 16 nolu örnek)



Resim 37: Disto-palatinal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)



Resim 38: Distal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)



Resim 39: Disto-bukkal ölçüm noktası (Kontrol Grubu, 16 nolu örnek)

3.2.6 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Yapılan ölçümler sonucunda, her bir örnek içinde 8 ölçüm noktasının ortalaması hesaplandı. Grup içinde 16 örneğin ortalaması alındı ve istatistiksel analiz yazılımı kullanılarak 3 grubun sonuçları kendi aralarında karşılaştırıldı. Verilerin dağılımını belirlemek için normallik testi uygulandı. Normal dağılım şartları elde edilemediği için non-parametrik testler uygulandı. Gruplar arasındaki istatistiksel fark, Kruskal-Wallis

testiyle araştırıldı ($\alpha=0,05$). Grupların ikili karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. İstatiksel farkı ortaya çıkarmak için %95 güven aralığında Bonferroni düzeltmesi kullanılarak 3 hipotez için anlamlılık düzey $\alpha=0,017$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1 3B LABORATUVAR TARAYICISI VERİLERİ KULLANILARAK HAZIRLANAN MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN DİKEY MARJİNAL AÇIKLIK ÖLÇÜMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ (KONTROL GRUBU)

3B laboratuvar tarayıcısı verileri ile üretilen monolitik zirkonyum kuronların ana model üzerinde işaretlenmiş olan B, MB, M, MP, P, DP, D, DB noktalarında ölçülen DMA değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3:Kontrol Grubu DMA ölçüm değerleri (μm)

K Grubu	B	MB	M	MP	P	DP	D	DB
1. Örnek	38,63	31,19	28,21	11,58	17,11	73,3	37,83	32,53
2. Örnek	42,15	31,64	33,34	23,48	26,92	83,22	38,04	38,34
3. Örnek	38,35	48,28	41,18	19,04	24,09	65,72	38,48	32,66
4. Örnek	46,86	36,13	35,50	36,99	12,92	57,56	37,88	27,94
5. Örnek	53,32	45,35	34,10	30,73	32,05	92,14	86,92	51,16
6. Örnek	32,53	35,65	44,90	21,63	21,45	61,06	47,89	54,14
7. Örnek	39,78	22,72	39,58	26,18	17,20	67,34	38,12	49,70
8. Örnek	35,99	38,34	44,68	20,39	19,68	57,99	33,33	29,58
9. Örnek	36,11	22,47	36,92	62,27	17,44	57,44	41,47	28,07
10. Örnek	37,86	29,50	46,86	21,10	13,13	51,30	30,53	31,24
11. Örnek	32,66	36,45	30,66	29,37	17,33	69,60	44,67	21,30
12. Örnek	39,86	34,08	49,70	39,48	24,75	47,84	31,24	28,31
13. Örnek	46,80	31,24	36,74	41,40	28,54	50,03	51,61	31,37
14. Örnek	47,53	39,09	48,08	28,84	38,41	86,59	70,31	52,49
15. Örnek	47,85	45,59	55,92	21,63	34,16	68,19	75,64	25,06
16. Örnek	58,04	27,76	72,93	78,47	41,09	89,43	85,69	34,61

Kontrol Grubunda en küçük DMA değeri 11,58 μm (1 numaralı örnek, MP ölçüm

noktası) olarak ölçüldü. En büyük DMA değeri ise 92,14 μm (5 numaralı, örnek DP ölçüm noktası) olarak ölçüldü.

4.2 CBCT VERİLERİ KULLANILARAK HAZIRLANAN MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN DİKEY MARJİNAL AÇIKLIK ÖLÇÜMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ (D1 GRUBU)

CBCT verileri kullanılarak üretilen monolitik zirkonyum kuronların ana model üzerinde işaretlenmiş olan B, MB, M, MP, P, DP, D, DB noktalarında ölçülen DMA değerleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4: D1 Grubu DMA ölçüm değerleri (μm)

D1 Grubu	B	MB	M	MP	P	DP	D	DB
1. Örnek	13,54	31,72	54,80	25,70	11,54	63,45	126,96	41,95
2. Örnek	25,52	43,26	25,96	27,59	22,19	73,11	117,63	97,25
3. Örnek	21,63	40,38	30,28	46,53	28,82	75,22	89,68	28,84
4. Örnek	25,96	32,16	17,41	16,28	17,33	46,15	63,45	40,38
5. Örnek	20,19	38,51	25,31	16,22	23,07	50,90	59,29	30,02
6. Örnek	25,95	49,29	21,34	20,19	17,19	49,20	73,83	34,62
7. Örnek	21,55	43,08	25,96	23,07	34,57	51,91	86,52	43,42
8. Örnek	31,72	25,76	22,94	23,87	13,98	40,38	77,87	33,43
9. Örnek	28,84	46,84	23,78	21,78	12,08	52,23	85,42	60,57
10. Örnek	11,54	22,26	46,15	19,88	19,74	83,64	80,36	94,67
11. Örnek	57,23	77,87	24,56	17,30	23,89	61,24	38,42	87,23
12. Örnek	45,06	68,78	38,22	28,25	13,70	37,05	139,61	116,10
13. Örnek	26,03	42,43	30,54	27,73	16,24	47,48	141,70	113,96
14. Örnek	56,59	31,94	31,31	22,37	19,33	48,00	106,86	28,36
15. Örnek	18,93	33,64	17,30	14,42	12,60	41,01	116,81	47,59
16. Örnek	14,74	32,62	31,01	17,16	19,82	80,84	97,33	32,58

D1 Grubunda en küçük DMA değeri 11,54 μm (1 numaralı örnek, P ölçüm noktası

ve 10 numaralı örnek, B ölçüm noktası) olarak ölçüldü. En büyük DMA değeri ise 141,70 μm (13 numaralı, örnek D ölçüm noktası) olarak ölçüldü.

4.3 CBCT VERİLERİ İLE ÜRETİLEN MODELİN 3B LABORATUVAR TARAYICISIYLA TARANMASINDAN ELDE EDİLEN VERİLER KULLANILARAK MONOLİTİK ZİRKONYUM KURONLARIN DİKEY MARJİNAL AÇIKLIK ÖLÇÜMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ (D2 GRUBU)

CBCT verileri kullanılarak hazırlanan modelin 3B laboratuvar tarayıcısıyla taranmasından elde edilen veriler kullanılarak üretilen monolitik zirkonyum kuronların ana model üzerinde işaretlenmiş olan B, MB, M, MP, P, DP, D, DB noktalarında ölçülen DMA değerleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5: D2 Grubu DMA ölçüm değerleri (μm)

D2 Grubu	B	MB	M	MP	P	DP	D	DB
1. Örnek	61,87	61,30	41,65	28,41	28,84	129,38	96,69	81,95
2. Örnek	44,65	57,98	64,18	15,42	28,27	91,04	90,03	64,44
3. Örnek	54,83	86,52	52,88	53,36	57,41	85,52	122,88	40,38
4. Örnek	62,63	91,51	62,68	38,97	53,52	78,97	80,60	40,34
5. Örnek	43,20	48,75	33,75	36,92	52,39	126,60	113,61	56,20
6. Örnek	38,94	90,90	48,73	53,77	42,99	97,75	85,41	43,44
7. Örnek	74,59	89,65	53,36	28,84	39,44	84,18	97,93	67,78
8. Örnek	28,48	79,76	71,53	17,36	25,75	107,02	80,87	61,03
9. Örnek	40,10	65,17	61,63	20,62	49,76	86,62	62,55	56,14
10. Örnek	35,38	87,28	65,88	22,03	30,42	78,88	105,92	37,21
11. Örnek	32,62	57,11	39,97	37,18	45,35	66,89	86,11	58,57
12. Örnek	29,51	91,70	36,23	76,68	28,84	57,68	85,00	44,77
13. Örnek	31,72	76,77	43,20	35,29	31,95	88,55	86,52	55,34
14. Örnek	33,53	81,85	54,42	46,83	23,01	61,27	83,64	44,71
15. Örnek	26,77	76,22	43,26	37,99	20,19	94,13	71,57	38,95
16. Örnek	40,38	125,09	33,73	62,75	56,55	81,26	90,62	48,10

D2 grubunda en küçük DMA değeri 15,42 μm (2 numaralı örnek, MP ölçüm noktası) olarak ölçüldü. En büyük DMA değeri ise 129,38 μm (1 numaralı, örnek DP ölçüm noktası) olarak ölçüldü.

