



T.C.

SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DIŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DİJİTAL VE GELENEKSEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN PROTETİK
RESTORASYONLARIN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Safa ÖZDEN

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2018



T.C.

SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİJİTAL VE GELENEKSEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN PROTETİK
RESTORASYONLARIN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

Safa ÖZDEN

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. HAKAN DEMİR

DANIŐMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

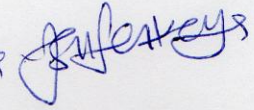
SIVAS


2018

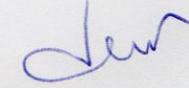
ONAY SAYFASI

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Üye Dr. Öğr. Üyesi İsmail Sarıkeleş 

Üye Doç. Dr. Fahir TÜBAŞ 

Üye Prof. Dr. Haluk Demir 

Bu tez, tarih ve sayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı



Aileme...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bana destek olan ve hakkını ödeyemeyeceğim, değerli hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Hakan DEMİR' e emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitim süresince desteklerini benden esirgemeyen, değerli bölüm hocalarım Prof.Dr. Giray BOLAYIR, Prof.Dr. Hakan AKIN, Doç.Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN, Doç.Dr. Koray SOYGUN, Doç.Dr. Faik TUĞUT, Doç.Dr. Oğuzhan GÖRLER, Dr.Öğr.Üyesi M.Emre COŞKUN, Dr.Öğr.Üyesi Ayşegül Göze SAYGIN, Dr.Öğr.Üyesi Melih ÜLGEY hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmalarına olan katkılarından ve gösterdikleri sabırdan dolayı sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Musa Aykut ALTINTAŞ, Dt. Ümmü Selin ÖZSOY, Dt. Emine ÜNAL, Dt. Fatma YILDIZ, Dt. Cansu KARAHAN, Dt. Merve YÜKSEL, Dt. Gizem YEŞİLYURT, Dt. Melek KILIÇ' a teşekkür ederim.

Verilerin değerlendirilmesinde, bana zaman ayırıp yardımcı olan, saygı değer hocam Dr.Öğr.Üyesi. Ziynet ÇINAR' a teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimin laboratuvar aşamalarında kendisiyle birlikte çalıştığım Yıldırım GÖRLER' e ve bütün bölüm personeline teşekkür ederim.

Gösterdikleri fedakârlılarla bugünlere gelmemi sağlayan ve emeklerini benden esirgemeyen, bana doğru kararlar vermemde hep yardımcı olan sevgili annem Şükriye ÖZDEN ile sevgili babam Süleyman ÖZDEN' e, hayat boyu sırtımı yasladığım ve her zaman yanımda olan abim Salih ÖZDEN' e, çok kıymetli ablalarım Hatice ÖZDEN ve Ayşe ÖZDEN' e sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatıma girdiği ilk andan itibaren desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, çok sevgili biricik eşim Dt. Yasemin ÖZDEN' e ve dünyaya gelişiyile birlikte ailemize neşe katan kızım Şükriye Betül' e teşekkürü bir borç bilirim.



Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-219 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET
DİJİTAL VE GELENEKSEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN PROTETİK
RESTORASYONLARIN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Safa ÖZDEN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS

2018, 98 Sayfa

Bu çalışma dijital ve geleneksel ölçü yöntemleri ile elde edilen ölçüler kullanılarak üretilen farklı altyapı materyallerinin birbirleriyle ve kendi aralarındaki; internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır. Hazırlanan model üzerinden dijital ve geleneksel ölçü teknikleri ile ölçüler alınarak 5 farklı materyalden kron altyapısı elde edilmiştir. Materyaller döküm metal, lazer sinter metal, yüksek dirençli polimer, cam seramik ve hibrit seramik olarak belirlenmiştir. Geleneksel ölçü ve döküm yöntemiyle elde edilen metal grubu haricinde her materyal grubu için ölçünün dijital taranması ölçü yöntemi, alçı modelin dijital taranması ölçü yöntemi ve direkt dijital tarama ölçü yöntemi ile ölçüler alınmıştır. 10 adet döküm Ni-Cr metal altyapı kontrol grubu olarak, kontrol grubu dışındaki diğer materyallerden ise her grupta 30' ar adet altyapı deney grubu olarak Cad/Cam sistemi ile dizayn edilerek üretilmiştir. Elde edilen kronların internal ve marjinal aralık hesaplamaları için silikon replika tekniği kullanılmış ve elde edilen replikalar ışık mikroskobu altında X10 büyütmede dijital ortama aktarılıp diş ile kron materyali arasındaki boşluk miktarları ölçülmüştür. Sonuçlar incelendiğinde ortalama internal aralık değerleri arasında PEEK grubunun en yüksek ortalama internal aralığa (ölçü dijital tarama 174,30 µm, alçı model dijital tarama 166,10 µm, direkt dijital tarama 148,20 µm) sahip olduğu ve bunu döküm grubunun (147,20 µm) takip ettiği görülmüştür. Ortalama marjinal aralık değerleri arasında Hibrit grubunun ölçü dijital tarama ve alçı model dijital tarama gruplarında en düşük değere sahip olduğu (45,60 µm, 48,20 µm) direkt dijital tarama grubunda ise E-Max grubunun (43,60 µm) en düşük değere sahip olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Geleneksel ölçü, İndirekt dijital ölçü, Direkt dijital ölçü, İnternal uyum, Marjinal uyum

ABSTRACT

EVALUATION OF INTERNAL AND MARGINAL ADAPTATIONS OF PROSTHETIC RESTORATIONS WITH DIGITAL AND CONVENTIONAL IMPRESSION TECHNIQUES

Safa ÖZDEN

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS

2018, 98 Pages

This study was made to compare the internal and marginal adaptation of different core materials that were produced by digital and conventional impressions. Digital and conventional impression techniques were used on a prepared model and with the impression techniques and five different core materials were obtained. The materials were determined as casting metal, laser sinter metal, high resistance polymer, glass ceramic and hybrid ceramic. Digital scanning method of impression, digital scanning method of gypsum model and direct digital impression method for each material group were used except the metal group, which was obtained by conventional impression and casting method. 10 unit Ni-Cr metal core were used as a control group and besides the control group 30 unit core were designed and manufactured with Cad/Cam system for each groups. Silicon replica technique was used to calculate the internal and marginal adaptation of the crowns. The silicon replicas were transferred to digital media with 10X magnification stereomicroscope and the gaps between the teeth and the core materials was measured. The results were examined, it was found that the average internal interval values of the PEEK group had the highest average internal range (impression digital scanning 174,30 μm , gypsum model digital scanning 166,10 μm , direct digital scanning 148,20 μm), followed by casting metal average internal range (147,20 μm). Among the average marginal interval values, it has been found that the Hybrid group had the lowest value in the impression digital scanning and gypsum model digital scanning groups (45,60 μm , 48,20 μm), while the lowest value was in the E-Max group (43,60 μm) in the direct digital scanning group.

Keywords: Conventional impression, Indirect digital impression, Direct digital impression, Internal fit, Marginal fit

İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
ABSTRACT	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. ÖLÇÜ MADDELERİ VE ÖLÇÜ TEKNİKLERİ	3
2.1.1. Ölçü Maddeleri	4
2.1.2. Ölçü Teknikleri	6
2.2. DİJİTAL TARAYICI SİSTEMLER	8
2.2.1. Cad-Cam Sistemleri	8
2.2.2. Cad/Cam Sistemlerinin Özellikleri	9
2.2.3. Cad/Cam Sisteminde Kullanılabilen Materyaller (20)	11
2.3. METAL ALTYAPI ÜRETİMİ	12
2.3.1. Geleneksel Yöntemle Metal Altyapıların Hazırlanması	12
2.3.2. Cad/Cam Sistemiyle Altyapıların Hazırlanması	12
2.4. PEEK ALTYAPILAR	13
2.5. SERAMİK ALTYAPILAR	15
2.5.1. Dental Seramikler	15
2.5.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	17
2.6. MARJİNAL VE İTERNAL UYUM	23
2.6.1. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	24
2.6.2. Direkt Yöntem	24
2.6.3. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler	25
2.6.4. Silikon Replika Tekniği	25
2.6.5. Reçine Replika Yöntemi	25
3. MATERYAL VE METOT	27

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	28
3.2. ANA MODELİN HAZIRLANMASI	28
3.3. DIŞ PREPARASYONU	29
3.4. ÖLÇÜ PROTOKOLÜ.....	29
3.4.1. Geleneksel Ölçü	29
3.4.2. Dijital Ölçü.....	30
3.4.3. Tasarım İşlemleri.....	32
3.5. ÜRETİM AŞAMASI	33
3.5.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Metal Altyapıların Üretilmesi.....	33
3.5.2. Lazer Sinter Metal Altyapıların Üretilmesi.....	34
3.5.3. PEEK Altyapıların Üretilmesi	34
3.5.4. Lityum Disilikat Altyapıların Üretilmesi	36
3.5.5. Hibrit Seramik Altyapıların Üretilmesi	37
4. BULGULAR	42
4.1. ORTALAMA İTERNAL VE MARJİNAL ARALIK DEĞERLERİ	43
4.2. LOKALİZE İTERNAL ARALIK DEĞERLERİ	47
4.3. LOKALİZE MARJİNAL ARALIK DEĞERLERİ	54
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇLAR.....	84
7.KAYNAKLAR	85
8. ÖZGEÇMİŞ	98

