



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

**CBCT veya ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİLEN ÜÇ ÜYELİ
POSTERİOR ZİRKONYUM RESTORASYON ALTYAPILARININ
DİKEY MARJİNAL UYUMLARI BAKIMINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

**HÜSEYİN BERKAY BELGİN
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI
YRD. DOÇ. DR. EDİZ KALE**

HATAY – 2016

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

**CBCT veya ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİLEN ÜÇ ÜYELİ
POSTERİOR ZİRKONYUM RESTORASYON ALTYAPILARININ
DİKEY MARJİNAL UYUMLARI BAKIMINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

**HÜSEYİN BERKAY BELGİN
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI
YRD. DOÇ. DR. EDİZ KALE**

KABUL ONAY SAYFASI

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

**CBCT veya ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN
YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİLEN ÜÇ ÜYELİ POSTERİOR
ZİRKONYUM RESTORASYON ALTYAPILARININ DİKEY MARJİNAL
UYUMLARI BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hüseyin Berkay BELGİN

Dış Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

Prof. Dr. Nizami DURAN
Dış Hekimliği Fakültesi Fakültesi Dekanı

Bu tez tarafımdan okunmuş ve her yönü ile “Dış Hekimliğinde Uzmanlık” tezi olarak uygun ve yeterli bulunmuştur.

Doç. Dr. Tuncer Burak ÖZÇELİK
Tez Jüri Başkanı

Bu tez çalışmasının “Dış Hekimliği Uzmanlık” derecesine uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Yrd. Dr. Ediz KALE
Tez Danışmanı
Anabilim Dalı Başkanı

TEZ JÜRİSİ:

1. Aslıhan KÖROĞLU KALE
2. Mesut TUZLALI
3. Emre ŞEKER (Yedek Üye)

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında ve mesleki gelişimimde katkılarını esirgemeyen; yürüttüğüm tez çalışması boyunca bilgi, deneyim ve yardımını her zaman yanımda hissettiğim değerli tez danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Ediz KALE' ye,

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

Uzmanlık eğitimimi tamamlamamda katkısı olan Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinin başta Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı olmak üzere tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, kliniğimizin tüm çalışanlarına,

Tez çalışmam sırasında verdikleri desteklerden dolayı Adana Başkent Üniversitesi Kışla Sağlık Yerleşkesi Yönetimi'ne ve araştırmamın laboratuvar aşamasında teknik konulardaki yardımlarından ötürü diş protez laboratuvarı çalışanlarına,

Malzeme temini konusundaki içten yardımlarından dolayı Atılım Diş Deposu sahibi Sayın Kemal TÜRKOĞLU' na,

Tüm yaşamım boyunca verdikleri karşılıksız sevgi ve destekleri ile sonsuz fedakarlıkları için sevgili anneme, babama ve kardeşime,

Varlığı ile bana güç veren ve uzmanlık eğitimim süresince her türlü yardımı benden esirgemeyen sevgili eşim Diş Hekimi Ceren AKTUNA BELGİN' e,

Sonsuz teşekkürler...

İÇİNDEKİLER

KABUL - ONAY SAYFASI.....	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
TABLO-ŞEKİL-RESİM LİSTESİ.....	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	IX
ÖZET.....	X
ABSTRACT	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Sabit Bölümlü Protezler.....	4
2.1.1. Sabit Bölümlü Protezlerde Preparasyon Esasları.....	4
2.1.2. Sabit Bölümlü Protez Elemanları	6
2.1.3. Dental Seramikler	6
2.1.4. Tam Seramik Sistemler	13
2.2. CAD/CAM Sistemleri	17
2.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri	17
2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları	21
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	22
2.2.4. Yaygın Olarak Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	28
2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	29
2.4. Sabit Restorasyonlarda Marjinal Uyum.....	31
2.4.1. Marjinal Uyumu Ölçme Yöntemleri	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1. Gereç	38
3.1.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Çalışma Modelinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler.....	38
3.1.2. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler	39
3.1.3. Marjinal Adaptasyon Ölçüm İşlemlerinde ve İstatistiksel Analizde Kullanılan Gereçler.....	40
3.2. Yöntem	40
3.2.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması	40
3.2.2. 3B Laboratuvar Tarayıcısı Verileri Kullanılarak Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması (3B-L Grubu)	43

3.2.3. CBCT Verileri Kullanılarak Zirkonyum Altyapıların Oluşturulması (CBCT Grubu).....	50
3.2.4. Zirkonyum Altyapıların Marjinal Uyum Ölçümlerinin Yapılması	54
3.2.5. İstatistiksel Değerlendirme	62
4. BULGULAR.....	63
4.1. 3B Laboratuvar Tarayıcısı Verileri Kullanılarak Hazırlanan Zirkonyum Altyapıların Dikey Marjinal Uyum Ölçümlerinin Değerlendirilmesi (3B-L Grubu).....	63
4.2. CBCT Verileri Kullanılarak Hazırlanan Zirkonyum Altyapıların Dikey Marjinal Uyum Ölçümlerinin Değerlendirilmesi (CBCT Grubu).....	65
4.3. CBCT ve 3B-L Grubu Ölçümlerinin İstatistiksel Analiz Sonuçları	66
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	80
7. KAYNAKÇA.....	82
ÖZGEÇMİŞ.....	95

TABLO-ŞEKİL-RESİM LİSTESİ

Şekil 1: Preparasyon esnasında uygulanan marjinal tasarımlar.....	5
Şekil 2: Zirkonyum materyalinde tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sonucu çatlağın sıkışması ve ilerlemesinin durması	13
Resim 1: Ağız içi tarama ünitesi.....	19
Resim 2: CAD ünitesi (bilgisayar yazılımı).....	19
Şekil 2: STL dosya formatı (Şekil 1 STL formatında 12 üçgenden oluşacak biçimde Şekil 2 gibi algılanır).....	20
Resim 3: Cam ünitesi	21
Tablo 1: CAD/CAM sistemlerinde güncel seramik materyaller ve genel kullanım endikasyonları	23
Tablo 2: Stabilize edilmiş zirkonyum seramikler ve bazı fiziksel özellikleri.....	25
Tablo 3: Piyasadaki bazı CAD/CAM sistemlerinin karşılaştırılması	28
Şekil 3: Marjinal açıklık.....	33
Şekil 4: Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi (a. İnternal açıklık, b. Marjinal açıklık, c. Taşkın kenar, d. Yetersiz kenar, e. Dikey marjinal açıklık, f. Yatay marjinal açıklık, g. Mutlak marjinal açıklık, h. Oturma uyumsuzluğu).....	34
Resim 4: Örneklem sayısının hesaplanması.....	38
Resim 5: Doğal dişlerin model üzerinde görünümü	41
Resim 6: Farklı açılardan model ve doğal dişlerin görünümü	42
Resim 7: Preperasyonda kullanılan frezler.....	42
Resim 8: Preperasyon işlemi sonrası doğal dişler	42
Resim 9: Prepare edilmiş doğal dişler ve gövdenin geleceği yerde diş eksikliği simülasyonu	43
Resim 10: Tarama spreyi uygulanmış çalışma modeli	44
Resim 11: 3B Laboratuvar tarama ünitesi.....	44
Resim 12: 3B Laboratuvar tarama görüntüsü üzerine yapılan tasarımın görünümü .	45
Resim 13: 3B Laboratuvar tarama görüntüsü üzerine yapılan tasarımın farklı açıdan görünümü.....	45
Resim 14: CAM yazılımında restorasyon altyapı tasarımı	45
Resim 15: CAM yazılımında restorasyon altyapı tasarımının farklı açıdan görünümü	46

Resim 16: CAM yazılımında zirkonyum blok üzerinde restorasyon altyapı tasarımlarının yerleşimi	46
Resim 17: CAM yazılımında zirkonyum blok üzerinde restorasyon altyapı tasarımlarının yerleşimi (3 boyutlu görünüm)	46
Resim 18: Yarı sinterlenmiş zirkonum blok.....	47
Resim 19: CAM cihazı.....	47
Resim 20: CAM cihazının çalışma anı	47
Resim 21: Sinterleme cihazı.....	48
Resim 22: Restorasyonları kazınmış zirkonyum bloktan ayırma işlemi	48
Resim 23: Kazınmış bloklardan ayrılmış zirkonyum altyapıların sinterleme işlemi öncesi görünümü	49
Resim 24: Sinterleme sonrası restorasyonların modele uyumlandırılması için teknisyen tarafından tesviyesi.....	49
Resim 25: Üretimi tamamlanmış zirkonyum altyapılar	50
Resim 26: CBCT cihazına yerleştirilmiş çalışma modeli	51
Resim 27: CBCT cihazına girilen değerler	52
Resim 28: CBCT yazılımında preparasyonu yapılmış doğal dişler ve onlara komşu yapay diş görüntüleri	52
Resim 29: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü ve üzerine yapılan tasarım	53
Resim 30: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın farklı açılardan görünümü	53
Resim 31: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın görünümü (yakın plan)	53
Resim 32: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın	54
farklı açılardan görünümü (yakın plan)	54
Resim 33: Ölçüm noktasında bistüri ile yapılan çizgisel işaretleme	54
Resim 34: Dayanak dişlerin üzerinde ölçüm yapılacak işaretli bölgeler	55
(dijital mikroskop görüntüsü)	55
Şekil 4: Restorasyonlarda ölçüm yapılan toplamda 14 noktanın.....	55
şematize edilmiş hali	55
Resim 35: Ölçümün yapıldığı çalışma modelinin görüntüsü	56
Resim 36: Yatay sabitlenmiş mikroskop ve çalışma modeli düzeneği.....	56

Resim 37: Kullanılan kalibrasyon kiti	57
Resim 38: Disto-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu) ..	57
Resim 39: Bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)	57
Resim 40: Mesio-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu) .	58
Resim 41: Mesial noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)	58
Resim 42: Mesio-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)	58
Resim 43: Palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)	59
Resim 44: Disto-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)	59
Resim 45: Mesio-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	59
Resim 46: Bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	60
Resim 47: Disto-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	60
Resim 48: Distal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	60
Resim 49: Disto-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	61
Resim 50: Palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)	61
Resim 51: Mesio-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu) ...	61
Tablo 4: 3B-L grubu premolar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)	63
Tablo 5: 3B-L grubu molar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)	64
Tablo 6: CBCT grubu premolar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm) ...	65
Tablo 7: CBCT grubu molar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)	66
Tablo 8: Premolar diş ölçüm parametreleri (µm)	67
Tablo 9: Molar diş ölçüm parametreleri (µm)	67
Grafik 1: Premolar diş ölçüm ortalamaları (120 µm klinik değerleri belirtilmiştir) .	68
Grafik 2: Molar diş ölçüm ortalamaları (120 µm klinik değerleri belirtilmiştir)	69
Tablo 10: 3B-L ve CBCT grupları arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları (premolar diş) ($P<0,05$)	69
Tablo 11: 3B-L ve CBCT grupları arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları (molar diş) ($P<0,05$)	70

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
GPa	: Gigapaskal
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCD	: Charged Coupled Device
FOV	: Field of View
RPM	: Revolution per Minute
mA	: Miliamper

ÖZET

CBCT veya ÜÇ BOYUTLU LABORATUVAR TARAYICISINDAN YARARLANILARAK CAD/CAM ile ÜRETİLEN ÜÇ ÜYELİ POSTERİOR ZİRKONYUM RESTORASYON ALTYAPILARININ DİKEY MARJİNAL UYUMLARI BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç

Bu çalışmanın amacı; CBCT (Cone beam computerized tomography) veya 3B (3 boyutlu) laboratuvar tarama cihazı verisi kullanılarak CAD/CAM (Computer-aided-design/computer-aided-manufacturing) ile üretilen üç üyeli zirkonyum altyapılı posterior restorasyonları dikey marjinal açıklıkları (DMA) bakımından karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem

Çekilmiş sol ikinci premolar ve molar dişler maksiller modelde yerlerine yerleştirildi ve tam seramik restorasyonlarda kullanılan preparasyon kurallarına göre preparasyonları tamamlandı. Preparasyonu tamamlanan ve modele yerleştirilmiş dişler 3B laboratuvar tarama cihazı ve CBCT ile tarandı. Tarama sonucu elde edilen stereolitrografi formatındaki veriler farklı iki dijital model elde etmek üzere CAD yazılımına aktarıldı. Hazırlanan iki dijital model üzerine aynı parametreler kullanılarak 3 üyeli zirkonyum posterior restorasyon altyapıları tasarlandı. Tasarlanan altyapılar yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanılarak 5-eksenli CAM sistemi ile üretildi. 3B laboratuvar tarama ve CBCT görüntü verileri kullanılarak, her grupta 22 örnek olacak şekilde üretim tamamlandı ve model üzerine elle uyumlandırıldı. Premolar ve molar dişler etrafında belirlenen 7'şer ölçüm noktasından, restorasyonların dikey marjinal açıklıklarını gözlemlemek için $\times 100$ büyütmede ölçüm yapıldı. Ölçüm sonuçları değerlendirilerek her noktada DMA ortalamaları hesaplandı. Elde edilen veriler ile 2 grubun (% 80 güç için $n=22$) dikey marjinal uyumları Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak karşılaştırıldı ($\alpha=0.05$).

Bulgular

Her grupta 22 altyapı, her altyapıda 14 ölçüm noktası olmak üzere, 2 grupta toplam 616 noktadan ölçümler yapıldı. Her grup için en yüksek ve en düşük DMA ortalamaları hesaplandı. En düşük ve en yüksek DMA değerleri: premolar 3B-L grubu için 44 ve 55 μm ; premolar CBCT grubu için 74 ve 100 μm ; molar 3B-L grubu için 47 ve 114 μm ; molar CBCT grubu için 91 ve 162 μm olarak hesaplandı. DMA ortalamalarının CBCT grubunda, 3B-L grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu görüldü ($P<0.001$).

Sonuçlar

Bu in-vitro çalışmanın sınırları dikkate alınarak; 3B laboratuvar tarayıcısı verileri kullanılarak CAD/CAM ile üretilen 3 üyeli zirkonyum altyapıların DMA değerleri, CBCT verileri kullanılarak üretilen aynı tasarımlı restorasyonlara kıyasla anlamlı derecede az bulunmuştur. CBCT ile üretim tekniği, klinik kabul edilebilirlik açısından, umut verici sonuçlar ortaya koymuştur.

ABSTRACT

VERTICAL MARGINAL DISCREPANCY COMPARISON OF CBCT- AND 3-DIMENSIONAL LABORATORY-FABRICATED CAD/CAM THREE UNIT ZIRCONIA POSTERIOR RESTORATION FRAMEWORKS

Purpose

The purpose of this in vitro study was to comparatively evaluate the vertical marginal discrepancy (VMD) of 3-unit CAD/CAM zirconia posterior restoration frameworks fabricated via CBCT or 3-dimensional (3D) laboratory scanner.

Materials and Methods

Tooth preparation was made on extracted left second premolar and molar tooth mounted on a maxillary typodont arch model, according to conventional preparation guidelines for all-ceramic crowns. The prepared teeth and the model were scanned with a 3-dimensional extra-oral laser scanner and a CBCT. The stereolithography formats of each scan were processed with a CAD software to create two separate digital models and a 3-unit-zirconia posterior-restoration framework with same structural parameters was designed for both. The designed framework was multiplied and milled from pre-sintered zirconia blocks in a 5-axis CAM unit. Twenty-two samples in a group (3D-L and CBCT) for each scanning method were manufactured and manually adapted on the typodont model. VMD of the restorations was digitally observed at $\times 100$ magnifications in 7 pre-standardized measurement locations on each tooth. Measurements were done and means calculated for each location. The results were statistically compared between groups with 80% power ($n=22$) using Mann-Whitney U test ($\alpha=0.05$).

Results

A total of 616 (2 groups, 22 frameworks per group, 14 locations per specimen) VMD measurements were performed in both groups with the lowest and highest mean results of 44 and 55 μm (premolar, 3D-L), 74 and 100 μm (premolar, CBCT), 47 and 114 μm (molar, 3D-L), and 91 and 162 μm (molar, CBCT) per location. The VMD for the CBCT group was significantly greater than the 3D-L group ($P<0.001$).

Conclusion

Within the limitations of this in vitro study, it was concluded that 3-unit CAD/CAM zirconia posterior restoration frameworks fabricated via 3-dimensional laboratory scanner had significantly lower VMD compared to CBCT. The CBCT fabrication technique presented promising results in terms of clinically acceptable application.



1. GİRİŞ

Dişhekimliğinin temel amacı dokuların bütünlüğünü ve korunmasını sağlayarak; fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iade edilmesidir. Bu amaçla kullanılan sabit protezler, restoratif diş hekimliğinde geniş bir yer tutmaktadır. Sabit protezlerde hem estetik hem dayanıklılık açısından kullanılan porselen sistemleri sürekli geliştirilmektedir (1).

Artan estetik beklentiler ve bazı alışımlara karşı gelişen alerjik ve toksik reaksiyonlar hastaları ve hekimleri metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımına yöneltmektedir. Önceleri metal destekli porselen restorasyonlar iyi bir seçenek iken, bugün hem anterior hem posterior bölgelerde kullanıma olanak sağlayan metal desteksiz porselen restorasyonlar, hekimlere ve dolayısı ile hastalara sunulan önemli bir alternatiftir (2-4).

Son yıllarda estetik restorasyonlara olan talebin artmasına, materyallerin yüksek biyouyumlulukları ve geliştirilmiş direnç özellikleri neden olmuştur (5). Estetik ve biyolojik üstünlükleri olsa da, metal desteksiz porselenler kırılma yapılarıdır. Bu nedenle, bu sistemlerin kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmaktadır (3). Hem dental porselenler hem de üretim sistemlerinin geliştirilmesi sonucu günümüzde farklı protez materyalleri kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum da bu yeni seçeneklerden biridir.

Zirkonyum; posterior bölgede tam seramik kuron ve sabit bölümlü protezlerin yapımına olanak sağlayan güçlü yapısı ile bu alanda yeni bir çığır açmış ve metal destekli porselen restorasyonlara karşı ciddi bir alternatif olmuştur. CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim – Computer aided design/computer aided manufacturing) sistemlerindeki gelişmeler, metal destekli restorasyonlara alternatif olarak geliştirilen zirkonyum altyapılı restorasyonların kullanımını arttırmıştır (6).

Zirkonyum esaslı restorasyonlar, seramiklerin biyolojik uyum ve estetik özelliklerinin yanında, üstün mekanik özelliklere, düşük bakteriyel adezyona ve geleneksel olarak simante edilebilme avantajlarına sahiptir (7). Zirkonyum altyapılı restorasyonlarda marjinal uyum, özellikle geleneksel simantasyon söz konusu olduğunda büyük önem taşımaktadır (8, 9).

Yapılan kuron protezi ile diş arasındaki aralığın kabul edilebilir miktarda olması, restorasyonun ve dayanak dişin devamlılığının sağlanabilmesi açısından oldukça önemlidir. Marjinal uyum; restorasyon sınırı ile preparasyon sınırı arasındaki morfolojik uyumdur ve

bu uyum, kenar renklemelerini, mikrosızıntıyı, sekonder çürük oluşumunu ve pulpal/periodontal hastalıkları önlemek bakımından gereklidir (10, 11).

Sabit bölümlü metal-seramik restorasyonlar, geleneksel olarak hem posterior hem de anterior diş eksikliklerinin restore edilmesinde çok kullanılan bir yöntemdir. Metal altyapı üzerine hazırlanan porselen veneer restorasyonlar uzun yıllar klinik takip sonrasında başarılı sonuçlar göstermişlerdir. Dental seramik alanındaki ilerlemeler ve hastaların daha estetik restoratif materyallere olan talebinin artması ile metal-seramik dental restorasyonların alternatiflerinin bulunmasına yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Gelişen teknoloji ile geleneksel yöntemlere alternatif olarak dijital ölçü yöntemleri, CAD/CAM sistemleri ve daha estetik materyallerin kullanıma sunulması, yeni ve değişik tedavi konseptlerinin gelişmesine neden olmuştur. Hatta, yapılan deneysel bir çalışmada, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) verileri kullanılarak CAD/CAM sistemi ile PMMA (polimetilmetakrilat) materyalinden klinik kullanıma uygun kuron restorasyonları üretilebileceğı gösterilmiştir (12).

Tam seramik CAD/CAM sistemlerin yaygın olarak kullanılmasına rağmen klasik iş-akışı dışında farklı üretim yöntemlerinin restorasyon marjinal uyumuna nasıl etki ettiğine ilişkin literatürde yer alan çalışma sayısı fazla değildir (7, 13). Klinik uygulaması yaygın, zirkonyum materyali kullanılarak, CBCT verilerinden kliniğe uygun özelliklerde CAD/CAM restorasyon üretmenin mümkün olup olmadığı belirsizdir. Klasik iş-akışı dışındaki bu modifiye üretim yöntemiyle elde edilecek daimi restorasyonların marjinal uyumlarının klinik kabul edilebilir sınırlarda olup olmadığı merak edilmektedir. Şeker ve ark. (12) bu yöntemle kuron üretmenin mümkün olduğunu ortaya koyarken, klasik iş-akışındaki 3 boyutlu (3B) laboratuvar tarama verileri ile üretim tekniğinde ölçü aşaması ve hazırlıkları ile model üretimine bağıli; dişeti retraksiyon sonucu dişeti çekilmesi, ölçü maddesinin boyutsal distorsiyonu, öğürme refleksinin varlığına bağıli ölçü alma güçlüğü ve model malzemesinin boyutsal stabilite yetersizlikleri gibi dezavantajların bertaraf edildiğini vurgulamıştır. Bu sayede; zamandan, iş gücünden ve kullanılan malzemelerden tasarruf edildiğı; ağız içi ölçü uygulaması olmadığından çapraz enfeksiyon riskinin minimuma indirildiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın amacı; zirkonyum materyali kullanılarak farklı üretim teknikleri ile elde edilen sabit bölümlü protez altyapılarını marjinal uyum bakımından karşılaştırmaktır. Başlangıç hipotezimiz; CBCT verisi kullanılarak CAD/CAM ile üretilen üç üyeli zirkonyum

altyapılı posterior restorasyonların, 3B laboratuvar tarama cihazı kullanılarak CAD/CAM ile üretilen (klasik iş-akışı) restorasyonlara kıyasla marjinal uyum bakımından farklılığı olmayacağı üzerine kurulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLER

Sabit bölümlü protez; bir ya da birden fazla diş eksikliğinde eksik olan dişlerin fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybını doldurmak amacıyla desteğini diş veya köklerden alıp çiğneme basıncını bu destek dişler yoluyla çene kemiğine ileten ve dişler arasındaki mevcut dişsiz kret sahasına gövdenin yerleştiği protez tipidir (14-17). Sabit bölümlü protezler dayanak dişlere veya diş köklerine simantasyon, vidalı tutunma ya da saf sürtünme gibi yollarla tutunurlar (18). Sabit protetik restorasyonlar, restore edilecek diş sayısına bağlı olarak tek diş ile sınırlı olabildiği gibi tüm okluzyonu kapsayacak şekilde de planlanabilir.

2.1.1. SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE PREPARASYON ESASLARI

Sabit protetik restorasyon uygulamalarında, destek dişlerin, pulpa ve periodontal dokularına zarar vermeden, belirli kurallar çerçevesinde çeşitli aletlerle küçültülmesine diş preparasyonu adı verilir. Sabit protetik restorasyonlarda diş preparasyonu kuralları;

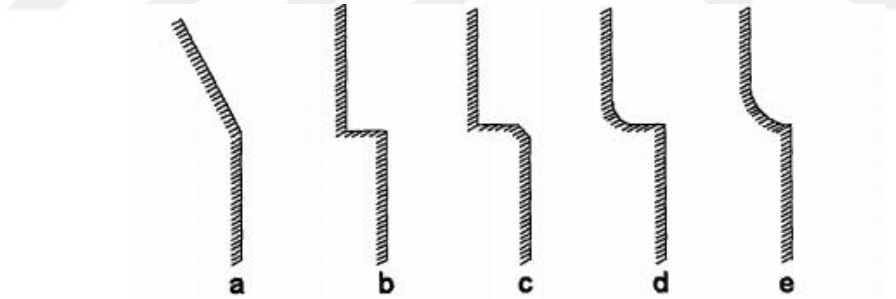
- Diş yapısının korunması
- Tutuculuk ve direnç sağlanması
- Yapısal sağlamlık kazandırılması
- Marjinal bütünlüğün korunması
- Periodonsiyumun korunması, şeklinde sıralanır (16, 19).

Restorasyonun diş uzun aksı boyunca yerinden çıkması retansiyon sayesinde engellenmiş olur. Fonksiyonel kuvvetler altında hareket etmeye veya yer değiştirmeye karşı koyabilmesi ise stabilizasyon sayesinde gerçekleşir (18).

Restorasyonlarda yeterli retansiyon ve stabilizasyonun sağlanabilmesi için diş preparasyonu kurallara uygun bir şekilde yapılmalıdır. Sabit protetik restorasyonlarda; preparasyonun yüzey alanının artması kayma kuvvetleri altındaki yapıştırma simanının yüzey alanını artırır, dolayısıyla retansiyonun artmasına sebep olur (16, 19). Preparasyonda karşılıklı duvarların birbirine paralel olması retansiyonu artırır. Ancak pratikte bu işlem pek mümkün olmamaktadır. Genelde araştırmacılar koniklik açısı olarak 6°-12° açılardırmanının uygun olduğunu, bunun retansiyonu yeterli seviyede arttırdığını bildirmişlerdir (19).

Preparasyon aşamasında marjinal bitim dizaynı; basamaklı (shoulder), oluk biçimli

(chamfer) ve bıçak sırtı (knife-edge) olmak üzere üç şekilde hazırlanabilmektedir. Shoulder bitim dizaynı, dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanır, kuvvetlerin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlar ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Estetiğin sağlanabilmesi ve restorasyonun uygun konturlara sahip olabilmesi için yer kazandırır. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan bu basamak tipinde diğer marjinal dizaynlardan daha fazla diş yapısı kaldırılır. Chamfer bitim dizaynında, basamak diş eti kenarında geniş açıyla sonlanır, uygun frezler ile rahat bir şekilde oluşturulur ve prepare edilmiş diş, ölçü ve güdük üzerinde görülebilir. Chamfer bitim şekli döküm-metal restorasyonlar veya metal-porselen kuronların metal bölümü için kullanılır. Oluk biçimli basamak hazırlandığından, materyal için yeterli boşluk oluşturulur ve anatomik olarak doğru aksiyal konturlama sağlanır. Metal desteksiz restorasyonlarda, iç açısı 90° ye yakın olan daha geniş yarıçapa sahip derin chamfer (iç açısı yuvarlatılmış shoulder) basamak kullanılır. Bıçak sırtı marjinal sonlanma, diş yapısı için konservatif olmasına karşın restoratif materyal için yeterli alan bırakmaz. Bu durum aşırı aksiyal kontura sahip restorasyonların ortaya çıkmasına neden olur. Alt çenedeki arka grup dişlerin lingual yüzeyinde, aşırı dış bükey aksiyal eğimi olan dişlerde ve dişin eğildiği taraftaki yüzeyinde bıçak sırtı bitim şekli uygulanabilir (Şekil 1) (19).



Şekil 1: Preparasyon esnasında uygulanan marjinal tasarımlar
(a: Knife-Edge, b: Shoulder, c: Bizotajlı Shoulder, d: Derin Chamfer/İç Açısı Yuvarlatılmış Shoulder, e: Chamfer)

Sabit protetik restorasyonların başarısında dişeti kenarı ile restorasyonun uyumu oldukça önemli rol oynamaktadır. Restorasyonun ağız dokuları ile uyum sağlaması, preparasyon bitim sınırı ile restorasyon kenarları arasında başlıca adaptasyon ile gerçekleştirilir. Tam seramik sistemler için kullanılan iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipinde, basamağın geniş olması sayesinde okluzal kuvvetlere karşı restorasyon direnci artar, porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimler azalır (19).