4.4 KONTROL GRUBU VE DENEY GRUPLARI ÖLÇÜMLERİNİN İSTATİKSEL ANALİZ SONUÇLARI

3B laboratuvar tarayıcısı ve CBCT verileri kullanılarak farklı iş-akışı yöntemleri ile üretilen monolitik zirkonyum kuronların DMA ortalama değerleri, standart sapmaları, ortanca değerleri, minimum-maksimum değerleri ve standart hataları Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6: Grupların ölçüm parametreleri

	K Grubu	D1 Grubu	D2 Grubu
Ortalama	40,98	43,60	59,97
%95 Güven Aralığı (Alt Sınır)	36,73	39,17	56,91
%95 Güven Aralığı (Üst Sınır)	45,22	48,04	63,03
Ortanca	38,13	42,27	58,43
Standart Sapma	7,96	8,33	5,75
Minimum	32,69	32,39	51,14
Maksimum	61,00	60,85	69,22
Standart Hata	1,99	2.08	1,44

Verilerin dağılımını belirlemek için yapılan normallik testi, normal dağılım şartları elde edilemediğini ortaya koydu. Kruskal-Wallis non-parametrik testi gruplar arasında istatistiksel fark olduğuna hükmetti ($P<0,001$) (Tablo 7). Grupların arasında Mann-Whitney U testi ile yapılan ikili karşılaştırmalara göre; Kontrol Grubu ile D1 Grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmazken ($P:0,274$), Kontrol Grubu ile D2 Grubu ve D1 Grubu ile D2 Grubu arasında anlamlı derecede farklılık bulundu ($P<0,001$) (Tablo 8, 9 ve 10).

Tablo 7: Kruskal Wallis testi sonuçları ($P<0,05$)

GROUP		N	Mean Rank
MEAN	KONTROL GRUBU	16	15,44
	1. DENEY GRUBU	16	19,31
	2. DENEY GRUBU	16	38,75
	Total	48	

	MEAN
Chi-Square	25,478
df	2
Asymp. Sig.	,000

Tablo 8: Kontrol Grubu ile D1 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$).

	GROUP	N	Mean Rank	Sum of Ranks
MEAN	KONTROL GRUBU	16	14,69	235,00
	1. DENEY GRUBU	16	18,31	293,00
	Total	32		

	MEAN
Mann-Whitney U	99,000
Wilcoxon W	235,000
Z	-1,093
Asymp. Sig. (2-tailed)	,274
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,287 ^a

Tablo 9: Kontrol Grubu ile D2 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$).

	GROUP	N	Mean Rank	Sum of Ranks
MEAN	KONTROL GRUBU	16	9,25	148,00
	2. DENEY GRUBU	16	23,75	380,00
	Total	32		

	MEAN
Mann-Whitney U	16,000
Wilcoxon W	152,000
Z	-4,221
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

Tablo 10: D1 Grubu ile D2 Grubu arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları ($P<0,017$).

GROUP		N	Mean Rank	Sum of Ranks
MEAN	1. DENEY GRUBU	16	9,50	152,00
	2. DENEY GRUBU	16	23,50	376,00
	Total	32		

	MEAN
Mann-Whitney U	16,000
Wilcoxon W	152,000
Z	-4,221
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

Çalışmamızda yer alan gruplar arasında en düşük DMA ortalama değeri $40,98 \pm 7,96 \mu\text{m}$ ile Kontrol Grubunda bulunurken, en büyük DMA ortalama değeri $59,97 \pm 5,75 \mu\text{m}$ ile D2 Grubunda bulundu.

DMA, D1 Grubunda bulunan 2, 14 ve 15 numaralı örneklerin D noktaları ile 12 ve 13 numaralı örneklerin DB noktalarında; D2 Grubunda bulunan 5 ve 10 numaralı örneklerin D noktaları ile 8 numaralı örneğin DP noktasında, $100\text{-}120 \mu\text{m}$ arasında ölçüldü (toplam 8 nokta). DMA, D1 Grubunda bulunan 1, 12 ve 13 numaralı örneklerin D noktalarında; D2 Grubunda bulunan 2 ve 5 numaralı örneklerin DP noktaları ile 3 numaralı örneğin D ve 16 numaralı örneğin MB noktasında ise klinik kabul edilebilir üst sınır olan $120 \mu\text{m}$ 'nin üzerinde ölçüldü (toplam 7 nokta).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanımı gün geçtikçe artan CAD/CAM ile yapılan restorasyonların; dayanıklılıkları, marjinal uyumları, ağızda kalım süreleri ve biyouyumlulukları en çok araştırılan özellikleridir. Yeni nesil CAD/CAM sistemlerinin kullanıcı dostu olmaları sayesinde, CAD/CAM ile üretim, konvansiyonel tekniklerle yapılan üretime göre daha da kolaylaşmıştır.^{55, 147} Bu sistemlerle üretilen dental seramiklerin güçlendirilme gereksinimleri, konu üzerinde daha fazla çalışma yapılmasına neden olmaktadır. CAD/CAM sistemleri ve dental seramiklerdeki yeniliklerin değerlendirilme ihtiyacı, yaptığımız çalışmanın temelini oluşturmuştur. Çalışmamızda, CBCT verileri kullanılarak üretilen monolitik zirkonyum kuronların marjinal uyumları incelenerek, kliniğe uygunluk açısından değerlendirilip literatüre katkı sağlamak amaçlanmıştır. Bu çalışmada, CBCT verisi kullanılarak iki ayrı yöntem ve CAD/CAM ile üretilen posterior monolitik zirkonyum kuronlar, hem birbirleri ile hem de 3B laboratuvar tarama cihazı ve CAD/CAM kullanılarak üretilen (klasik iş-akışı) posterior monolitik zirkonyum kuronlar ile DMA açısından karşılaştırılmıştır. K Grubu ile D1 Grubu DMA ortalamaları arasında istatistiksel fark bulunmazken, K Grubu ile D2 Grubu ve D1 Grubu ile D2 Grubu DMA ortalamaları arasında istatistiksel fark bulunmuştur. Bu nedenle, gruplar arasında yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda DMA değerlerinde fark olmayacağına dair ortaya attığımız hipotezlerden; K Grubu ile D1 Grubu arasındaki karşılaştırma için kurulan hipotez kabul edilirken, diğer iki karşılaştırma için kurulan hipotez reddedilmiştir (K Grubu ile D2 Grubu ve D1 Grubu ile D2 Grubu arasında).

Diş hekimliğinde estetik beklentinin artması, metal içermeyen diş renginde restorasyonlarla ilgili araştırmaların da artmasına sebep olmuştur. Son yıllarda seramik materyallerinde yaşanan gelişmeler tam seramik uygulamalarının yaygınlaşmasını sağlamıştır.¹⁴⁸ Genel anlamda, tam seramiklerin en önemli dezavantajı kırılmaya yatkınlıklarıdır. Literatür, seramik materyalindeki kırılmanın, restorasyonun başarısızlığına neden olan komplikasyonlar arasında en sık rastlanılan komplikasyon olduğunu göstermiştir.^{148, 149} Materyalin başarısını etkileyen dayanıklılık, biyouyumluluk, estetik ve inert olma gibi birçok özellik olmasına rağmen, kullanılan materyaller tüm bu özellikleri bir arada barındıramamaktadır.

Literatürde, marjinal kenar açıklığını konu edinmiş birçok çalışma bulunmaktadır. Kenar açıklıkları 4 µm'den 160 µm'ye kadar çok farklı değerler göstermiştir.^{150, 151} Chiristensen ve Ostlund, metal kuronlar üzerinde yaptıkları incelemede kenar açıklığının 50 µm'nin altında olması gerektiğini bildirmiştir.¹⁵² Kale ve ark., monolitik zirkonyum kuronlarda siman aralığının marjinal uyuma etkisini incelemiş ve marjinal açıklık ortalamalarını 53 µm ile 85 µm arasında bulmuşlardır.¹⁵³ Contrepolis ve ark., farklı marka tam seramik kuronların marjinal uyumunu konu alan çalışmaları incelemişler ve CAD/CAM ile üretilen zirkonyum kuronların marjinal açıklığının 100 µm'den az olduğunu rapor etmişlerdir.¹⁵⁴ McLean ve Von Fraunhofer da 1000'den fazla restorasyon üzerinde yürüttükleri 5 yıllık klinik çalışmanın sonunda, kuron restorasyonları için 120 µm'lik maksimum marjinal açıklık değerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu varsaymışlardır.¹²⁰ Birçok çalışmanın sonucunda, 120 µm'nin altındaki marjinal açıklığın klinik açıdan kabul edilebilir olduğu noktasında yaygın bir kanı oluşmuştur.^{120, 121, 155-158} Üç farklı teknikle monolitik zirkonyum kuronlar üretilip marjinal uyumlarını değerlendirdiğimiz çalışmamızda, grupların DMA ortalamaları D2 Grubunda hem K hem de D1 Grubuna göre istatistiksel olarak daha büyük bulunmuştur. Her iki deney grubunda, grup içi farklı örnekler üzerinde, klinik kabul edilebilir sınır içinde olan 100-120 µm arasında toplamda 8 nokta, 120 µm sınırının üzerinde ise toplamda 7 nokta ölçülmüştür. Bununla birlikte, her üç grupta, kuronların geriye kalan ölçüm noktalarında DMA değerleri 100 µm'nin altında ölçülmüş, grup bazında DMA ortalamaları da 100 µm'nin altında hesaplanmıştır. Literatür, kuronlarda genellikle 120 µm'nin altındaki marjinal açıklık değerlerini klinik olarak kabul edilebilir bulmaktadır.^{120, 159}

Gereç ve yöntem yönünden benzerlik gösteren çalışmalarda dahi farklı sonuçlar gözlenebilmektedir. Ölçüm yapılan gelişmiş bazı mikroskop tipleri, bulundukları farklı laboratuvar ortamlarına bağlı olarak, sonuçlarda farklılıkların görülmesine neden olabilmektedir. Simantasyon öncesi ya da sonrası yapılan ölçümler sonuçları etkileyeceği gibi,¹⁶⁰ simantasyon sonrası örneklerin saklanma koşulları da sonuçlar üzerine etki edebilmektedir. Çalışmalarda farklı dayanak tiplerinin kullanılması ve bu dayanaklar üzerinde bulunan ölçüm noktalarının yeri ve sayısı da ölçüm sonuçlarını etkileyen bir diğer faktördür.¹⁶¹ Bu nedenle çalışmamızı, benzer üretim teknikleri ile yapılan çalışmalarla direkt olarak kıyaslamak mümkün olmamıştır.