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3	Alüminyum oksit
B_2O_3	Bor oksit
Cad-Cam	Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim
DNH	Çift ağ yapısındaki hibrit
DMLS	Direkt metal lazer sinterleme
LT	Düşük translusensi
Gpa	Gigapaskal
HF	Hidroflorik asit
CaO	Kalsiyum oksit
KW	Kruskal-Wallis
Co-Cr	Kobalt krom
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
Li_2OSiO_2	Lityum silikat
Li_3PO_4	Lityumortofosfat
$MgAl_2O_4$	Magnezyum Alüminat
MPa	Megapaskal
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
N	Örnek sayısı
Ni-Cr	Nikel- Krom
p	Anlamlılık
PAEK	Poli aril eter keton
PEEK	Poli eter eter keton
PMMA	Poli metil metakrilat
K_2O	Potasyum oksit
$^{\circ}C$	Santigrat derece
SLM	Seçici lazer melting

SLS	Seçici lazer sinterleme
SPSS	Sosyal bilimler için istatistik programı
SiO ₂	Silikon Dioksit
Na ₂ O	Sodyum Oksit
STL	Stereolithografi
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
HPP	Yüksek performanslı polimer
HT	Yüksek translusensi
%	Yüzde
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
3D	3 boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Ölçü Maddelerinin Sınıflandırılması

Şekil 3.1. Ana Modelin Okluzalden ve Lateralden Görünümü

Şekil 3.2. Polivinil siloksan Ölçü Maddeleri ve Ölçüler

Şekil 3.3 Direkt Dijital Tarama Ölçü Yöntemi

Şekil 3.4. Alçı Modelin Dijital Tarandığı Ölçü Yöntemi

Şekil 3.5. Ölçünün Dijital Tarandığı Ölçü Yöntemi

Şekil 3.6. PEEK Blok ve Üretim için Hazırlanan Tasarım Görüntüsü

Şekil 3.7. Üretimi Yapılan PEEK Restorasyonlar

Şekil 3.8. Cad/Cam Frezleri

Şekil 3.9. IPS E-Max CAD Bloklar

Şekil 3.10. VİTA ENAMİC Bloklar

Şekil 3.11. Silikon Replikanın Bukkolingual Doğrultuda Kesilmesinin Ardından Elde Edilen Meziyal Yarının Görüntüsü

Şekil 3.12. İkinci ve Üçüncü Kesilerden Sonra Elde Edilen Bukkal Parçaların Lingual Yüzeylerinin Görüntüsü

TABLULAR

Tablo 2.1. PEEK materyaline ait elastik modül karşılaştırması

Tablo 3.1. Deney Grupları

Tablo 4. 1. İstatistiksel analizlerde kullanılan kısaltmalar

Tablo 4.2. Ölçü Dijital Tarama, Alçı Modelin Dijital Taranması, Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniklerinin Ortalama İnternal Ve Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.3. Döküm Grubundaki Ortalama İnternal ve Marjinal Aralık Değerleri

Tablo 4.4. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max, Hibrit, Lazer, PEEK Grubundaki Ortalama İnternal ve Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.5. Ölçü Dijital Tarama Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.6. Alçı Modelin Dijital Taranması Ölçü Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.7. Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.8. Farklı Ölçü Tekniklerinin Döküm Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.9. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.10. Farklı Ölçü Tekniklerinin Hibrit Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.11. Farklı Ölçü Tekniklerinin Lazer Sinter Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.12. Farklı Ölçü Tekniklerinin PEEK Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.13. Ölçü Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.14. Alçı Modelin Dijital Taranması Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.15. Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması

Tablo 4.16. Farklı Ölçü Tekniklerinin Döküm Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.17. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.18. Farklı Ölçü Tekniklerinin Hibrit Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.19. Farklı Ölçü Tekniklerinin Lazer Sinter Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Tablo 4.20. Farklı Ölçü Tekniklerinin PEEK Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavilerini büyük oranda sabit protezler oluşturmaktadır. Sabit protetik restorasyonların başarılı olabilmeleri için biyolojik olarak uyumlu olmaları, estetik beklentiyi karşılamaları, ağız ortamından etkilenmemeleri ve gerekli fonksiyonları yerine getirebilmeleri gerekmektedir.

Sabit protez uygulamalarında metal destekli seramik restorasyonlar kullanılabilir. Ancak metal destekli seramik restorasyonlar metal-porselen bağlantısında yaşanan problemler, diş etinde görülebilen renklemeler, metale karşı gelişen alerjik reaksiyonlar, metalin korozyonu gibi birtakım sorunları da beraberinde getirebilmektedir. Metal-seramik sistemlerde görülebilen bu olumsuzluklar, araştırmacıları tam seramik restorasyonlara yöneltmiştir. Tam seramik restorasyonlarla ilgili olarak yapılan çalışmalarla; renk, ışık geçirgenliği ve estetik açıdan doğal dişlerle uyumlu ve aynı zamanda dayanıklı olan materyaller araştırılmıştır. Araştırılan materyaller bu gereksinimler doğrultusunda geliştirilerek günümüz seramik sistemlerini oluşturmuşlardır. Son yıllarda hibrit protezlerin ışık geçirgenliğinden ve protetik restorasyonlarda kullanılabilen poli eter eter keton (PEEK) biyouyumluluk ve darbe dayanımı özelliklerinden de faydalanılmaktadır.

Restorasyonların çeşidi ne olursa olsun uzun dönem başarı söz konusu olduğunda, marjinal ve internal uyum önemli bir parametredir. Geniş marjinal açıklıklar, simanın hızlı şekilde çözünmesine ve buna bağlı olarak retansiyon alanı oluşturarak plak ve bakteri birikimine neden olur. Bu durum da periodontal hastalıklara ve çürüklere sebep olarak restorasyonun uyumunu bozar ve restorasyonun ağızda kalma süresini kısaltır.

Bir restorasyonun elde edilmesi sürecinde birçok aşamadan geçmesi, farklı materyal çeşitlerinin bulunması, farklı tekniklerle elde edilebilmeleri restorasyonlarda farklılıkların görülebilmesine sebep olmaktadır. Bu çeşitliliğe bağlı olarak görülebilen başarısızlıklar araştırmacıları işlem sayısını azaltacak ve daha ideal sonuçlar oluşturacak tekniklere yönlendirmektedir.

Destek diş ile uyumu ideal olan bir restorasyonun elde edilmesindeki en önemli aşamalardan biri net ve hassas ölçü alınmasıdır. Ölçü yöntemleri, geleneksel ve dijital ölçü yöntemleri şeklinde iki ana başlık altında sınıflandırılmaktadır. Genel olarak tercih edilen geleneksel yöntemde ölçü materyali ile dişler ve destek dokuların negatifi elde edilerek laboratuvar ortamına aktarılır. Dijital ölçü yönteminde ise optik bir tarayıcı vasıtasıyla diş ve destek dokuların görüntüsü bilgisayar ortamına direkt olarak aktarılır. Her iki yöntemin de kendi içinde birtakım avantaj ve dezavantajları vardır.

Geleneksel ölçü teknikleri ve kullanılan malzemelerdeki gelişmeler her zaman ideal sonuçlar elde edilmesine izin vermemektedir. Ayrıca ideal bir ölçü elde edilmiş olsa dahi ölçünün dökülerek model elde edilmesi esnasında diş teknisyeninin hassasiyetine ve tekniğine bağlı bir takım yetersizlikler de istenilen nitelikte restorasyonların üretilmemesine neden olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı yaşanan problemler ölçü işlemlerinde hekimleri dijital ölçü ve bilgisayar destekli üretim sistemi olan Cad/Cam (bilgisayar destekli dizayn ve üretim) teknolojisinin kullanımına sevk etmiştir. Dijital ölçü ekstraoral tarayıcının kullanıldığı indirekt dijital teknik ve intraoral tarayıcının kullanıldığı direkt dijital teknik yöntemleri ile elde edilebilmektedir. Direkt dijital teknikte hasta üzerinden ağız içi bir tarayıcı yardımıyla ölçü alınarak datalar direkt bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. İndirekt dijital teknikte ise geleneksel yöntemlerle elde edilen ölçü ya da alçı model tarayıcı cihaz içerisine yerleştirilir ve elde edilen datalar bilgisayar ortamına aktarılır.