Sabit bölümlü restorasyonların yapım aşamasında, preparasyonu tamamlanan dişlerden ve çevre dokulardan; doğru ve eksiksiz ölçü elde etme işlemi, restorasyonların üretim aşamasındaki önemli basamaklardan birini oluşturmaktadır. Ölçü işlemi; çeşitli maddeler ve uygulamalarla preparasyon sahasının ve çevre ağız içinin negatifinin elde edilmesi şeklinde tanımlanmaktadır (17, 20). Ölçü, restorasyonların başarısını etkiler. Sabit protezlerde ölçü işleminin doğruluğu restorasyon ve dayanak diş arasındaki uyum ile ilgilidir (21). Ölçü ne kadar iyi alınırse restorasyonun uyumu o oranda iyileşme potansiyeline sahip olacaktır.

2.1.2. SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ ELEMANLARI

2.1.2.1. Destek Diş (Ayak Diş, Dayanak Diş)

Çekim boşluğunun mesial veya distalinde bulunan ve eksik dişlerin yerine yerleştirilen gövde ile bağlantılı kuron ile kaplanan dişlerdir (14, 16, 22).

2.1.2.2. Tutucu

Destek dişe simante edilen kuron veya parçalı kuron gibi diğer restorasyonlardır (14, 22).

2.1.2.3. Gövde

Destek dişler arasındaki eksik dişlerin fonksiyon, estetik ve fonasyon bakımından yerlerini alan ve tutucular ile birleşen protez parçalarıdır (14, 16, 22).

2.1.2.4. Bağlayıcı (Konnektör)

Gövde ve tutucuları birbirine bağlayan protez parçalarıdır (14, 22).

2.1.3. DENTAL SERAMİKLER

Dişhekimliğinde seramik terimi, bir ya da daha fazla metal elementi ile birleşmiş metal olmayan bir element (genellikle oksijen) içeren inorganik materyaller için kullanılır (23). Seramiklerde, metal olmayan oksijen elementi matriks görevi görür. Metal ya da silisyum (Si) gibi daha küçük yapıdaki yarı metal atomlar oksijen (O) atomları arasında yer alır. Oksijen ve silisyum atomları birbirine hem kovalent hem iyonik karakterde atomik bağlar ile bağlıdır. Bu güçlü bağlara sahip matriks yapısı sayesinde seramikler, sert, yüksek elastisite modülüne sahip, ve dirençli bir yapı meydana getirir.

Dental seramikler; kaolin, feldspar ve kuartzdan oluşan 3 komponent ile geleneksel seramik temeline sahiptir. İçerik olarak fazla miktarda feldspardan oluşan geleneksel

seramiklere “Feldspatik Seramikler” denir. (23-25). Doğal olarak oluşmayan alumina, zirkonya, silisyum karbür, silisyum nitrür gibi malzemelerden yapılan seramiklere ise "Modern Seramikler" denir (26). Dişhekimliğinde seramikler estetik, mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle birçok alanda endikasyona sahiptirler (27).

Estetik beklentilerin artması ile daha fazla translusensiye olan ihtiyaç kaolin eliminasyonuna ve feldsparda % 80'e kadar bir artışa neden olmuştur. İlave edilen çeşitli oksitler (B_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO) ile feldspatik cama düşük fırınlama ısısında azaltılmış ısısal genleşme özelliği kazandırılmıştır. Demir oksit (FeO) ve titanyum oksit (TiO_2) gibi metal oksitler de renk ve opasite vermek için seramikler içine ilave edilmiştir (27).

Dental seramiklerin temel materyali olan feldspar; gri ve pembe arasında bir renkte, kristalin ve opaktır (27, 28). Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir (23). Isıtıldığı zaman yaklaşık $1290^{\circ}C$ de erir. Seramiklere translusensi veren camsı yapı kazandırır (28).

Kuartz; seramikteki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak ısıtma sırasında kütleye stabilize sağlar, dayanıklılığını artırır. Seramik kitlesine şeffaflık verir (28, 29). Saf kuartz kristalleri (silisyum oksit - SiO_2), dental seramiklerde doldurucu görevi yapar ve pişirilme sırasında meydana gelebilecek büzölmeleri önler (28, 30).

Kaolin; alüminyum hidrat silikat ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) formu ile bir kil tipi olarak tanımlanır. Kaolin porselene opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığı zaman yapışkan olur, diğer maddeleri bir arada tutar ve biçimlendirme sırasında seramiğin çalışılabilir kütlesini oluşturmaya yardımcı olur. Yapıştırıcı ve şekillendirici özelliği vardır (28).

Geleneksel dental seramikler porselen hamuru olarak şekillendirilirler; bu, toz ve yeterli miktardaki likidin karıştırılmasıyla elde edilmektedir. Kullanılan porselen likitlerinin içinde glikoller, polimerler, karagen türevi bağlayıcılar, yüzey ve pH düzenleyiciler, organik asitler gibi değişik kimyasallar kullanır. Dental seramik tozlarının üretiminde, ham materyaller ve katkı maddeleri yüksek sıcaklıklarda birlikte ısıtılır ve su içinde hızlı soğutulur. Bu sayede seramik kütlesi parçalanır ve toz haline getirilerek öğütölür. Bu işleme “fritting” denir. Bu toz, likit ile karıştırılarak homojen bir hamur elde edilir ve restorasyon bu hamur ile modele edilir. Çeşitli seramik frit kombinasyonları, restorasyonlarda pek çok estetik özellik oluşturan değişik renk ve translusenside mevcuttur. Modele edilmiş seramik hamur, içindeki partiküllerin eriyerek birbirleriyle kaynaştığı uygun ısıya getirilir. Bu işlem “sintering” olarak bilinir ve içeriğindeki partiküllerin kısmi kaynaşması ile sonuçlanır. Dental seramiklerde silikat fazları eriyerek sıvı faz oluşturur ve soğuma sonrası camsı faza

dönüşerek seramiklere camsı bir görünüm verir; bundan dolayı bu tür seramiklere vitrifiye seramik, sinterleme işlemine de “vitrifikasyon” denir. Bu işlemin vakum altında yapılmasıyla minimal porözite ve maksimum translusensi sağlanır. Sonuç materyal, heterojen katı kütle oluşturan kristalize edilmiş ve edilmemiş inorganik oksitlerin cam matriks içinde birbirleriyle kaynaşmasından meydana gelir (27).

Seramik karışımına renk pigmentleri ilave edilebilir, bunlar renk fritleri olarak isimlendirilir. Bu tozlar doğal dişlerin renklerini taklit etmek için ana karışıma küçük miktarlarda ilave edilir. Sarı-kahverengi renk için titanyum oksit, lavanta rengi için magnezyum oksit (MgO), kahverengi için demir oksit - nikel oksit (NiO), mavi için kobalt oksit (CoO), yeşil için bakır oksit (CuO) ve opasiteyi arttırmak için kalay oksit (SnO) pigment olarak kullanılır (27).

2.1.3.1. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dişhekimliğinde kullanılan dental seramikler, kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentin dokusuna benzerdir (26, 31).

Diş ve çevre dokularla biyolojik uyumları çok iyidir. Seramikler, yüksek derecede okside olmuş, kimyasal etkilere ve korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyonlar oluşturmeyen materyallerdir (25, 32, 33). Dişhekimliği seramikleri, protez malzemeleri arasında en az plak birikimine neden olan malzemelerdendir. Fakat, seramik yüzeyi ile temasta bulunan diş sert dokusunun abrazyona uğradığı da bilinmektedir (30, 32, 34).

2.1.3.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramik restorasyonlar literatürlerde farklı şekilde sınıflandırılmıştır.

- Rosenbulm ve Shulman seramikleri kullanım şekline göre sınıflamıştır. (35);
 1. Metal altyapılı seramik (restorasyonlar)
 2. Tamamı seramik (restorasyonlar)
 - Feldspatik seramikler
 - Dökülebilir seramikler
 - Frezlenebilir seramikler
 - Isı ve basınç ile şekillendirilen seramikler

- Cam infiltre seramikler
- O'Brien tam seramik sistemleri içeriklerine göre sınıflamıştır. (14);
 1. Kuvvetlendirilmiş altyapı seramikleri
 - Alumina
 - Magnesia
 - Spinell
 - Zirconia
 2. Feldspar
 - Yüksek lösit oranlı
 - Düşük lösit oranlı
 3. Döküm-pres cam seramikler
 - Lösit içeren
 - Lityum disilikat içeren
 - Mika içeren
- Conrad, Seong ve Pesun ise güçlendirilmiş seramikleri günümüz piyasa isimleriyle sınıflamıştır. (36);
 1. Cam Seramikler
 - I. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
 - Optec OPC (Jeneric Pentron, Almanya)
 - IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
 - II. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
 - IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
 - III. Feldspatik seramikler
 - Vitablocs Mark I (Vita, Almanya)
 - Vitablocs Mark II (Vita, Almanya)
 - Vita Triluxe Block (Vita, Almanya)
 2. Alumina Esaslı Seramikler
 - In-ceram Alumina (Vita, Almanya)
 - In-ceram Spinell (Vita, Almanya)
 - In-ceram Zirconia (Vita, Almanya)

- Procera All-ceram (Nobel Biocare, İsveç)
- Synthoceram (Cicero, Hollanda)

3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Cerec, Cerec2 ve Cerec3 (Sirona, Almanya)
- Evolution E4D (Planmeca/E4D Technologies, ABD)
- Vita In-Ceram Zirconia (Vita, Almanya)
- DC-Zirkon (DCS Dental, İsviçre)
- Procera (Nobel Biocare, İsveç)
- Lava (3M Espe, Almanya)
- KaVo Everest (Kavo, Almanya)
- Zeno Tec (Wieland, Almanya)
- Cercon (DeguDent, Almanya)
- Zirkonzahn (Steger, İtalya)
- Celay (Vita, Almanya)

2.1.3.3. Dental Seramiklerin Güçlendirilmesi

Feldspatik seramikler, cam matriks ve kristal fazdan oluşurlar. Bunların ana maddesi camdır. Camlar düzensiz yapılarına ve gerçek kristalin yapılarda bulunan kaygan düzlemlerinin bulunmamasına bağlı olarak kırılırlar. Dental seramiklerin dayanıklılığını, yapısında bulunan çatlak ve yarıklar etkiler (37). Yüzeydeki çatlak ve yarıklarının varlığı Griffith Kusurları olarak isimlendirilir. Seramik gerilime maruz kaldığı zaman bu kusurlar çatlakların başlamasına ve yayılmasına neden olur. Baskı stresleri yarıkları durdurma eğiliminde olduğundan, porselen çekme gerilimlerine, baskı gerilimlerine oranla daha dirençsizdir (27).

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı oldukça düşüktür (20-60 MPa). Bu durum dental seramiklerin kullanımında büyük bir dezavantajdır (26). Feldspatik seramiklerin makaslama dayanıklılığı 110 MPa, elastik modülü 69 GPa ve Knoop sertlik değeri 460 kg/mm²'dir.

Yüzeyinde çatlaklar bulunan yüksek dirençli bir seramik, yüzeylerinde çatlak bulunmayan daha zayıf seramikten, klinik şartlarda daha kötü performans gösterir. Bu gerçek seramikleri güçlendirme gereksinimini haklı çıkarmaktadır. Seramiği güçlendirmek için izlenebilecek başlıca yöntemler şu şekilde sıralanmaktadır:

Metal Altyapıların Kullanılması: Seramik materyaller metal alaşımların dış oksit tabakasına bağlanmakta ve son derece dayanıklı restorasyonlar elde edilebilmektedir (27, 38). Metal-seramik restorasyonlar, porselenin estetiği ile metal altyapının dayanıklılığını birlikte kullanıma sunan ve dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir restorasyon tipidir. Bu restorasyonlar, prepare edilmiş dişlerin üzerine oturan metal altyapı ve bu metali maskelemek için üzerine pişirilen seramikten oluşur. Böyle bir restorasyonda metal alt yapı 3 porselen tabakası ile örtülüdür:

1. Opak porselen; alttaki metalin yansımalarını gizler, rengin temelini oluşturur. Seramik ile metal arasındaki bağlanmanın oluşmasında önemli rol oynar.
2. Dentin veya gövde porseleni; restorasyonun ana kütleini meydana getirir ve rengin büyük kısmını oluşturur.
3. Mine porseleni; restorasyona translusensi verir. (19)

Metal Folyolara Bağlanma: İlk geliştirilen sisteme göre ince bir okside platin folyonun güdük üzerine adaptasyonu ve bunun üzerine aluminöz porselenin işlenmesiyle yapılan metal-seramik bir teknikten ibarettir. Bu prensip, daha sonraki uygulamalarında, güdük üzerinde şekillendirilen, adapte edilen ve parlatılan prefabrike altın kullanılarak sürdürülmüştür (39). Folyoyla güçlendirilmiş sabit bölümlü restorasyonlar, kolay yapım teknikleri nedeniyle döküm metal altyapılara alternatif sağlamasının yanı sıra, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın oldukça estetik restorasyonlar yapılması açısından da bir avantaj sağlamışlardır. Metal altyapılara bağlanan seramik materyallerin dayanıklılığı artırır, iç çatlak yayılımını minimize olur (40).

Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması (Çekirdek Yapıyı Güçlendirme): Yüksek dayanıklılığa ve elastisiteye sahip seramik kristalleri, dental seramiklerin camsı fazı içine dağıldığında, oluşan cam-kristal birleşimi dayanıklılığı ve elastikiyeti artırır. Bu daha sert kitle, çatlak yayılımını engeller böylece porselenin kırılması zorlaşır (27). Alüminayla güçlendirilmiş kor materyali, feldspatik porselenden iki kat daha fazla eğilme dayanıklılığına sahiptir (29). Bu dayanıklılıktaki artış kristal fazın konsantrasyonu ile ilgilidir (28).

Camın Kristalizasyonu: Camın kontrollü kristalizasyonu dental seramiklerin güçlendirilmesinde diğer bir metoddur (28, 41). Isı uygulaması sırasında, iç kristallerin büyümesi ile kontrollü kristalizasyon meydana gelir. Bu kontrollü kristalizasyon cam boyunca eşit olarak dağılan küçük kristallerin oluşumuna neden olur. Kristallerin sayısı ve

büyüklüğü, ısı uygulama süresi ve ısı derecesi ile ayarlanır (26).

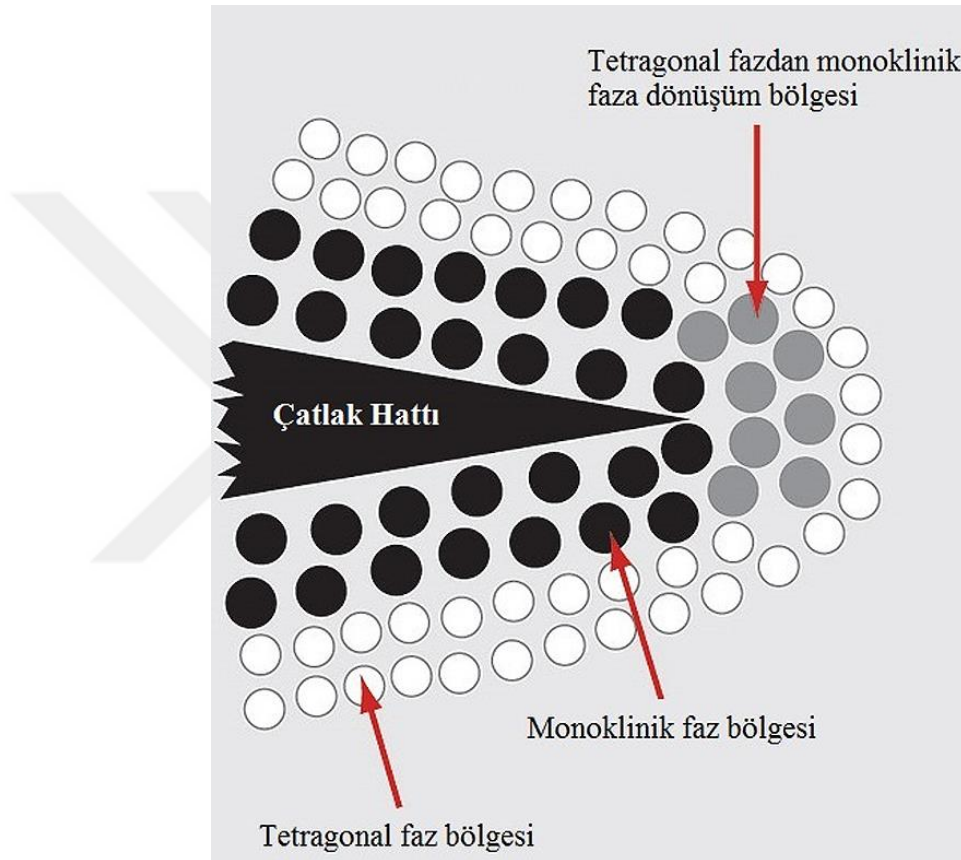
İyon Değişimi ile Kimyasal Sertleştirme: Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile seramik yüzeyinde düşük ısıda kompressif bir tabaka oluşturmayı amaçlar. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompressif bir tabaka elde edilir. Seramik, cam geçiş ısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır. İyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramik içerisindeki küçük hacimli iyonlar daha geniş hacimli iyonlarla yer değiştirerek silikat ağını sıkıştırır ve kompresyonu gerçekleştirir (17). Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikro çatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır. Çatlaklar ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, seramik kırılmadan önce oldukça büyük yüklemeleri kaldırabilir (42).

Mine ve Dentine Bağlanma: Seramiklerin mineye bağlanma dayanımları oldukça iyidir. Dentine bağlanma dayanımı, yapılan yeni çalışmalarla gün geçtikçe arttırılmakta ve mineyle olan bağlantıya yaklaşmaktadır. Mineye bağlanma ile zayıf seramik restorasyonlar önemli derecede güçlendirilmiş olur. Eğer seramik restorasyonlar diş yapısına yeteri kadar iyi bağlanabilse, yapılan restorasyonun dayanıklılığı dişin doğal dayanıklılığına yakın olacaktır (28).

Yüzey İşlemleri: Polisaj, glazür, basınç altında soğutma gibi işlemleri kapsamaktadır. Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanabilecek polisaj işleminin, seramik yüzeyini daha da düzgünleştirdiği, bu yüzeylerde gerilim birikimlerinin daha düşük olacağı ve böyle düzgün yüzeylerde yapılan glazür işleminin daha da dayanıklı sonuçlar vereceği savunulmaktadır (43). Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glazür, porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikro çatlaklarının ve porözitenin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (44). Doğal olarak seramiğin fırınlanması sırasında tam olarak sinterlemenin oluşması ve poröz yapıların dolması sonucu seramiğin yüzeyinde parlak ve kaygan bir katman oluşur ki buna “natürel glaze” adı verilir. Bu sayede seramik, kütsel bütünlüğe erişir ve dayanıklılığı artmış olur (43).

Sertleştirme Dönüşümü: Son dönemlerde tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan zirkonyum oksit ortamdaki ısıya bağlı olarak farklı kristal yapılarda bulunmaktadır. Bu kristal fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır. Materyalin mekanik özellikleri birincil olarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır. Bu

dönüşüme dıştan uygulanan stresler neden olmakta ve kristallerin hacminde % 3 ile % 5 oranında bir artışa sebep olmaktadır. Bu sayede, çatlakların ilerlemesine karşı koyacak iç stresler gelişmekte ve materyalin çatlak yayılımına olan direncinin artmasında rol oynamaktadır (Şekil 2). Bundan dolayı zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler, geleneksel seramiklere kıyasla çok daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösterirler (45).



Şekil 2: Zirkonyum materyalinde tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sonucu çatlakların sıkışması ve ilerlemesinin durması

2.1.4. TAM SERAMİK SİSTEMLER

Estetik, günümüzde hem hastanın hem de diş hekiminin en çok üzerinde durduğu konulardan olmuştur. Estetik denince de dişhekimliği açısından ilk akla gelen kavram doğallıktır. Doğal diş rengi, ışığın direkt olarak diş yüzeyinden ve de içeriye girip dentin ve mine tabakasından geçerek yansması şeklinde meydana gelir. Renk, ortamın ışığından, yüzeyin yapısından ve restorasyonu çevreleyen ağız içi dokulardan etkilenir.

Uygulanan restorasyonlar; renk derinliği ve ışık geçirgenliği açısından doğal dişte bulunan yapıyı taklit edebilmelidir. Doğal diş, ışığın arka tarafa iletilmesine izin verirken,

metal destekli seramik restorasyonlar sadece ışığın yansımaya izin verir. Tamamı seramik restorasyonlar ise ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılabilecek estetik materyallerdir (32, 46).

2.1.4.1. Tam Seramik Restorasyonların Genel Avantajları

1. Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translusensi kaybı tam seramik restorasyonlarda görülmez.
2. Metal-seramik iç yüzeyindeki opak tabakadan doğan doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıklarından mükemmel bir estetiğe sahiptir.
3. X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut restorasyon altındaki dişin pulpa odası ve kök kanalı rahatlıkla görülebilir.
4. Seramik restorasyonlarda altyapıya bağlanma kusursuz bir birleşme gösterdiği için, metalle olan birleşmedeki gibi çatlak, ayrılma genelde görülmez.
5. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen, gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuron içinden geçebilir ve dişe yakın estetik görüntü olanağı verir. (47)

2.1.4.2. Tam Seramik Restorasyonların Genel Dezavantajları

1. Diş preparasyonu metal destekli seramik kuronlara göre daha çok ayrıntı gerektirir.
2. Laboratuvar çalışmaları daha çok dikkat ve titiz bir çalışma gerektirir.
3. Maliyeti yüksektir.
4. Ek laboratuvar ekipmanı gerektirir.
5. Kırılgandır. (47)

2.1.4.3. Güçlendirilmiş Tam Seramik Sistemler

2.1.4.3.a. Alumina Kor

a.1. Alumina; ilk kez 1965 yılında McLean ve Huges tarafından geliştirilmiştir (19). Uzun yıllar metal desteksiz porselen sistemlerinde tek seçenek olarak kalmış ve metal altyapının yerine kullanılmıştır. Geleneksel porselene %40-50 oranında alumina kristalleri (Al_2O_3) eklenerek elde edilir (19). Alumina partikülleri kuartztan daha dayanıklı ve çatlakları durdurmada daha başarılıdır. Saf aluminanın, dayanıklılık değerleri 480-699

MPa'a kadar çıkabilmektedir. Feldspatik seramiğin en iyi şartlarda 60 MPa olan bükülme direnci alumina kor seramiklerde 131 MPa'ya kadar yükselmiştir (48). Ancak yine de bu dayanıklılık değeri sabit bölümlü protezler için yetersiz kalmıştır (39, 49, 50).

a.2. Hi-Ceram; ilk kez 1972'de Jorgensen tarafından, fosfat bağlı revetman üzerine platin (Pt) yaprak kullanılmaksızın, alumina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir (51). Kimyasal yapısı geleneksel alumina yapısına benzer, ancak daha fazla alümina partikülleri içerir. Teknikte, altyapı olarak doğrudan ısıya dayanıklı güdük üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde fırınlanmaktadır (51). Hi-Ceram kor materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir. Teknikte kullanılan güdük materyali, altyapı seramiği ve üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Böylece porselenin, direkt olarak güdük üzerinde - refraktör day tekniği ile oluşturulması sağlanır (52, 53). Tek kuron restorasyonu olarak tüm dişlerde kullanımı uygundur, daha büyük restorasyonlarda kullanılması önerilmez (54, 55).

a.3. In-Ceram; Sadoun tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (56-58). Isıya dayanıklı güdük üzerine ince grenli alumina partikülleri içeren hamurdan bir kor hazırlama esasına dayanır. Elde edilen kor, özel bir fırında uzun süren yüksek ısı fırınlama işlemine tabi tutulur (56-58). Ancak, fırından çıkınca, kor yapı içeriğindeki alumina partikülleri arasında kalan boşluklardan dolayı henüz dayanıksızdır (6-10 MPa). Dayanıklılığı arttırmak için boşluklar cam infiltrasyonu ile doldurulur ve partiküllerin kaynaşması sağlanır. Bu yolla dayanıklılığı yüksek materyal elde edilmiş olur (59, 60).

In-Ceram Alumina; 1989 yılında tanıtılmıştır. Bu sistemde, alumina altyapının şekillendirilip fırınlanmasından sonra içerisine cam infiltre edilmektedir. Saf alumina (%99,6) içeren bu In-Cream sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üyeli sabit bölümlü restorasyonların yapımı mümkündür (36, 57). Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen sistem, sınırlı estetik olanaklar sağlar (61). Fırınlanmış materyalinin bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma direnci ise 3,1-4,6 MPa arasında ölçülmektedir (62).

In-Ceram Spinel; alumina yerine spinel ($MgAl_2O_4$) kullanılarak elde edilir. Dentinin ışık geçirgenliğini taklit edebildiğinden aluminaya göre daha estetik olması avantajıdır, ancak dayanıklılığı aluminaya göre daha düşüktür (350 MPa) (63, 64).

In-Ceram Zirkonya; alumina sistemine %35 oranında kısmen-stabilize-edilmiş zirkonyum ile modifikasyonudur (65). Bu materyalin bükülme direnci 421-800 MPa, kırılma

direnci ise 6-8 MPa arasındadır (66). Aşırı opak özelliği nedeni ile anterior bölgede kullanılması endike değildir, ancak posterior bölgede sabit bölümlü restorasyon yapımı için çok uygundur (36, 61).

2.1.4.3.b. Magnezyum Kor

O'Brien ve ark. tarafından geliştirilen (67), temel yapısını %40-60 oranında magnezyum (Mg) ve magnezyum oksidin oluşturduğu, bu altyapı materyalinin bükme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 131 MPa'dır (63). En önemli özelliği ise ısısal genleşme katsayısının ($13,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$) geleneksel mine ve dentin porselenlerine yakın olmasıdır. Böylece metal destekli porselen restorasyonlar için üretilmiş olan dentin ve mine porselen tozları ile birlikte kullanılabilir.

2.1.4.3.c. Cerestore (All-Ceram)

Sozio ve Riley tarafından 1982 yılında geliştirilmiştir (63, 68). Burada, enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kristalize olmuş bir magnezyum-alüminyum oksit altyapı kullanılır. Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat (MgAl_2O_3) oluşturur. Alüminyum oksit ve magnezyum alüminat yapıya dayanıklılık kazandırır. Bu sistemde fırınlanma aşamasında diğer porselen sistemlerinde olduğu kadar bir büzülme olmaz. Yapım tekniğinde, epoksi rezin güdük materyali üzerinde hazırlanan yapının, sisteme özel bir fırında fırınlanması ile porselen materyalinden kor elde edilir. Daha sonra üzerine, sistemi için özel olarak hazırlanan, yüksek oranda alumina içeren dentin ve mine porseleni uygulanır (52).

2.1.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Genel Endikasyonları

1. Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme görülen dişlerde,
2. Estetiğin önemli olduğu ve kapanışta yeterli mesafenin olduğu vakalarda,
3. Normal diş kavsinden sapmış dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
4. Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda. (47)

2.1.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Genel Kontra-Endikasyonları

1. Diş preparasyonu sonrası kapanış mesafesinin 1 mm'den az olduğu durumlarda,

2. Preparasyon sonrası tutuculuğun en alt seviyede olacağı çok kısa dişlerde,
3. Daha önce basamaksız preparasyon yapılmış dişlerde,
4. Bruksizim veya düzeltilemeyecek düzeyde malokluzyonu olan vakalarda,
5. Örtülü kapanış ve ileri itimin aşırı derecede artmış olduğu vakalarda,
6. Kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan vakalarda,
7. Pipo kullanımı veya bazı mesleki gereksinim ve alışkanlıklarına bağlı durumlarda.