Literatürde hem in-vivo hem de in-vitro çalışmalar bulunmaktadır. In-vitro çalışmalar in-vivo çalışmalara göre daha kısa zamanda tamamlanır. Deney ortamını kontrol etmek kolay olduğu için, çalışmaların standardizasyonu da daha kolaydır.¹⁶² Ağız içinde preparasyon yaparken görüş açısı azalacak ve bazı bölgelere erişim zorlaşacağından, in-vitro ortamda preparasyon yapmak daha kolay olacaktır. Ayrıca, in-vivo ortamda kullanılabilecek tek marjinal açıklık ölçüm yöntemi silikon replika tekniğidir ki bu teknik in-vitro ölçüm yöntemleriyle kıyaslandığında benzer sonuçlar vermektedir.¹⁵⁴ Rosentritt ve ark., polimer, metal alaşımı ve doğal diş güdükler üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kuronların marjinal uyumunu elektron mikroskobu ile değerlendirmişler ve marjinal uyum açısından yapay dayanaklar ile doğal diş arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.¹⁶³ Bir başka çalışmada ise Beschmidt ve ark., polimer veya metalden yapılan güdüklerin doğal dişleri taklit edemeyeceğini bildirmiştir.¹⁶¹ Kale ve ark., yapmış oldukları çalışmada yapay birinci üst molar diş kullanmışlardır.¹⁵³ Belgin ise yapmış olduğu tez çalışmasında çekilmiş dişler ile oluşturduğu model üzerinden CBCT verisi ve CAD/CAM ile ürettiği zirkonyum alt yapıların marjinal uyumunu laboratuvar ortamında ölçmüştür.¹⁶⁴ Referans aldığımız tüm bu çalışmalara dayanarak, üretim tekniklerini kontrollü şartlar altında karşılaştırdığımız çalışmamızda, in-vitro ortamda doğal daimi üst molar diş kullandık. Böylece kliniğe uygun sonuçlar bulmayı amaçladık.

Çalışmamızda temel preparasyon esasları göz önünde bulundurularak model oluşturmak için çekilmiş doğal diş prepare edildi. Gerilim streslerini en aza indirecek, iç açısı yuvarlatılmış “shoulder” basamaklı marjinal bitim kullanıldı. Bu tip marjinal dizayn, okluzal kuvvetlere karşı direnci artırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder.^{165, 166} Preparasyon yaparken, aksiyal duvarlara 3- ile 6-derece arasında koniklik açısı vermenin ideal olduğu, literatürde vurgulanmıştır.¹⁶⁷ Çalışmamızda kullandığımız doğal diş güdük bu kritere uygun olarak prepare edilmeye çalışıldı.

CBCT diş hekimliğinin gündeminde olan en yeni ve ileri görüntüleme yöntemlerindedir.¹⁶⁸ Özellikle, düşük ışınlama parametreleri ile 3B görüntülerin elde edilebilmesinden dolayı CBCT kullanımı yaygınlaşmaktadır. Sadece CBCT görüntüleri kullanılarak teşhis ve planlamayla birlikte, geçici ve daimi restorasyon üretimi gibi protetik işlemlerin de yapılabileceği gösterilmiştir.^{106, 168} Şeker ve ark., direkt CBCT görüntüsü üzerinden geçici restorasyon materyali ile klinik kabul edilebilir marjinal açıklığa sahip kuron restorasyonu üretimini gerçekleştirmişlerdir.¹⁷ Belgin, çalışmasında, CBCT

verilerini kullanarak zirkonyum altyapıları üretmiş ve marjinal açıklıklarının klinik olarak umut vadeci değerlerde olduğunu bildirmiştir.¹⁶⁴ Çalışmamızda, CBCT verilerinden yararlanıp 3B laboratuvar tarayıcısı ve CAD yazılımı kullanılarak farklı modelleme teknikleriyle elde edilen dijital modeller üzerinden klinik kabul edilebilir marjinal uyuma sahip kuron üretimi amaçlanmıştır. Restorasyon materyali olarak güncel olan ve son yıllarda kullanımı artmış monolitik zirkonyum kullanılmıştır.

Diş preparasyonu sonrası konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçülerde, ölçü kaşıkları, ölçü maddesi ve model elde etmek için alçı gibi materyallerin kullanımı gündeme gelir. Ölçü işlemini ve model elde edilmesini doğru şekilde sonlandırabilme konusunda hekim ve teknisyen becerisi önemlidir. Ölçü alma işlemi sonrasında model elde edinceye kadar geçen süre, modelin doğruluğunu etkiler. Ölçü materyali zamanla boyutsal stabilitesini yitirme eğilimindedir. Bu nedenle, kullanım talimatları doğrultusunda en kısa sürede ölçüden model elde edilmelidir. Bu kriterler göz önüne alındığında, ölçü alırken ve aldıktan sonra birçok etkenin sonuca etki ettiği söylenebilir. Ne kadar çok aşama olursa o kadar çok problemle karşılaşma riski ortaya çıkar. Çalışmamızda ölçü alma ve model oluşturma işlemleri sırasında oluşabilecek boyutsal değişiklikleri elimine etmek amacıyla, direkt çalışma modeli üzerinden, 3B laboratuvar tarayıcısından yararlanılarak kuron üretimi yapılmıştır (K Grubu); CBCT görüntülerinden dijital model oluşturularak CAD/CAM ile direkt kuron üretimine gidilmiştir (D1 Grubu); CBCT görüntülerinden oluşturulan dijital model CAD/CAM ile üretilmiş ve üzerinden, 3B laboratuvar tarayıcısından yararlanılarak, kuron üretimi yapılmıştır (D2 Grubu). Ayrıca, konvansiyonel ölçü aşamalarını klinikte elimine etmenin bir başka avantajı da bu işlemlere bağlı çapraz enfeksiyon riskini ve nadir de olsa ölçü maddelerine karşı gelişebilecek alerjik reaksiyonları engellemektir.¹⁶⁹⁻¹⁷²

Yarı-sinterlenmiş zirkonyum bloklardan üretilen restorasyonlar, sinterleme esnasında meydana gelecek olan büzülmeyi önlemek amacıyla %20-25 daha büyük hazırlanır.¹⁷³⁻¹⁷⁶ Sinterlenmiş bloklara göre, yarı-sinterlenmiş bloklar daha hızlı işlenir ve aşındırma işlemi daha kolay yapılır. Sinterlenmiş bloklardan yapılan üretimde ise sonuç restorasyonun gerçek boyutunda kazıma yapılır.¹⁷³ Luthardt ve ark., CAD/CAM ile zirkonyum üretimini inceledikleri çalışmalarında, sinterlenmiş zirkonyum blok kullanımının kazıma işlemi sırasında mikro çatlaklara sebep olabileceğini

bildirmişlerdir.¹⁴⁴ Bu bilgilerden yola çıkarak, çalışmamızda yarı-sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanılmıştır.