Çalışmamızın amacı; dijital ve geleneksel ölçü yöntemleriyle üretilen nikel-krom metal, kobalt-krom metal, lityum disilikat cam seramik, hibrit seramik ve yüksek performanslı polimer grubundan olan PEEK krom altyapılarının marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırıp, materyal seçimi ve ölçü yöntemi tercihinin sonuçlara etkisini değerlendirerek bu konuda literatüre katkı sağlamaktır. Bunun yanı sıra, dental kliniklerde yaygın olarak kullanılan materyalleri test ederek, hangi grupların daha avantajlı sonuçlar ortaya çıkaracağı bilgisiyle ileri dönem klinik çalışmalara yön vermek hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ÖLÇÜ MADDELERİ VE ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Protetik diş hekimliğinde doğruluğu yüksek bir ölçü alınması, uyumlu bir protetik restorasyon elde edebilmenin kilit noktasıdır. Elde edilen ölçü ile ağız içi yapılar ağız dışına aktarılır. Ölçünün netliği protezin uyumunu etkilediği için yapılan protezin uzun ömürlülüğü açısından ölçü kalitesi oldukça önemlidir (1-3). Tercih edilen ölçü tekniği ve ölçü materyali de restorasyonun uyumunu ve başarısını etkilemektedir (4).

Konvansiyonel iş akışında yapılan hataların yarısı ölçü alınması ve alçı model elde edilmesi sırasında meydana gelirken diğer yarısı da protezin üretimi aşamasında meydana gelmektedir (5-6). Bu nedenle ölçü aşamasında da, üretim aşamalarında gösterilen hassasiyet kadar hassas olunması gerekmektedir. Ölçünün kalitesinin artması elde edilecek restorasyonun da diş ile olan uyumunu arttıracaktır. Marjinal ve internal uyum sabit protezlerin başarısı için önemli kriterlerdir. Restorasyon ve hazırlanan diş arasındaki marjinal ve internal uyumsuzluk, restorasyon üzerinde zayıflatıcı etkilere sahip olabilir. Ayrıca plak tutulumunun artmasına, periodontal enflamasyona, kemik kaybına ve tekrarlayan çürüklerin veya pulpa lezyonlarının gelişmesine yol açabilir (7-9).

1980'li yıllardan bu yana restorasyonların, özellikle seramik kuronların ve sabit protezlerin yapımında bilgisayar destekli tasarım (Cad) ve üretim (Cam) sistemi kullanılmaktadır. Bu sistemle birlikte protezin üretiminde meydana gelen hatalar azaltılsa da; ölçü alınması ve alçı model elde edilmesi sırasında meydana gelen hatalar indirekt dijital sistemlerde aynı kalmıştır. Ancak direkt dijital tarayıcılar ile alınan ölçüler aracılığıyla; geleneksel yöntemde oluşan ölçü maddesiyle ve alçı model ile alakalı problemlerin önüne geçilmiştir. Direkt dijital tarayıcı ile üç boyutlu görüntü Cad yazılımında elde edilmektedir. Bu şekilde geleneksel ölçü ya da alçı modele ihtiyaç duyulmaksızın ve meydana gelebilecek boyutsal değişimlerin önüne geçilerek ölçü işlemi tamamlanabilmektedir (10-11). Geleneksel ölçü yöntemleri

mevcut geçerliliğini korumaktadır ancak son yıllardaki gelişmelerle birlikte dijital ölçü yöntemleri büyük bir ilerleme göstermiştir (12).

Ölçünün netliğini iki faktör belirler: Doğruluk (Trueness) ölçü geometrisinin orijinal geometriden sapmasını tanımlar. Hassasiyet (Precision) tekrarlayan ölçülerde ölçüler arasındaki ana modelden olan sapmayı tanımlar (13, 14). Pasif uyumun tanımlanması zor olsa da uzun dönem klinik komplikasyonlara neden olmayan bir doğruluk seviyesinin yakalanması olarak tanımlanmıştır (6, 15). Restorasyonun uyumunu etkileyebilecek faktörler; preparasyon çeşidi, preparasyon sınırının lokalizasyonu, restorasyon materyali, üretim metodu, ölçü materyali ve ölçü tekniği olarak sıralanabilir (7, 16).

2.1.1. Ölçü Maddeleri

Ölçü maddeleri yapısal özelliklerine göre iki ana gruba ayrılırlar.

A. Elastik Olmayan Ölçü Materyalleri (Bkz. Şekil 2. 1)

Ölçü Alçısı, Çinko Oksit Ojenol, Stenç

B. Elastik Ölçü Materyalleri

1. Hidrokolloidler

Agar Agar, Aljinat

2. Elastomerler

Polisülfid, Polieter, Kondanse Polimerize Silikon, İlave Polimerize Silikon, Vinil Siloksan Eter

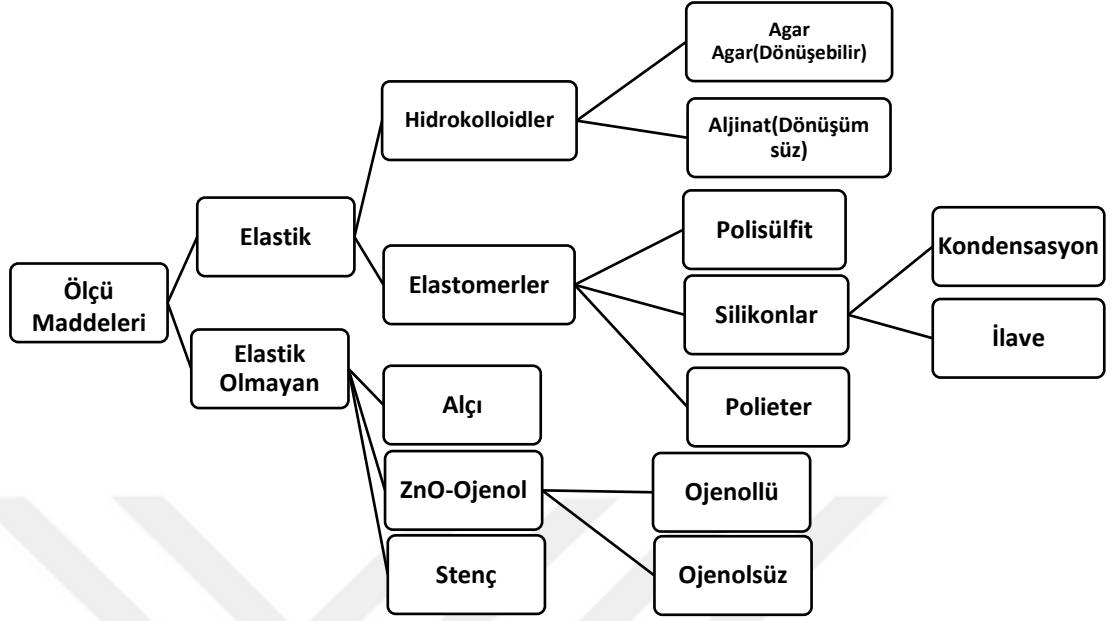
İrreversible (Dönüşemeyen) ölçü maddeleri, kimyasal bir reaksiyon sonucu sertleşirler ve tek kullanımlıktırlar. Paris alçısı, çinko oksit ojenol ölçü maddeleri rijittirler ve esnemezler. Aljinat, polisülfid elastomerler, polieter elastomerler, kondensasyon silikon, ilave reaksiyonlu (polivinil siloksan) silikon elastik ölçü maddeleridirler.

Reversible (Dönüşebilen) ölçü maddeleri, ısıl bir reaksiyon sonucu sertleşip tekrar kullanılabilirler. Mum bileşimleri rijittir ve esnemez ancak dönüşebilme

özelliğinden dolayı tekrar kullanılabilirler. Agar hidrokolloid elastik ölçü maddesi de sol halinden jel haline dönüşebilme özelliği gösterir.

Hidrokolloid ölçü maddeleri 1950 ve 1960'lı yıllarda sabit protetik restorasyonların ölçüsünü elde etmek için kullanılmışlardır. İlerleyen yıllarda polisülfid ve kondensasyon silikonların piyasaya sunulması ile hidrokolloid ölçü maddelerinin sabit protetik restorasyonlarda kullanımı terk edilmeye başlanmıştır. Polieter ölçü maddeleri 1960'lı yıllardan sonra geliştirilmişlerdir. Kondenzasyon silikonların modifikasyonu olarak ortaya çıkan ilave reaksiyonlu silikonlar (polivinil siloksan) ise 1970'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır.

Ölçü maddeleri farklı yapılarda bulunmaları sebebiyle farklı özellikler göstermektedirler. Bu duruma bağlı olarak da kendi aralarında çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Bu materyallerin, alçı ile kolayca ıslanıp ıslanmaması, akışkanlığa karşı gösterdikleri direnç, hassasiyet, doğruluk, hazırlama şekli ve hasta konforuna etkisi gibi çeşitli özellikleri klinik olarak tercih edilmelerinde önem taşımaktadır. Günümüzde daha çok elastik yapıdaki hidrokolloidler ve elastomer ölçü maddeleri tercih edilmektedir. Bununla birlikte elastik olmayan ölçü maddeleri de kullanım alanı bulmaktadır. Klinisyenin beceri ve bilgisinin etkili olduğu geleneksel ölçü yöntemlerinde birçok başarısızlık oluşabileceği gibi, klinisyenden bağımsız olarak ölçü maddelerinin distorsiyonu, kaşıktan ayrılması veya kopması, saklanma koşulları, ölçü alınan yüzeydeki kan ve tükürük gibi birçok olasılık, hazırlanan restorasyonlarda başarısızlığa sebep olabilmektedir (17-20). Klinisyenler ölçü maddesinin seçiminde, ölçü maddesinin özelliklerini göz önünde bulundurmalıdırlar.