(47)

2.2. CAD/CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM teknolojisi, eskiden beri birçok alanında sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, dişhekimliğinin kullanımına uygun üretim maliyeti ve uygulanabilirliği bakımından ilk kez Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından 1988’de CEREC ismi altında İsviçre’den sunulmuştur (69, 70).

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal hazır bloklardan indirekt tam kontur restorasyonlar veya restorasyon altyapıları üretilmesi esasına dayanır (61).

1984’ten günümüze birçok firma kendi CAD/CAM sistemini geliştirmiş, böylece bu teknolojinin son 30 yılda kullanımı gittikçe artmıştır. Günümüzde CAD/CAM sistemleri çok popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte eskiden sınırlı kullanılabilen alumina ve zirkonya gibi polikristalin yapıya sahip son derece güçlü ve gelişmiş seramiklerin kullanımı mümkün olmuştur (71).

2.2.1. CAD/CAM SİSTEMLERİNİN KOMPONENTLERİ

2.2.1.1. Tarayıcı (Scanner)

Prepare edilmiş dişler ile birlikte onlara komşu ve kapanıştaki diğer dişler ve ağız içi yapıların, direkt olarak ağız içinden ya da indirekt olarak çalışma modelinden taranıp bu yapıların 3 boyutlu (3B) şekillerinin dijital veriye dönüştürülmesinde kullanılır (72, 73). Dental kullanımda, mekanik ve optik olmak üzere 2 çeşit tarayıcı vardır. Mekanik tarayıcıda, iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Optik tarayıcıda, beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Mekanik tarayıcılar, tarayıcının diş ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Bu tarama işlemi

genellikle elde edilen alçı model üzerinde ekstra-oral olarak gerçekleştirilir. Optik tarayıcılarda ise ortamdan elde edilecek verileri sistemin intra-oral veya ekstra-oral optik kamerası ile sağlarlar (74).

Her sistemin kendine özel veri toplama teknolojisi vardır. Bazı sistemlerin kendine ait ağız içi kameraları mevcut iken, sıklıkla, verileri toplamak için mekanik veya laboratuvar optik tarayıcılar kullanılarak model üzerinden tarama yapılır (75-77). Tarama sistemleri, teknisyenin aktif olduğu indirekt teknik ve hekimin aktif olduğu direkt teknik olmak üzere iki grupta değerlendirilir (78).

İndirekt Teknik: Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü ile elde edilen çalışma modeli CAD/CAM sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Bazı sistemlerde, alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile sanal model elde edilebilir. Sanal modelin oluşturulması, 3B tarama işlemi ile gerçekleştirilir (79).

Direkt Teknik: Bu teknikte konvansiyonel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Burada, istenilen restorasyon için hazırlanan dişler ağız içi görüntüleme sistemleri yardımı ile taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır (Resim 1) (79).

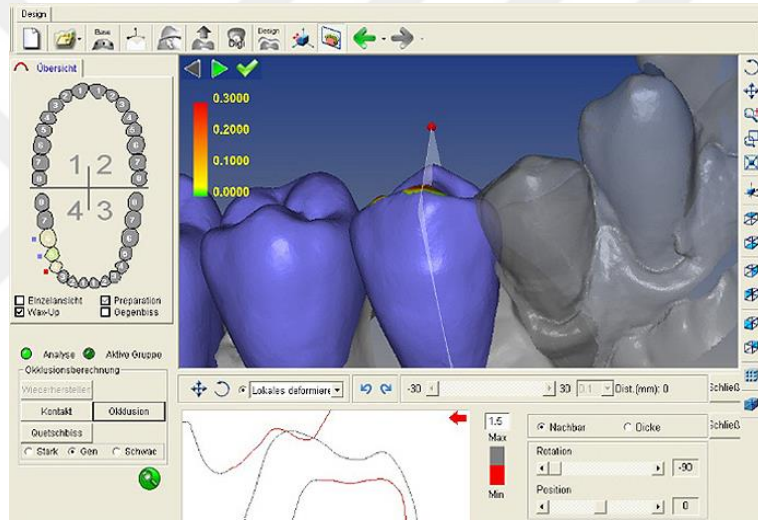
Hassasiyet bakımından, indirekt teknik konvansiyonel ölçü materyallerini ve ölçü tekniklerini içerdiğinden, direkt tekniğe göre farklılıklar göstermektedir. Bu bakımdan, ölçü maddelerinin boyutsal stabilite, saklama koşulları, dezenfeksiyon sırasındaki distorsiyonlar, ölçü kaşığından ayrılma ve uyumsuzluk, dental laboratuvara transfer sırasındaki şartları dikkate alınmalıdır (79, 80). Konvansiyonel teknikle alınan ölçü sırasında hastaya verilen rahatsızlık, indirekt tekniğin ayrıca bir dezavantajıdır.



Resim 1: Ağız içi tarama ünitesi

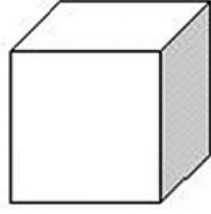
2.2.1.2. Yazılım (CAD - Software)

Bilgisayar ekranda restorasyonun 3B tasarım ve planlanmasının yapıldığı bilgisayar programıdır. Günümüzde, kişiye özgü restorasyonlar tasarlamayı ve üretmeyi sağlayan yazılımlar mevcuttur. Bununla birlikte, kullanıcı hataları, programların karmaşıklığı arttıkça artmaktadır. Son yıllarda, CAD yazılım programlarının kullanıcı dostu arayüzler sunmalarına karşın, kullanıcıların bilgisayar ile ilgili temel bilgi donanımlarının ve kullanım becerilerinin yeterli olup olmadığı da sonuç başarıyı etkileyen önemli bir faktör olarak görülmüştür (Resim 2) (74).

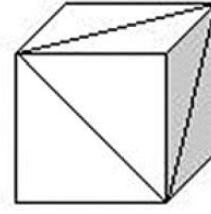


Resim 2: CAD ünitesi (bilgisayar yazılımı)

CAD sistemi ile tasarım yaparken belirli dosya formatları ile işlem yapmak gerekmektedir. Stereolitrografi (STL); bilgisayar üzerindeki sanal görüntüden bir katı nesne oluşturan üç boyutlu yazdırma işlemidir. Hızlı prototipleme (rapid prototyping) olarak da adlandırılan bu işlem, çok yönlü ağ gösterimi kullanarak STL dosyalarında parçalar oluşturur. STL dosya uzantısı ile hızlı prototipleme, endüstrisinde standart olarak kabul gören bir işlemdir. Bu dosya formatı, taranan yapının, sanal üçgenler kullanılarak somutlaştırılacak dublikatının yüzey şeklinin meydana getirilmesinden ibarettir (Şekil 2) (81, 82).



Şekil 1



Şekil 2

Şekil 2: STL dosya formatı (Şekil 1 STL formatında 12 üçgenden oluşacak biçimde Şekil 2 gibi algılanır)

Üretime başlamadan önce CAD sistemi ile üretilecek parçanın tasarımının yapılması gerekmektedir. Günümüzde çoğu CAD yazılımı, farklı marka üretim üniteleriyle uyumlu STL formatını desteklemektedir. Hemen her CAD programı, yapılan tasarımın STL uzantılı olarak dışa aktarılabilceği bir çözüme sahiptir (81, 82).

2.2.1.3. Üretim (CAM)

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makinelerinden ibarettir (Resim 3) (74). Restorasyonu oluşturmak için hazır bloklar kullanılır. Üretim işlemi, restoratif materyal bloklarının daha önce yapılan tasarıma uygun olarak frezlenmesi şeklinde meydana gelir (83).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler, prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Bu bloklar bilgisayar kontrolünde çalışan frezeleme cihazları ile kesime tabi tutulur. Bazı sistemler yarı sinterlenmiş blokları kullanırken, kimi sistemler de tam sinterlenmiş bloklar kullanırlar. Yarı sinterlenmiş seramiklerde bloklar poröz olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkân tanımaktadır. Poröz yapının elimine edilebilmesi için freze işleminden sonra son bir sinterleme işlemine tabi tutulması gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise yapılar poröz olmayıp frezeleme işlemi oldukça zor yapılır, buna karşın tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur (71).

Tasarımı tamamlanan restorasyonun üretimine geçilirken, boyut, renk ve estetik özelliklerine uygun bir seramik blok seçilmesi başarılı restorasyon üretimi için çok önemlidir. Üretilcek restorasyonların üye sayısı da seramik blok seçimini etkilemektedir. Tek ya da az üyeli restorasyonların üretiminde daha küçük hazır seramik küpler kullanırken, çok üyeli ya da tam ağız restorasyonların üretiminde büyük ve kalın bloklar, diskler

kullanılmaktadır. Örneğin; Cercon (DeguDent, Almanya) sisteminde kullanılan seramik diskler 12, 30, 38, 47 mm kalınlıklarında üretilir ve restorasyona göre seramik disk seçimine olanak sağlanır.

Son yıllarda seramik bloklar daha estetik restorasyonlar üretebilmek için yeni çok renkli ve katmanlı seramik seçenekler ile sunulmuş ve yüksek estetik beklentiler daha kolay karşılanır olmuştur.

CAM üretiminden sonra, manüel düzeltmeler, sinterleme, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerleme işlemleri ayrıca diş teknisyeni tarafından yapılabilir (72, 73, 84).



Resim 3: Cam ünitesi

2.2.2. CAD/CAM SİSTEMLERİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Direkt tarama tekniği geleneksel ölçü alma yöntemlerine alternatif olmuş, üretim süresini kısaltmış ve uyumlu restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmesini sağlamıştır (69, 85). Bu sistemler, insana bağlı hata potansiyelini azaltmış, konvansiyonel ölçü yöntemlerine bağlı muhtemel çapraz enfeksiyonların kontrolüne yardımcı olmuştur (61, 69). Dişhekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla, seramik materyallerin kondenzasyon, füzyon, sinterleme işlemleri ve bunlara bağlı üretim hataları ile restorasyonun gerçek boyutunun korunmasına yönelik zorluklar nispeten azalmıştır (69). Geleneksel yolla üretilen altyapı seramikleri fırınlamalar neticesinde büzülme gösterirken, CAD/CAM ile üretimde büzülme göz ardı edilebilecek boyutlara kadar çekilmiştir. Bu daha

iyi bir marjinal uyumun elde edilmesine katkı sağlamıştır (57).

CAD/CAM sistemleri ile tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı minime indirgenmiştir. Ölçü almanın yanı sıra geçici kuron hazırlama gereksinimi ortadan kalkmış, ekonomik kazançta katkı sağlanmıştır. CAD/CAM sistemleri sayesinde laboratuvar teknisyenlerinin de işleri kolaylaşmıştır (86).

Dental CAD/CAM sistemlerin dezavantajlarının başında birim üretim maliyetinin yüksek olması gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerinden yararlanmak hala yeteri kadar ekonomik değildir. Artistik dokunuş gerektiren restoratif yapıların oluşturulmasında yüksek kalifiye teknisyen gereksiniminin yeri doldurulamamış ve kullanımı her türlü endikasyona yaygınlaşmamıştır (87).

2.2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER

CAD/CAM, tam seramik posterior restorasyonlara olan ihtiyacı karşılamak üzere geliştirilmiş özel malzemelerin kullanıma sunulabildiği alternatif restoratif sistemlerdir (88). Bu sayede geleneksel yöntemlerle kullanılamayan yeni malzemeler kullanıma girmiş, sistemlerdeki gelişmeler dayanıklı metal desteksiz seramik restorasyonların klinik kullanımını arttırmıştır (Tablo 1) (89). Bu teknolojiyle kullanılan başlıca materyaller;

- Dayanıklılığı arttırılmış dökülebilir akrilikler
- Cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikler
- Silikat seramikler
- Yoğun alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramikler
- Titanyum
- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, şeklinde sıralanır (90).

CAD/CAM sistemlerinde, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler de kullanılıyor olmasına rağmen, genellikle alumina, zirkonya ve porselen esaslı seramikler daha çok tercih edilmektedir (77).

Ağız içinde kullanılacak seramik materyale, restorasyonun ağız içinde yer alacağı bölgeye, restorasyonun büyüklüğüne ve hastaya özel bazı şartlara göre karar verilir (91).

Bu seçimde restorasyonun lokalizasyonuna göre; ön bölgede estetik özellikleri yüksek olan seramik materyaller kullanılırken, özellikle görüş alanı içinde olmayan diş arkının arka bölgelerinde estetik gereksinimlerin azalması ve çiğneme kuvvetlerinin artmasına bağlı olarak estetikten ödün verip dayanıklılıkları yüksek seramikler

kullanılmalıdır. Kanin bölgesi ve çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde Cercon (DeguDent, Almanya), Procera (Nobel Biocare, İsveç), Lava (3M Espe, Almanya), DC-Zirkon (DCS Dental, İsviçre) ve In-Ceram (Vita, Almanya) gibi üreticilerin “Zirkonia” markalı dayanıklı seramik materyalleri kullanılabilir. Anterior bölgede kullanılan seramikler ise dayanıklılık bakımından posteriorde kullanılanlardan zayıf olmakla beraber estetik açıdan daha üstün özellikler taşırlar. Anterior bölgede, In-Ceram Spinell (Vita, Almanya), IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), ProCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) gibi estetik özellikleri yüksek sistemler seçmek daha başarılı sonuçlar verir (91).

Restorasyon büyüklüğü de materyal seçimini etkileyen diğer bir faktördür. İki dayanaklı dört üyeli, üç dayanaklı beş üyeli gibi büyük sabit bölümlü restorasyonlarda dayanıklılıkları yüksek materyaller kullanılmalıdır. Bu gibi restorasyonlarda materyal seçimi yaparken öncelikle dayanıklı materyaller seçilmeli estetik beklentiler geri planda tutulmalıdır (91).

Yüksek kas tonusu sonucu aşırı çiğneme kuvvetine sahip hastalarda istenmeyen kuvvetlerin varlığı restorasyonlarda çatlak oluşumunu provoke edip, kırılmalara neden olabilir. Bu gibi durumlarda başarısızlığı önlemek için daha dayanıklı bir seramik materyal seçmek doğru olacaktır (91).

Tablo 1: CAD/CAM sistemlerinde güncel seramik materyaller ve genel kullanım endikasyonları

Restoratif Materyal	CAD/CAM Sistemi	Endikasyon	Bükülme Dayanıklılığı
Dicor MCG (flourmica)	Cerec	İnley, onley, veneer	<100 Mpa
Vita Mark II (felspatik)	Cerec	İnley, onley, veneer, anterior kuron	150 Mpa
ProCAD (lösitle güçlendirilmiş)	Cerec	İnley, onley, veneer, anterior kuron	150 Mpa
In-Ceram Spinell (magnezyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab	Anterior kuron	350 Mpa
In-Ceram Alumina (alüminyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab, DCS Precident	Kuronlar ve anterior köprüler	500 Mpa
Alumina (alüminyum oksit)	Procera	Kuron ve köprü	600 Mpa
In-Ceram Zirconia (zirkonyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab, DCS Precident	Kuron ve köprü	750 Mpa
Yarı sinterlenmiş zirconia (zirkonyum oksit)	Lava, DCS Precident, Procera, Everest, Cercon	Kuron ve köprü	>1000 Mpa
Tam sinterlenmiş zirconia (zirkonyum oksit)	DCS Precident, Everest	Kuron ve köprü	>1000 Mpa

2.2.3.1. Zirkonyum

Zirkonyum; “Zr” sembolüyle gösterilen metalik bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22'dir. Oda koşullarında (25°C) gümüşümsü-beyaz renkli katı olup doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Yoğunluğu 6,51 g/cm³, ergime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C'dir (92).

Zirkonyum ile ilgili literatürde bilinen mineraller zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum dioksittir (ZrO₂). Zirkon; zirkonyum silikatın diğer adıdır. Zirkonya ise; zirkonyum oksit (ZrO) ve zirkonyum dioksitin diğer adları olarak kullanılır. Zirkon ve zirkonya kelime yapısıyla benzeyen, ama birbirlerinden farklı iki kimyasal bileşiktir. Zirkonyumun başlıca elde edildiği kaynak zirkon madenidir (92).

En önemli mekanik özellikleri; dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olmasıdır. In-vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direnci 9-10 MPa/m^{1/2} ve büküme dayanımının 900-1200 MPa olduğu, alüminyum oksit seramiklerin ise buna karşın 3,1-4,6 MPa/m^{1/2} kırılma direncine ve 236-600 MPa büküme dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum seramiklerin kırılma direnci değerlerinin, cam seramiklere göre 3 kat fazla olduğu belirtilmiştir. (93).

Zirkonyum seramiklerin yüksek dayanıklılığının, faz dönüşümüne bağlı sertleşme mekanizmasından kaynaklandığını belirtilmiştir (94, 95). Zirkonyum kristalleri monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç farklı yapıda düzenlenmektedir. Zirkonyumun saf hali oda ısısında monoklinik kristal yapısındadır (1170°C'ye kadar) ve stabil değildir. Artan ısılarla tetragonal yapıya (1170-2370°C), daha da ısıtılırsa kübik yapıya (2370-2716°C) dönüşüm gösterir (88, 93). Materyal yüzeyinde stres oluştuğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza değişim gerçekleşmektedir. Bu esnada meydana gelen hacim artışı (% 4,5), bütünlüğe yönelik yıkıcı sonuçlara yol açabilecek boyuttadır. Bu değişim, geri dönüşümlüdür ve 950°C'de ters yönde başlamaktadır. Saf zirkonyum tetragonal fazda stabilize edilebilmesi için materyale, % 3,5-6 oranında itriyum oksit (Y₂O₃), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO) gibi bileşikler ilave edilmektedir (Tablo 2) (96). Böylece stres ile başlatılan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün kontrolü sağlanarak, faz bozunumu önlenmekte ve materyalin sertliğinin yüksek olması sağlanmaktadır (93). Günümüzde, daha üstün özellikleri nedeniyle, stabilize edici olarak itriyum oksit kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma itriyum oksit ilavesi ile oda sıcaklığında tetragonal zirkonyum polikristalin (Y-TZP) yapısı elde edilir. Magnezyum oksit ve kalsiyum oksit kısmi stabilize edilmiş zirkonyum (PSZ) seramiklerini oluşturur ve Mg-PSZ ve Ca-PSZ olarak sembolize edilir (29).

Tablo 2: Stabilize edilmiş zirkonyum seramikler ve bazı fiziksel özellikleri

Malzeme	Elastiklik Modülü	Sertlik (GPa)	Kırılma Tokluğu (MPa/m ²)
Mg-PSZ	200	10-14	4,7-15
Ca-PSZ	215	7-12	15-30
Y-TZP	205	10-12	5,8-15

2.2.3.2. Zirkonyumun Kullanım Alanları

Zirkonyumun biyomateryal olarak kullanımı 1969 yılında Hellmer ve Driskell'in kalça protezi yapımı ile başlamıştır (92). Günümüzde, üstün fiziksel özellikleri, estetik ve biyouyumluluğu dolayısıyla, CAD/CAM sayesinde dişhekimliğinde de kullanılma olanağı doğmuştur (36). Bu teknoloji, dişhekimliğine önemli bir zenginlik katmış, alumina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımıyla popüleritesini arttırmıştır (84). Özellikle, zirkonyum, diğer materyallere olan fiziksel üstünlükleri sayesinde dişhekimliğinde farklı kullanım alanları bulabilmiştir;

- Korozyona dayanıklılığı nedeniyle cerrahi aletler gibi birçok aletin yapımında,
- Yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının küçük olması nedeniyle implant ve abutment materyali olarak,
- Post-kor ve parsiyel kuron restorasyonlarında restoratif materyal olarak,
- Hibrit implant-üstü protezlerde taşıyıcı kaide olarak,
- Ortodontik braket olarak,
- Sabit dental restorasyonlarda altyapı ve tam kontur restoratif materyali olarak (92, 97).

Günümüzde, sabit dental restorasyonlarda Y-TZP zirkonyum 4 farklı şekilde uygulanabilir:

CAD/CAM teknolojisi ile üretilen zirkonyum altyapıların;

1. Üzerine geleneksel yolla veneer porselen yığılarak uygulanarak ve fırınlanır, böylece bitmiş restorasyon elde edilir,
2. Üzerine kayıp mum tekniğiyle basınç altında veneer porselen enjekte edilir ("Press-on" metodu) ve alt yapıya bağlanması sağlanır, bu yolla bitmiş restorasyon elde edilir,
3. Üzerine gelecek veneer porselen, hazır bloklardan CAD/CAM teknolojisi yardımıyla üretilir ve alt yapıya adapte edilerek yapıştırılır ("CAD-on" metodu), bunun sonucunda bitmiş restorasyon elde edilir.
4. Zirkonyum altyapı üzerine veneer seramik uygulanmaksızın, tam kontur (monolitik) zirkonyum restorasyonların üretilip, makyaj ve cilalama prosedürleri sonrasında bitmiş restorasyon elde edilmesi şeklindedir (98).

2.2.3.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

- Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
- Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır.
- İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
- Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
- Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
- Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
- Radyo-opak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
- Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerle de yapıştırılabilmektedir (99).

2.2.3.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

- Görünümleri oldukça opaktır.
- Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
- Üzerlerine uygulanan veneer porselenler ile bağlantıları zayıftır, bu da restorasyonun dayanıklılığını sınırlamaktadır.
- Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmaları gerekir, metal alt yapılar gibi ağızda uyumlandırılmaları mümkün değildir (99).

2.2.3.5. Zirkonyum Seramiklerin Üretimi

Dişhekimliğinde kullanılan zirkonyum seramikler, homojen yapıda Y-TZP Üretim bloklar halinde üretilirler. Bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonyum bloğun elde ediliş şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre Y-TZP zirkonyum bloklar 2 ana gruba ayrılır (88):

2.2.3.5.1. HIP (Hot Isostatic Pressing) Zirkonyum

HIP zirkonyum blokları, yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulabilirler. Restorasyon, doğrudan gerçek boyutunda şekillendirilir. HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde öncelikle materyal

yaklaşık 1300°C’de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalan Y-TZP’ nin rengi gri-siyaha döner. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir (83).

2.2.3.5.2. NON-HIP (Non Hot Isostatic Pressing) Zirkonyum

Literatürde “dry-pressed” olarak da adlandırılan bu bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptir. Sinterlenmesi tamamlanmamış NON-HIP zirkonyum bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. NON-HIP bloklar, CAD/CAM sistemleri ile “green machining” olarak adlandırılan “ham şekillendirme” işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası gerçek boyuttan büyük hazırlanan altyapı, basınçsız olarak 1350-1500°C arasında sinterlenir. Bunun sonucunda, sinterlenmemiş haldeki poröz zirkonyum altyapı yaklaşık % 20-30 oranında bir büzölmeye uğrayarak hem gerçek boyutuna ulaşır hen de daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (83, 88, 92).

2.2.4. YAYGIN OLARAK KULLANILAN CAD/CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM sistemleri; ofis (hasta-başı) ya da laboratuvar ortamında kullanmaya müsait sistemler olarak sınıflandırılabilir. Tüm CAD/CAM sistemleri arasında yalnızca Cerec (Sirona, Almanya), hem ofis hem de laboratuvar kullanımını aynı anda sunmaktadır. Cerec’e benzer bir diğer sistem Evolution E4D’dir (Planmeca/E4D Technologies, ABD). DCS Precident (DCS Dental, İsviçre), Procera (Nobel Biocare, İsveç), Cerec inLab (Sirona, Almanya) ve Lava (3M Espe, Almanya) gibi laboratuvar CAD/CAM sistemleri özellikle son 10 yılda ilerleme göstermiştir. Günümüzde başarılı bir şekilde yaygın olarak kullanılan birçok CAD/CAM sistemi mevcuttur (Tablo 3) (69).

Tablo 3: Piyasadaki bazı CAD/CAM sistemlerinin karşılaştırılması

Sistem	Piyasaya Çıkış	İşlem Merkezi	Tarama Mekanizması	CAD Programı	CAD İşlemi
Cerec 3	2000	Hasta başı	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Cerec inLab	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
DCS Precident	1989	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Procera	1993	New Jersey, İsveç	Manuel	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Lava	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Everest	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Cercon	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik

2.3. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi veya diğeri adıyla dijital (sayısal) hacimsel tomografi çene ve yüz dokularının üç boyutlu görüntüsünü oluşturabilen ekstra-oral bir görüntü tarayıcısıdır. Konik ışın teknolojisi 1980’li yıllardan beri bilinmekle birlikte, dişhekimliğinde, konik ışınli hacimsel tomografi veya İngilizcedeki kısaltasıyla CBCT yakın dönemde kullanılmaya başlanmıştır (100). Dişhekimliği için geliştirilen bu cihaz ilk olarak 1998 yılında New-Tom (Quantitati&Radiology, İtalya) adıyla piyasaya sunulmuştur. Bu ilk cihazda tarama sırasında hasta yatar durumda pozisyonlandırılırken, yeni geliştirilen sistemlerde tarama daha pratik kabul edilen oturma pozisyonunda gerçekleştirilmektedir (101).

Radyografik görüntülemenin çalışması, milyonlarca pikselin bir araya gelmesi ile resimsel bir görüntü oluşturma esasına dayanır. Piksel iki boyutlu bir kavramdır ve kenarları eşit uzunlukta olan bir kareden meydana gelmektedir, uzaysal olarak da X ve Y koordinatları vardır. Geleneksel radyografi görüntüleri piksellerin bir araya gelmesi ile meydana gelir. Bilgisayarlı tomografiler (BT) ile elde edilen görüntü ise voksel (voxel) adını verdiğimiz, 3B - kübik piksellerden oluşur, uzaysal olarak X, Y ve Z koordinatları vardır. Medikal BT’lerde voksel küpünün Z kenarı uzunluk varyasyonu gösterirken, CBCT’de her kenarı

eşit uzunlukta olur (101).

CBCT'nin 3B radyografik görüntüleri, son yıllarda dişhekimliği alanında yaygınlık kazanmıştır (102, 103). Elde edilen görüntüler kullanıcı için anlaşılması kolay ve 2 boyutlu radyografilere göre çok daha fazla bilgi sağlamaktadır (103). CBCT cihazları, konvansiyonel BT cihazlarında kullanılan fan (yelpaze) şeklinde ışının aksine koni şeklinde ışın yayarlar. Bu ışın hastayı baştan sona geçtikten sonra, kalan ışın, amorf silikon, yassı panel, veya imaj hızlandırıcı CCD (Charged Coupled Device) detektörü tarafından yakalanır. CBCT taraması sırasında, tarayıcı ünitenin, hastanın başı etrafında 360 derecelik bir dönüşü sırasında 160 ile 599 kadar temel imaj yakalanır (104, 105). Bir bilgisayar programı, olgunlaşmamış görüntü verilerini toplar ve bunları görülebilir biçime çevirerek, milimetrenin altında çözünürlük sağlar (104, 106). Tarama zamanı 5 ile 40 saniye arasında sürer, bu süre ünitenin protokol ayarlarına bağlıdır (104). X-ışınları ile elde edilen görüntü alanı FOV (field of view) olarak adlandırılır ve küresel ile silindirik veri hacmini sağlar.

CBCT sistemleri limitli (dental veya bölgesel) ve tam (orto veya fasiyal) olmak üzere iki kategoride sınıflandırılabilir. Limitli CBCT'nin görüntü alan (FOV) çapı 40-100 mm iken, tam CBCT'nin FOV çapı 100-200 mm arasında değişir. Bu iki tip arasındaki diğer önemli bir farklılık, limitli tipte voksel değerlerinin daha küçük (0.1-0.2 mm veya 0.3-0.4 mm) olmasıdır (100).