Shillingburg ve ark., sabit bir restorasyon üretiminde ideal siman aralığını 20-40 µm olarak belirtmişlerdir.¹⁴⁶ Kale ve ark., CAD/CAM sistemi ile üretilmiş monolitik zirkonyum kuronlarda simantasyonun marjinal uyuma etkisini inceledikleri çalışmalarında, siman aralığını marjinal bölgede 25 µm, marjinal sınırdan 1mm yukarıda ise 50 µm olarak belirlemişlerdir.¹⁵³ Bazı araştırmacılar, siman aralığının 30 µm ile 200 µm arasında olduğu tüm değerlerin klinik kabul edilir sonuçlar doğuracağını önermişlerdir.^{120, 128, 177-179} Bu bilgilere dayanarak, çalışmamızda kullanılan kuronların siman aralıkları marjinal sınırdan 40 µm, kuron içi bölgelerde ise 70 µm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Sabit protetik restorasyonlar, tek kurondan çok üyeli köprülere kadar birçok protez tasarımı içermektedir. Rödiger ve ark., ağız tarayıcısı veya konvansiyonel ölçü yöntemi ile üretilen restorasyonların marjinal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmalarında tek kuron protezi kullanmayı tercih etmişlerdir.¹⁸⁰ Lopez-Suarez ve ark. ise metal-seramik, zirkonyum altyapılı-seramik ve monolitik zirkonyumdan yapılan restorasyonları marjinal uyum bakımından değerlendirdikleri çalışmalarında, 3 üyeli köprü tasarımı kullanmışlardır.¹⁸¹ Şeker ve ark., CBCT verilerini kullanarak ürettikleri restorasyonların marjinal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmalarında tek kuron üretimini uygun görmüşlerdir.¹⁷ Belgin ise CBCT veya 3B laboratuvar verilerinden yararlanılarak ürettiği 3 üyeli CAD/CAM posterior zirkonyum köprü altyapılarının marjinal uyumunu karşılaştırmıştır.¹⁶⁴ Literatürde gerek tek kuron, gerekse çok üyeli restorasyonların uyumlarını değerlendiren birçok çalışma vardır. Biz çalışmamızda, klinikte daha ziyade arka bölgede uygulanan monolitik zirkonyum materyalini, birinci molar diş kuron restorasyonu bakımından değerlendirmenin faydalı olacağını düşündük.

Literatürde marjinal uyum çalışmalarının bir kısmı simantasyon yapılarak, bir kısmı da simantasyon işlemi yapılmadan gerçekleştirilmiştir.^{81, 85, 123, 182-184} Simantasyon işleminin yapılması ile marjinal açıklık artmakta ve üretim tekniklerinin hassasiyetini inceleme olanağı kısıtlanmaktadır.^{128, 185} Kale ve ark. simantasyonun marjinal uyuma etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, simantasyon sonrası marjinal açıklığın arttığını belirtmişlerdir.¹⁶⁰ Çalışmamızda farklı üretim tekniklerinin marjinal uyuma etkisinin değerlendirilmesi amaçlandığı için simantasyon işlemi yapılmamıştır. Yapılan ölçümlerin

sonucuna etki etmemek için üretilen kuronların uyumunu sağlamak adına mümkün mertebe hassas çalışılmıştır.

Kuronların marjinal uyumuyla ilgili literatürde bulunan çalışmalarda, ölçüm sayısı ve konumuyla ilgili ortak bir gereç ve yöntem standardı bulunmamaktadır. Jonathan ve ark., üst ikinci premolar diş üzerinde yaptıkları çalışmalarında marjinal restorasyonların uyumunu incelemek için; 8 noktadan (B, MB, M, MP, P, DP, D, DB) ölçüm yapmışlardır.¹⁸⁶ Baig ve ark., zirkonyum kuron, tam seramik kuron ve tam metal kuronların marjinal açıklığının değerlendirilmesinde 6 noktadan ölçüm yapmışlardır.¹⁰ Goldin ve ark., tam seramik kuronlarla metal-seramik kuronların marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, dayanak dişlerin marjinal kenarlarında 4 noktadan ışık mikroskobu altında ölçüm yapmışlardır.¹⁸⁷ Gassino ve ark., marjinal uyumu değerlendirdikleri çalışmalarında, tüm marjinal bölgeden ölçüm yapılması gerektiğini savunmuş, bu doğrultuda 360 noktadan ölçüm yaparak marjinal açıklığı değerlendirmişlerdir.¹⁸⁸ Mirza ve ark., CAD/CAM sisteminden yararlanarak ürettikleri restorasyonların marjinal uyumlarını incelerken noktalar arasındaki uzaklığı dikkate almadan 6 noktadan (B, MB, ML, L, DL, DB) ölçüm yapmışlar, sonrasında nokta bazında örnekler arasında ortalama olarak marjinal uyumu değerlendirmişlerdir.¹⁰ Benzer yöntem kullanarak Belgin de tez çalışmasında, 3 üyeli zirkonyum altyapılarının dayanak dişler üzerindeki DMA değerlerini nokta bazında değerlendirmiştir.¹⁶⁴ Bu çalışmaları dikkate alarak, biz de çalışmamızda dayanak dişin çevresinde 8 sabit nokta (M, MB, B, DB, D, DP, P, MP) seçerek ölçüm yaptık ve bu ölçümlerin ortalamasını örnek bazında DMA olarak kabul ettik. Ayrıca, çalışmamızda, 3 grubu ikili karşılaştırabilmek ve sonuçları istatistiksel açıdan daha geniş biçimde değerlendirebilmek adına nokta bazında örnekler arasında ortalama almak yerine; örnek başına ölçümlerin ortalamasını alıp grup bazında ortalamalarını karşılaştırdık. Literatürde, örnek başına ölçümlerin ortalaması alınarak veya örnekler arasında her bir ölçüm noktasının ortalaması alınarak karşılaştırma yapmanın bilimsel bulgulara etkisi hakkında henüz araştırma yapılmamıştır.

Kuron restorasyonlarının marjinal uyum değerlendirmeleri genellikle ölçüm sonuçlarının ortalaması alınarak yapılır. Matta ve ark., kuron restorasyonların marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, ortalama marjinal açıklığı klinik kabul edilebilir sınırlar içinde bulmalarına karşın, ölçüm yaptıkları noktaların % 25'i kadarında marjinal açıklığı 100 µm ve üzerinde, % 10'un da ise 150 µm ve üzerinde bulmuşlardır.¹⁸⁹ Bu

nedenle klinik kabul edilebilir değer üzerinde çıkan ölçüm değerleri ile maksimum ölçüm değerlerini vurgulamanın, çalışmanın değerlendirilmesi açısından daha uygun olacağını düşünmüşlerdir. Biz de aynı düşünceden hareketle, çalışmamızda sadece ortalama değerleri değil, 100-120 μm eşiğinde bulunan ve 120 μm üzerine çıkan her DMA değerini nokta bazında rapor etmenin önemi üzerinde durduk.

Bir kısım araştırmacı klinik kabul edilebilir restorasyon marjinal açıklık sınırını 100 μm olarak kabul ederken¹⁹⁰, diğer bir kısmı ise bunu 120 μm olarak kabul ettiğini bildirmişlerdir.¹²⁰ Çalışmamızın K Grubunda üretilen monolitik zirkonyum kuronların DMA ölçüm ortalamasının 41 μm olarak klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görölmüşür. Bu grupta hiçbir ölçüm noktası 120 μm değerinin üzerine çıkmamıştır. D1 Grubunda bulunan örneklerin DMA ölçüm ortalamasının 44 μm olduğu ve klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaldığı görölmüşür. Buna rağmen 120 μm 'nin üzerinde, en büyüğü 141 μm olmak üzere ve hepsi farklı örneklerde toplam 3 noktada ölçüm yapılmıştır. D2 Grubunda ise örneklerin DMA ölçüm ortalamasının 60 μm olarak klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görölmüşür. Bu grupta da 120 μm 'nin üzerinde, en büyüğü 129 μm olmak üzere ve hepsi farklı örneklerde toplam 4 noktadan ölçüm yapılmıştır. Tüm gruplar ele alındığında, toplamda 7 noktada 120 μm 'nin üzerinde ölçüm yapılmıştır. Belgin, CBCT veya 3B laboratuvar verilerini kullanarak CAD/CAM ile ürettiğı 3 üyeli zirkonyum altyapılarını karşılaştırdığı çalışmasında; 3B laboratuvar grubu molar dişlerinde 121-132 μm aralığında toplam 7 noktada, CBCT grubu molar dişinde ise 121-239 μm aralığında toplam 56 noktada klinik kabul edilebilir değerin (120 μm) üzerinde ölçüm yapmıştır.¹⁶⁴ Sonuçlarının, bizim çalışmamızdakinden bu denli yüksek ve çok sayıda çıkmasının sebebi, altyapıların köprü restorasyonu olmasına dayandırılabilir. Kale ve ark., CAD/CAM ile üretim aşamalarının ve simantasyonun monolitik zirkonyum kuronların marjinal uyumuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar rapor etmelerine rağmen, en büyüğü 149 μm olmak üzere 2 noktada 120 μm 'nin üzerinde değerler ölçölmüşlerdir.¹⁶⁰ Bu çalışmaların sonuçlarıyla, çalışmamızda CAD/CAM ile ürettiğimiz zirkonyum kuronların DMA değerlerini klinik kabul edilebilirlik açısından kıyasladığımızda, benzer veya daha iyi sonuçlar elde ettiğimizi söyleyebiliriz.