Şekil 2.1. Ölçü Maddelerinin Sınıflandırılması

2.1.2. Ölçü Teknikleri

A. Geleneksel Ölçü Teknikleri

Farklı tekniklerle ölçü alma işlemi günümüzde uygulanabiliyor olsa da genel olarak sabit protezlerdeki ölçü tekniklerini üç gruba ayırmak mümkündür:

1. Astarlama (Putty-Wash) Tekniği

Yoğun kıvamlı ölçü maddesi kaşık aracılığıyla ağza uygulanarak bir ölçü alınır. Bu ölçü sanki bir ölçü kaşığıymış gibi kullanılarak içine konan akıcı ölçü maddesiyle bir ölçü daha alınır. Böylelikle her iki kıvamdaki ölçü maddesi de uygulanmış ve iki aşamada ölçü işlemi tamamlanmış olur.

2. Tek Karıştırma Ölçü Tekniği

Bu metotta kişisel kaşık, bir ölçü şiringası ve tek tip ölçü maddesi kullanılır. Aynı ölçü maddesi hem enjektörle dişe sıkılır, hem kaşık içine konur ve ağza yerleştirilerek ölçü tamamlanır.

3. Double Ark Ölçü Tekniği

Ağız anatomisine uygun fasiyal ve lingual plak ve bu plakları birbirine bağlayan bir bar veya çok ince bir fileye sahip özel kaşıklerle iki arkın kapanış halinde ve birlikte ölçüsünün alınmasıdır.

B. Dijital Ölçü Teknikleri

Dijital sistemler; hekimin aktif olduğu direkt teknik ve teknisyenin aktif olduğu indirekt teknik olmak üzere iki grupta değerlendirilebilir(24).

1. Direkt Teknik

Bu teknikte geleneksel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Bu teknikte; istenilen restorasyon için hazırlanan dişler ve çevre dokular ağız içi görüntüleme sistemleri yardımı ile taranır ve bu veriler bilgisayar ortamına aktarılır (21).

Direkt dijital tekniğin avantajları,

1. Geleneksel ölçü alınması sırasında oluşabilen hatalar elimine edilmiş olur.
2. Klinik yardımcılarının ölçü öncesi ve sonrası iş yükleri azaltılır.
3. Hastalar geleneksel ölçü yönteminin rahatsız ediciliğinden kurtarılmış olur.
4. Ölçü transferi dijital ortamda yapılacağı için hem zaman hem iş gücünden tasarruf edilir.
5. Ölçü dezenfeksiyon işlemlerine gerek kalmaz. Ölçüyle kontaminasyon riski ortadan kalkar.
6. Alçı dökümü, trimleme, day oluşturulması ve bunlara bağlı hata riski ortadan kaldırılır.
7. Çeneler arası ilişki ve interokluzal kapanış hızlı bir şekilde elde edilir.

2. İndirekt Teknik

Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan geleneksel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü doğrudan ya da ölçüden elde edilen alçı model Cad/Cam sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Tarama sonucunda elde edilen sanal model üzerine istenilen restorasyon dijital olarak tasarlanabilir

(22). Hassasiyet bakımından indirekt teknik, geleneksel ölçü maddelerini ve ölçü tekniklerini içerdiğinden direkt tekniğe göre farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle; ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi, saklama koşulları, dezenfeksiyon sırasındaki distorsiyonlar, ölçü kaşığından ayrılması ve uyumsuzluğu, dental laboratuvara transferi sırasındaki şartlar dikkate alınmalıdır (17, 22).

2.2. DİJİTAL TARAYICI SİSTEMLER

Piyasada bulunan temel direkt dijital tarayıcı ölçü sistemleri CEREC, Lava C.O.S. sistem, iTero, E4D ve TRIOS'dur. Çalışma prensibi, ışık kaynağı, toz püskürtme zorunluluğu, operasyon süresi ve dosya formatı gibi temel özellikler açısından birbirinden farklılıklar gösterir.

CEREC AC Bluecam, görüntü oluşturmak için aktif triangulasyon ve optik mikroskopi sistemlerini kullanır. CEREC AC Omnicam Cad/Cam sistemi veri elde edebilmek için video tekniğini kullanmaktadır. LAVA C.O.S. ve Lava True Definition tarayıcı, video görüntüsünü elde edebilmek için aktif öndalga sistemini kullanır. iTero ve 3Shape Trios dijital veri üretmek için paralel konfokal mikroskopi yöntemi kullanmaktadır (23-25).

Bilgisayar destekli üretim aşamasında, protetik restorasyon, frezeleme ünitesine yerleştirilen bir bloktan üretilir (20).

2.2.1. Cad-Cam Sistemleri

1950'lerde geliştirilen Cad/Cam teknolojisi, endüstriyel süreçlerde nesnelerin modellenmesi, tasarlanması ve üretilmesini mümkün kılmaktadır. Diş hekimliğinde Cad/Cam teknolojisi, 1980'li yıllardan beri, inlay ve onley dolgular, kuronlar, laminalar, sabit protezler ve implantlar üretmekte ve diş hekimleri ile teknisyenler tarafından giderek daha fazla kullanılmaktadır. Cad/Cam sisteminde dijital ölçü, sıradan bir kamera gibi ışığı yansıtarak veri elde eden bir ağız içi tarayıcı aracılığıyla alınır. Tarayıcı; diş yüzeyinden ışığın yansıma süresini ölçerek veri toplar. Ölçüsü alınacak dişler ve çevre dokuların, karşit arkın ve kapanışın taranması ile üç boyutlu olarak dijital ölçü alma işlemi tamamlanır. Diş hekimi cihaz ekranında oluşan

görüntüdeki kritik alanları inceleyerek doğruluğunu kontrol etmeli ve varsa eksiklikleri tespit ederek gidermelidir. Direkt dijital tarayıcılar video tekniğini veya fotoğraf tekniğini kullanırlar. Görüntü elde edilmesinin temel sistemi triangulasyon veya paralel konfokal lazer taramaya dayanır. Sistem üçboyutlu görüntünün oluşabilmesi için dış yüzeyinden fotoğraflar çeker. Bunlar temel ilkelerdir. Her sistem üreticisi kendi tekniğini kullanabilmektedir. Ağız içi kameralar veri toplama için birden fazla tekniği de bir arada kullanabilmektedir (26).

Cad/Cam sistemleri ile üretim eksiltme ya da ekleme yöntemleri ile yapılmaktadır. Eksiltme yöntemi kazıyıcı uçlar aracılığıyla bir blok ya da diskin kazınmasıyla gerçekleştirilirken, ekleme yönteminde oluşturulacak ürün tanecikli yapıdaki malzemenin katmanlar halinde birleştirilmesiyle elde edilmektedir (26).

Ağız içi tarayıcılarla geleneksel ölçü yöntemleri karşılaştırıldığında, ağız içi tarayıcılar diş hekimi ve teknisyene hem zaman kazandırır hem de birçok aşamayı ortadan kaldırır. Ağız içi dijital ölçü klinikte geleneksel ölçü alınması için gereken kaşık seçimi, ölçü maddesinin hazırlanması, ölçü maddesinin sertleşmesinin beklenmesi, ölçü maddesinin dezenfekte edilmesi, paketlenmesi ve laboratuvara gönderilmesi aşamalarını ortadan kaldırır. Laboratuvarda da alçı dökülmesi, dayların kesilmesi, trimlenmesi, artikülatöre alınması işlemlerini ortadan kaldırır.

Görüntüleme için titanyum dioksit gerektiren sistemlerde dış yüzeyinde homojen olmayan toz kalınlığının oluşabilmesi veya tarama işlemi sırasında tarama doğruluğunu etkileyebilecek şekilde tarayıcının hareket ettirilememesi ise ağız içi tarayıcı sistemlerin olası riskleridir (26).

2.2.2. Cad/Cam Sistemlerinin Özellikleri

- A. Cad/Cam sistemleri üç ana bölümden oluşur.
 1. Dişler ve komşu yapılardan verileri toplayan ve daha sonra bunları sanal bilgilere dönüştüren bir veri toplama birimi
 2. Dijital ölçüye göre tasarım işlemlerini ve tüm kazıma parametrelerini ayarlayan bilgisayar yazılımı

3. Seçilen materyalden istenilen restorasyonu üretebilmek için üretim cihazı (12).

İlk iki kısım sistemin Cad kısmını oluştururken, üçüncü kısım sistemin Cam kısmını oluşturmaktadır.

- B. Cad/Cam sistemleri dijital veri paylaşım kapasitesine göre iki türe ayrılabilir.
 1. Kapalı sistemler, veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil tüm Cad/Cam prosedürlerini sunar. Tüm aşamalar sisteme entegre edilmiştir. Farklı sistemlerle çalışmazlar.
 2. Açık sistemler, orijinal dijital verilerin diğer Cad yazılımı ve Cam cihazları tarafından kullanılmasına izin veren sistemlerdir (27).