Konvansiyonel BT teknolojisinde kesitler, aksiyal, sagittal ve koronal imaj olarak incelenebilir. CBCT programı ise referans hatlarını ayrıca birleştirir ve bu, kesitleri belirleme karmaşıklığını azaltır. CBCT, 2 boyutlu görüntüden, bilgisayar programı yardımı ile dijital olarak 3B volümü oluşturur (103). CBCT, limitleri daha kısıtlı olan erken jenerasyon BT tarama cihazlarına alternatif, 3B görüntüyü dişhekimliğinde pratik olarak kullanmak için tasarlanmıştır. Radyasyon kaynağı, konvansiyonel, düşük radyasyon, x-ışını tüpüdür ve sonuç olarak meydana gelen ışın panel detektör üzerine yansıtılmaktadır. CBCT cihazlarında üretilen çok odaklı ışın sayesinde, sarmal BT aygıtlarına nazaran daha düşük skater radyasyonu oluşmaktadır. CBCT görüntülemelerinde total radyasyon, geleneksel BT'nin en az % 20'si kadardır ve tam ağız periapikal film serisi ışınlama dozuna eşdeğer olabilir (103). Hastaya verilen dozlar panoramik radyografi dozundan 3-7 kere daha fazla, BT' den %20-40 daha düşüktür. (107).

CBCT, geleneksel BT'ye göre daha ekonomiktir (102). Ayrıca CBCT, BT'ye kıyasla daha hassas ve iyi görüntü çözünürlüğü sağlar (102, 103, 106, 108, 109).

Geleneksel BT'nin metalik restorasyonlar ve implant uygulamalarında artifakt ve distorsiyon sebebi ile analiz ve teşhis zorluğu belirgin iken, CBCT ile birlikte metal içeren alanlarda artifaktın daha az olması bir başka üstünlüktür (103).

2.3.1. CBCT' NİN DEZAVANTAJLARI

- İki boyutlu radyolojik incelemelere göre çok pahalıdır.
- Oluşturulan iyonize radyasyonun dozu panoramik radyografi incelemelerine göre daha fazladır.
- En ufak harekette sadece bir parça yerine bütün veri setini ve bütün imajı etkiler.
- Yumuşak dokunun sınırlı çözünürlüğünü sağlar.
- Düşük kontrast aralıklarına sahiptir (x-ışını detektörünün tipine bağlıdır) (106).

2.3.2. CBCT'NİN DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANIM ALANLARI

- Dental implant planlamasında (102, 110).
- Ortodontik tedavi, cerrahi ve temporomandibuler eklem uygulamalarında (110).
- Maksiller sinüsün değişiklikleri ve patolojilerinin tespitinde (111).
- Çürük teşhisinde (restorasyonsuz dişlerde daha etkilidir) (110)
- Periodontal destek dokuların (kemik yapısının) karakteri ve teşhisinde (110)
- Endodontik uygulamalarda, pulpal enflamasyonu sebebi ile oluşan periapikal lezyonların teşhisi, dental kanalın izlenmesi, internal ve eksternal rezorpsiyonların belirlenmesi, kök kırıklarının tespit edilmesinde (110)
- Çok yeni bir yaklaşım olarak, CBCT ve CAD/CAM sistemleri bir arada kullanılarak, sabit protetik restorasyon (mesela kuron) üretimi de yapılabileceği gösterilmiştir (12).

2.4. SABİT RESTORASYONLARDA MARJİNAL UYUM

Restoratif uygulamalarda klinik başarı, kırılma direnci, estetik, marjinal ve internal uyum gibi faktörlere bağlıdır (60, 112, 113). Uygulanan restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun sağlanması çok önemlidir (114). Yeterli uyumun olmayışı, hem diş hem de destek dokular için zararlıdır (115).

Yapılan çalışmalara göre, klinik ve laboratuvar tekniklerindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman istenildiği gibi olamamaktadır. Bu da

önemli ölçüde periodontal rahatsızlıkları ortaya çıkarma potansiyeline sahiptir (116).

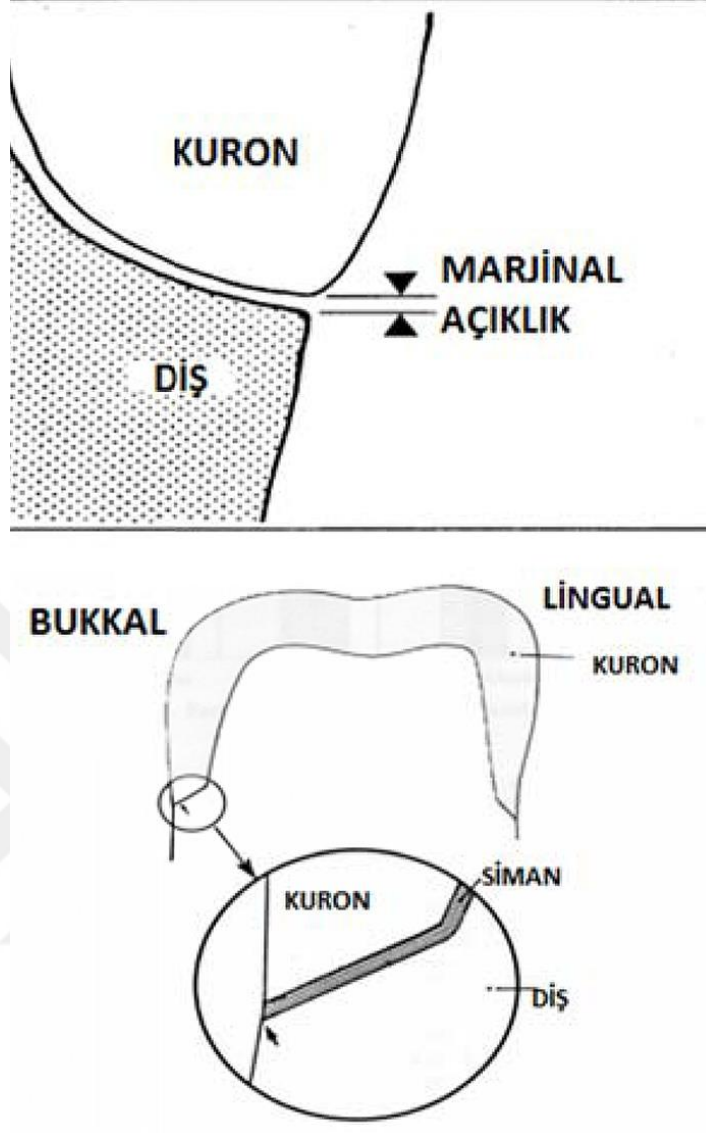
Uygun marjinal adaptasyon, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas yapısal faktör olduğu için başarılı bir kuronda bulunması gereken özelliklerdendir (117). Dışarıdan uyumlu gibi görünen bir restorasyonda bağlantı ara yüzünde daima mikroskobik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrar. Bu problemi minimize etmek için restorasyon marjini, dış preparasyonuna mümkün olduğu kadar hassas bir şekilde uyumlamalıdır.

Marjinal uyumu ve minimum siman aralığını sağlayan faktörler;

1. Dış preparasyon dizaynı,
2. İnternal uyumlama tekniği,
3. Restorasyon yapımında kullanılan materyal,
4. Restorasyonun yapım yöntemi,
5. Simantasyon prosedürü,
6. Siman aralığı yaratma yöntemi,
7. Mesleki faktörlerdir (118, 119).

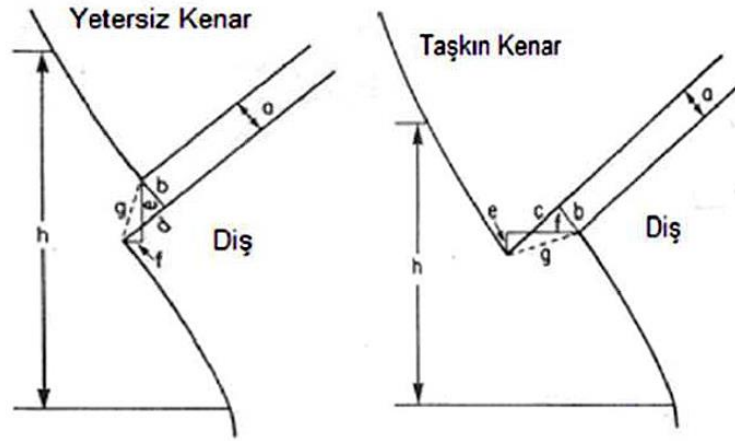
Geniş marjinal açıklık, plak birikimine, periodontal hastalıklara bağlı kemik kaybına, ikincil çürüklere, simanın çözünmesine bağlı marjinal sızıntı dolayısıyla, marjinal renklenme, pulpa rahatsızlıklarına ve hassasiyete neden olur (120-123). Bunların önüne geçmek, restorasyonun daha uzun ömürlü olmasını beraberinde getirecektir.

Marjinal uyumu tanımlamak, tek bir tanım ile mümkün değildir (124). Burada, “marjinal açıklık”, genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey boyut olarak kabul edilir (Şekil 3) (125). Bununla birlikte, pratikte karşılaşılan, morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlere bağlı olarak bu açıklığı kesin bir şekilde tayin etmek neredeyse imkansızdır (126).



Şekil 2: Marjinal açıklık

Marjinal uyumun belirlenmesinde, ölçüm yapılan noktaların seçilmesi ve uyum olarak bahsedilen terminolojinin araştırmacılara göre değiştiği gözlemlenmiştir. Çalışmalarda bir terim, farklı ölçümleri betimleyebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilir. Uyumun ölçülmesiyle ilgili yayınlarda; marjinal adaptasyon, internal adaptasyon, dikey oturma, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi terimlerden bahsedilmiştir (127). Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve ark. marjinal uyuma ilişkin terimleri yeniden tanımlamışlardır (Şekil 4) (127).



Şekil 3: Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi

(a. İnternal açıklık, b. Marjinal açıklık, c. Taşkın kenar, d. Yetersiz kenar, e. Dikey marjinal açıklık, f. Yatay marjinal açıklık, g. Mutlak marjinal açıklık, h. Oturma uyumsuzluğu)

Dikey marjinal uyumsuzluk, kuron kenarından preparasyon sınırının yatay izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle belirlenir ve “Dikey marjinal açıklık” olarak isimlendirilir. Yatay marjinal uyumsuzluk, preparasyon kenarından kuron kenarının dikey izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle belirlenir ve “Yatay marjinal açıklık” olarak tanımlanır. Ayrıca kuron kenarı, taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kuron kenarının preparasyon sınırını yatay yönde aşmasıdır. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan kuron kenarının preparasyon sınırına yatay yönde yetişemeyip kısa kalmasıdır. Marjinal aralık miktarı ile taşkınlık veya yetersizlik miktarının vektörel kombinasyonu “Mutlak marjinal açıklık” olarak isimlendirilir, yani marjinal açıklık ile taşkın veya yetersiz kenarın hipotenüsünden oluşur. “Oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılan fenomen, kuronun oturmaması durumunda, kuron dış yüzeyi ile preparasyon alanı dışında ve aynı doğrultuda belirlenen sabit ikinci bir nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kuron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı şeklinde tanımlanır. Bu olguda değişkenliğin meydana gelmesinde en önemli nedenlerinden biri protezi yapıştırmak için kullanılan simanın film kalınlığıdır (127). Siman film kalınlığı bazı nedenlerle değişiklik gösterir. Bu nedenler (128);

- Protezi yapıştırma sırasında uygulanan kuvvet,
- Protezi yapıştırma sırasında kuvvetin uygulanış şekli ve yönü,
- Protezin oturmasını engelleyen ya da simanın akışkanlığını rahatlatan bir konfigürasyon varlığı,

- Protezin preparasyona uyumu, olarak belirtilmiştir.
- Restorasyonun oturacağı yerin geometrik şekli,
- Prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi,
- Kullanılan simanın viskozitesi,
- Simantasyon süresi,
- Siman aralığını ayarlamak için ajan (die-spacer) uygulaması,
- Kenar bitim şekli, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen diğer önemli faktörlerdir (128, 129).

2.4.1. MARJİNAL UYUMU ÖLÇME YÖNTEMLERİ

Marjinal açıklık pek çok metot kullanılarak incelenmiştir (130). Birçok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen ve bir sond ucu ile fark edilemeyen marjinal açıklığı saptamak ve klinik olarak kabul edilebilir bir değer tespit etmek için çalışmalar yapmıştır (118). Literatürde, marjinal aralığın klinik kabul edilebilirliği konusunda farklı görüşler vardır.

Teorik olarak kabul edilebilir marjinal aralık 25-40 μm ' dur. Birçok araştırmacı, klinik olarak kabul edilebilen maksimum değerlerin 120 μm 'a kadar olabileceğini savunmuşlardır (131). Bunun sebebi, McLean ve Von Fraunhofer'in 1000'den fazla restorasyonu dahil ettikleri 5 yıllık klinik çalışmalarının sonucunda 120 μm 'lik maksimum marjinal açıklık değerinin kabul edilebilir olduğu sonucuna varmalarındandır (132). Fakat, başka araştırmacılar, klinik kabul edilebilir marjinal açıklık değerini 100-150 μm olarak kabul etmektedirler (133-135). Bazı diğer yazarlara göre ise 50-200 μm arasındaki marjinal açıklık değerleri klinik olarak kabul görebilmelidirler (37, 136-138). Görüldüğü üzere, klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal açıklık değeri konusunda tam bir fikir birliği oluşmamıştır.

Günümüzde marjinal uyumun ölçümü için mevcut olan standart bir metot yoktur. Ancak yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, marjinal ve/veya internal kuron uyumun ölçmek için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilir:

1. Direkt güdük üzerinden ölçüm tekniği
2. Rezin replika tekniği
3. Siman aralığı-silikon replika tekniği
4. Kesit alarak ölçüm tekniği
5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazlarıyla ölçüm tekniği(139).

6. Mikro-BT cihazı ile yapılan ölçüm tekniği. (140)

2.4.1. Direkt Gdk üzerinden lm Tekniği

Direkt güdük üzerinden ölçüm yöntemi en bilinen, uygulaması kolay ve tercih edilen bir metottur (141-143). Bu yöntemde, restorasyon hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilir ve optik-dijital mikroskop veya elektron mikroskopuyla marjinal aralığın fotoğrafı alınır. Alınan fotoğraflar üzerinde manuel ölçümler yapılabileceği gibi, bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilir. lm yapılan restorasyon zarar görmez ve üretimin değişik aőamaları arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon sonrası ölçümlerde kullanılmak için uygundur. lm, direkt olarak yapıldığı ve dublikasyon veya ara maddeye ihtiyaç olmadığı için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir.

2.4.2. Rezin Replika Tekniği

Rezin replika tekniğinde, ölçüm yapılmak istenen restorasyonun marjin bölgesinin ls alınır (144). Dairesel silikon kalıp şeklinde elde edilen lnn içine, döküme uygun modelasyon akrilik rezin maddesi uygulanarak restorasyonun marjinal bölgesi dublike edilmiş olur. Elde edilen rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılır. lm yaparken ölçüm bölgesini mikroskop altında konumlandırmak ve netlik sağlamak zordur, özellikle, sabit restorasyonlarda destek dişler üzerinde proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün olamamaktadır. Bu yöntemin avantajı, replika sayesinde proksimal bölgeler gibi ulaőılması zor yerlerden de ölçümler yapılabilmesidir. Replika, silindir şeklinde hazırlanır ve özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle mikroskop altında ölçümler kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı, replikasyon sırasında kullanılan materyallerde boyutsal stabilitenin korunmasının tartıőmalı olmasıdır..

2.4.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların marjin ve i uyumlarının lmnde kullanılır (37, 115, 145, 146). Bu yöntemde, kuronun içine akıcı kıvamlı silikon koyulur ve diş ya da gdğn üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Kuron, diş ya da gdkten ayrıldığında kuronun iç kısmında kalan sertleőmiő silikonun üzerine, akıcı fakat daha kıvamlı silikon materyali enjekte edilir. Sonuç olarak elde edilen silikon yapıda,

akıcı kıvamlı silikonun kalınlığı, siman aralığı ve iç uyumunu gösterirken; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş ya da güdüğü temsil eder. Bu birleşik yapıdan alınan kesitler üzerinde ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır.

2.4.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniğinde, kuron, diş üzerine simante edilmeden önce veya edildikten sonra, boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin kuron-diş arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-diş kompleksi rezine gömülerek, bu yapıdan istenilen miktarda kesit elde etmek suretiyle her bir kesitten ölçüm yapılır. Bu şekilde, marjinal açıklık veya iç uyumun incelenebilir. Gözlemlerde kontrast için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa, kuron, boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir (129, 142, 147-151).

2.4.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi ile Ölçüm

Dişhekimliğinde CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak marjinal uyumu ölçülecek restorasyon için dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılarla üç boyutlu olarak taranır (152). Elde edilen dijital görüntüler bilgisayar programları ile üst üste çakıştırılarak karşılaştırılır ve böylece restorasyona zarar verilmeden her bölgedeki marjinal uyum ve siman aralığı incelemesi mümkün olur. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı, sonuçlara direkt olarak yansımaktadır.

2.4.6. Mikro-BT Cihazı ile Yapılan Ölçüm Tekniği

Mikro-BT (Micro-CT) ile ölçüm yöntemi, restorasyonlara zarar vermeden 2- ve 3-boyutlu marjinal açıklık analizi yapılabilen ve kuron-diş yapısının tomografisini çekerek uygulanan, yeni bir tekniktir. Mikro-BT ile restorasyonların farklı alanlarında internal ve marjinal açıklıklar mikron seviyesinde hassaslıkla değerlendirilir (153). Bu yöntemde, restorasyonun marjinal açıklık değerleri, 3B ölçümler ve bu ölçümlerin ortalama değerleri bilgisayar yazılımı ile otomatik olarak belirlenebilmektedir. Mikro-BT analizi diğer yöntemlere göre daha pahalıdır ve analiz süresi daha uzundur (154).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3B tarama sistemi ve CBCT ile modellenip CAD/CAM sistemi ile üretilen 3 üyeli posterior köprü protezlerin zirkonyum altyapılarının dikey marjinal uyumlarını değerlendirmek amacıyla bir çalışma modeli oluşturuldu. Bu model, 3B laboratuvar tarama cihazı veya CBCT kullanarak 2 ayrı dijital modele dönüştürüldü. Elde edilen dijital modeller üzerinde, aynı parametrelere sahip olacak şekilde, zirkonyum altyapılar tasarlandı. Benzer çalışmalar (133) referans alınarak % 80 güç analizi ile çalışma için gerekli örnek sayısı yazılım yardımıyla hesaplandı (n=22) (Resim 4). 3B laboratuvar tarama ile 22 adet ve CBCT ile 22 adet köprü protezi olmak üzere, 2 gruba ayrılmış 44 adet restorasyon altyapısı CAD/CAM kullanılarak üretildi. Her bir örnek, çalışma modeline el ile uyumlandırıldı. Restorasyon çapaları ile modelin ön ve arka dayanakları arasında meydana gelen dikey marjinal açıklık (DMA) 7 ayrı noktadan dijital mikroskop ile ölçüldü. Elde edilen veriler kullanılarak 2 grubun dikey marjinal uyumları istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Sample Size	
One-Tailed:	Two-Tailed:
Independent samples: 14	18
Paired samples: 9	11

Resim 4: Örneklem sayısının hesaplanması

3.1. GEREÇ

3.1.1. DOĞAL DIŞLERİN TOPLANMASI VE ÇALIŞMA MODELİNİN HAZIRLANMASINDA

KULLANILAN GEREÇLER

- Alegra TE-97 LQ aeratör başlığı (W&H, Avusturya)

- ANA-4 fantom üst çene dental çalışma modeli (Frasaco, Almanya)
- Bobcat Pro kavitron 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 labut frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 368-314-023-5-C labut 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: 811-314-037-7-C okluzal fiçı frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 836R-314-010-6-N silindir frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 837R-314-014-8-C silindir frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 848L-314-018-12-C konik uçlu frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: 882-314-014-10-SG yuvarlak konik uçlu frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- No: Z 862-314-016-8-XF alev uçlu frez (GZ Instrumente, Avusturya)
- Polisaj patı (Chemists Sultan, ABD)
- Presto Aqua II mikromotor (NSK, Japonya)
- Serum fizyolojik (Eczacıbaşı Baxter, Türkiye)

3.1.2. ZİRKONYUM ALTYAPILARIN 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)
- Rainbow yarı sinterlenmiş zirkonyum blok (GENOSS, G Kore)
- ZR6856 Komet elmas zirkonyum tesviye frezi (Gerb. Brasseler, ABD)

3.1.3. MARJİNAL ADAPTASYON ÖLÇÜM İŞLEMLERİNDE VE İSTATİSTİKSEL ANALİZDE KULLANILAN GEREÇLER

- 1523 S mavi asetat kalem 1523 S (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 ×3.5 - ×180 yakınlaştırmalı stereoskopik mikroskop (AmScope, ABD)
- SPSS 21.0 istatistiksel analiz programı (SPSS Inc, ABD)
- vx86, 3.7.2608 mikroskop görüntüleme yazılımı (AmScope, ABD)
- Win-Episcop 2.0 programı (WinEpi, İspanya)

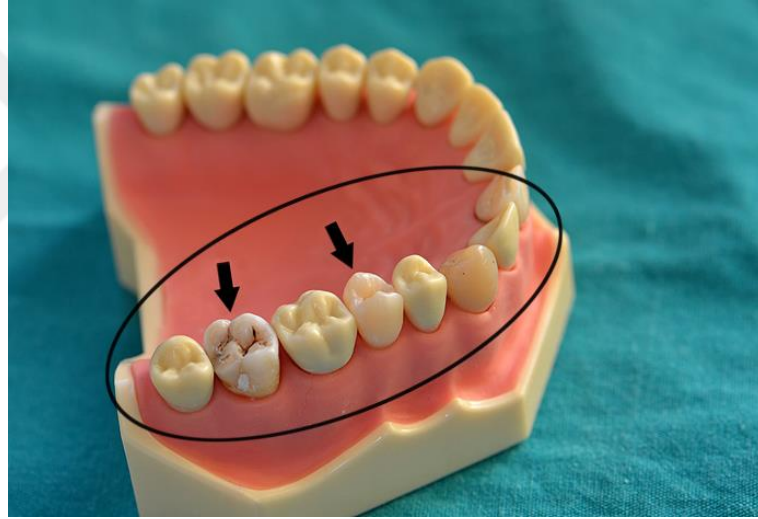
3.2. YÖNTEM

3.2.1. ÇALIŞMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Çalışmada, sert doku bütünlüğü bozulmamış, periodontal nedenlerle çekilmiş birer adet daimi sol üst ikinci premolar ve molar diş kullanıldı. Bu amaçla iki farklı hastadan bilgilendirilmiş onam ve Mustafa Kemal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay (Protokol Kodu: 08/03/2016/77) alındı. Dişler çekilir çekilmez serum fizyolojik içinde muhafaza edildi. Kavitron kullanarak yüzey eklentilerinden temizlendi. Düşük devirde (10000 rpm) mikromotor-anguldurva ile fırça ve pat kullanarak polisaj işlemine tabi tutuldu. Model çenede, doğal dişlerin geleceği yerler boşaltılarak soket boşlukları model akriliği ile dolduruldu. Akrilik rezin donmadan doğal dişler yapay olanlardan boşalan yerleri ideal bir şekilde olacak biçimde bu boşluklara uyumlandırıldı ve sertleşen akrilik ile modele sabitlendi (Resimler 5 ve 6). Su soğutması altında 300000 rpm devir ile aeratör ve elmas frezler kullanılarak doğal dişler zirkonyum altyapılı köprü ile restore edilecek şekilde prepare edildi (Resim 7). Dengeli ve eşit doku redüksiyonu için önce tüm diş yüzeylerine silindir frezlerle rehber oluklar açıldı. Okluzal yüzeyden labut ve fiçı frezler yardımıyla 2 mm aşındırma yapıldı. Diğer yüzeylerden ortalama 1 mm diş dokusu kaldırıldı. Dişlerin marjinal preparasyon sınırı, silindir frezlerle, iç açısı yuvarlatılmış 1 mm genişliğinde “shoulder” marjinal tasarımı şeklinde oluşturuldu. Konik uçlu elmas frezler ile giriş yoluna

uygun ve preparasyon prensiplerine sadık kalacak şekilde optimal aksiyal duvar eğimi oluşturulmaya çalışıldı. Preparasyon işlemi, ince grenli alev uçlu elmas frezler kullanılarak keskin kenarların yuvarlatılmasıyla tamamlandı (Resim 8). Çalışmanın preparasyonla ilgili safhası, alanında 10 yıllık tecrübesi bulunan bir protetik diş tedavisi uzmanı tarafından gerçekleştirildi (E.K.).

Gövde tasarımı yapabilmek için prepare edilmiş dişler arasında kalan yapay diş (sol üst birinci büyük azı) modelden çıkarıldı ve geriye kalan soket boşluğu, model üzerinde diş eksikliğini taklit edecek şekilde, akrilik rezin ile dolduruldu. Çalışma modeli oluşturma işlemleri tamamlandı (Resim 9).



Resim 5: Doğal dişlerin model üzerinde görünümü



Resim 6: Farklı açılardan model ve doğal dişlerin görünümü



Resim 7: Preperasyonda kullanılan frezler



Resim 8: Preperasyon işlemi sonrası doğal dişler



Resim 9: Prepare edilmiş doğal dişler ve gövdenin geleceği yerde diş eksikliği simülasyonu

3.2.2. 3B LABORATUVAR TARAYICISI VERİLERİ KULLANILARAK ZİRKONYUM ALTYAPILARIN HAZIRLANMASI (3B-L GRUBU)

Çalışma modeli CAD/CAM tarama spreyi ile kaplandı ve 3B laboratuvar tarayıcısı ile tarandı (Resim 10 ve 11). Taranan model, Stereolitrografi (STL) formatı ile CAD yazılımına kaydedildi. Oluşturulan dijital model üzerinde 3 üyeli zirkonyum köprü altyapısı tasarlandı (Resimler 12 ve 13). Tasarım sırasında restorasyonun siman aralığı, marjinal sınırdan 40 μ m, marjinal sınırdan 1 mm yukarıdaki tüm iç yüzeylerde ise 60 μ m olarak belirlendi. Restorasyonun çapalarında tüm yüzeylerin altyapı kalınlığı 0,5 mm olarak tasarlandı. Gövde tasarımı olarak yazılım kütüphanesinden mesio-distal boyutu 7,5-8,0 mm, bukkolingual boyutu 7,5-8,0 mm, okluzogingival boyutu 4,5-5,5 mm olan gövde seçildi. Restorasyon çapaları ile köprü gövdesi arasındaki konektörler mesio-distal yönde 3 mm, bukkolingual yönde 2,7 mm, okluzogingival yönde 4,0 mm olarak ayarlandı. Oluşturulan tasarım, zirkonyum altyapıları üretmek üzere CAM yazılımına aktarıldı (Resimler 14, 15 ve 16). Yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanılarak ve her bir blokta 7-8 örnek yer alacak şekilde, restorasyonlar 5 eksenli CAM cihazında üretildi (Resimler 17, 18, 19 ve 20). Örnekler 1150°C'de 12 saat süre ile sinterlendi (Resimler 21, 22 ve 23). Sinterleme işlemi sonrası CAD/CAM ile zirkonyum restorasyonlar konusunda tecrübeli bir teknisyen, tüm zirkonyum altyapıları özel elmas frez ve özel yüksek hızlı mikromotor kullanarak su soğutması altında tesviye etti ve modele uyumlandırdı (Resim 24). 3B laboratuvar tarama

sistemi kullanılarak modellemesi yapılan, çalışma modeline uyumlu, 22 adet 3 üyeli zirkonyum altyapı elde edildi (Resim 25).