Beuer ve ark. farklı CAD/CAM sistemleri ile ürettikleri 3 üyeli posterior zirkonyum köprülerin marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı DMA değerleri

bulmalarına rağmen hepsinin 120 μm 'nin altında olduğunu belirtmişler ve gruplar arasında çıkan bu farklılığın değişik üretim sistemleri kullanılmasından kaynaklanabileceğini söylemişlerdir.¹⁵⁹ Zaghoul ve ark. farklı zirkonyum sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, bir grubun ortalama marjinal açıklık değerini 84 μm bulurken, diğer iki grubun ortalamalarını 50 μm ve 42 μm olarak bulmuşlar ve birinci grup ile diğer gruplar arasında bulunan anlamlı farkın, sistemlerinin farklı olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.¹⁹¹ Lopez-Suarez ve ark, zirkonyum altyapılı seramik ve monolitik zirkonyumdan üretilmiş 3 üyeli posterior köprülerin marjinal uyumlarını karşılaştırmışlar ve iki grubun marjinal uyumları arasında anlamlı bir fark rapor etmemişlerdir.¹⁸¹ Şeker ve ark. ile Belgin'in, CBCT verileri kullanarak üretim yaptıkları kuron ve 3 üyeli restorasyonların DMA değerlendirmesini yaptıkları çalışmalarıyla kıyaslandığında, çalışmamızın aynı doğrultuda ve klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar verdiğini söyleyebiliriz.^{17, 164} Çalışmamız sonucu; DMA ortalamaları 120 μm 'yi geçmezken, Kale ve ark.'nın monolitik zirkonyum kullanarak yaptığı ve marjinal uyumu değerlendirdiği çalışmanın sonuçlarıyla paralellik gözlenmiştir.¹⁵³ Çalışmamızda, hem klasik iş-akışı kullanılarak (K Grubu) hem de modifiye edilmiş iş-akışı kullanılarak (D1 Grubu ve D2 Grubu) üretilen restorasyonlarda ortalama DMA değerleri, 120 μm 'lik klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalarak daha önceki çalışmalarla uyumlu sonuçlar ortaya koymuştur.^{120, 190} Diğer taraftan, çıkan sonuçlara baktığımızda, 120 μm 'nin üzerinde ölçüm yapılan noktaların yaklaşık %86'sı D1 ve D2 Grubunda olup modelin distal bölgesinde (D ve DP noktaları) kümелendiği görülür. Bu durumda, CBCT çekimi esnasında modelin distal bölgesini etkileyen muhtemel bir distorsiyonun varlığı, bu sonuca etki etmiş olabileceği akla getirmektedir. Böylece, kuron tasarımı her ne kadar özenle yapılmış da olsa, CBCT verilerine dayanan dijital modelin distalinde var olan problem, D1 ve D2 Grup örneklerinin bazı noktalarında 120 μm 'nin üzerinde DMA değerlerinin ölçülmesine neden olmuş olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

CBCT ve 3B laboratuvar tarayıcısından yararlanılarak CAD/CAM ile üretimin monolitik zirkonyum kuronların dikey marjinal uyumuna etkisinin değerlendirilmesi amacıyla yaptığımız çalışmamızın sınırlı koşulları içerisinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. 3B laboratuvar tarayıcısı ile modellenmesi yapılan ve CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonyum kuronlara (K Grubu) ait tüm DMA değerlerinin $120\ \mu\text{m}$ 'nin altında ölçülmesi, bu klasik iş-akışı yönteminin klinik açıdan en uygun sonuçlar verebileceği yeniden kanıtlamıştır.

2. 3B laboratuvar tarayıcısı ile modellenmesi yapılan monolitik zirkonyum restorasyon üretim tekniğine alternatif, doğrudan CBCT verileri kullanılarak modellenmesi yapılan ve CAD/CAM ile monolitik zirkonyum kuron (D1 Grubu) üretimi yapılan yöntemle ait DMA ortalama değerlerinin $120\ \mu\text{m}$ 'nin altında ölçülmesi ve bu modifiye iş-akışı yönteminin klasik iş-akışı yönteminden istatistiksel olarak farklı olmaması, klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verme potansiyelinin yüksek olduğunu ortaya koymuştur.

3. 3B laboratuvar tarayıcısı doğrudan CBCT verileri kullanılarak modellenmesi yapılan monolitik zirkonyum restorasyon üretim tekniklerine alternatif, CBCT verileri kullanılarak oluşturulan dijital modelin CAD/CAM ile üretilip 3B laboratuvar tarayıcısı ile taranıp modellenmesi yapılarak monolitik zirkonyum restorasyon üretildiği teknik ile hazırlanan kuronlara (D2 Grubu) ait DMA ortalama değerlerinin $120\ \mu\text{m}$ 'nin altında ölçülmesi, bu modifiye iş-akışı yönteminin de klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verme potansiyelinin olduğunu ortaya koymuştur.

CBCT verilerinden protetik restorasyon üretimi konusunda literatürde henüz yeteri kadar karşılaştırmalı çalışma yoktur. Yapılan kısıtlı sayıdaki araştırma çalışmalarında ise genellikle marjinal uyum üzerine yoğunlaşmıştır. Marjinal uyum açısından sonuçlar umut vaat edici olmasına rağmen, nokta bazında ölçülen $120\ \mu\text{m}$ 'nin üzerindeki değerleri klinik kabul edilebilir seviyelere indirebilmek için bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Ayrıca, CBCT verilerinden restorasyon üretimini klinik rutine entegre edebilmek adına, en düşük dozda, en iyi görüntüyü elde edebilmek için konu üzerinde daha fazla çalışma yapılması gerekliliktir. Bunun için farklı ışınlama süreleri ve FOV değerlerini konu alan çalışmaların yapılmasının yararlı olacağı kanaatindeyiz. Restorasyon yapımında

kullanılan farklı materyallerden CBCT verileri ile yapılacak üretimlerin, klinik kullanıma uygunluğu ise aydınlatılması gereken bir başka konudur.



KAYNAKLAR

1. **Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R.** Esthetic Dentistry And Ceramic Restorations. London, *Martin Dunitz Ltd*, **1999**, 58.
2. **Southan D.** The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. ii. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. *Australian Dental Journal*, **1981**;26:407-408.
3. **Gemalmaz D, Ergin Ş.** Clinical Evaluation of All-Ceramic Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2002**;87:189-196.
4. **Karatashi Ö, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E.** Comparison of The Marginal Fit of Different Coping Materials and Designs Produced by Computer Aided Manufacturing Systems. *Dental Materials Journal*, **2011**;30:97-102.
5. **Buczynski B, Kory M, Steiner R, Kittinger T, Ramsier R.** Bacterial Adhesion to Zirconium Surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, **2003**;30:167-175.
6. **Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, Thompson VP, Rekow ED.** Competition of Fracture Mechanisms in Monolithic Dental Ceramics: Flat Model Systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **2009**;88:402-411.
7. **Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hammerle CH.** Two-Body Wear of Monolithic, Veneered and Glazed Zirconia and Their Corresponding Enamel Antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, **2013**;71:102-112.
8. **Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M.** Enamel Wear Caused by Monolithic Zirconia Crowns After 6 Months of Clinical Use. *Journal of Oral Rehabilitation*, **2014**;41:314-322.
9. **Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, et al.** Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Molar Crowns With Reduced Thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, **2015**;73:602-608.
10. **Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JI.** Evaluation of The Marginal Fit of a Zirconia Ceramic Computer-Aided Machined (CAM) Crown System. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2010**;104:216-227.
11. **Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S.** In Vitro Marginal Adaptation of Alumina Porcelain Ceramic Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1994**;72:585-590.
12. **Korkut L, Cotert H, Kurtulmus H.** Marginal, Internal Fit and Microleakage of Zirconia Infrastructures: An In-Vitro Study. *Operative Dentistry*, **2011**;36:72-79.
13. **Yüksel E, Zaimoğlu A.** Influence of Marginal Fit and Cement Types on Microleakage of All-Ceramic Crown Systems. *Brazilian Oral Research*, **2011**;25:261-266.
14. **Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y.** Marginal and Internal Fit of All-Ceramic Crowns Fabricated With Two Different CAD/CAM Systems. *Dental Materials Journal*, **2008**;27:422-426.
15. **Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schöne C, Quaas S, Walter M.** Design and Production of Dental Prosthetic Restorations: Basic Research on Dental CAD/CAM Technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2001**;5:165-176.
16. **Liu P-R.** A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium*, **2005**;26:507-513.