C. Cad/Cam sistemleri ile üç farklı şekilde üretim yapılabilir.

1. Aynı seans klinikte üretim (Cerec, E4D Dentist)

Sistemin bütün elemanları kliniktedir. Üretim için laboratuvara ihtiyaç duyulmamaktadır. Ağız içi kamera aracılığı ile datalar bilgisayara aktarılır. Elde edilen dataların bilgisayar yazılımında düzenlemeleri yapıldıktan sonra aynı seansta kazıma cihazı ile restorasyonun üretilmesi sağlanır. Hastalar açısından tek seansta restorasyon bitirildiği için avantajlıdır. Literatüre göre Cad/Cam sistemleri ile tek seansta elde edilen inlay restorasyonların on yıllık başarı oranı %90, on iki ve on altı yıllık başarı oranları ise %85 olduğu görülmüştür (28, 29).

Klinikte üretimin avantajları;

1. Restorasyonlar tek seansta hazırlanır ve bu durum hastaların gözünde anlamlı bir fark oluşturur.
2. İşlem tek seansta tamamlandığı için hastalar daha az enjeksiyona maruz kalırlar.
3. Klinikte üretim yöntemi klinisyenleri inlay, onlay, $\frac{3}{4}$ kuronlar gibi daha konservatif restorasyonlar yapmak konusunda cesaretlendirmektedir.
4. Geçici restorasyon kullanımı ve beraberindeki sorunlar engellenmiş olur.
5. Tüm prosedür klinisyenin kontrolündedir.

6. Uygulama aşamaları (tasarım, kazıma) diş hekimi başka hastalara vakit ayırırken tecrübeli bir yardımcı tarafından yapılabilir.

Klinikte üretimin dezavantajları;

1. Kullanımını öğrenmek ve klinik rutinde uygulamak için çaba göstermek gerekir.
2. Yazılım ve donanımın kullanılmasında klinik çalışanları olarak yetkin olmak ve kalmak için sistemin sık kullanılması gerekir.

2. Laboratuvarda üretim (CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest, Zeno Tec Sistem, Katana Sistemi)

Bu üretim şekli diş hekimi ile laboratuvar arasındaki geleneksel iş akışına benzerdir. Diş hekimi tarafından alınan ölçü laboratuvara gönderilir. Laboratuvarda ölçü direkt olarak taranır ya da ölçüden alçı model elde edilerek alçı model taranır. Ağız dışı tarayıcı ile elde edilen datalar bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayar yazılımı ile tasarım tamamlanır ve üretim laboratuvarda kazıma cihazıyla tamamlanır.

3. Üretim merkezinde üretim (Procera, Lava)

Bilgisayar destekli üretimde üçüncü seçenek protezin bir üretim merkezinde üretiminin gerçekleştirilmesidir. Bilgisayar ortamına aktarılan datalar internet aracılığıyla üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinde restorasyonun üretimi yapılır. (20)

2.2.3. Cad/Cam Sisteminde Kullanılabilen Materyaller (20)

1. Metaller (titanyum, titanyum alaşımları, krom-kobalt alaşımlar)
2. Rezin materyaller
3. Silika bazlı seramikler (lityum disilikat seramik bloklar)
4. İnfiltre seramikler (Vita In-Ceram sistemleri)
5. Oksit seramikler (Alüminyum oksid (Al_2O_3)), yitrium stabilize zirkonyum oksit (ZrO_2))

2.3. METAL ALTYAPI ÜRETİMİ

2.3.1. Geleneksel Yöntemle Metal Altyapıların Hazırlanması

Metal alt yapıların üretiminde sıklıkla kullanılan kayıp mum tekniği, pratikte en çok kullanılan metal şekillendirme yöntemidir. Düşük maliyetli oluşu ve detayları iyi kaydetmesi daha çok tercih edilmesinin sebepleridir. Döküm işlemleri çok aşamalı ve çok faktörlü oldukları için teknik hassasiyet gerektirir (30, 31).

2.3.2. Cad/Cam Sistemiyle Altyapıların Hazırlanması

Cad/Cam sistemindeki gelişmelerle birlikte metal bloklardan kazıma yapılarak eksiltme esaslı ve tabakalı üretim şeklinde ekleme esaslı yöntemler, kullanım alanı bulmuşlardır (32).

SLS (Selektif lazer sintering) ve SLM (Selektif lazer melting), metal tozlarının lazer aracılığıyla materyalin türüne bağlı olarak farklı derecelerde eritilerek birleştirilmesidir. SLS kısmi eritme; SLM tam eritme olarak tanımlanmaktadır (33). Direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ise SLS teriminin metaller alanında kullanımı olarak adlandırılmaktadır.

Direkt Metal Lazer Sinterleme

Avantajları;

1. Üretimi yapılan parçaların doğruluk seviyeleri yüksektir.
2. Lazer sinter yöntemi ile metal alt yapılarda pasif uyumun oluşturulması döküm yöntemine göre daha kolaydır. Özellikle çok üyeli restorasyonlarda metalin dökümünde meydana gelen büzülme lazer sinterlemede görülmemektedir.
3. Üretim aşamasında standardizasyonu bozabilecek çoklu aşamalar yoktur.
4. Tabakalama yöntemiyle üretim yapıldığı için detay gerektiren durumlarda başarılı sonuçlar elde edilir.
5. Döküm yönteminde gerekli olan birçok materyale DMLS yönteminde gerek yoktur.
6. DMLS yönteminde birim zamanda yapılan üretim sayısı fazladır.

7. Toz malzemenin işlenmesi kolaydır (34, 35).

Dezavantajları;

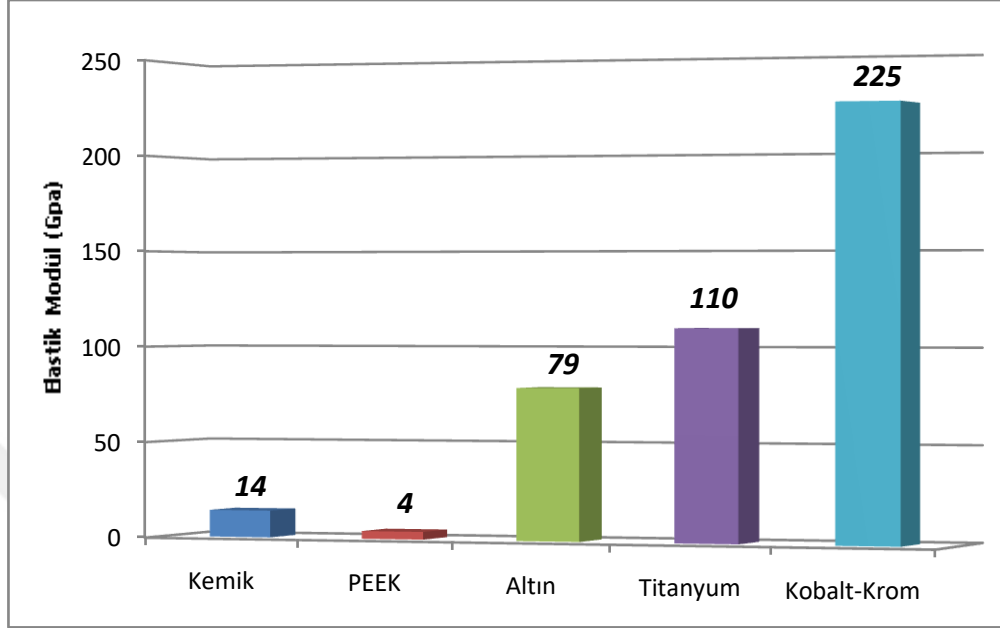
1. Dijital ortamda yapılan tasarımın, üretim birimine aktarılabilmesi için uygun formatta hazırlanması gerekmektedir. Cihazlarda yaygın olarak kullanılan format, STL (Standard Template Library) formatıdır.
2. STL formatında geometri hataları bulunmaktadır.
3. CAD sistemlerinde kullanılan algoritmalar, yetersiz kalabilmekte bu yüzden düzenli güncellemeler gerektirmektedir.
4. Büyük STL dosyalarının çözülmesi zaman almaktadır (34, 35).

2.4. PEEK ALTYAPILAR

Diş hekimliğine giren HPP (yüksek performanslı polimerler) ailesi, farklı kimyasal yapılara sahip çeşitli üyelerin bulunduğu poliarileterketon (PAEK) olarak adlandırılır. Polietereterketon (PEEK) en tanınmış ve en çok kullanılan PAEK ailesi üyesidir. PEEK fiziksel ve kimyasal açıdan kararlı bir yapıya sahiptir. Uzun ömürlüdür ve yaşlanmaya dirençlidir. Mekanik özellikleri iyidir ve mükemmel biyouyumluluk gösterir, radyolüsent olduğu için görüntüleme teknikleriyle uyumludur. Birçok takviye edici güçlendirici ajan (cam ve karbon fiber vb.) ile uyumludur (36-41). PEEK şu anda mevcut en popüler yüksek performanslı polimerlerden biridir ve on yılı aşkın süredir tıpta farklı implant uygulamaları amacıyla (yapay kafa plakaları, parmak ve diz eklemlerinin bileşenleri, omurga implantları, kemik splintleme vidaları, kardiyak ve nörolojik uygulamalar) kullanılan bir biyo-malzemedir (42-55).