Resim 10: Tarama spreyi uygulanmış çalışma modeli



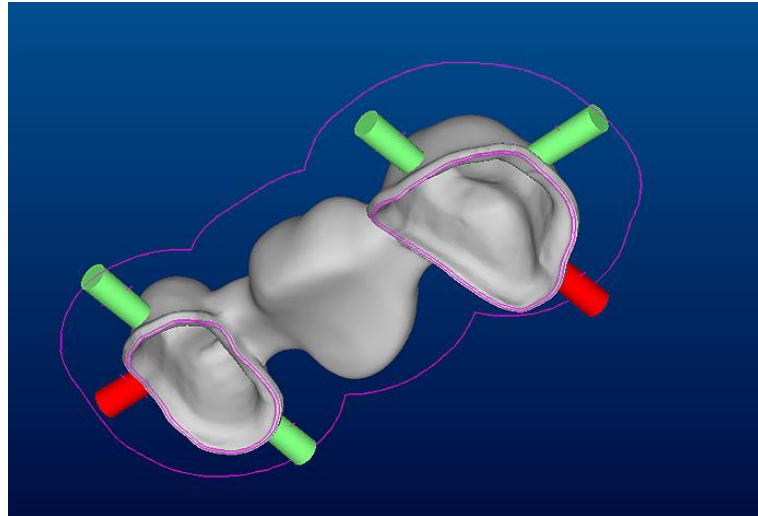
Resim 11: 3B Laboratuvar tarama ünitesi



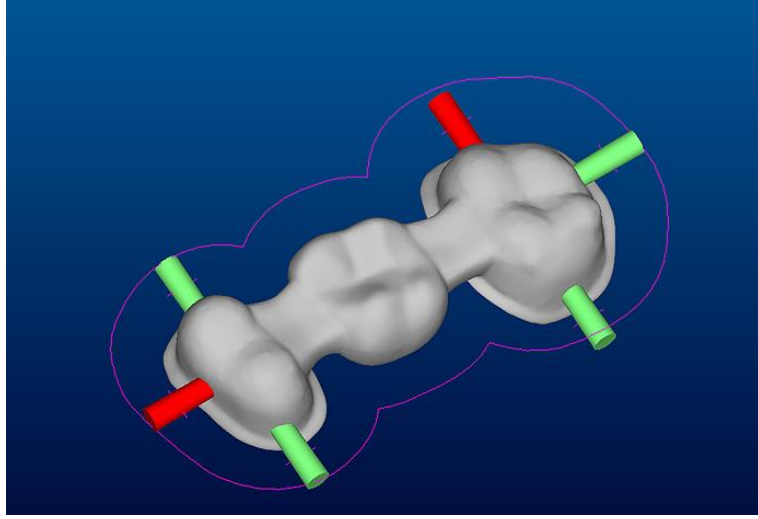
Resim 12: 3B Laboratuvar tarama görüntüsü üzerine yapılan tasarımın görünümü



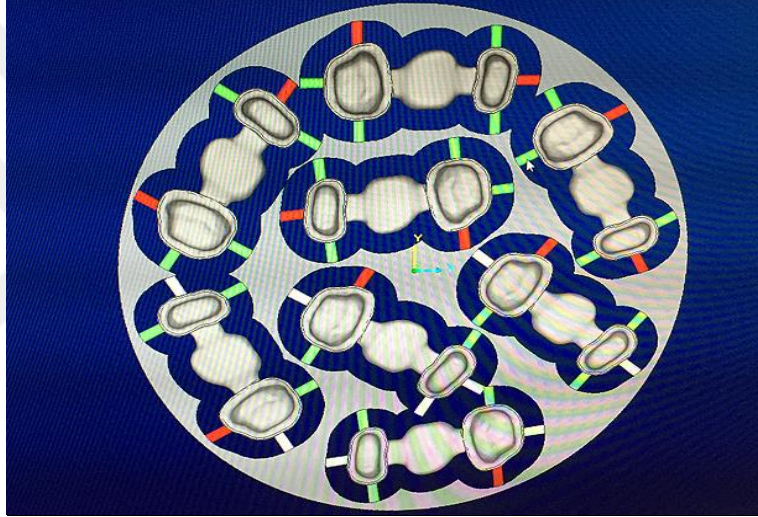
Resim 13: 3B Laboratuvar tarama görüntüsü üzerine yapılan tasarımın farklı açıdan görünümü



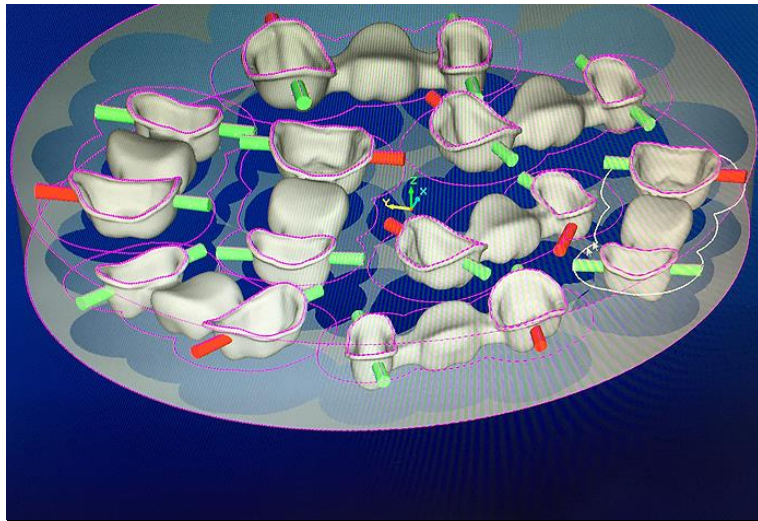
Resim 14: CAM yazılımında restorasyon altyapı tasarımı



Resim 15: CAM yazılımında restorasyon altyapı tasarımının farklı açıdan görünümü



Resim 16: CAM yazılımında zirkonyum blok üzerinde restorasyon altyapı tasarımlarının yerleşimi



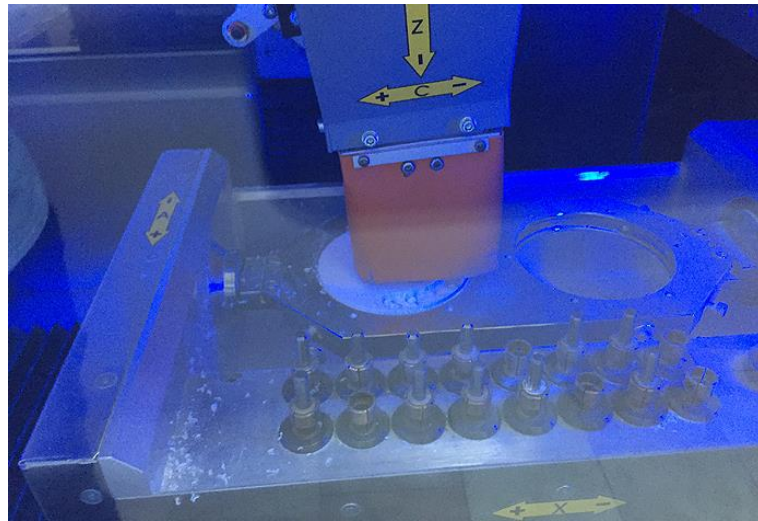
Resim 17: CAM yazılımında zirkonyum blok üzerinde restorasyon altyapı tasarımlarının yerleşimi (3 boyutlu görünüm)



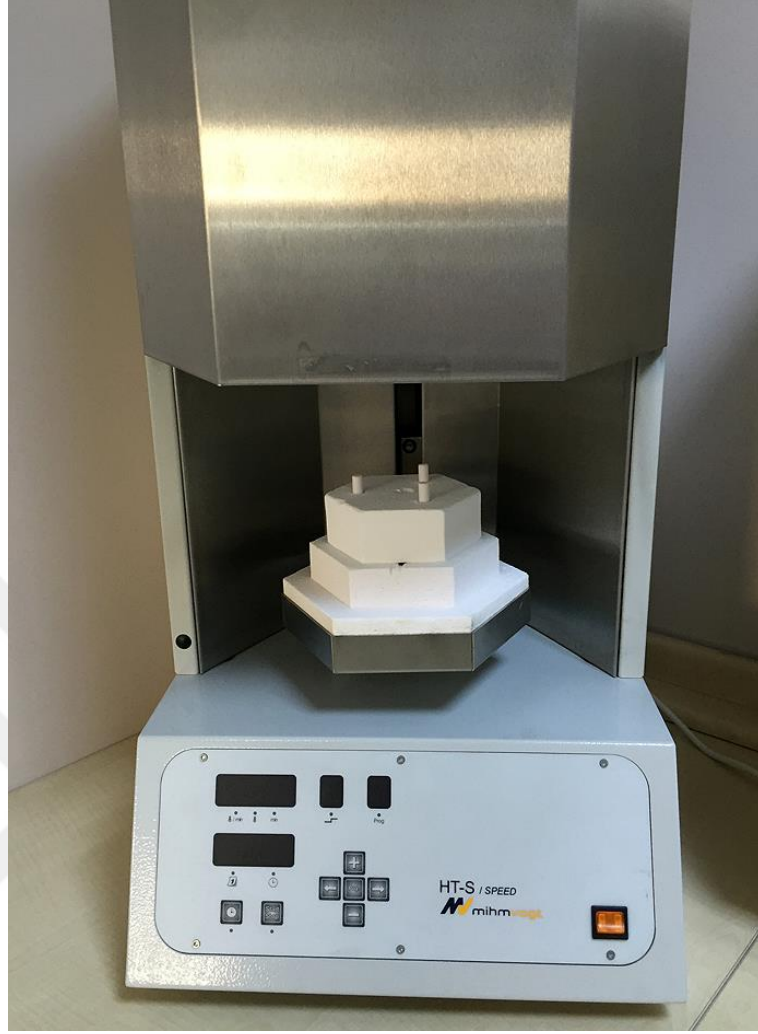
Resim 18: Yarı sinterlenmiş zirkonum blok



Resim 19: CAM cihazı



Resim 20: CAM cihazının çalışma anı



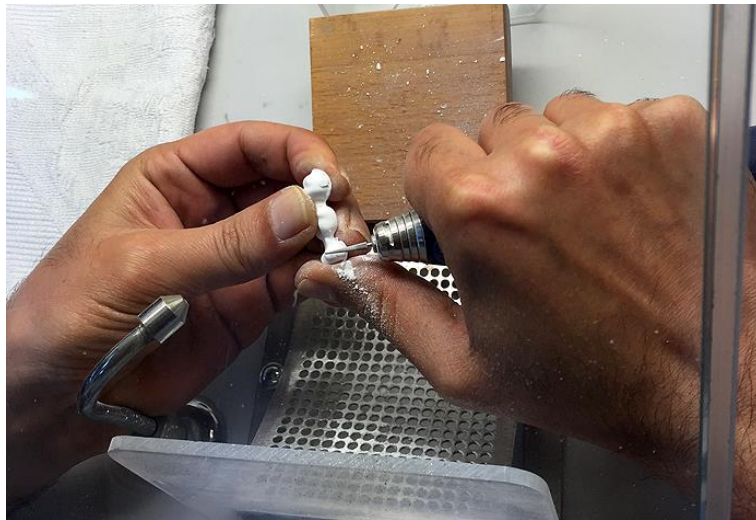
Resim 21: Sinterleme cihazı



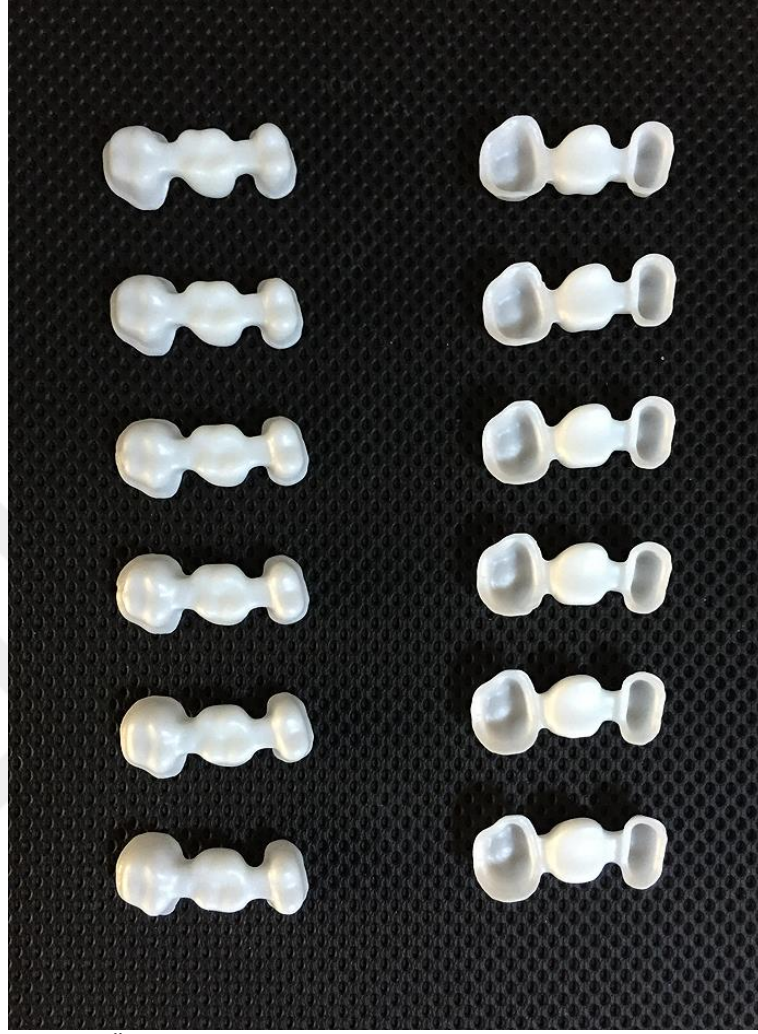
Resim 22: Restorasyonları kazınmış zirkonyum bloktan ayırma işlemi



Resim 23: Kazınmış bloklardan ayrılmış zirkonyum altyapıların sinterleme işlemi öncesi görünümü



Resim 24: Sinterleme sonrası restorasyonların modele uyumlandırılması için teknisyen tarafından tesviyesi



Resim 25: Üretimi tamamlanmış zirkonyum altyapılar

3.2.3. CBCT VERİLERİ KULLANILARAK ZİRKONYUM ALTYAPILARIN OLUŞTURULMASI (CBCT GRUBU)

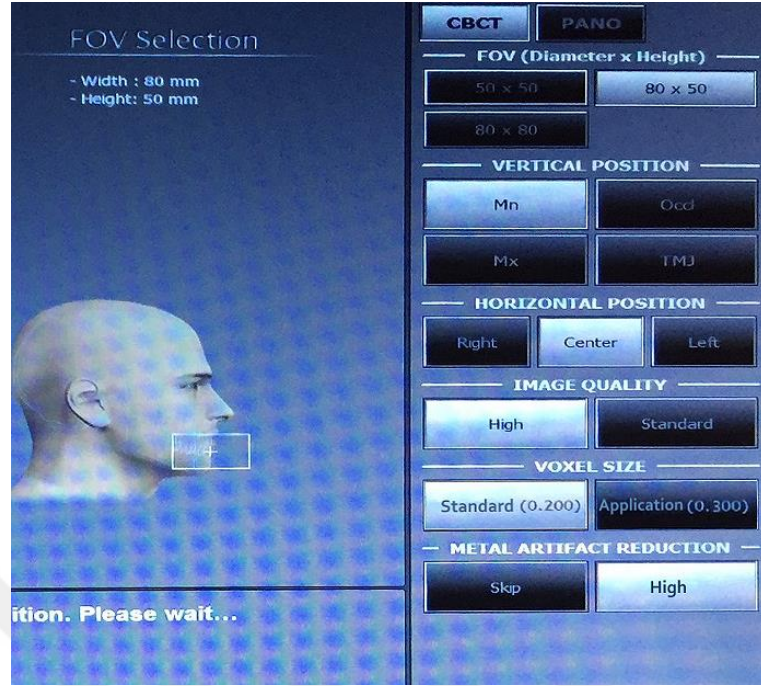
Çalışma modelinde, prepare edilmiş dişlere komşu olan yapay dişler yerlerinden çıkarıldı ve x-ışınlarını tutan kontrast madde içeriğine sahip düşük viskoziteli solüsyonla kaplandı. Solüsyonu fikse etmek ve akıp göllenmesini engellemek için üzerine CAD/CAM tarama spreyi uygulandı. Çıkarılan dişler yerlerine geri konuldu ve çalışma modeli CBCT cihazına yerleştirildi (Resim 26). CBCT cihazı, 4,7 mA'da FOV değeri 80×50, görüntü kalitesi “yüksek”, Voksel büyüklüğü 0,200 mm olacak şekilde ayarlandı ve net bir görüntü elde edildi (Resimler 27 ve 28).



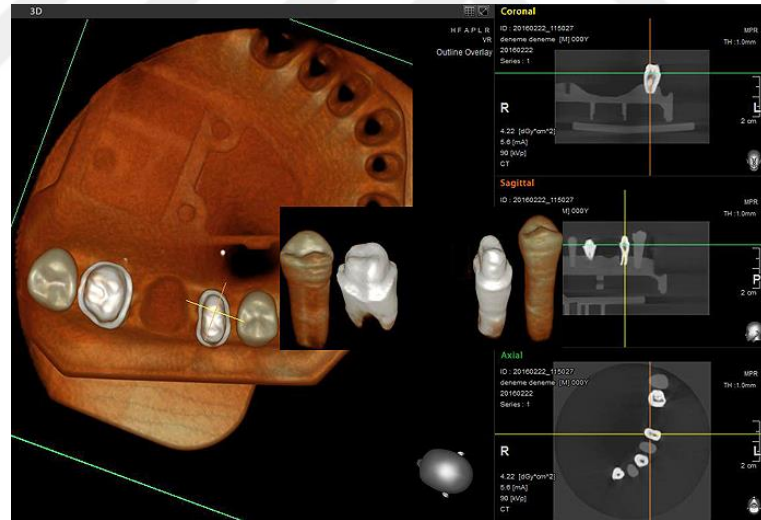
Resim 26: CBCT cihazına yerleştirilmiş çalışma modeli

CBCT görüntüsü, STL formatında dışa aktarılarak CAD yazılımına taşındı. CAD yazılımında oluşturulan dijital model üzerine daha önceki grup (3B-L) için tasarlanan 3 üyeli zirkonyum köprü altyapısı yazılım kütüphanesinden çağrılarak dijital olarak uyumlandırıldı (Resimler 29, 30, 31 ve 32). Siman aralığı ve altyapı kalınlığına dair parametreler önceki teknikte üretilen (3B-L grubu) restorasyonlardaki ile bire bir aynı kullanıldı. Oluşturulan tasarım, köprü altyapısı üretmek üzere CAM yazılımına aktarıldı.

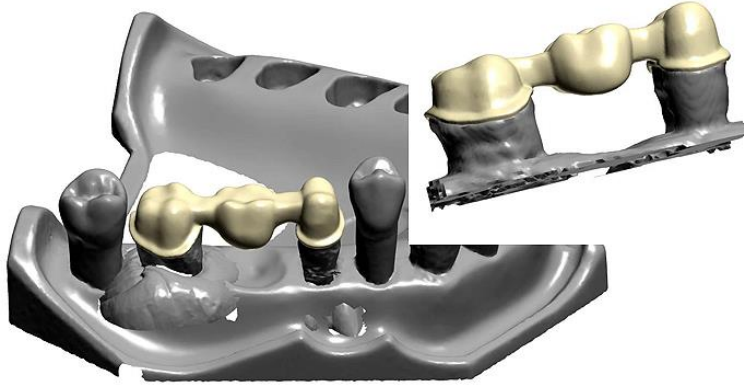
Üretim, sinterleme ve çalışma modeline uyumlama protokolleri 3B-L grubuyla aynı olacak şekilde tamamlandı. CBCT verileri kullanılarak modellemesi yapılan, çalışma modeline uyumlu 22 adet 3 üyeli zirkonyum altyapı elde edildi.



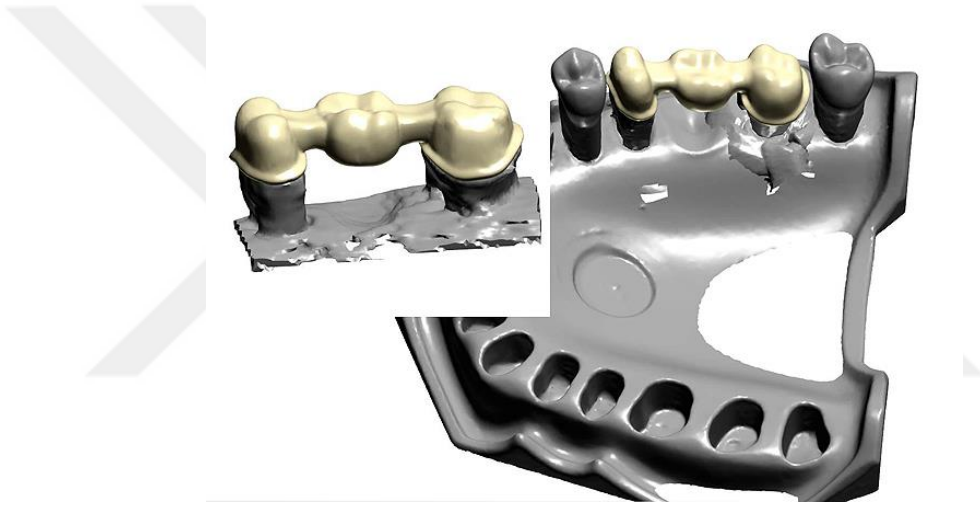
Resim 27: CBCT cihazına girilen değerler



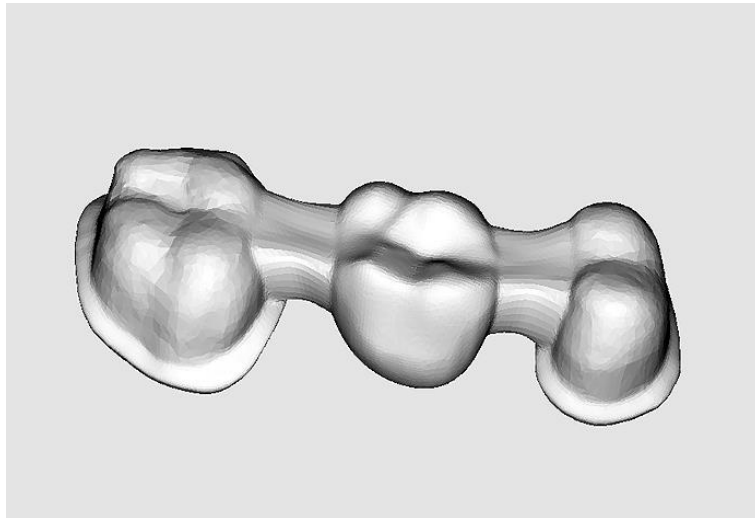
Resim 28: CBCT yazılımında preparasyonu yapılmış doğal dişler ve onlara komşu yapay diş görüntüleri



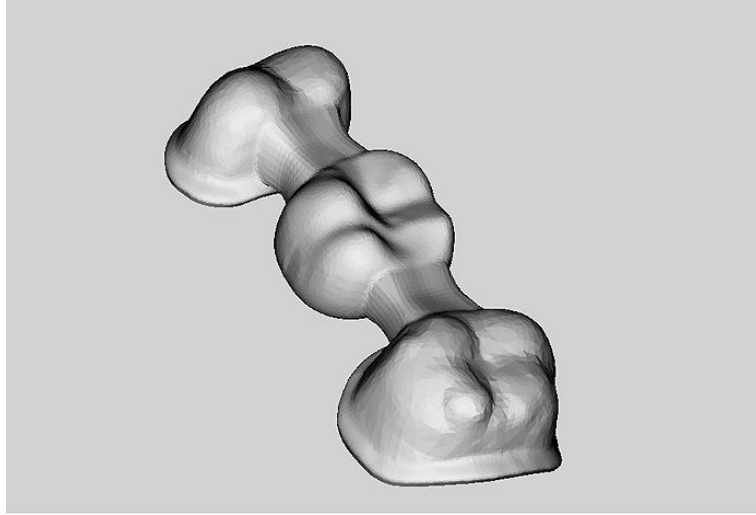
Resim 29: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü ve üzerine yapılan tasarım



Resim 30: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın farklı açılardan görünümü



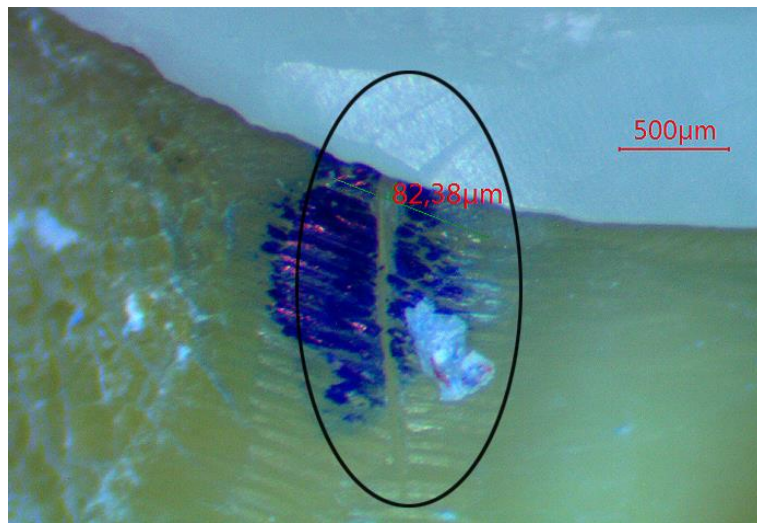
Resim 31: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın görünümü (yakın plan)



Resim 32: CBCT ile elde edilen STL görüntüsü üzerine yapılan tasarımın farklı açılardan görünümü (yakın plan)

3.2.4. ZİRKONYUM ALTYAPILARIN MARJİNAL UYUM ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

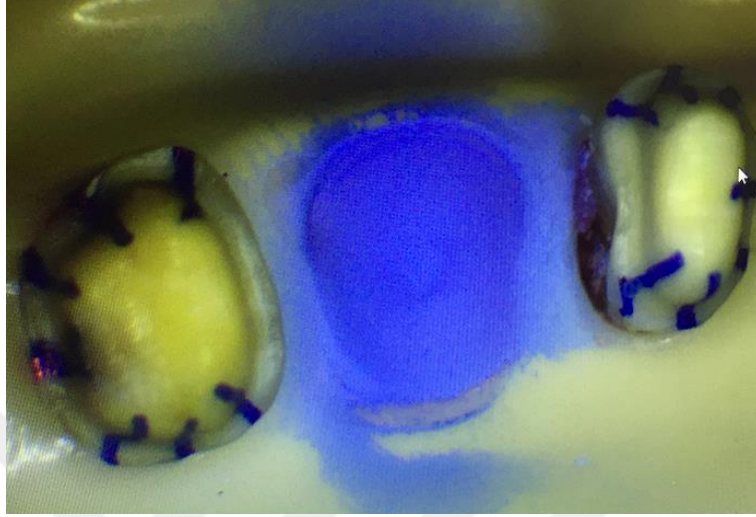
Ölçüm yapılacak bölgeler, çalışma modelinde, prepare edilmiş dişler üzerinde işaretleme kalemi ile belirlendi. Ölçüm noktalarını standardize etmek için işaretli bölgelerde, bisturi ucu kalınlığındaki bir alanda boyayı kaldırmak suretiyle, dişin uzun eksenine paralel birer boyasız çizgisel işaret yapıldı (Resim 33). Premolar dayanak dişte, mesio-bukkal (MB), bukkal (B), disto-bukkal (DB), disto-palatinal (DP), palatinal (P), mesio-palatinal (MP) ve mesial (M) olmak üzere, 7 nokta işaretlendi.