17. **Şeker E, Ozelik TB, Rath N, Yilmaz B.** Evaluation of Marginal Fit of CAD/CAM Restorations Fabricated Through Cone Beam Computerized Tomography and Laboratory Scanner Data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2016**;115:47-51.
18. **Çuhadaroglu İ.** Kuron-Köprü Protezi. Kırklareli, *Arkadas Tıp Kitapları*, **1983**;47-52
19. **Baydaş S.** Kuron-Köprü Potezleri. *Atatürk Üniversitesi Dis Hek Fak Yayınları*, **2005**;139-145.
20. **Zaimoglu A, Can G.** Sabit Protezler. Ankara: *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları*, **2011**;89.
21. **Smith BGN, Howe LC.** Planning and Making Crowns and Bridges. *CRC Press*, **2006**;182-189.
22. **Özdemir N, Akar GC, Uluer H, Aksoy G.** Sabit Protetik Restorasyonların Söküm Nedenleri ve Yöntemlerinin Değerlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **2007**;28:169-177.
23. **Edelhoff D, Sorensen JA.** Tooth Structure Removal Associated With Various Preparation Designs For Anterior Teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2002**;87:503-509.
24. **Yıldırım MP.** Farkli Kuron Alt Yapı Tasarımlarının Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi, *Doktora Tezi*, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, **2013**.
25. **Sevük Ç, Sevük LG.** *Diş Kesimi ve Kavite Hazırlama Yöntemleri Atlası*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti., **2011**.
26. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S.** Fundamentals Of Fixed Prosthodontics. Book Reviews, *J Prosthodont*, **1997**;6:25-52.
27. **Reich S, Petschelt A, Lohbauer U.** The Effect of Finish Line Preparation and Layer Thickness on The Failure Load and Fractography of ZrO 2 Copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, **2008**;99:369-376.
28. **Shillingburg H, Hobo S, Whitsett LD.** *Fundamentals Of Fixed Prosthodontics-Fluid Control and soft tissue management*. Quintessence Publishing Co. Inc, London, **1997**;269-277.
29. **Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES.** A Systematic Review of The Survival and Complication Rates of Fixed Partial Dentures (FPDs) After An Observation Period of At Least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, **2004**;15:654-666.
30. **Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA.** Tooth Preparations For Complete Crowns: An Art Form Based on Scientific Principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2001**;85:363-376.
31. **Aladağ A.** " Vitapan Classical" ve" Vitapan 3D-Master" Renk Anahtarları Kullanılarak Renk Seçimi Yapılmış Metal Destekli Seramik Kronların, Doğal Dişe Göre Renk Uyumlarının Araştırılması. *Doktora Tezi*, Ege Üniversitesi, İzmir, **2003**.
32. **McLean JW,** *The Science and Art of Dental Ceramics Vol.1*. Quintessence Publishing (IL), Chicago, **1979**.
33. **Korkmaz C.** Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2014**;24(1):136-140.
34. **Naylor WP, King AH.** Introduction to Metal-Ceramic Technology. *Acta Stomatol Croat*. **2009**;43(4):326.

35. **Yamamoto M.** *Metal-ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto.* Quintessence Publishing Company, Chicago, **1985**; 232-57.
36. **Mehulić M, Mehulić K, Kos P, Komar D, Katunarić M.** Expression of Contact Allergy in Undergoing Prosthodontic Therapy Patients With Oral Diseases. *Minerva Stomatologica*, **2005**;54:303-309.
37. **Reich S, Schierz O.** Chair-Side Generated Posterior Lithium Disilicate Crowns After 4 Years. *Clinical Oral Investigations*, **2013**;17:1765-1772.
38. **Sadowsky SJ.** An Overview Of Treatment Considerations For Esthetic Restorations: A Review of The Literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2006**;96:433-442.
39. **Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang X-P, Swain MV.** Influence of Veneer Application on Fracture Behavior of Lithium-Disilicate-Based Ceramic Crowns. *Dental Materials*, 2012;28:653-660.
40. **Heintze SD, Rousson V.** Fracture Rates of IPS Empress All-Ceramic Crowns--A Systematic Review. *International Journal of Prosthodontics*, **2010**;23.
41. **Magne P, Kwon K-R, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH.** Crack Propensity of Porcelain Laminate Veneers: A Simulated Operatory Evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1999**;81:327-334.
42. **Esquivel - Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark AE, et. al.** Randomized, Controlled Clinical Trial of Bilayer Ceramic and Metal- Ceramic Crown Performance. *Journal of Prosthodontics* **2013**;22:166-173.
43. **Yavuzylmaz H.** *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar.* Gazi Üniversitesi, Ankara **1996**.
44. **Özdemir H.** Lityum Disilikat Seramiklerde Rezin Siman Bağlantısı ve Baskı Dayanımının In Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum*, **2013**.
45. **O'Brien WJ.** *Dental Materials and Their Selection. 2nd Ed.* Canada, Quint Pub Co Inc, **2002**; 113-119.
46. **Zarone F, Russo S, Sorrentino R.** From Porcelain-Fused-to-Metal to Zirconia: Clinical and Experimental Considerations. *Dental Materials* **2011**;27:83-96.
47. **Coşkun A, Yaluğ S.** Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dergisi*, **2002**, 5:97-102.
48. **Crispin BJ.** *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals.* Tokyo, Quintessence Publishing Co, **1994**, 55-87.
49. **Ural Ç.** Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, **2011**;86(1);27-38
50. **Wall J, Cipra D.** Alternative Crown Systems. Is the Metal-Ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America* **1992**;36:765-782.
51. **Yalım BB, Türker ŞB.** Klinikte Tam Seramik Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2012**;5:76-90.

52. **Gökçe HS, Beydemir B.** Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, **2002**; 44(4):457-463.
53. **Chiche GJ, Pinault A.** *Esthetics of anterior fixed prosthodontics* Quintessence Pub Co, Chicago **1994**.
54. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics In Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1996**;75:18-32.
55. **Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y.** A Review of Dental CAD/CAM: Current Status and Future Perspectives From 20 Years of Experience. *Dental materials Journal*, **2009**;28:44-56.
56. **Suh P, Johnson R, White S.** Fit of Veneers Made by CAD-CAM and Platinum Foil Methods. *Operative dentistry*, **1997**;22:121-127.
57. **Williams R, Bibb R, Rafik T.** A Technique For Fabricating Patterns For Removable Partial Denture Frameworks Using Digitized Casts and Electronic Surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2004**;91:85-88.
58. **Marchack CB.** CAD/CAM-Guided Implant Surgery and Fabrication of An Immediately Loaded Prosthesis For A Partially Edentulous Patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2007**;97:389-394.
59. **Strub JR, Rekow ED, Witkowski S.** Computer-Aided Design and Fabrication of Dental Restorations: Current Systems and Future Possibilities. *The Journal of The American Dental Association* **2006**;137:1289-1296.
60. **Fasbinder DJ, Neiva GF, Dennison JB, Heys DR.** Clinical Performance of CAD/CAM-Generated Composite Inlays After 10 Years. *Journal of Cosmetic Dentistry*, **2013**;28.
61. **Christensen GJ.** Computerized Restorative Dentistry. State of The Art. *Journal of The American Dental Association*, **2001**;132:1301-1303.
62. **Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş.** Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2008**;32:58-72.
63. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D.** Digital Dentistry: An Overview of Recent Developments For CAD/CAM Generated Restorations. *British Dental Journal*, **2008**;204:505-511.
64. **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. *Clinical Oral Investigations* **2014**;18:515-523.
65. **Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H.** Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2004**;7:25-45.
66. **Gibson I.** *Advanced Manufacturing Technology For Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping*: John Wiley & Sons, Hong Kong Ltd, **2006**.
67. **Chua CK, Leong KF.** *Rapid prototyping: principles and applications*. 2nd Ed., World Scientific Publishing Company, Singapur, **2003**. 7-23
68. **Eskimez Ş.** *Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları*. Quintessence Yayıncılık, İstanbul **2008**; 83;87.

69. **Karaaliolu OF, Kazancı F.** Sınıf 2 Malokluzyon Konik Diş Anomalisi ve Hipodontiye Sahip Bir Hastaya Ortodontik ve Protetik Yaklaşım. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2009**;19:198-202.
70. **Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E.** Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica* **2005**;22:49.
71. **Taskonak B, Sertgöz A.** Two-Year Clinical Evaluation of Lithia-Disilicate-Based All-Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures. *Dental Materials* **2006**;22:1008-1013.
72. **Sorensen J, Cruz M, Mito W, Raffener O, Meredith H, et.al.** Clinical Investigation on Three-Unit Fixed Partial Dentures Fabricated With A Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Practical periodontics and aesthetic dentistry*, **1998**;11:95-108.
73. **Sorensen J, Kang S, Avera S.** Porcelain-Composite Interface Microleakage With Various Porcelain Surface Treatments. *Dental Materials*, **1991**;7:118-123.
74. **Raigrodski AJ, Chiche GJ.** All- Ceramic Fixed Partial Dentures, Part III: Clinical Studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **2002**;14:313-319.
75. **Raigrodski AJ.** Contemporary Materials and Technologies For All-Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review of The Literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2004**;92:557-562.
76. **Vult Von Steyern P, Jönsson O, Nilner K.** Five-Year Evaluation of Posterior All-Ceramic Three-Unit (In-Ceram) FPDs. *The International Journal of Prosthodontics* **2001**;14(4):379-84.
77. **Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K.** Structural Reliability of Alumina-, Feldspar-, Leucite-, Mica-And Zirconia-Based Ceramics. *Journal of Dentistry* **2000**;28:529-535.
78. **Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L.** An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties And Clinical Applications. *Journal of Dentistry* **2007**;35:819-826.
79. **Özen J, Yelken DS.** Protetik uygulamalarda zirkonyum. *Dental Tribune Türkiye Baskısı*, **2008**;5:6-8
80. **Denry I, Kelly JR.** State of The Art of Zirconia For Dental Applications. *Dental materials*, **2008**;24:299-307.
81. **Kern M, Thompson VP.** Sandblasting and Silica Coating of A Glass-Infiltrated Alumina Ceramic: Volume Loss, Morphology, and Changes in The Surface Composition. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1994**;71:453-461.
82. **Toksavul S, Türkün M, Toman M.** Esthetic Enhancement of Ceramic Crowns With Zirconia Dowels and Cores: A Clinical Report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2004**;92:116-119.
83. **Karakoca DS, Yılmaz H.** Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2006**;Suppl.:36-44.
84. **Sundar V, Kennedy C.** Cercon-Zirconia-A Systems Solutions for Reliable Metal-free Multi-unit Restorations. *Dentsply Ceramco Research and Development Scientific Information*, **2002**.
85. **Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B.** In Vitro Marginal Fit of Three All-Ceramic Crown Systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**;90:459-464.