Diş hekimliğinde PEEK, sabit ve hareketli protez üretimi, implant ve implant parçaları, geçici abutmentler, iyileşme vidaları ve kroşeler gibi parçaların üretimi için kullanılmaktadır ve Cad/Cam uygulamaları için de idealdir. Elastik modülü kemiğe yakındır (59). (Bkz. Tablo 1. 1) Ayrıca, metalik olmayan rengi, korozyona direnci, çiğneme sırasında şok emici özelliği, düşük ağırlık ve yüksek dayanıklılığından dolayı hareketli protez uygulamaları, obturatörler, sabit geçici/daimi protezler, hassas tutucu parçaları ve ortodontik braket ve tellerin üretiminde de kullanılabilirler (56-58).

Tablo 2.1. PEEK materyaline ait elastik modül karşılaştırması (59)



Laboratuvarlarda PAEK'lerden alt yapı üretmek için iki yöntem vardır. Bunlar; enjeksiyonlu kalıplama ve Cad/Cam sistemidir. Protez altyapılarında kullanılmak üzere birçok PAEK markası bulunmaktadır. PAEK'lerin en yaygın formülasyonları;

- Doldurucusuz, %100 saf PEEK (JUVORA, Invibio/JUVORA Ltd). Bej rengindedir.
- %80 PEEK, %20 nano seramik doldurucu (BioHPP, Bredent GmbH). Beyaz renktedir.
- %80 PEEK , %20 titanyum dioksit doldurucu (Dentokeep disc, NT Trading). Beyaz renktedir.
- %80 PEKK, %20 titanyum dioksit doldurucu (Pekton Ivory, Cendres and Mettaux). Kirli beyaz renktedir.

PAEK materyali aynı zamanda, fonksiyon sırasında yüksek hasta memnuniyeti ve rahatlık sağlayan daha hafif protezlerin üretimine izin veren düşük özgül ağırlığa sahiptir.

Dört farklı malzemeden elde edilen tam ark implant protez alt yapısının ağırlık ölçümleri yapılarak karşılaştırıldığında PAEK 4.9g, titanyum 17g, zirkonya 23g ve kobalt krom 33g olduğu görülmüştür (59).

Üreticiler gerek Cad/Cam gerek pres tekniği ile imal edilen restorasyonların sabit veya hareketli protezler için kullanılmasını önerir. Ayrıca, kompozit rezinler ve yapıştırıcı simanlar ile yüksek bağlanma dayanımı göstermesi rezin bağlı restorasyonlar ile kullanılmasına izin verir. İyi parlatma, aşınma direnci ve düşük plak afinitesi bu malzemenin ek avantajlarıdır (52-54).

PEEK malzemenin bir başka avantajı da, polimetilmetakrilat(PMMA)'a veya kompozit rezin materyallerine olan yüksek bağlanma dayanımıdır (56, 57).

2.5. SERAMİK ALTYAPILAR

2.5.1. Dental Seramikler

Seramik kelime anlamı olarak yunanca olan 'keramos' tan gelir. Ateşte yanarak özel olarak üretilen madde anlamına gelmektedir. Seramikler metal içermeyen inorganik yapılardır ve seramiğin yapısını esas olarak kaolin oluşturmaktadır. Seramikler fırınlama prosedürleri ve içerdikleri maddelerin oransal farklılıkları dışında genel olarak aynı maddelerden oluşur. Bu maddeler feldspar, kuartz (silika) ve kaolin (kil)'dir. Kaoline ilave edilen silika ve feldspar gibi mineraller translüsensi ve ekstra dayanıklılıktan sorumludur. Dental seramiklerin translüsensi ve ışık geçirgenliklerinin yüksek olması, kimyasal açıdan yüksek stabilite göstermeleri, termal genleşme katsayılarının diş dokusuyla benzer olması, korozyona karşı dirençli oluşları, düşük ısı iletkenliği ve üstün estetik özellikleri nedeniyle sabit restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler. Seramikler baskı tarzı kuvvetlere karşı 300-350 MPa direnç gösterirken gerilim tipi kuvvetlere karşı 20-60 MPa direnç gösterirler (60).

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, çeşitli renk pigmentleri ile opaklık veya parlaklık özelliğini geliştiren çeşitli maddeler ilave edilmektedir.

A. Metal Destekli Seramikler

Metal destekli dental seramikler döküm metal alaşım üzerine bitirilenler ve platin veya altın yaprak üzerine bitirilenler olmak üzere iki gruba ayrılırlar (61).

Avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık
2. Sabit protezlerde kullanılabilmesi
3. Mükemmel uyum'dur.

Dezavantajları:

1. Metal marjinlerin görünmesi nedeniyle estetiği olumsuz etkilemesi
2. Metale bağlı renk değişikliği olabilmesi
3. Kullanılan alaşıma bağlı olarak problemler oluşturabilmesi
4. Metal-seramik bağlantısında başarısızlık olabilmesi'dir (61).

B. Tam seramikler

İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında Mc Lean tarafından dayanıksız olan cam fazın, dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesi amacıyla seramiğe %40-50 Al_2O_3 ilave edilmesiyle elde edilmiştir. Bu sayede yapı içinde çatlak ilerlemesini engelleyici etki oluşturulmaktadır. Daha sonra yapılan çalışmalarda farklı kristaller de tam seramik sistemlerde kullanılmıştır. Bunların en sıklıkla kullanılanları Al_2O_3 , $MgAl_2O_4$, Li_2OSiO_2 ve ZrO_2 'tir.

Avantajları:

1. Alt yapılarında metal içermediklerinden mükemmel estetiğe sahiptirler.
2. Radyölüsent olup, radyografik teşhiste engel teşkil etmezler.
3. Röntgen görüntülerinde alttaki dişin değerlendirilmesine izin verirler.
4. Genellikle veneer seramiği ile kor arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu yoktur.
5. Işık geçirgenlikleri sayesinde daha doğal görünüme sahiptirler.
6. Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler.
7. Isısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri doğal diş dokusuna yakındır.

8. Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar.
9. Baskı ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
10. Isı ve elektrik iletkenlikleri düşüktür (62).

Dezavantajları:

1. Pahalıdır.
2. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir.
3. Hassas laboratuvar çalışması gerektirir.
4. Posterior bölgelerde uzun köprü yapımına izin vermemesi dezavantajları olarak sayılabilir (63, 64).

2.5.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

A. Pişirme Isılarına Göre Sınıflandırma

1. Yüksek ısıda pişirilen seramikler (1288 °C - 1371 °C)
Parsiyel ve total protezlerde kullanılan suni dişlerin yapımı için ve nadiren seramik jaket kuronların yapımında kullanılmaktadır.
2. Orta ısıda pişirilen seramikler (1093 °C - 1260 °C)
Tam seramik köprülerde ara bünyelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. İnceley, jaket kuron ve sabit köprülerde kullanılır.
3. Düşük ısıda pişirilen seramikler (660 °C - 1066 °C)
Glaze tozu, alüminoz (kor materyali hariç) seramik, seramik jaket kuron, metal destekli seramik kuron ve köprü yapımında kullanılır.
4. Ultra düşük ısıda pişirilen seramikler (< 850 °C)
Bu seramiklerin büzülme katsayıları düşük olduğu için titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılmaktadır (65).

B. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması

Kompozit matriks yapı içerisine porselen ilave edilmesiyle hibrit seramikler ortaya çıkmıştır. Bu duruma bağlı olarak hibrit seramiklerinde içinde bulunduğu bir sınıflandırmaya ihtiyaç duyulmuştur. Kompozit içerikli seramiklerin

sınıflandırılmasının daha iyi anlaşılabilmesi için Gracis ve ark. bir sınıflandırma yapmışlardır. (66).

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

a) Feldspatik

b) Sentetik

Lösit içerikli

Lityum disilikat içerikli

Floroapatit içerikli

c) Cam infiltre

Alumina

Alumina ve magnezyum

Alumina ve zirkonya

Üretim tekniklerine göre seramikler sınıflandırıldıklarında ısı ve basınçla şekillendirilen seramikler grubundan olan IPS Empress ailesi güncel sınıflamada cam seramikler grubunda yer almaktadır.

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, , Lihtenştayn)

Bu sistemde feldspatik olan seramiğin kristalin yapısında lösit kristalleri bulunur. Bu kristallerin hacmi porselen hacminin %40'ını oluşturur. Lösit kristallerinin boyutu ise yaklaşık 1-5 µm büyüklüğündedir (67-69).

Lösit kristalleri ile seramikte çatlak oluşumunu ve oluşan çatlağın ilerlemesinin engellenmesi amaçlanmıştır. Yapımı basınç ve ısı ile şekillendirme temeline dayanır. Mum atılımı ile elde edilen döküm boşluklarına lösit kristali içerikli seramik bloklar IPS Empress fırınında ısı ve basınç altında döküm boşluğuna itilir. Restorasyonun son şekli yüzey boyaması ya da seramik alt yapı elde edildikten sonra tabakalama sistem ile verilir (70, 71).