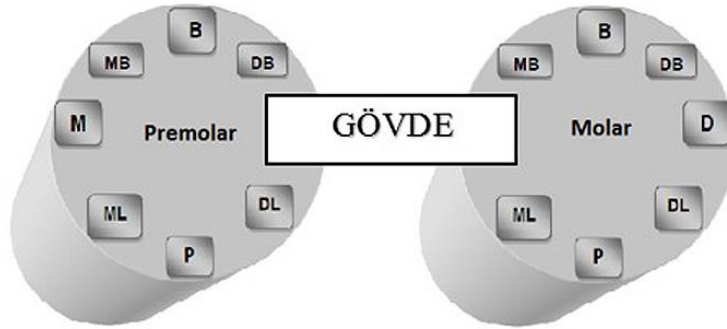
Resim 33: Ölçüm noktasında bisturi ile yapılan çizgisel işaretleme

Molar dayanak dişte de MB, B, DB, distal (D), DP, P ve MP olmak üzere, 7 nokta

işaretlendi (Resim 34). Premolar dişte D noktası, molar dişte ise M noktası gövde bölgesine denk geldiğinden ölçüm yapılamayacağı için değerlendirme dışı bırakıldı (Şekil 4).



Resim 34: Dayanak dişlerin üzerinde ölçüm yapılacak işaretli bölgeler (dijital mikroskop görüntüsü)



Şekil 4: Restorasyonlarda ölçüm yapılan toplamda 14 noktanın şematize edilmiş hali

Her bir örneğin çalışma modeline oturtularak bir düzenek yardımıyla yere paralel konumlanması sağlandı. Model el ile döndürülerek yere yatay sabitlenmiş stereoskopik mikroskop altında, destek diş ile altyapı arasındaki marjinal ilişki işaretli noktalarda gözlemlendi (Resimler 35 ve 36). Mikroskop, 0,01mm=1µm olacak şekilde kalibre edildi (Resim 37) ve her bir noktada restorasyon ile dayanak diş arasındaki DMA görüntülendi. Görüntüler, LED halka ışık kaynağı altında dijital kamera yardımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı ve görüntüleme yazılımı ile $\times 100$ büyütmede dondurularak incelendi. Yazılımın

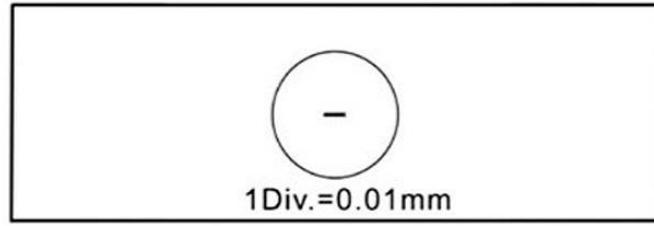
özelliklerine bağlı olarak, ölçüm noktasında izlenen doğal dişin marjinal preparasyon sınırını takip edecek düz bir çizgi oluşturuldu, restorasyonun marjinal sınırında ise bisturi ile işaretlenen bölgenin sınırları içinde kalacak şekilde bir nokta seçildi. Otomatik olarak, restorasyon üzerinde seçilen noktanın diş üzerine çizilen çizgiye olan en yakın uzaklığı hesaplandı ve kaydedildi (Resimler 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50 ve 51). İki gruptan (3B-L ve CBCT) oluşan 44 örnek üzerinde, örnek başına 14 olmak üzere toplamda 616 noktadan DMA ölçümü yapıldı. Görüntüleme ve ölçümlere ilişkin tüm prosedürler tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi (H.B.B) (12).



Resim 35: Ölçümün yapıldığı çalışma modelinin görüntüsü



Resim 36: Yatay sabitlenmiş mikroskop ve çalışma modeli düzeneği



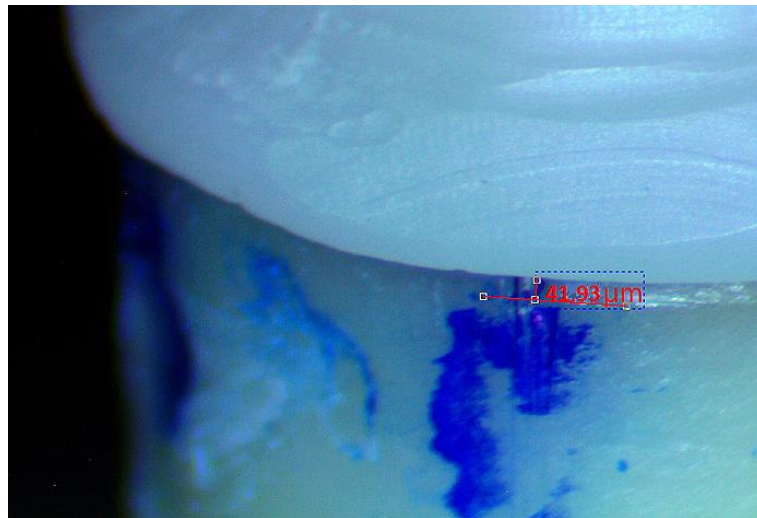
TS-M1 / 106011

X Ruler $100 \times 0.01\text{mm} = 1\text{mm}$

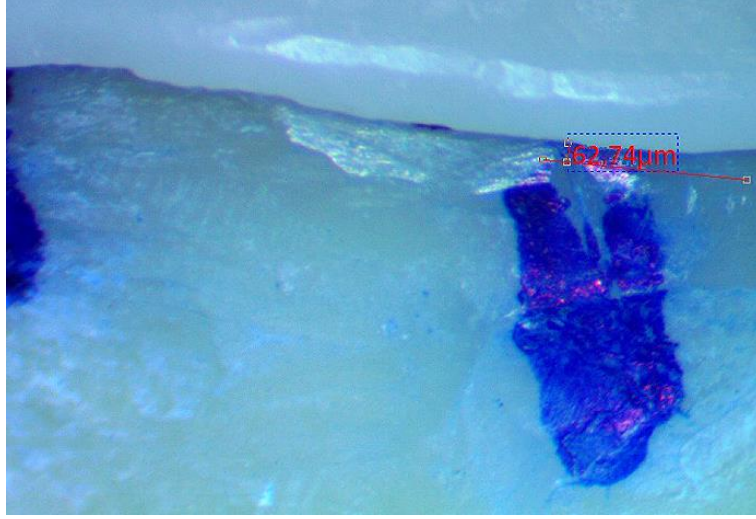
Resim 37: Kullanılan kalibrasyon kiti



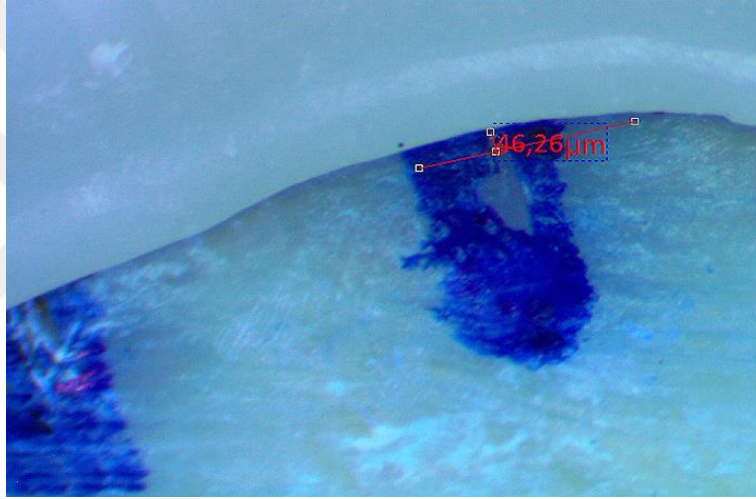
Resim 38: Disto-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



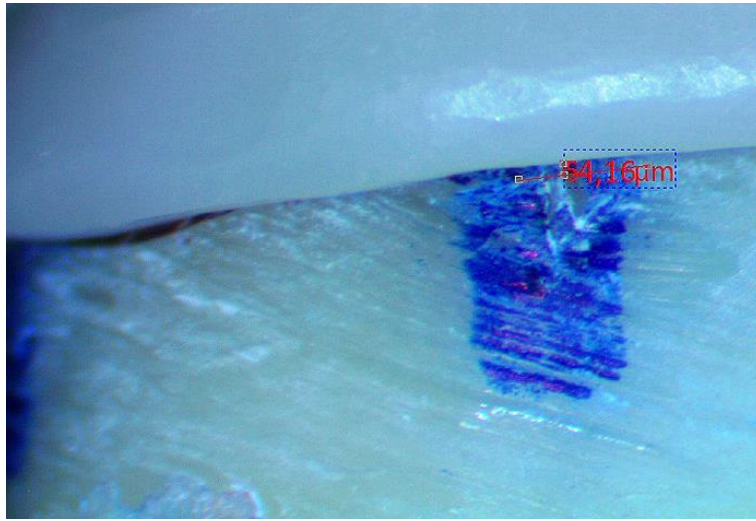
Resim 39: Bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



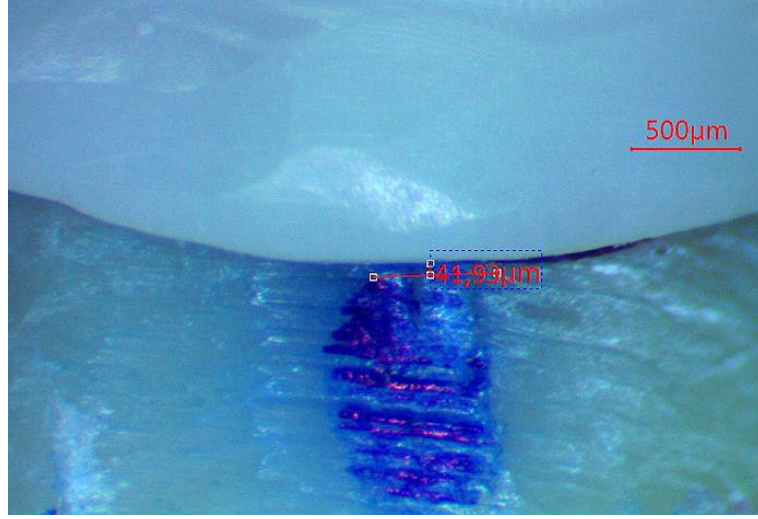
Resim 40: Mesio-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



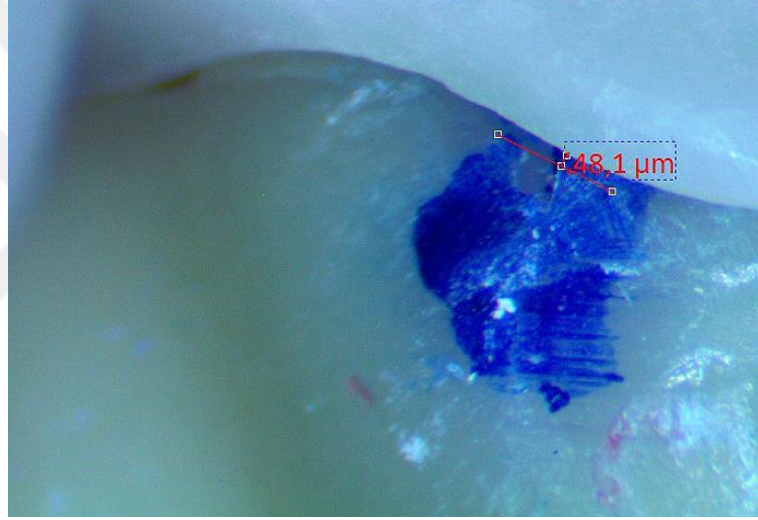
Resim 41: Mesial noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



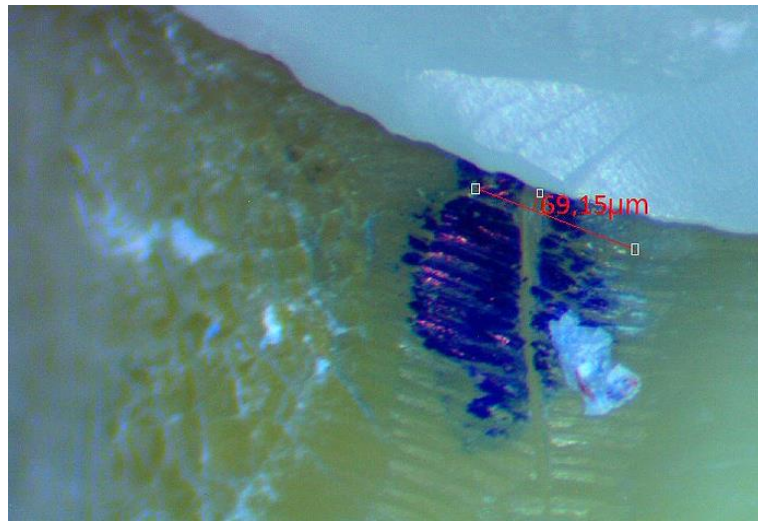
Resim 42: Mesio-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



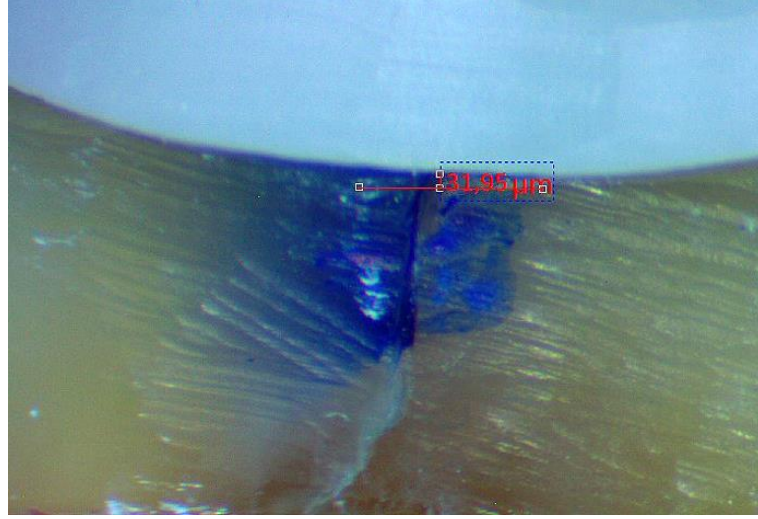
Resim 43: Palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



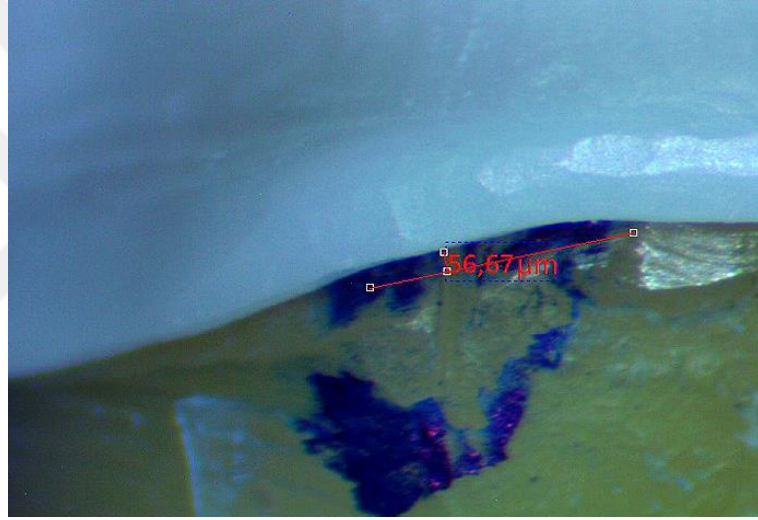
Resim 44: Disto-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, premolar, 3B-L grubu)



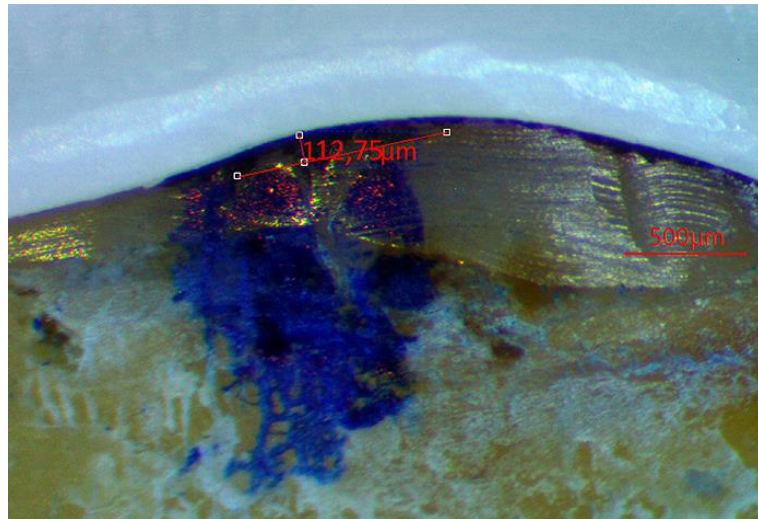
Resim 45: Mesio-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



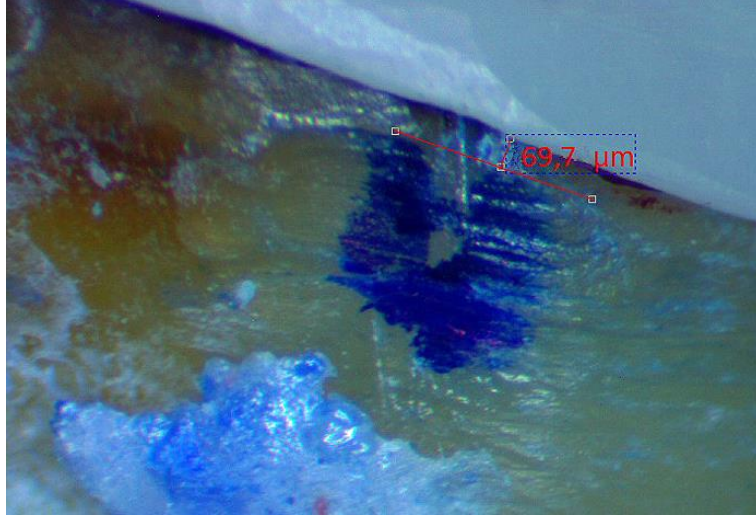
Resim 46: Bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



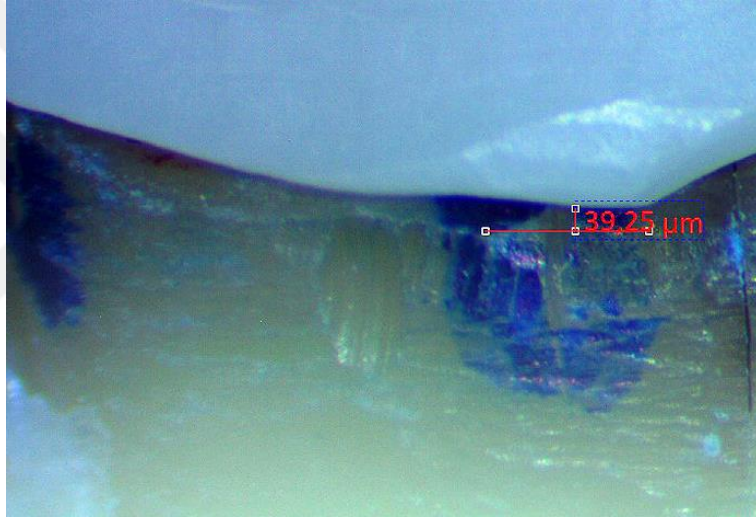
Resim 47: Disto-bukkal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



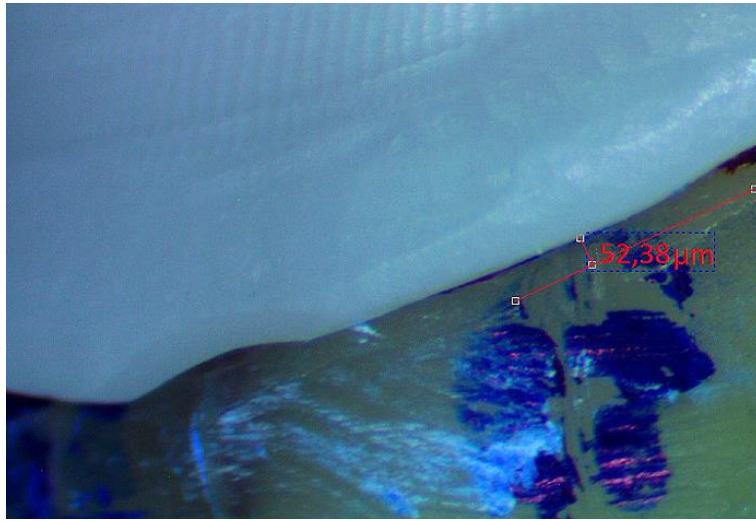
Resim 48: Distal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



Resim 49: Disto-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



Resim 50: Palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)



Resim 51: Mesio-palatinal noktadan ölçüm (20 nolu örnek, molar, 3B-L grubu)

3.2.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Ölçümlerden elde edilen veriler, her bir ölçüm noktası için (premolarlarda; DB, B, MB, M, MP, P, DP ve molarda; MB, B, DB, D, DP, P, MP) kendi grubu içinde ortalandı. Hesaplanan ortalamalar, istatistiksel analiz yazılımı yardımıyla iki grup (3B-L ve CBCT) arasında karşılaştırıldı. Verilerin dağılımını belirlemek için normallik testi uygulandı. Normal dağılımın ön şartları sağlanamadığı için non-parametrik testler kullanılarak analizler gerçekleştirildi. Farklı modelleme teknikleri kullanılarak üretilen örneklerin ölçüm noktaları arasındaki istatistiksel farkı tespit etmek için % 95 güven aralığında Mann-Whitney U testi kullanıldı ($\alpha=0,05$).



4. BULGULAR

4.1. 3B LABORATUVAR TARAYICISI VERİLERİ KULLANILARAK HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALTYAPILARIN DİKEY MARJİNAL UYUM ÖLÇÜMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ (3B-L GRUBU)

3B laboratuvar tarayıcısı verileri ile üretilen zirkonyum altyapıların premolar dişteki MB, B, DB, DP, P, MP, M ve molar dişteki MB, B, DB, D, DP, P, MP noktalarının DMA değerleri Tablo 4 ve Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 4: 3B-L grubu premolar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)

3B-L	MB	B	DB	D	DP	P	MP	M
Premolar 1	40,07	46,26	44,33		50,10	52,94	31,92	59,32
Premolar 2	42,00	40,46	53,01		57,75	39,04	43,57	50,90
Premolar 3	45,92	39,25	52,60		49,15	47,77	47,66	56,82
Premolar 4	60,34	46,23	56,21		60,76	49,15	67,23	47,77
Premolar 5	58,25	44,82	57,53		50,90	47,68	57,26	47,71
Premolar 6	57,16	43,73	43,88		53,31	50,57	64,90	43,35
Premolar 7	58,03	40,46	47,71		46,60	39,01	69,07	37,6
Premolar 8	56,11	44,89	53,31		49,32	42,01	62,74	47,88
Premolar 9	47,53	37,60	54,30		51,74	46,26	59,95	42,13
Premolar 10	48,47	37,68	47,07		49,43	44,89	48,03	52,2
Premolar 11	59,03	39,04	52,22		48,57	34,20	37,51	37,68
Premolar 12	62,74	41,93	55,78		48,10	41,93	54,16	46,26
Premolar 13	43,95	42,52	42,30		55,51	39,25	75,82	66,72
Premolar 14	60,78	52,34	46,80		50,57	44,89	54,16	59,32
Premolar 15	49,91	52,52	57,53		60,14	48,03	53,95	65,28
Premolar 16	63,60	46,26	50,16		53,48	47,88	47,88	60,76
Premolar 17	51,80	53,64	56,11		43,11	30,65	59,53	40,66
Premolar 18	46,17	39,04	54,70		52,36	42,52	46,80	47,71
Premolar 19	49,32	47,88	50,16		46,26	43,57	55,38	55,21
Premolar 20	62,29	40,49	55,38		40,17	42,13	55,83	41,93
Premolar 21	45,24	43,57	57,53		56,25	42,13	58,25	50,6
Premolar 22	44,33	40,49	53,29		50,33	44,89	53,62	40,69

Tablo 5: 3B-L grubu molar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)

3B-L	MB	B	DB	D	DP	P	MP	M
Molar 1	53,98	42,00	52,10	115,92	77,07	37,82	52,10	
Molar 2	49,89	58,94	77,56	108,72	67,85	60,66	56,67	
Molar 3	67,36	53,98	67,52	105,17	69,79	46,24	80,14	
Molar 4	60,20	45,00	69,51	133,06	59,40	45,17	72,38	
Molar 5	66,61	50,66	77,03	95,41	53,64	58,09	58,16	
Molar 6	53,05	52,20	62,60	98,34	80,30	41,10	69,15	
Molar 7	63,60	47,68	61,34	88,25	82,25	53,78	55,61	
Molar 8	62,95	55,08	64,90	104,20	59,46	43,57	52,38	
Molar 9	59,61	45,00	54,83	93,94	69,84	46,44	41,40	
Molar 10	47,18	52,34	58,03	120,07	51,07	50,57	46,53	
Molar 11	41,38	60,84	64,94	117,05	97,79	40,56	53,70	
Molar 12	69,15	31,95	56,67	112,75	69,70	39,25	52,38	
Molar 13	60,15	47,71	67,23	104,40	71,10	41,70	48,44	
Molar 14	40,79	46,26	70,09	108,34	60,14	57,80	64,14	
Molar 15	54,03	43,35	75,10	110,59	58,98	58,45	59,03	
Molar 16	51,07	42,00	51,46	133,54	60,52	45,92	62,60	
Molar 17	55,61	66,53	76,82	120,49	68,54	40,87	65,81	
Molar 18	51,07	50,57	41,10	133,14	69,37	38,56	54,39	
Molar 19	61,73	39,12	70,86	126,12	62,15	47,05	56,67	
Molar 20	62,25	50,76	51,88	132,00	55,78	47,05	64,44	
Molar 21	55,61	42,00	58,55	119,37	63,01	41,10	43,47	
Molar 22	43,47	47,88	45,69	128,81	69,61	45,92	52,60	

3B-L grubunda en küçük DMA değeri premolar diş için 30,65 µm (17 numaralı örnek, P ölçüm noktası) olarak ölçülürken, molar dişte en küçük değer 31,95 µm (12 numaralı örnek, B ölçüm noktası) olarak ölçüldü. En büyük DMA değeri premolar dişte 75,82 µm (13 numaralı, örnek MP ölçüm noktası) olarak ölçülürken, molar dişte en büyük değer 133,54 µm (16 numaralı örnek, D ölçüm noktası) olarak ölçüldü.

4.2. CBCT VERİLERİ KULLANILARAK HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALTYAPILARIN DİKEY MARJİNAL UYUM ÖLÇÜMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ (CBCT GRUBU)

CBCT verileri ile üretilen zirkonyum altyapıların premolar dişteki MB, B, DB, DP, P, MP, M ve molar dişteki MB, B, DB, D, DP, P, MP noktaların DMA değerleri Tablo 6 ve Tablo 7’de gösterilmiştir.