86. **Çelik M.** Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2015**;8:106-116.
87. **Yerliyurt K.** Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları. *Kocatepe Tıp Dergisi*, **2014**;15(2):202-6.
88. **Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ.** Current Ceramic Materials and Systems With Clinical Recommendations: A Systematic Review. *J Prosthet Dent*, **2007**;98:389-404.
89. **Piconi CM.** Zirconia As A Ceramic Biomaterial: Review. *Biomaterials*, **1999**;20:1-25.
90. **Hung C, Huang Y.** Effect of Veneering Techniques on Ceramic Fracture of Zirconia Restoration. *J Prosthodont Imp* **2012**;1:66-70.
91. **Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ.** Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns As A Posterior Implant Restoration. *Implant Dentistry*, **2013**;22:66-70.
92. **Herrguth M, Wichmann M, Reich S.** The Aesthetics of All- Ceramic Veneered and Monolithic CAD/CAM Crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, **2005**;32:747-752.
93. **Jones DW.** Development of Dental Ceramics. An Historical Perspective. *Dental Clinics of North America*, **1985**;29:621.
94. **Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P.** Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns Made of High Translucent Yttrium Oxide-Stabilized Zirconium Dioxide Compared to Porcelain-Veneered Crowns and Lithium Disilicate Crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, **2014**;72:145-153.
95. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia As A Ceramic Biomaterial. *Biomaterials*, **1999**;20:1-25.
96. **Hamza U, Bayındır F.** Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2015**;25.
97. **Dhima M, Carr AB, Salinas TJ, Lohse C, Berglund L, et.al.** Evaluation of Fracture Resistance in Aqueous Environment Under Dynamic Loading of Lithium Disilicate Restorative Systems For Posterior Applications. Part 2. *Journal of Prosthodontics* **2014**;23:353-357.
98. **Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V.** A Comparison of The Microstructure and Properties of The IPS Empress® 2 and The IPS Empress® Gass- Ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research* **2000**;53:297-303.
99. **Kang SH, Chang J, Son HH.** Flexural Strength and Microstructure of Two Lithium Disilicate Glass Ceramics for CAD/CAM Restoration in The Dental Clinic. *Restorative Dentistry & endodontics*, **2013**;38:134-140.
100. **Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, et.al.** A Study on The In-Vitro Wear Of The Natural Tooth Structure By Opposing Zirconia Or Dental Porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **2010**;2:111-115.
101. **Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T.** Influence of Aging on flexural Strength of Translucent Zirconia For Monolithic Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2017**;117(2):303-309.

102. **Evlice BK, Öztunç H.** Digital Radiography and Advanced Imaging Techniques in Dentistry. *Archives Medical Review Journal*, **2013**;22:230-238.
103. **Ertuş ET, Arslan H, Çapar İD, Gök T, Ertuş H.** Endodontide Konik Işinli Bilgisayarlı Tomografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2014**;24.
104. **Arslan H, Köseoğlu S, Çapar İD.** Management of Internal Resorptive Defects in A Case In Which Cone-Beam Computed Tomography Was Used. *Cumhuriyet Dental Journal*, **2014**;17(suppl.).
105. **Hatcher DC.** Operational Principles For Cone-Beam Computed Tomography. *The Journal of the american dental association*, **2010**;141:3S-6S.
106. **White SC.** Cone-Beam Imaging in Dentistry. *Health Physics*, **2008**;95:628-637.
107. **Small BW.** Cone Beam Computed Tomography. *Gen Dent*, **2007**;55:179-181.
108. **Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, et.al.** Dose Reduction in Maxillofacial Imaging Using Low Dose Cone Beam CT. *European journal of radiology*, **2005**;56:413-417.
109. **Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG.** Reliability and Accuracy of Cone-Beam Computed Tomography Dental Measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **2009**;136:19-25.
110. **Karataş OH, Toy E.** Three-Dimensional Imaging Techniques: A literature Review. *European Journal of Dentistry*, **2014**;8:132.
111. **Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G.** Radiation Exposure During Midfacial Imaging Using 4-And 16-Slice Computed Tomography, Cone Beam Computed Tomography Systems and Conventional Radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, **2014**;33(2).
112. **Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P.** Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *Journal-Canadian Dental Association*, **2006**;72:75.
113. **Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB.** A New Volumetric Ct Machine For Dental Imaging Based on The Cone-Beam Technique: Preliminary Results. *European Radiology*, **1998**;8:1558-1564.
114. **Tyndall DA, Rathore S.** Cone-beam CT Diagnostic Applications: Caries, Periodontal Bone Assessment, and Endodontic Applications. *Dental Clinics of North America*, **2008**;52:825-841.
115. **Rinke S, Huls A.** Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **1995**;8.
116. **Strub JR, Beschmidt SM.** Fracture Strength of 5 Different All-Ceramic Crown Systems. *International Journal of Prosthodontics*, **1998**;11.
117. **Sorensen S, Larsen I, Jörgensen KD.** Gingival and Alveolar Bone Reaction to Marginal Fit of Subgingival Crown Margins. *European Journal of Oral Sciences*, **1986**;94:109-114.
118. **Toman M, Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ.** Farklı Basamak Tipi Ve Tüm Seramik Sistemlerinin Tüm Seramik Kronların Marjinal Uyumuna Etkileri. *SÜ Dişhek Fak Der*, **2009**;18:7-12.

119. **Felton D, Kanoy B, Bayne Sa, Wirthman G.** Effect of In Vivo Crown Margin Discrepancies On Periodontal Health. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1991**;65:357-364.
120. **McLean J, Von Fraunhofer J.** The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*, **1971**;131:107.
121. **Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD.** Considerations in Measurement of Marginal Fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1989**;62:405-408.
122. **Ushiwata O, de Moraes JV.** Method for Marginal Measurements of Restorations: Accessory Device For Toolmakers Microscope. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2000**;83:362-366.
123. **Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP.** Marginal Fit of Porcelain-Fused-To-Metal And Two Types of Ceramic Crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1990**;63:26-31.
124. **Fasbinder DJ.** CAD/CAM Ceramic Restorations in The Operatory and Laboratory. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **2003**;24:595-598, 600-594; quiz 605.
125. **Jacobs MS, Windeler AS.** An Investigation of Dental Luting Cement Solubility As A Function of The Marginal Gap. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1991**;65:436-442.
126. **Mounajjed R, Layton DM, Basel A.** The Marginal Fit of e. max Press and e. max CAD Lithium Disilicate Restorations: A Critical Review. *Dental Materials Journal*, **2016**:2016-2008.
127. **Akçaboy C, Demirköprülü H, Karacaer Ö, Yılmaz C.** Sabit Protetik Restorasyonların Kron Kenarlarının Marginal Uyum Ve Orjinal Diş Boyutlarına Uygunluk Yönünden Araştırılması. *G.Ü. Dişhek. Fak. Der.*, **1993**;10(1):123-130.
128. **Boeckler A, Stadler A, Setz J.** The Significance of Marginal Gap and Overextension Measurement in The Evaluation of The Fit of Complete Crowns. *J Contemp Dent Pract*, **2005**;6:26-37.
129. **Sönmez A.** *Galvano kronlarda marjinal adaptasyonun ve porselen bağlantısının in-vitro incelenmesi ve NiCr alaşımlarla karşılaştırılması.* Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi, Ankara, **2008**.
130. **Abdullah AO, Tsi trou EA, Pollington S.** Comparative In Vitro Evaluation of CAD/CAM vs Conventional Provisional Crowns. *Journal of Applied Oral Science*, **2016**;24:258-263.
131. **Attar N, Tam LE, McComb D.** Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**;89:127-134.
132. **Dimashkieh M, Davies E, Von Fraunhofer J.** Measurement of The Cement Film Thickness Beneath Full Crown Restorations. *British dental journal*, **1974**;137:281.
133. **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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2004**;92:250-257.
134. **Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH.** Quantification of All-Ceramic Crown Margin Surface Profile From Try-In To 1-Week Post-Cementation. *Journal of Dentistry*, **2009**;37:65-75.
135. **Abbate MF, Tjan AH, Fox WM.** Comparison of The Marginal Fit Of Various Ceramic Crown Systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1989**;61:527-531.