Yüksek translusens özellik gösterirler. Bundan dolayı altyapısı renklenmiş dişlerde, metalin yansıma yapabileceği implant üstü ya da post-core restorasyonlarda kullanımları endike değildir (72).

Kırılmaya karşı olan dirençleri 1,5-1,7 MPa olan IPS Empress sistemlerin bükülmeye karşı olan dirençleri ise 120-160 MPa'dır. Yapılan çalışmalar sonucunda yüksek başarı oranı göstermelerine rağmen kullanım alanları tek üyeli veener kuron, inley ve onley restorasyonları ile sınırlı kalmaktadır (71, 72).

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

1998 yılında tanıtılan IPS Empress 2, IPS Empress sisteminin dayanımının bazı yerlerde yetersiz kalması sonucu geliştirilmiştir. Sistem IPS Empress sisteminde olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Basınç ve ısı ile şekillendirilen kor yapıdaki esas kristal faz 0,5-4 µm büyüklüğündeki lityum disilikat kristalleridir. Bu kristaller hacmin %60'lık kısmını oluşturur. İkinci kristal fazı ise 0,1-0,3 µm büyüklüğündeki lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturur (73).

Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen birçok kristalden oluşmaktadır. Direnç açısından değerlendirildiklerinde ise iğnemsî kristaller çatlakların yönünün değişmesini ve oluşan çatlakların dallanmasını engelleyip önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Seramikte oluşan çatlaklar lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülmeye karşı olan direncini arttırmış olur. Lityum disilikat cam seramiklerin bükülmeye karşı olan dirençleri lösit seramiklerine göre oldukça fazladır(74). Bu seramiklerin kırılmaya karşı olan dirençleri 2,8-3,5 MPa iken bükülme drenci 300-400 MPa değerlerinde ölçülmüştür (75).

IPS Empress 2 sisteminin anterior bölgede üç üyeli kuron köprü protezlerinde, posterior bölgede ise en son diş ikinci premolar diş olacak ve en fazla bir premolar diş uzunluğunda gövdeye sahip olacak şekilde (yaklaşık 7-8 mm) hazırlanması ve uygulanması gerekmektedir (76).

Marquardt ve Strub çalışmalarında, IPS Emress 2 tek kuronların 50 aylık klinik takibi sonucunda başarı oranını %100 üç üyeli restorasyonlarda ise %70 olarak belirlemişlerdir (77).

IPS E.max Press; 2005 yılında fiziksel özellikleri artırılarak ve translüsenliği geliştirilerek, preslenmiş seramik olarak piyasaya sunulmuştur (16). Sistemin içeriğinin Empress II sistemi gibi lityum disilikattan oluşmasına karşın, kullanılan farklı fırınlama tekniği sayesinde fiziksel özellikleri ve estetiği arttırılmıştır.

IPS E.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

IPS E.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), Cad/Cam teknolojisinde kullanılmak üzere tasarlanmış lityum disilikat esaslı, yüksek dayanıklı bir cam seramiktir. Mavi renkli bloklar basınçlı döküm yöntemi ile kısmen kristalize halde üretilmektedir. Bu bloklar camsı bir matrikse gömülü 0,2 ila 1,0 µm arasında büyüklükteki % 40 oranında lityum metasilikat kristallerinden oluşmaktadır. Kısmen kristalize haldeki yapıları kazıma işlemlerini kolaylaştırmaktadır (78). Restorasyonları istenilen şekle ve kontura ulaştırdıktan sonra porselen fırınında 850°C'de ısıtılır. Bu işlemde, lityum metasilikat kristalleri, malzemenin yüksek mukavemetinden sorumlu olan lityum disilikat kristallerine dönüştürülür. Malzeme 360 MPa'lık bir dayanıklılığa sahiptir ve ön bölge restorasyonlarında kullanıma uygundur.

Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre üçe ayrılmaktadır. Yüksek translüsenliğe sahip HT bloklar, bu kalemin efektine sahip olması ve estetik özellikleri ile inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilir. Düşük translüsenliğe sahip LT bloklar ise çeşitli renk seçenekleri ile tam anatomik kuron restorasyonlarının yapımında kullanılabilir. Son olarak renkleşmiş dişlerin tedavisinde tabakalama tekniğiyle kullanılabilir olan orta opasitede bloklar bulunmaktadır. Elde edilen restorasyonlar adeziv veya konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilir (78, 79).

2. Polikristalin seramikler: Cam faz içermeyen, metal içermeyen inorganik seramik materyallerdir.
 - a) Alumina
 - b) Stabilize zirkonya
 - c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - d) Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. Rezin seramikler: Polimer matrix içerisinde ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı maddeler ilave edilen materyallerdir.
 - a) Rezin nanoseramikler
 - b) Rezin matriks yapıya cam seramik ilave edilmiş seramikler
 - c) Rezin matriks yapıya zirkonya-silika seramik ilave edilmiş seramikler olarak gruplandırmaktadır.

Seramik-Polimer Bloklar (Hibrit seramikler)

Seramiklerin kırılma olmaları (80), esneme direncinin düşük olması, üzerlerine gelen kuvvetleri tolere edememeleri, yapım tekniklerinin hassas ve maliyetli olması, gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerinin az olması (80), çok yüksek elastisite modülüne sahip olup çığneme kuvvetlerini absorbe edememeleri, kırılma azaltmak için dişleri fazla prepare etme zorunluluğu, aşınma direncinin mideden yüksek olması gibi dezavantajlarından ve kompozit rezinlerin doğal diş dokusuna göre sertliklerinin daha düşük olmasından dolayı araştırmacılar, diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni materyal üretme zorunluluğuna girmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı seramik ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine benzer, sertliği mine ve dentin arasında olacak, doğal diş dokusunu iyi taklit edecek ve karşıt dişleri maksimum koruyacak yeni materyal ihtiyacı doğmuştur (81). Hibrit yapıda olan bu materyaller; rezin matriks ve seramik doldurucudan meydana gelmiştir. Hibrit seramikler; seramik ve polimer ağlarının birbiri içerisinde geçmesiyle meydana gelen ve ikili ağ hibriti (double network hybrid, DNH) olarak isimlendirilen bir yapıdan oluşmaktadır. Alüminyum oksitle

güçlendirilmiş feldspatik seramik matriksin ve akrilat polimer ağının birleşiminden oluştuğundan dolayı; materyal, dentine benzer esnekliğe, abrazyona ve yüksek esneme direncine sahiptir (81).

Bu materyaller biyomimetik yaklaşıma göre insan dişi mine ve dentinine benzer özellikler sergilemektedir (81, 82). Bu materyaller için rezin ve seramiklerin olumlu özelliklerinin birleşimi olduğu iddia edilir. Piyasaya seramiklerin alt grubu olarak girmiş olsalar da materyal bilimine göre kompozit rezinler grubuna dahil edilir. Bu blokların bazı Cad/Cam seramiklere oranla kuvvetler altında oluşan mikro çatlakların yayılımını daha iyi önlediği bildirilmiştir (83). Bu bloklardaki seramik ve polimerin çift fazlı ağ yapısı; yapılan restorasyonların daha az kırılma olmasını, mükemmel işlenebilirliği ve daha iyi marjinal adaptasyon sağlarken; estetik açıdan mükemmel uyum göstermektedir (84).

Hibrit seramiklerin avantajları:

1. Aşınmaya karşı direnci yüksektir.
2. Esnek ve kırılmaya karşı dayanıklıdır.
3. Işık geçirgenliği doğal dişe yakındır.
4. Ağız içinde tamir edilebilirler.
5. Cad/Cam ile üretilen bloklar haline piyasaya sürülmeleri sebebiyle Cad/Cam üretiminin avantajlarını içerirler.
6. Mine ve dentine benzer fiziksel özellik gösterirler.
7. Isıl işlemler fabrikasyon sırasında tamamlandığından restorasyon üretimi sırasında fırınlanma veya sinterizasyon işlemlerine ihtiyaç duymazlar.
8. Polisaj işlemleri kolaydır, parlaklığını uzun süre korurlar.

Hibrit seramiklerin dezavantajları:

1. Tam seramikler kadar estetik değildir.
2. Esnemeye karşı olan dirençleri zirkonyum ve lityum disilikat seramiklerden daha düşüktür.
3. Yeni geliştirilen materyaller olduklarından dolayı yeteri kadar çalışma mevcut değildir.

Vita Enamic

İnley/onley/parsiyel kuron, anterior ve posterior kuron, laminate veneer yapımında ve anterior posterior implant üstü kuron yapımında kullanılmak üzere 2013 yılının başlarında piyasaya tanıtılan Enamic, hibrit seramik veya polimer infiltre seramik ağ materyali olarak isimlendirilir.