Tablo 6: CBCT grubu premolar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)

CBCT	MB	B	DB	D	DP	P	MP	M
Premolar 1	115,64	93,39	89,13		114,96	92,04	85,58	98,35
Premolar 2	82,25	68,89	105,64		76,35	91,50	72,48	91,22
Premolar 3	123,06	69,75	118,50		89,99	85,09	98,11	94,29
Premolar 4	119,59	84,16	67,91		61,77	73,07	95,90	121,31
Premolar 5	116,33	93,20	108,6		74,30	72,26	77,82	97,46
Premolar 6	153,91	73,82	85,05		101,49	101,64	95,64	102,62
Premolar 7	66,38	69,40	91,80		75,40	85,38	58,60	54,71
Premolar 8	166,87	66,84	50,42		139,83	59,81	53,52	57,24
Premolar 9	147,91	72,61	100,08		93,17	97,08	91,03	95,38
Premolar 10	68,89	85,30	79,80		101,16	113,56	79,59	83,92
Premolar 11	110,77	73,41	78,36		87,24	94,29	78,03	101,19
Premolar 12	89,57	72,48	95,26		99,87	71,29	69,37	80,93
Premolar 13	72,57	65,17	96,63		71,87	71,68	71,14	82,98
Premolar 14	75,94	77,11	79,68		72,94	92,85	69,73	93,39
Premolar 15	78,15	53,29	66,61		74,60	75,14	80,61	69,07
Premolar 16	97,08	89,88	98,95		75,10	72,31	89,13	114,74
Premolar 17	114,24	56,52	79,21		62,74	73,82	70,86	52,02
Premolar 18	70,32	67,37	83,82		76,48	68,05	78,85	81,05
Premolar 19	70,57	70,86	67,93		74,48	70,85	70,32	87,00
Premolar 20	80,97	92,47	67,47		61,48	69,73	69,71	70,85
Premolar 21	59,91	62,15	69,15		60,91	66,72	53,64	56,65
Premolar 22	109,33	68,16	73,92		75,76	95,26	79,80	69,37

Tablo 7: CBCT grubu molar diş dikey marjinal açıklık ölçüm değerleri (µm)

CBCT	MB	B	DB	D	DP	P	MP	M
Molar 1	119,52	99,65	106,62	238,94	150,04	110,59	159,35	
Molar 2	109,82	89,57	101,16	153,20	124,40	95,08	139,87	
Molar 3	113,27	80,93	137,74	160,86	85,85	86,94	147,15	
Molar 4	101,49	76,85	149,23	159,88	120,07	134,82	145,54	
Molar 5	104,3	94,14	117,88	183,92	109,67	107,72	145,09	
Molar 6	118,26	92,58	97,85	157,98	150,92	102,62	118,29	
Molar 7	138,21	102,56	126,93	125,64	149,62	93,74	125,84	
Molar 8	74,47	119,74	108,42	129,45	118,74	117,25	135,11	
Molar 9	112,45	112,86	129,41	200,43	144,68	141,68	117,54	
Molar 10	138,94	109,86	148,67	218,57	108,61	105,57	128,41	
Molar 11	110,6	99,75	161,94	141,06	122,82	91,25	188,24	
Molar 12	81,43	80,97	96,07	185,32	101,46	100,62	173,07	
Molar 13	92,95	95,41	117,89	149,28	77,03	77,68	134,45	
Molar 14	94,2	75,64	78,15	121,46	87,97	108,65	139,84	
Molar 15	78,45	70,39	90,70	151,28	86,94	93,65	108,79	
Molar 16	80,61	98,55	84,64	189,03	111,38	70,82	118,50	
Molar 17	93,39	85,07	117,08	176,50	81,45	83,38	130,19	
Molar 18	88,72	94,47	101,48	175,70	105,60	71,74	139,84	
Molar 19	65,28	71,68	125,65	132,97	84,07	79,05	149,48	
Molar 20	120,51	82,38	93,76	139,45	78,68	104,85	95,51	
Molar 21	114,68	101,15	117,48	148,50	95,51	90,33	140,35	
Molar 22	109,96	59,32	74,83	132,94	136,32	84,81	117,48	

CBCT grubunda en küçük DMA değeri premolar diş için 50,42 µm (8 numaralı örnek, DB ölçüm noktası) olarak ölçülürken, molar dişte en küçük değer 59,32 µm (22 numaralı, örnek B ölçüm noktası) olarak ölçüldü. En büyük DMA değeri premolar dişte 166,87 µm (8 numaralı örnek, MB ölçüm noktası) olarak ölçülürken, molar dişte en büyük değer 238,94 µm (1 numaralı örnek, D ölçüm noktası) olarak ölçüldü.

4.3. CBCT VE 3B-L GRUBU ÖLÇÜMLERİNİN İSTATİSTİKSEL ANALİZ

SONUÇLARI

3B laboratuvar tarayıcısı ve CBCT verileri kullanılarak CAD/CAM ile üretimi yapılan zirkonyum altyapıların DMA değeri ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, minimum ve maksimum değerleri Tablo 8 ve Tablo 9’da gösterilmiştir. İki farklı teknikle üretilen altyapıların ölçüm noktaları bazında dikey açıklık ortalamaları Grafik 1 ve Grafik 2’de karşılaştırmalı olarak belirtilmiştir.

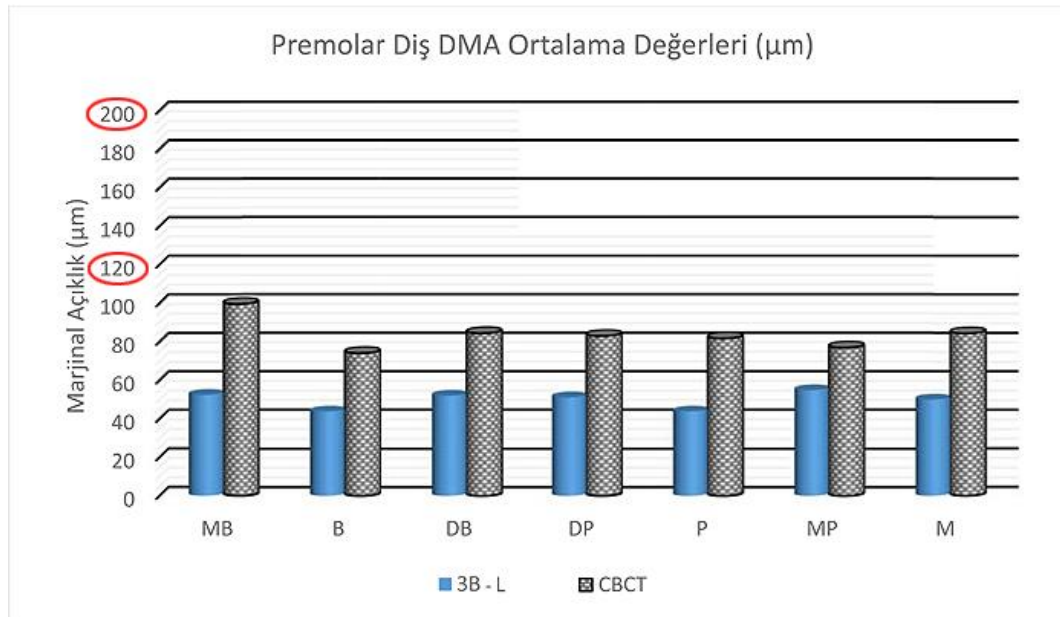
Tablo 8: Premolar diş ölçüm parametreleri (µm)

Premolar	Parametreler	MB	B	DB	DP	P	MP	M
3B-L	Ortalama	52,41	43,69	51,91	51,09	43,70	54,78	49,93
	Sayı (N)	22	22	22	22,00	22	22	22
	Standart Sapma (Ss.)	7,54	4,75	4,70	5,03	5,25	10,22	8,64
	Ortanca	50,86	43,05	53,15	50,45	44,23	54,77	47,83
	Minimum	40,07	37,60	42,30	40,17	30,65	31,92	37,60
	Maksimum	63,60	53,64	57,53	60,76	52,94	75,82	66,72
CBCT	Ortalama	99,56	73,92	84,27	82,81	81,52	76,79	84,35
	Sayı (N)	22	22	22	22	22	22	22
	Standart Sapma (Ss.)	30,52	11,42	16,55	19,39	13,90	12,60	19,18
	Ortanca	93,33	71,67	81,81	75,58	74,48	77,93	85,46
	Minimum	59,91	53,29	50,42	60,91	59,81	53,52	52,02
	Maksimum	166,87	93,39	118,50	139,83	113,56	98,11	121,31

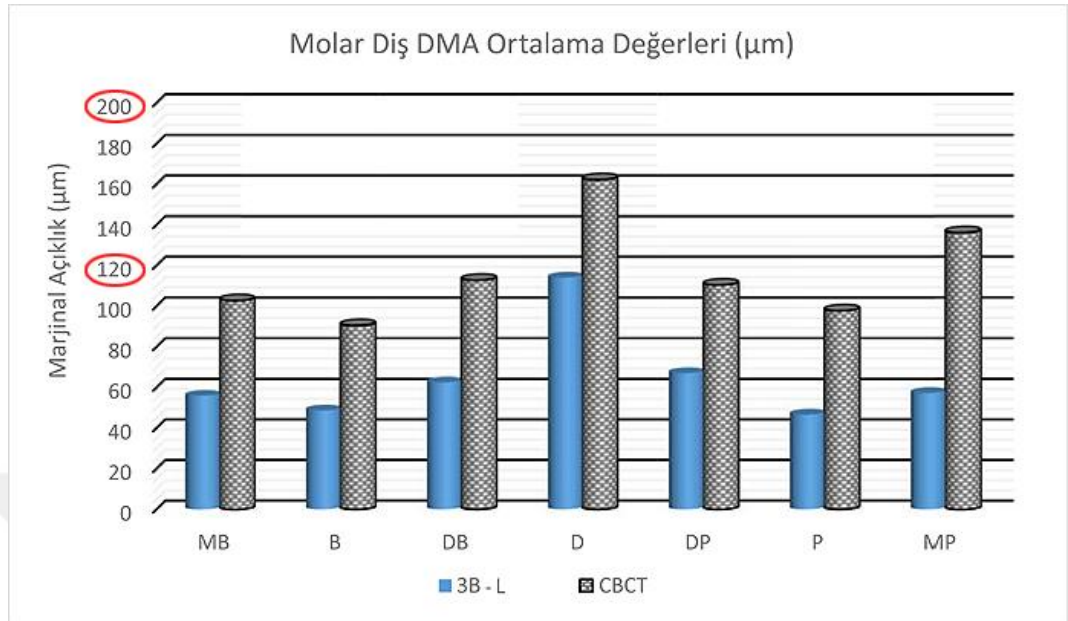
Tablo 9: Molar diş ölçüm parametreleri (µm)

Molar	Parametreler	MB	B	DB	D	DP	P	MP
3B-L	Ortalama	55,94	48,72	62,54	114,08	67,15	46,71	57,37
	Sayı (N)	22	22	22	22	22	22	22
	Standart Sapma (Ss)	8,23	7,70	10,35	13,66	10,64	6,99	9,39
	Ortanca	55,61	47,80	63,75	114,34	68,20	45,92	56,14
	Minimum	40,79	31,95	41,10	88,25	51,07	37,82	41,40
	Maksimum	69,15	66,53	77,56	133,54	97,79	60,66	80,14
CBCT	Ortalama	102,80	90,61	112,89	162,38	110,54	97,86	136,27
	Sayı (N)	22	22	22	22	22	22	22
	Standart Sapma (Ss)	19,65	14,95	23,39	30,83	24,64	18,25	20,79
	Ortanca	107,06	93,36	112,75	155,59	109,14	94,41	137,48
	Minimum	65,28	59,32	74,83	121,46	77,03	70,82	95,51
	Maksimum	138,94	119,74	161,94	238,94	150,92	141,68	188,24

Grafik 1: Premolar diş ölçüm ortalamaları (120 µm klinik değeri belirtilmiştir)



Grafik 2: Molar diş ölçüm ortalamaları (120 µm klinik değerleri belirtilmiştir)



Grupların ortalamaları arasında Mann-Whitney U testi istatistiksel olarak anlamlı farklılık ortaya koymuştur (Tablolar 10 ve 11).

Tablo 10: 3B-L ve CBCT grupları arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları (premolar diş) ($P < 0,05$)

Premolar	MB	B	DB	DP	P	MP	M
Mann-Whitney U	5,000	1,000	14,000	,000	,000	43,000	26,000
Wilcoxon W	258,00	254,00	267,00	253,00	253,00	296,00	279,00
Z	-5,563	-5,658	-5,353	-5,680	-5,681	-4,671	-5,070
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000

Tablo 11: 3B-L ve CBCT grupları arasında Mann-Whitney U Testi sonuçları (molar diş) ($P<0,05$)

Molar	MB	B	DB	D	DP	P	MP
Mann-Whitney U	3,000	2,000	4,000	22,000	14,000	,000	,000
Wilcoxon W	256,000	255,000	257,000	275,000	267,000	253,000	253,000
Z	-5,610	-5,634	-5,586	-5,164	-5,352	-5,681	-5,681
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000

3B-L grubu örnekleri arasında; premolar dişte en küçük DMA ortalaması $43,69\pm4,75$ μm ile B noktasında bulunurken, molar dişte en küçük DMA ortalaması $46,71\pm6,99$ μm ile P ölçüm noktasında bulundu. Premolar dişte en büyük DMA ortalaması $54,78\pm10,22$ μm olarak M noktasında bulunurken, molar dişte en büyük DMA ortalaması $114,08\pm13,66$ μm ile D noktasında ölçüldü.

CBCT grubu örnekleri arasında; premolar dişte en küçük DMA ortalaması $73,92\pm11,42$ μm ile B noktasında bulunurken, molar dişte en küçük DMA ortalaması $90,61\pm14,95$ μm ile B ölçüm noktasında bulundu. Premolar dişte en büyük DMA ortalaması $99,56\pm30,52$ μm ile MB ölçüm noktasında bulunurken, molar dişte en büyük DMA ortalaması $162,38\pm30,83$ μm ile D ölçüm noktasında bulundu.

3B laboratuvar tarayıcısı ve CBCT verileri kullanılarak CAD/CAM ile üretilen zirkonyum altyapıların dikey marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı çalışmamızda tüm ölçüm noktalarında gruplar arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark gözlenmiştir ($P<0,001$). CBCT grubundaki DMA ortalamaları 3B-L grubundaki değerlere kıyasla daha büyük bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Sabit protetik restorasyonların optimal marjinal adaptasyonu, protezlerin biyolojik ve mekanik olarak kabul edilebilirliğini sağlayan önemli faktörlerdendir (8, 9, 155). Son yıllardaki teknolojik gelişmeler ışığında kullanıma girmiş olan dayanımı arttırılmış seramikler ve klasik üretim tekniklerine alternatif olan CAD/CAM üretim teknikleri, araştırılması gereken önemli konulardandır. Bu nedenlerle güncel, güçlendirilmiş seramik materyalleri kullanılarak CAD/CAM üretim teknolojisi ile üretilen restorasyonların başarısının değerlendirilmesi, çalışmamızın temelini teşkil etmiştir. Yaptığımız çalışma ile CBCT verileri kullanılarak üretilen zirkonyum esaslı altyapıların klinik başarıda etkili olan marjinal uyumları analiz edilerek literatürlere katkı sağlanması amaçlanmıştır. Ortaya çıkan sonuçlar değerlendirildiğinde; CBCT ile modellenip CAD/CAM ile üretilen üç üyeli lineer dizayna sahip zirkonyum altyapılı posterior restorasyonların (CBCT grubu) DMA ortalamaları ile klasik iş-akışı yoluyla modellenip CAD/CAM ile üretilen aynı restorasyon altyapılarının (3B-L grubu) DMA ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Bu sebeple, her iki teknikle üretilen restorasyonların marjinal uyum bakımından farklı olmayacağına dair ortaya attığımız hipotez reddedilmiştir.

Estetik beklentilerin artmasıyla tüm dental uygulamalarda diş rengini iyi taklit edebilen restorasyonlar tercih edilmektedir. Üstün estetik özellikleri ile öne çıkan tam seramik sistemler bu amaçla yaygın olarak kullanılmaktadır (156). Tam seramik restorasyonlar uzun yıllardan beri metal seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmasına karşın, en önemli problemleri; mükemmel estetik, yeterli dayanıklılık ve uzun ömürlülüğü bir arada bulunduramamalarıdır (157). Bir materyalin değerlendirilmesinde; estetik, mekanik performans, ekonomik uygunluk ve kullanım kolaylığı gibi faktörler önemlidir. Ne yazık ki, bir gereksinim için ideal olan materyal diğer kriterlerde nadiren başarılı olabilmektedir. Örneğin, yüksek dayanıklılık performansına sahip bir materyal genellikle doğal dişlerin renk ve translusensi karakterinden yoksundur (158). En uygun materyal ve yöntem arayışı içinde yaptığımız çalışmamızda, CBCT ile modellemesi yapıp CAD/CAM sistemi ile zirkonyum bloklardan üretilen restorasyon altyapıları marjinal uyum bakımından incelenmiştir.

Restorasyonların, çevre dokuların sağlığını bozmadan uzun süre fonksiyon görebilmesi için iyi bir marjinal uyumuna sahip olması gerekmektedir. Restorasyonların

başarısının ölçülmesinde önemli bir kriter olan marjinal uyumu birçok çalışmanın konusu olmuştur. Yapılan çalışmalarda; restorasyon malzemesinin özellikleri, restorasyonların üretim şekli, restorasyonların marjinal bitim şekli, kullanılan siman maddesi marjinal uyumu etkileyen faktörler arasında sayılmıştır (115, 129). Marjinal açıklık ve sızıntı, restorasyonların uzun ömürlü olmasını önemli ölçüde etkiler. Marjinal açıklık ve pürüzlü siman yüzeyleri, periodontal hastalık ve çürük etiyojisinde ilk sorumlu faktör olan plak akümülayonuna neden olur ve beraberinde klinik başarısızlık getirir (155). Bindl ve ark.'nın yaptıkları bir araştırmaya göre; tam seramik kuronlarda materyalin temel fiziksel özelliklerine bakılmaksızın; marjinal ve internal uyumun, klinik başarıda önemli kriterlerden biri olduğu söylenmektedir (157). Sulaiman ve ark. restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde birçok mekanik test yöntemi uygulanıyor olmasına rağmen, biyolojik bir ortamda kullanılan bu restorasyonların başarısında marjinal uyum değerlendirmesinin son derece önemli olduğunu söylemişlerdir (113). Bu bilgilerden yola çıkarak, çalışmamızda üretilen restorasyon altyapılarının marjinal uyumlarına bakılarak klinik kabul edilebilir sınırlar içinde olup olmadıkları değerlendirilmiştir.

Restorasyonların dikey marjinal uyumlarıyla ilgili literatür çalışmaları değerlendirildiğinde, marjinal açıklıkların 28-160 µm arasında değiştiği görülmektedir (159, 160). McLean ve Von Fraunhofer 1000'den fazla restorasyonu dahil ettikleri 5 yıllık klinik çalışmalarının sonucunda 120 µm'lik maksimum marjinal açıklık değerinin kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır (132). Wolfart ve ark.'nın bir tam seramik sistemi ile elde ettikleri kuronların marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında; yine Reich ve ark.'nın farklı CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan 3 üyeli sabit bölümlü protez restorasyonlarında marjinal uyumu inceledikleri çalışmalarında, 200 µm altındaki tüm değerlerin klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık değerleri olduğunu belirtmişlerdir (37, 160). Farklı iki teknikte üretilen restorasyon altyapılarının marjinal açıklık verilerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda; CBCT verileri ile üretilen altyapıların ortalama marjinal açıklık değeri, 3B laboratuvar tarama verileri ile üretilenlerden istatistiksel olarak daha büyük bulunmuştur. Bununla birlikte her iki teknikte üretilen altyapıların birçok ölçüm noktasında marjinal açıklık değeri ortalamalarının 120 µm'nin altında olduğu ve hiç birinde 200 µm sınırını aşmadığı görülmüştür. Her ne kadar literatürde klinik kabul edilebilir marjinal açıklık konusunda bir birlik olmasa da yukarıdaki verilerin ışığında tüm sonuçlarımızın klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu söylenebilir.

Marjinal aralığın farklı çalışmalarda değişik gözlemlenmesinin nedenleri:

- Simante edilmiş ya da simante edilmemiş restorasyonlardan ölçüm yapılması
- Simantasyonun ardından örnekleri saklama şekli ve zamanı
- Çalışmalarda kullanılan farklı dayanak tipleri
- Ölçüm sırasında kullanılan mikroskop tipi ve büyütme oranı
- Yapılan ölçümlerin yeri ve ölçüm noktalarının sayısı gibi olduğu bildirilmiştir

(161). Bu bakımdan, çalışmamızın, literatürdeki materyal metot farklılıklarına bağlı olarak, benzer diğer çalışmalarla direkt kıyasının mümkün olmadığı görülmüştür.

Seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmek için in-vivo ve in-vitro pek çok çalışma yapılmaktadır. Hızlı uygulanabilmesi, kolay standardize edilebilmesi, deney ortamının kontrolünün kolay sağlanabilmesi ve geniş bir skalada değerlendirme yapılabilmesi, in-vitro yöntemin avantajları arasında sayılabilir (162). İn-vitro yöntemlerle elde edilen marjinal uyum değerleri, in-vivo yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir (163). Bu nedenle bizim çalışmamız da in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Marjinal uyumun incelendiği çalışmalarda metal, rezin vb. dayanaklar kullanıldığı gibi bazı çalışmalarda çekilmiş insan dişlerinden faydalandığı, bu şekilde klinik aşamaların taklit edildiği görülmektedir (164). Rosentritt ve ark. doğal diş, metal alaşımı ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kuronların marjinal uyumunu elektron mikroskobu ile değerlendirmişler, marjinal uyum açısından yapay dayanaklar ile doğal diş arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (165). Beschnidt ve ark. metal veya rezinden elde edilen dayanakların, canlı bir doku olan diş tam olarak taklit edemeyeceğini belirtmişlerdir (161). Ayrıca preparasyondan sonra yapılacak olan CBCT görüntülemesinde, metal veya farklı dayanaklardaki ışıma farklılıkları sonucu oluşabilecek artefaktlar elde edilen model üzerine dijital tasarım yapmamızı imkansız hale getirebilecekti. Bu nedenle kliniğe en yakın ve gerçekçi sonuçlara ulaşabilmek için çalışmamızda çekilmiş doğal dişler dayanak olarak kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılacak doğal dişlerin hazırlanmasında, temel preparasyon prensipleri takip edilmiş ve marjinlerde gerilim streslerini azaltmak üzere, tam seramik sistemler için tavsiye edilen iç açısı yuvarlatılmış shoulder tarzında marjinal sonlanma şekli kullanılmıştır. Bu tip marjinal dizayn, okluzal kuvvetlere karşı direnci artırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder (19, 161). Marjinal uyum ile ilgili yapılan

in-vitro çalışmalarda, 6 ile 15 derece arasında koniklik açısının ideal olduğu düşünülür (139). Bu bilgilerle bağlantılı olarak çalışmamızda kullanılan doğal dişler, her iki aksiyal duvarda 3 derece olmak üzere, toplam 6 derecelik koniklik açısıyla prepare edilmeye çalışılmıştır.

CBCT görüntülemesi, dişhekimliği teşhis ve tedavi planlamalarında yardımcı uygulama olarak kullanım alanı bulmuştur. Teknolojinin ilerlemesiyle CBCT uygulamasına bağlı olarak hastanın alacağı radyasyon dozu daha düşük değerlere çekilebilmiştir(166) Charette ve ark. tek bir CBCT görüntülemesi ile planlamadan tedaviye, diş çekimi, dental implant uygulaması, geçici ve daimi restorasyon üretimi gibi cerrahi ve protetik aşamaların tümünün yapılabileceğini göstermişlerdir (167). Çalışmamızda, sadece CBCT görüntü verisi ile, prepare edilmiş dişler üzerinde, CAD/CAM sistemi kullanılarak, klinik açıdan kabul edilebilir marjinal uyuma sahip restorasyonların üretimi amaçlanmıştır. Şeker ve ark., daha önce, bu yolla geçici restorasyon materyali kullanmak kaydıyla kuron protezi üretmeyi başarmışlardır (12). Çalışmamızda da günümüzde yaygın olarak kullanılan daimi restorasyon malzemelerinden biri olan zirkonyumu tercih edilerek, bu yolla çok üyeli sabit bölümlü protez üretilebilme durumu test edilmiştir.

Konvansiyonel metotlarla üretilen sabit protezlerde diş preparasyonu sonrası ölçü alınıp elde edilen model üzerinde restorasyonlar hazırlamaktadır. Kullanılan farklı ölçü maddelerine, ölçü alma anına ve alınan ölçünün modele dönüştürülmesi esnasına bağlı olarak meydana gelebilecek hatalar, yapılacak protezin uyumunu olumsuz etkileyebilmektedir (168-170). Ölçü alma sırasında uygulanan retraksiyon işleminin dişeti çekilmesini arttırdığı, işlemin anestezi uygulaması gerektirdiği için hastalar nezdinde konforsuzluk yarattığı bilinmektedir (171). Bu bilgiler ışığında; çalışmamızda ölçü işlemini elimine ederek ana modelin CBCT görüntüleri ile dijital model elde edilmiş ve doğrudan CAD/CAM sistemi kullanarak zirkonyum altyapılar üretilmiştir. Bu modifiye teknik, klasik iş-akışı ile üretilen zirkonyum altyapılar ile karşılaştırılmıştır. Böylelikle; hastadan ölçü alma, alınan ölçüden alçı model elde etme, 3B laboratuvar tarayıcısı ile alçı modeli dijital modele dönüştürme gibi işlem basamakları elimine edilerek, hekimin ve laboratuvarın işinin kolaylaştırılması ve çapraz enfeksiyona binaen iş güvenliğinin artırılması amaçlanmıştır.

Raigrodski ve ark., yarı sinterlenmiş zirkonyum bloktan orijinal boyutundan büyük obje kazıma yönteminin, alt yapıların daha yumuşak materyalden kazınması sebebiyle, kazıma süresinin kısalması ve kazıma ünitelerinin daha az aşınması avantajına sahip olduğunu belirtmişlerdir (5) Luthardt ve ark.'ın CAD/CAM sistemi ile restorasyon

üretiminin zirkonyum materyali üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, restorasyon altyapılarının tam sinterlenmiş zirkonyum bloklardan direkt olarak orijinal boyutunda kazınmasının kazıma işlemi sırasında mikro-çatlakların oluşumuna neden olabileceğini belirtmişlerdir (152). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak, çalışmamızda, restorasyonlar yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklardan kazınarak üretilmiştir. Shilingburg ve ark. restorasyonlar üretilirken siman aralığının 20-40 µm arasında ayarlanması gerektiğini ifade etmişlerdir (19). Zirkonyum altyapıların hazırlanmasında CAD/CAM sistemlerinin hassasiyetinin incelendiği bir çalışmada, kuron protezlerine 45 µm ve 90 µm olmak üzere iki farklı siman aralığı uygulamış, her iki değerin de zirkonyum altyapıların üretilmesinde yüksek hassasiyetle çalıştığı bildirilmiştir (172). Kale ve ark. CAD/CAM sistemi ile üretilmiş monolitik zirkonyum kuronlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında, siman aralığının daha küçük değerlerden ziyade marjinal bölgede 25 µm, kuron içi bölgelerde ise 50 µm olarak ayarlanmasının daha iyi marjinal uyuma sahip restorasyonlar üretmek için yararlı olacağını ortaya koymuşlardır (173). Mevcut bilgiler ışığında; çalışmamızda, altyapılar için siman aralığını, marjinlerde 40 µm, çapaların kuron içi bölgelerinde ise 60 µm olarak belirledik.