136. **Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ.** Marginal Adaptation of Castable Ceramic Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1991**;66:747-753.
137. **Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT.** A Comparison Of The Marginal Fit Of In-Ceram, Ips Empress, And Procera Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **1997**;10.
138. **Sorensen JA.** A Standardized Method For Determination of Crown Margin Fidelity. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1990**;64:18-24.
139. **Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J.** Marginal Adaptation Of Three-Unit Fixed Partial Dentures Constructed From Pressed Ceramic Systems. *British Dental Journal*, **2004**;196:766-770.
140. **Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY.** Influence of Different Convergence Angles And Tooth Preparation Heights On The Internal Adaptation Of Cerec Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2002**;87:248-255.
141. **Alani A, Toh C.** Detection of Microleakage Around Dental Restorations: A Review. *Oper Dent*, **1997**;22:173-185.
142. **Shearer B, Gough MB, Setchell DJ.** Influence of Marginal Configuration and Porcelain Addition On The Fit Of In-Ceram Crowns. *Biomaterials*, **1996**;17:1891-1895.
143. **Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ.** Two Imaging Techniques For 3d Quantification Of Pre-Cementation Space For CAD/CAM Crowns. *Journal of Dentistry*, **2010**;38:995-1000.
144. **Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A.** An innovative Method For Evaluation Of The 3-D Internal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated After Direct Optical Versus Indirect Laser Scan Digitizing. *International Journal of Prosthodontics*, **2004**;17.
145. **Seo D, Yi Y, Roh B.** The Effect Of Preparation Designs On The Marginal And Internal Gaps In Cerec3 Partial Ceramic Crowns. *Journal of Dentistry*, **2009**;37:374-382.
146. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE.** Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 1nd ed, *Quintessence international*, **1997**;10:40.
147. **Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P.** Evaluation of subsurface Damage In Cad/Cam Machined Dental Ceramics. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, **1998**;9:291-295.
148. **Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D.** Factors Affecting Strength of All-Ceramic Restorations. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, **2010**;44:45.
149. **Etman MK, Woolford M.** Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2010**;103:80-90.
150. **Çağrı U, Burgaz Y, Saraç D.** Farklı Yöntemlerle Yapılan Porselen Restorasyonların Kenar Uyumlarının Tarayıcı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2008**;9.
151. **Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M.** Clinical Evaluation Of Marginal Fit Of A New Experimental All-Ceramic System Before And After Cementation. *International Journal of Prosthodontics*, **2003**;16.

152. **Lomanto A, Weiner S.** A Comparative Study Of Ceramic Crown Margins Constructed Using Different Techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, **1992**;67:773-777.
153. **Kale E, Şeker E, Yılmaz B, Özçelik TB.** Effect of Cement Space On The Marginal Fit of CAD-CAM-Fabricated Monolithic Zirconia Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2016**;116(6):890-895.
154. **Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O.** Marginal Adaptation Of Ceramic Crowns: A Systematic Review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2013**;110:447-454. e410.
155. **Belser U, MacEntee M, Richter W.** Fit of Three Porcelain-Fused-To-Metal Marginal Designs In Vivo: A Scanning Electron Microscope Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1985**;53:24-29.
156. **Cho L, Song H, Koak J, Heo S.** Marginal Accuracy And Fracture Strength Of Ceromer/Fiber-Reinforced Composite Crowns: Effect Of Variations In Preparation Design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2002**;88:388-395.
157. **Schaerer P, Sato T, Wohlwend A.** A Comparison Of The Marginal Fit Of Three Cast Ceramic Crown Systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1988**;59:534-542.
158. **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 international*, **2009**;243.
159. **Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J.** Marginal and Internal Fits Of Fixed Dental Prostheses Zirconia Retainers. *Dental Materials*, **2009**;25:94-102.
160. **Kale E, Şeker E, Özçelik TB, Yılmaz B.** Effect of Fabrication Stages and Cementation on the Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Zirconia Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2017**;(in press).
161. **Beschmidt S, Strub J.** Evaluation of the marginal accuracy of different all- ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, **1999**;26:582-593.
162. **Sakaguchi RL, Powers JM.** Craig's restorative dental materials: *Elsevier Health Sciences*, **2012**.
163. **Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G.** In Vitro Fracture Force And Marginal Adaptation Of Ceramic Crowns Fixed On Natural And Artificial Teeth. *International Journal of Prosthodontics* **2000**;13.
164. **Belgin HB.** Cbct veya Üç Boyutlu Laboratuvar Tarayıcısından Yararlanılarak Cad/Cam ile Üretilen Üç Üyelî Posterlör Zlrkonyum Restorasyon Altyapılarının Dikey Marjinal Uyumları Bakımından Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Mustafa Kemal Üniversitesi, Hatay, **2016**.
165. **Gavelis J, Morency J, Riley E, Sozio R.** The Effect of Various Finish Line Preparations On The Marginal Seal And Occlusal Seat Of Full Crown Preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, **1981**;45:138-145.
166. **Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD.** Marginal Adaptation of Cerec 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs. *Journal of Prosthodontics*, **2006**;15:155-163.
167. **Koçak DA, Türker ŞB.** Diş Hekimliğinde Zirkonyum. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2006**;16(1):41-45.

168. **Aktan AM, Güngör E, Çiftçi ME, Işman Ö.** Diş hekimliğinde konik işinli bilgisayarlı tomografi kullanımı. Atatürk üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi **2015**;25.
169. **Craig R.** Review of Dental Impression Materials. *Advances in Dental Research*, **1988**;2:51-64.
170. **Arıkan A.** Silikon ve Polieter Lastik Esaslı Ölçü Materyalleri. *Acta Odontologica Turcica* **1986**;3:213.
171. **Meriç P, Poyrazoğlu E.** Kuron-Köprü Protezlerinde Ölçü Yöntemleri ve Kauçuk Esaslı Ölçü Maddelerinin Karşılaştırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, **1982**;16:318-324.
172. **Uzun İH, Bayındır F.** Dental materyallerin biyouyumluluk test yöntemleri. *Acta Odontologica Turcica*, **2011**;28:115.
173. **Komine F, Blatz MB, Matsumura H.** Current Status of Zirconia-Based Fixed Restorations. *Journal of Oral Science*, **2010**;52:531-539.
174. **Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE.** Internal Fit Of Single Crowns Produced By Cad-Cam And Lost-Wax Metal Casting Technique Assessed By The Triple-Scan Protocol. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2016**.
175. **Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, et.all.** Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2001**;4:89-106.
176. **Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G.** LAVA--The System For All-Ceramic ZrO₂ Crown And Bridge Frameworks. *International journal of computerized dentistry*, **2001**;4:195-206.
177. **Dedmon H.** Disparity in Expert Opinions On Size Of Acceptable Margin Openings. *Operative Dentistry*, **1981**;7:97-101.
178. **Lofstrom LH, Barakat MM.** Scanning Electron Microscopic Evaluation Of Clinically Cemented Cast Gold Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1989**;61:664-669.
179. **Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA.** A Comparison of The Marginal And Internal Adaptation Of Titanium And Gold-Platinum-Palladium Metal Ceramic Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **1995**;8.
180. **Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S.** Fitting Accuracy of Zirconia Single Crowns Produced Via Digital And Conventional Impressions—A Clinical Comparative Study. *Clinical Oral Investigations*, **2016**;1-9.
181. **Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez M.** Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *The International journal of prosthodontics*, **2015**;29:256-258.
182. **Setz J, Diehl J, Weber H.** The Marginal Fit Of Cemented Galvanoceramic Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **1989**;2.
183. **Quante K, Ludwig K, Kern M.** Marginal and Internal Fit of Metal-Ceramic Crowns Fabricated With A New Laser Melting Technology. *Dental Materials*, **2008**;24:1311-1315.

184. **Bindl A, Mörmann W.** Marginal and Internal Fit Of All- Ceramic CAD/CAM Crown - Copings On Chamfer Preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, **2005**;32:441-447.
185. **Blatz MB, Sadan A, Kern M.** Resin-Ceramic Bonding: A Review Of The Literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**;89:268-274.
186. **Jonathon NG, Ruse D, Wyatt C.** A Comparison Of The Marginal Fit Of Crowns Fabricated With Digital And Conventional Methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2014**;112:555-560.
187. **Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP.** Marginal Fit of Leucite-Glass Pressable Ceramic Restorations And Ceramic-Pressed-to-Metal Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2005**;93:143-147.
188. **Gassino G, Monfrin SB, Scanu M, Spina G, Preti G.** Marginal Adaptation Of Fixed Prosthodontics: A New In Vitro 360-Degree External Examination Procedure. *International Journal of Prosthodontics*, **2004**;17.
189. **Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S.** Circumferential Fit Assessment of Cad/Cam Single Crowns--A Pilot Investigation on A New Virtual Analytical Protocol. *Quintessence International*, **2012**;43.
190. **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. *Operative Dentistry*, **2001**;26:367-374.
191. **Zaghloul HH, Younis JF.** Marginal Fit of Implant-Supported All-Ceramic Zirconia Frameworks. *Journal of Oral Implantology*, **2013**;39:417-424.

ÖZGEÇMİŞ