Yapılan marjinal uyum çalışmalarının bazıları tek kuron restorasyonlar üzerinde yapılırken, bazıları da çok üyeli sabit bölümlü restorasyonlar üzerinde yapılmıştır. Literatürde farklı malzeme ve teknik kullanılarak üretilen tek kuronları marjinal uyum yönünden değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (174-176). Sachs ve ark. yaptıkları çalışmalarında, çalışmamızla aynı teknik ve materyali kullanarak ürettikleri tek kuronlar ve sabit bölümlü restorasyonları marjinal uyum yönünden karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak her iki restorasyonun uyumu klinik kabul edilebilir sınırlar içinde ölçülürken, tek kuronlar marjinal uyum yönünden daha iyi sonuçlar ortaya koymuştur (177). Büchi ve ark. CAD/CAM sistemi ile üretilen zirkonyum restorasyonların marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, 4 üyeli zirkonyum restorasyonlar üzerinde marjinal uyum değerlendirmesi yapmışlardır (178). Çalışmamızda da klinikte arka bölge tek diş eksikliklerinin tedavisinde sıkça başvuru alan zirkonyum altyapılı 3 üyeli sabit bölümlü restorasyonları marjinal uyum bakımından değerlendirmenin yararlı olacağını düşündük.

Literatürde marjinal uyum ile ilgili çalışmalara bakıldığında, bazı araştırmacıların veneerlenmiş altyapılarda marjinal uyumu incelediği görülürken, bazılarının da veneerlenmemiş zirkonyum altyapılarında uyumu değerlendirmiş olduğu görülür.

Çalışmamızda marjinal uyum ölçümlerini üretilen altyapılara veneer porselen uygulanmadan gerçekleştirdik (174). Simantasyon işleminin restorasyonların marjinal aralığında artışa neden olduğu ve değişik üretim tekniklerinin hassasiyetlerinin değerlendirilmesini sınırladığı bilinmektedir (179). Bu nedenle çalışmamızda yapılan marjinal uyum değerlendirmelerinde simantasyon işlemi de yapılmamıştır. Ölçüm işlemleri sırasında örneklerin dayanak dişler üzerindeki pozisyonlarını koruyabilmesi ve standart şekilde dikey ölçümlerin yapılabilmesi için azmi özen gösterilmiş üretimin sonuçlara etkisinin hassas bir şekilde değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda, sadece üretim tekniğinin DMA üzerine etkilerini değerlendirmek istediğimizden, simantasyon ve veneerleme gibi işlemleri uygulamayarak ortaya çıkabilecek hatalı sonuçları elimine etmeyi amaçladık.

Marjinal uyum ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda, ölçüm yapılacak nokta sayısı ile ilgili belirlenmiş bir standart yoktur. Groten, ölçüm nokta sayısının artırılmasının standart sapma miktarını azaltacağını belirtmiştir (124). Pera ve ark., marjinal uyum ölçümü için her örnekte 4 ölçüm noktası belirlemişlerdir (60). Rinke ve ark. yaptıkları marjinal ölçüm çalışmalarında, 54 farklı noktada ölçüm yapmak için bilgisayar destekli stereomikroskop kullanmışlardır (112). Matta ve ark. yaptıkları çalışmalarında, kuron restorasyonu etrafında her bir dereceden ölçüm yaparak toplam 360 ölçüm noktası belirlemişlerdir (174). Gassino ve ark. yaptıkları çalışmalarında, marjinal bölgedeki uyumu değerlendirilirken eşit aralıklarla tüm marjinal bölgeyi kapsayacak şekilde ölçüm yapılması gerektiğini savunmuş, restorasyon etrafında 360 noktadan ölçüm yaparak ortalama marjinal açıklığı saptamışlardır (180). Jonathan ve ark. yaptıkları çalışmalarında, üretilen restorasyon etrafında eşit uzaklıkta 8 bölgeden (D, DB, B, MB, M, P, MP, DP) ölçüm yapmışlar ve her dişin kendi içerisinde ortalama marjinal açıklık değerini hesaplamışlardır (175). Mirza ve ark. CAM sistemi ile ürettikleri restorasyonların marjinal uyumlarını incelerken noktalar arasındaki uzaklığa dikkat etmeden 6 noktadan (DB, B, DL, ML, L, DL) ölçüm yapmışlar, nokta bazında örnekler arasında ortalama olarak marjinal uyumu değerlendirmişlerdir (176). Bu çalışmalar ışığında, çalışmamızda yaptığımız ölçümlerde her dayanak dişin etrafında 7 bölgede (premolar dişte: DB, B, MB, M, P, MP, DP; molar dişte: D, DB, B, MB, P, MP, DP) değerlendirme yapılmıştır. Sabit bölümlü restorasyonun gövde kısımlarına denk gelen aproksimal (premolar dişte: D; molar dişte: M) bölgelerde ölçüm yapılamamıştır. Literatürde, örnek başına ölçümlerin ortalaması alınarak veya örnekler arasında her bir

ölçüm noktasının ortalaması alınarak karşılaştırma yapmanın, bilimsel bulgulara etkisi araştırılmamıştır. Bu ölçüm yöntemlerinden hangisinin daha kesin bilimsel sonuçlar sağlama potansiyeline sahip olduğu bilinmez. Çalışmamızda, örnek bazında ortalama almak yerine, nokta bazında örnekler arasında ortalama almayı seçerek, ölçüm verilerini daha az ortalama işlemine maruz bırakacak şekilde daha saf veri kullanmaya özen gösterdik.

Literatürdeki marjinal uyumla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde, restorasyonların marjinal uyumları incelenirken, ölçüm sonuçlarının ortalamaları alınarak değerlendirme yapıldığı bilinir. Ortalama alınarak yapılan marjinal uyum değerlendirmelerinde sonuçların olduğundan daha iyi veya daha kötü gösterilebileceğini, bazı sonuçların maskelenebileceğini düşünmekteyiz. 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 (174). Bunun gibi sebeplerden, klinik kabul edilebilir sınırın üzerindeki ölçüm değerleri ile maksimum ölçüm değerlerinin özellikle vurgulanmasının, çalışma sonuçlarını doğru değerlendirme açısından yararlı olacaktır (173). Çalışmamızda, 3B-L verileri kullanılarak üretilen zirkonyum restorasyonlarda molar diş bölgesinde; D noktada DMA ölçüm ortalaması 114 µm olarak klinik kabul edilebilir sınırlar içinde görülmesine rağmen, bu noktadaki 120 µm'lik klinik kabul edilebilir sınırın üzerinde, en büyüğü 134 µm olmak üzere, 6 farklı örnekte ölçüm yapılmıştır. Molar bölgenin diğer ölçüm noktalarında ve bu grubun premolar bölgesindeki ölçümlerde 120 µm'nin üzerinde başka DMA değerine rastlanmamıştır. Çalışmamızda, CBCT verileri ile üretilen zirkonyum restorasyonların premolar diş bölgesinde; MB noktada DMA ölçümü ortalaması 100 µm, DP noktada DMA ölçümü ortalaması 83 µm, M noktada DMA ölçümü ortalaması 85 µm olarak bulunmuştur. Bu ortalama değerlerin ve geriye kalan diğer noktalardaki ortalamaların 120 µm'lik klinik kabul edilebilir sınırlar içinde görünmesine rağmen, MB noktada maksimum DMA ölçümü 167 µm olup daha 3 farklı örnekte 120 µm'lik sınırın aşıldığı görülmüştür, DP noktada maksimum DMA 140 µm, M noktada ise maksimum DMA 121 µm olarak ölçülmüştür. CBCT grubu molar diş bölgesinde; D ölçüm noktasının DMA ortalaması 162 µm, MP ölçüm noktasının DMA ortalaması ise 136 µm olarak, 120 µm'lik klinik kabul edilebilir değerin üzerinde bulunmuştur. Aynı bölgedeki maksimum DMA değerleri; D ölçüm noktasında 239 µm olup geriye kalan tüm değerler 120 µm'nin üzerinde ölçülmüştür, MP ölçüm noktasında ise 188

μm olarak ölçülüp aynı noktada $120\ \mu\text{m}$ üzerinde ölçüm yapılan örnek sayısı 16 olarak bulunmuştur. CBCT grubu molar diş bölgesinde; MB noktada ve P noktada $120\ \mu\text{m}$ üzerinde sadece 2 örnekte ölçüm yapılırken en yüksek DMA değerleri sırasıyla $139\ \mu\text{m}$ ve $142\ \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur, DB ve DP noktalarında ise $120\ \mu\text{m}$ 'lik sınırın üzerinde 7'şer örnek tespit edilip en yüksek değerler sırasıyla $162\ \mu\text{m}$ ve $151\ \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur, sadece B noktada hiçbir DMA değeri $120\ \mu\text{m}$ 'lik sınırın üzerine çıkmamıştır. Yapılan tüm ölçümler değerlendirildiğinde; klasik iş-akışı ile üretilen 3B-L grubu restorasyonlarda sadece molar bölge D noktasında, modifiye iş-akışı ile üretilen CBCT grubu restorasyonlarda ise premolar diş B, DB, P ve MP ile molar diş D noktası hariç diğer noktalarda maksimum ölçüm değerleri kimi araştırmacılara göre klinik kabul edilebilir sınır olan $120\ \mu\text{m}$ 'dan yüksek olsa da (132), bazılarına göre klinik kabul edilebilir sınır olan $200\ \mu\text{m}$ 'u genellikle aşmamıştır (160). Bu sınırı aşan DMA değeri sayısı, sadece CBCT grubu molar bölge D noktasında olmak üzere ve tüm ölçümler içerisinde sadece 2 adet olup $239\ \mu\text{m}$ ve $219\ \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu denli yüksek sapmaların ölçülmesi ile gerek 3B-L grubu molar bölge D noktası DMA ortalaması ile diğer nokta ortalamaları arasında, gerekse CBCT grubu molar bölge D noktası DMA ortalaması ile diğer nokta ortalamaları arasında bariz farkların görülmesi, CAD dizaynı sırasında meydana gelmiş teknisyen hatasını çağrıştırmıştır.

Demir ve ark. tam seramik kuronların marjinal uyumları ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, en yüksek ortalama marjinal açıklık değerini $160\ \mu\text{m}$ olarak rapor etmişlerdir. Çalışmalarında, farklı tam seramik sistemleri karşılaştırmışlar ve ortalama değerlerde ortaya çıkan farkların kullanılan sistemden ileri gelebileceğini belirtmişlerdir (181). Kohorst ve ark. farklı CAD/CAM sistemleri ile ürettikleri dört üyeli sabit bölümlü zirkonyum restorasyonların dikey marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, bazı örnek gruplarında DMA ortalamalarını $197\ \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Çalışmada ortaya çıkan farklı DMA ortalama değerlerinin kullanılan farklı CAD/CAM sisteminden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (138). Çalışmamızda, klasik iş-akışı kullanılarak (3B-L grubu) üretilen restorasyonlarda ne premolar, ne de molar bölgelerde ortalama DMA değerleri $120\ \mu\text{m}$ 'lik sınırı geçmeyerek daha önceki çalışmalarla uyumlu sonuçlar sergilemiştir (9, 172). Modifiye edilmiş iş-akışı kullanılarak (CBCT grubu) üretilen restorasyonlarda ise premolar bölgede ortalama DMA değerlerinde aynı sınır aşılmazken, molar diş bölgesinde ortalama DMA değerlerinden 2 noktada $120\ \mu\text{m}$ üzerinde değer elde edilmiştir (D nokta, $162\ \mu\text{m}$; MP nokta $136\ \mu\text{m}$). Bu değerler, kimi çalışmaların sonuçlarıyla

uyuşmaz iken, farklı üretim teknikleri ve seramik materyallerin kıyaslandığı bazı marjinal uyum çalışmalarıyla da benzerlik göstermektedir (138, 181). Moldovan ve ark., zirkonyum restorasyon altyapılarının marjinal uyumlarında 100 μm 'ye kadar olan uyumsuzluğu “iyi” olarak, 200-300 μm 'lik uyumsuzluğu ise “kabul edilebilir” olarak sınıflamış, bu sınırlara önem atfetmiştir (182).



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

3B-Laboratuvar veya CBCT verileri kullanılarak modellenen ve CAD/CAM ile zirkonyum materyalinden üretilen sabit bölümlü protez altyapılarının dikey marjinal uyumlarını değerlendiren bu araştırmanın sınırlanmış şartları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Modellemesi 3B-Laboratuvar taraması ile yapılan (klasik iş-akışı) zirkonyum restorasyon üretim tekniği ile hazırlanan sabit bölümlü protez altyapılarının 120 μm 'nin altında ortalama DMA değerleri vermesi bu yöntemin klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verdiğini bir kez daha kanıtlamıştır.

2. Modellemesi 3B-Laboratuvar taraması ile yapılan (klasik iş-akışı) zirkonyum restorasyon üretim tekniğine alternatif, doğrudan CBCT verisi kullanılarak modelleme yapılan (modifiye iş-akışı) zirkonyum restorasyon üretim tekniği ile hazırlanan sabit bölümlü protez altyapılarının birçok ölçüm noktasında 120 μm 'nin ve genelde 200 μm 'nin altında ortalama DMA değerleri vermesi bu yöntemin klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verme potansiyelinin yüksek olduğunu göstermiştir.

Bu çalışmanın temel sınırlaması, daha önceki çalışmalarla direkt olarak kıyaslanabilme imkanının mümkün olmayışıdır. Bunun temel sebebi, literatürdeki çalışma dizaynları ve kullanılan materyal-metotlardaki farklılıklar ve buna bağlı olarak elde edilen sonuçların değişkenliğidir. Klinik kabul edilebilir marjinal açıklık kriteri konusunda hala ortak bir konsensüs oluşmamıştır. Marjinal açıklık değerlerini tespit ederken 3 boyutlu ortamın hangi boyut veya boyutları dikkate alınmalı, bu sonuçlardan hangisinin klinik kullanıma yönelik katma değeri daha fazladır netleşmemiştir. Marjinal açıklık ölçüm sonuçlarını karşılaştırırken ölçüm noktası temelinde mi ortalama alınmalı, yoksa her bir örneğin kendi içindeki ölçüm noktalarını ortalayıp bu sonuçları grup içinde tekrar ortalayarak mı değerlendirilme yapılmalı tartışılmamıştır. Örnek başına ölçüm noktası sayısının minimum ne kadar olması gerektiği konusu açıklığa kavuşmamıştır. Sadece ortalama değerler vermenin çalışma sonucunun objektifliğini bozabileceği ve ortalamaların yanı sıra nokta temelinde maksimum ölçüm değerlerinin de verilmesinin önemi kavranmamıştır. Tüm bu netleşmemiş konularda bilimin aydınlatıcı sonuçlar ortaya koyması acil bir gerekliliktir.

Çalışmamızda test edilen, doğrudan CBCT verisi kullanılarak modelleme yapılan (modifiye iş-akışı) zirkonyum restorasyon üretim tekniği konusunda, ileri çalışmalar yapılması ve bu tekniğin kliniğe yönelik daha da geliştirilmesi gerekliliği görülmektedir.



7. KAYNAKLAR

1. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publising; 1979, s.67-69
2. McCabe JF, Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi; 1999, s.64-70.
3. Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. Esthetic Dentistry And Ceramic Restorations. London: Martin Dunitz Ltd; 1999, s.58.
4. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi; 1983, s.87
5. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2004;92:557-62.
6. Yilmaz H, Aydin C, Gül BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98:120-28.
7. Karataşlı O, Kursoglu P, Çapa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. Dent Mater J. 2011;30:97-102.
8. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater J. 2009;25:94-102.
9. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent. 2001;26:367-74.
10. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. Oper Dent. 2011;36:72-9.
11. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res. 2011;25:261-66.
12. Şeker E, Ozcelik TB, Rathi 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.
13. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/ CAM-processing routes for zirconia restorations influence on fitting accuracy. Clin Oral Investig. 2011;15:527-36.

14. Smith BGN, Howe LC. Planning and making crowns and bridges: CRC Press; 2006, s.182-89
15. Çuhadaroglu İ. Kuron-Köprü Protezi. Kırklareli: Arkadas Tıp Kitapları; 1983, s.47-52
16. Baydas S. Kuron-Köprü Potezleri. Atatürk Üniversitesi Dis Hek Fak Yayınları. 2005, s.139-45.
17. Zaimoglu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Yayınları; 2011, s.89
18. VanBlarcom CW. The glossary of prosthodontic terms: Mosby; 1999.
19. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997, s.25-52
20. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. Compend Contin Educ Dent. 2008;29:494-505.
21. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. Journal of Prosthodontics. 2011;20:153-60.
22. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater J. 2005;21:476-82.
23. McLean JW. The Science and art of dental ceramics. Vol.I. . Tokyo 1980, s.69.
24. Philips RW. Skinner's science of dental materials. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1991, s.78.
25. Anusavice KJ, Philips H. Science of Dental Materials. 10th editor. Philadelphia: W. B.Saunders Company; 1996, s.114.
26. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd, editor. St Louis: Mosby Yearbook; 2002, s.56-91.
27. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Tokyo: Quintessence Pub Co; 1994, s.55-87.
28. Craig R. Restorative dental materials. 10th, editor. St Louis: Mosby Yearbook 1997.
29. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd, editor. Canada: Quint Pub Co Inc; 2002, s.113-119.
30. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları; 1993, s.74.

31. McLean JW. Perspectives of dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1984, s.47-84.
32. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Dental Clinics of North America. 1992;36:765-79.
33. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compendium. 1996;17:779-94.
34. Christensen GJ. Why all-ceramic crowns? Journal of American Dental Association. 1997;128:143-5.
35. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
36. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98:389-404.
37. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. European Journal of Oral Sciences. 2005;113:174-9.
38. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. J Prosthet Dent. 1989;61:664-9.
39. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. J Dent Res. 1997;25:91-5.
40. Korkmaz C. Tam Seramik Sistemlerin Diş Hekimliğindeki Yeri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014, s.8.
41. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic, volume loss, morphology, and changes in the surface composition. J Prosthet Dent. 1994;71:453-61.
42. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma işlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Ankara: G.Ü.; 1999.
43. Aksoy G. Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi. E Ü Diş Hek Fak Derg. 2003;24:103-11.
44. Yavuzylmaz H, Turhan B, Baybek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. G Ü Diş Hek Fak Derg. 2005;22:49-60.
45. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics. J Dent Res. 2002;81:487-91.
46. Lehner CR, Scharer P. All ceramic crowns. Current Opinion in Dentistry. 1992;2:45-2.

47. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. 3.Edition. İzmir: Meta Basım Bornova; 2002, s.72-91.
48. Tinschert ZD, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. J Dent. 2000;28:529-35.
49. McDonald A. Advances in operative dentistry and fixed prosthodontics. Prim Dent Care. 2001;8:13-6.
50. McLean WJ. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. Br Dent J. 1967;123:571 -7.
51. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85:61-6.
52. Yüksel G, Çekiç C, Özkan R. Full porcelain crowns systems. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Dergisi 2000;10:79-88.
53. Burke F, Qualtrough AJ, Hale RW. The dentine-bonded ceramic crown: an ideal restoration? Br Dent J 1995;179:58-63.
54. Dong J, Luthy H, Wohlewend A, Schörer R. Heat-press ceramics: Technology and strength. Int J Prosthodont. 1992;5:9-16.
55. El Sherif MH, Jacobi R, Lindke L. The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: laboratory procedures. Prosthet Dent 1990;64:127-30.
56. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. Int J Prosthodont. 2002;15:183-8.
57. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J. Prosthet Dent. 1996;75:18-32.
58. Probst L. Survival rate of In-Ceram restorations. Int J Prosthodont. 1993;6:259-63.
59. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2000;83:396-401.
60. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. Journal of Prosthetic Dentistry. 1994;72:585-90.
61. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002;88:10-5.
62. Ciordano R, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. J Prosthet Dent. 1995;73:411-8.

63. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7:134-43.
64. Ironside J. Light transmission of a ceramic core material used in fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol*. 1993;16:103-6.
65. Sundh A, Sjogren C. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*. 2004;31:682-8.
66. Cuazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*. 2005;21:454-63.
67. O'Brien W, Groh C, Boenke K, Mora G, Tien TY. The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. *Dental Materials*. 1993;9:242-5.
68. Höland A, Strub J, Scharer R. Metal ceramic and allporcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2:13-26.
69. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26:507-12.
70. Takashi M, Yasuhiro H, Jun K, Soichi K, Yukimichi T. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28:44-56.
71. Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2007;51:713-27.
72. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry *J Am Dent Assoc*. 1988;117:715-20.
73. Syu JZ, Byrne G, Laub WL, Land FM. Influence of finish line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6:25-30.
74. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*. 2006, s.116.
75. Christensen GJ. Is now the time to purchase an inoffice CAD/CAM device? *J Am Dent Assoc*. 2006;137:235-8.
76. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek Derg* 2008;32:58-72.
77. Strub JB, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restoration: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:1289-96.

78. Almeida E Silva JS, Eldert K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2013;18:515-25
79. Almeida E Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013;17:1201-8.
80. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 2008;139:347-9.
81. Gibson I. Advanced manufacturing technology for medical applications: reverse engineering, software conversion and rapid prototyping: John Wiley & Sons; 2006, s.172.
82. Chua CK, Leong KF. Rapid prototyping: principles and applications: World Scientific; 2003, s.111.
83. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90:459-64.
84. Denissen H, Dozic A, Zel J, Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO , CEREC , and Procera onlays. *JProsthet Dent*. 2000;84:506-13.
85. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry CAD/CAM Technology. *Dent Update*. 2005;32:566-72.
86. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? . *J Am Dent Assoc*. 2004;135:11-6.
87. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132:1301-3.
88. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater J*. 2008;24:289-98.
89. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76:187-93.
90. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2005;121:105-13.
91. Eskimez Ş. Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. *Quintessence Yayıncılık, İstanbul* 2008;87:83
92. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.

93. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater J*. 2008;24:299-307.
94. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*. 2007;34:282-90.
95. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;80:317- 21.
96. Manicone PF, Iommetti PS, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35:819-26.
97. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Dergisi*. 2002;5:97-102.
98. Hung C-Y, Huang Y-S. Effect of veneering techniques on ceramic fracture of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontics and Implantology*. 2012;1:66-70.
99. Karakoca DS, Yilmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;1:36-44.
100. Kaya B. Endodontide konik ışınli bilgisayarlı tomografinin uygulama alanları. *E.Ü. Dişhek Fak Derg* 2012;33:21-31.
101. Özer S. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi'nin endodontide uygulama alanları. *G.Ü.DişHekFakDerg*. 2010;27:207-17.
102. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini P, Andreis I. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: prelininary result. *European Radiology*. 1998;8:1558- 64.
103. Palomo JM, Kau CH, Bahl L, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in dentistry. *Int Dent SA*. 2006;9:40-9.
104. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *JADA*. 2010;141:3-6.
105. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. *Health Phys*. 2008;95:628-37.
106. Seth V, Kamath P, Venkatesh MJ, Prasad R, Vishwanath D. Cone beam computed tomography: third eye in diagnosis and treatment planning. *Virtual J Orthod*. 2011;23:17-22.

107. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am j Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:640.
108. Brullmann DD, Schmidtman I, Hornstein S, Schulze RK. Correlation of cone beam computed tomography (CBCT) findings in the maxillary sinus with dental diagnoses: a retrospective cross-sectional study. *Clin Oral Investig*. 2012;16:1023- 9.
109. Nair UP, Nair MK. Maxillary sinusitis of odontogenic origin: conebeam volumetric computerized tomography-aided diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral radiol Endod*. 2010;110:53-7.
110. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin N Am*. 2008;52:825-41.
111. Rege IC, Sousa TO, Leles CR, Mendoça EF. Occurrence of maxillary sinus abnormalities detected by cone beam ct in asymptomatic patients. *BMC Oral Health*. 2012;12:30.
112. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8:303-10.
113. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10:478-84.
114. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;108:310-5.
115. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62:405-8.
116. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61:527-31.
117. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94:430-4.
118. Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83:362-6.
119. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93:346-55.

120. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*. 2000;16:226-33.
121. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;65:436-42.
122. Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmage P, Nergiz I. Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9:39-47.
123. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32:526-30.
124. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83:40-9.
125. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult-von-Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32:753-8.
126. Groten M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1997;24:871-81.
127. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2003;24:595-8.
128. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 2003.
129. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*. 1988;164:39-43.
130. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association*. 1996;127:1171-81.
131. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89:127-34.
132. McLean JW, Von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*. 1971;131:107.
133. Boening K, Walter M, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *Journal of oral rehabilitation*. 1992;19:281-7.

134. 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;92:250-7.
135. Tsukada G, Tanaka T, Kajihara T, Torii M, Inoue K. Film thickness and fluidity of various luting cements determined using a trial indentation meter. *Dental Materials*. 2006;22:183-8.
136. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85:575-84.
137. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences*. 2008;116:579-84.
138. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *European journal of oral sciences*. 2009;117:319-25.
139. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80:394-404.
140. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4:3.
141. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1996;17:779-82.
142. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46:59-65.
143. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;73:49-54.
144. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*. 2004;196:766-70.
145. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87:248-55.
146. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84:419-24.
147. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*. 1997;22:173-85.

148. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*,. 1996;17:1891-5.
149. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J. of Prosthetic Dentistry*. 1990;63:26-31.
150. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988;59:12-6.
151. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1966;16:297-305.
152. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17:680-5.
153. 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;37:374-82.
154. 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.
155. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16:2.
156. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:8-13.
157. Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European journal of oral sciences*. 2004;112:197-204.
158. Quinn J, Sundar V, Lloyd I. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*. 2003;19:603-11.
159. 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;9:10.
160. 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;16:6.

161. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26:582-93.
162. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
163. Gemalmaz D, Özcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3:3.
164. Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: A prospective multicenter study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2005;7:111-20.
165. 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;13:5.
166. Carter L, Farman AG, Geist J, Scarfe WC, Angelopoulos C, Nair MK. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106:561-2.
167. Charette JR, Goldberg J, Harris BT, Morton D, Llop DR, Lin WS. Cone beam computed tomography imaging as a primary diagnostic tool for computer-guided surgery and CAD/CAM interim removable and fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016; 2, s.157-65..
168. Kumar D, Madihalli AU, Reddy KRK, Rastogi N, Pradeep N. Elastomeric Impression Materials: A Comparison of Accuracy of Multiple Pours. *The journal of contemporary dental practice*. 2011;12:272-8.
169. Faria ACL, Rodrigues RCS, Macedo AP, Mattos MdGCd, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian oral research*. 2008;22:293-8.
170. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94:112-7.
171. Feng J, Aboyoussef H, Weiner S, Singh S, Jandinski J. The effect of gingival retraction procedures on periodontal indices and crevicular fluid cytokine levels: a pilot study. *Journal of Prosthodontics*. 2006;15:108-12.
172. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17:5.

173. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Ozcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016; 0022-3913 (in press).
174. 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;43:9.
175. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112:555-60.
176. Baig MR, Tan KBC, Nicholls JJ. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104:216-27.
177. Sachs C, Groesser J, Stadelmann M, Schweiger J, Erdelt K, Beuer F. Full-arch prostheses from translucent zirconia: accuracy of fit. *Dental Materials*. 2014;30:817-23.
178. Büchi DL, Ebler S, Hämmerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence International*. 2014;45:10.
179. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89:268-74.
180. 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;17:2.
181. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *European journal of dentistry*. 2014;8:437.
182. Moldovan O, Rudolph H, Quaas S, Bornemann G, Luthardt R. Internal and external fit of CAM-made zirconia bridge frameworks-a pilotstudy. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2006;61:38.

ÖZGEÇMİŞ

20 Ocak 1987’de Kilis’te doğdu. İlk ve orta öğrenimini Kilis’te tamamladı, lise eğitimini Kilis H.M.K. Anadolu Lisesi’nde aldı. 2007 yılında Yakındoğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans eğitime başladı. 2012 yılında Yakındoğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. 2013 yılında Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitime başladı. Halen aynı kurumda eğitime devam etmektedir. Evli olup, iyi derecede İngilizce bilmektedir.