Tipik olarak bir feldspatik seramik ağı (ağırlıkça %86/hacimce %75) ve bir polimer ağı (ağırlıkça %14/hacimce %25) olmak üzere çift ağ yapısından oluşur(85, 86). Seramik parçanın spesifik bileşimi %58-%63 SiO₂, %20-%23 Al₂O₃, %9-%11 Na₂O, %0,4-%6 K₂O, %0.5-%2 B₂O₃ ve %1'den az ZrO₂ ve CaO'dur. Polimer ağı üreten dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır.

Materyal ince olduğunda bile kırılma kuvvetlerine karşı yeterince dirençlidir ve bu sayede minimal preparasyon gerektirecek durumlarda (0,2-0,5mm) kullanılabilir. Oluşan çatlaklar ise ağ yapısı içine girmiş polimerler tarafından durdurulur. Frezelemeden sonra bitim işlemlerinin tamamlanması için Vita Enamic için geliştirilen parlatma setlerinin kullanılması önerilmektedir (81).

Geleneksel kompozitler inorganik partiküllerle doldurulmuş tek devamlı faz içerir ancak VITA Enamic buna zıt olarak iki devamlı birbiri içerisine geçmiş ağdan oluşur. Bu ağların birisi seramik materyalden oluşurken diğeri polimer materyalden oluşur (87). Çift fazlı birbirine geçmiş ağ yapısı; her iki ağın da birbiri içerisine tamamen geçmesini ve birbirine nüfuz etmesini sağlayan metakrilat polimer ağ ile güçlendirilmiş kafes benzeri yapıda bulunan feldspatik seramik matriktir (87).

2.6. MARJİNAL VE İTERNAL UYUM

Protetik diş hekimliğinde uyum, yapılacak olan restorasyonun uzun dönem başarısında oldukça önemlidir. Yapılmış olan herhangi bir restorasyonun uyumundan bahsedilirken o restorasyonun kenar ve iç uyumundan bahsedilmektedir. İdeal marjinal aralık, daha az diş eti irritasyonu, sekonder çürük ihtimalinin daha az olmasını ve desimantasyonu sonucu oluşabilecek marjinal renklenme ihtimalini azaltacaktır. Ayrıca kuronun dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini kuvvetlendirecektir (88). Uygun marjinal adaptasyon ve dizayn, siman

ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir kuronda bulunması gereken özelliklerdir (89).

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş ile restorasyon ara yüzünde daima mikroskobik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bu problemi minimize etmek için restorasyonun marjini, diş preparasyonuna mümkün olduğu kadar hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minimum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler; diş preparasyon dizaynı, die-spacer uygulama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, porselen fırınlama siklusu, internal uyumlama tekniği, simantasyon prosedürü ve mesleki faktörlerdir (90, 91).

Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey boyut olarak düşünülebilir(92). Bununla birlikte pratikte morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlerden dolayı tek bir ifade ile marjinal uyumu tanımlamak mümkün değildir(93, 94).

2.6.1. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Kenar uyumunun ölçülmesinde ve değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler uygulanmaktadır. Bunlar;

- A. Direkt yöntem
- B. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler
- C. Silikon replika yöntemi
- D. Reçine replika yöntemi

2.6.2. Direkt Yöntem

Uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok uygulanan yöntemdir. Bu yöntemde ana model üzerine yerleştirilen restorasyonların kenar uyumlarının fotoğrafları elektron mikroskobu yardımı ile elde edilir. Bilgisayar yardımı ile detaylı ve kolay ölçümler yapılabilmektedir. Tekniğin en önemli avantajı restorasyonun zarar görmemesidir (95).

En büyük dezavantajı ise sadece marjinal açıklığın ölçülebilmesidir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için silikon replika tekniği kullanılması ya da örneklerden kesit alınması gerekmektedir (91).

2.6.3. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi de hızla gelişmektedir. Bu teknikte prepare edilmiş diş modelinin dış yüzeyi ile restore edilmiş kuronun iç yüzeyi optik tarayıcılar ile taranıp dijital ortama aktarılıp karşılaştırılabilmektedir. En büyük avantajı restorasyona zarar vermeden siman aralığının ölçülebilir olmasıdır. En büyük dezavantajı ise optik tarayıcıdan kaynaklanabilecek hataların sonuçları olumsuz yönde etkileyebileceğidir (96).

2.6.4. Silikon Replika Tekniği

Bu teknikte restore edilmiş kuronun içine akışkan silikon materyali yerleştirilip belirli bir kuvvet altında prepare edilmiş ana modele yerleştirilir. Silikon sertleşmesini tamamladıktan sonra restorasyon ana modelden uzaklaştırılır. Sertleşen silikon materyali siman aralığını ya da restorasyonun iç uyumunu gösterir. Silikondan alınan kesitler mikroskop altına incelenir ve ölçümlere tabi tutulur. En büyük avantajı restorasyona zarar vermeden restorasyonun marjinal boşluklarının ölçülmesidir. En büyük dezavantajı ise silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç sebebiyle kuron ile ana model arasına tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (97-99).

2.6.5. Reçine Replika Yöntemi

Bu yöntemde restorasyonun karbonize olabilen akrilikten dublikatı elde edilir. Mikroskop altındaki ölçümler bu dublikatlar üzerinden yapılır. En büyük avantajı replikanın silindirik formu sayesinde mikroskop altında birçok ölçümün kolaylıkla yapılabilmesidir. En büyük dezavantajı ise karbonize olabilen akrilikte meydana gelebilen boyutsal değişikliğin hata payı oluşturabilme ihtimalidir (100).

Çalışmamızda metal, seramik ve yüksek performanslı polimer olmak üzere üç farklı kuron materyal grubunun marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırıp, ölçü

yöntemi tercihi ve materyal seçiminin sonuçlara etkisini değerlendirmek hedeflenmiştir.

Çalışmamızın hipotezi; ölçü yöntemleri içerisinde en ideal sonuçlara direkt dijital tarama yöntemiyle ulaşılacağı ve kuron materyalleri arasında en büyük marjinal ve internal aralık değerlerinin Döküm grubunda bulunacağıdır.



3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda dijital ve geleneksel ölçü yöntemleriyle elde edilen ölçülerden üretilen nikel-krom, kobalt-krom, lityum disilikat cam seramik, hibrit seramik, poli eter eter keton (PEEK) kuron altyapılarının marjinal ve internal uyumları karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda dört deney grubu ve bir kontrol grubu olmak üzere toplam beş grup örnek hazırlanmış olup, her grup 10 örnek içermektedir. Deney gruplarında her gruptaki materyalin üretimi için üç farklı ölçü tekniği kullanılmıştır. Kontrol grubunun üretilmesi için sadece geleneksel ölçü tekniği ile ölçü elde edilmiştir. Prepare edilen fantom diş üzerinden; geleneksel ölçü alınarak döküm yöntemiyle elde edilen metal grubu haricinde her materyal grubu için ölçünün dijital tarandığı ölçü yöntemi, alçı modelin dijital tarandığı ölçü yöntemi ve direkt dijital tarama yöntemi ile ölçüler alınmıştır. Ölçüler Cad/Cam sistemine aktararak altyapı dizayn işlemleri yapılmıştır.

Elde edilen kuronların internal ve marjinal aralık hesaplamaları için silikon replika tekniği kullanılmış ve elde edilen replikalar stereomikroskopla fotoğraflanıp dijital ortama aktararak diş ile kuron arasındaki internal ve marjinal aralık miktarları ölçülmüştür.

Her grup için elde edilen veriler dijital ortamda kaydedilmiş olup, gruplar arası ve grup içi anlamlı bir fark olup olmadığı istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Tablo 3.1. Deney Grupları

Ölçünün dijital tarandığı ölçü yöntemi	Alçı modelin dijital tarandığı ölçü yöntemi	Direkt dijital tarama ölçü yöntemi
Lazer sinter	Lazer sinter	Lazer sinter
PEEK	PEEK	PEEK
E-Max	E-Max	E-Max
Hibrit	Hibrit	Hibrit
Geleneksel ölçü tekniğı ile elde edilen döküm metal kontrol grubu		

Çalışmamız Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliğı Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliğı Fakóltesi Araştırma Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan döküm metal, PEEK, lazer sinter örnekler Özel Berke Diş Protez Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır.

3.2. ANA MODELİN HAZIRLANMASI

Çalışmamızda, prefabrike akrilik mandibular ikinci premolar fantom diş kullanılmıştır (Frasaco GmbH, Almanya) (101, 102). Prepare diş, doğıal çeneleri taklit eden bir fantom model (ANA-4 VCER, Frasaco GmbH, Almanya) içine yerleştirilmiştir. (Bkz. Şekil 3. 1) Fantom çene sert termoset plastik malzemeden üretilmiştir ve doğıalı taklit edebilmesi için elastik malzemeden oluşan dişeti dokusu içermektedir. Fantom çene içindeki diğer dişler de sert termoset malzemeden üretilmişlerdir ve hem geleneksel hem de dijital ölçü işlemleri için uygun niteliklere sahiptirler.



Şekil 3.1. Ana Modelin Okluzalden ve Lateralden Görünümü

3.3. DİŞ PREPARASYONU

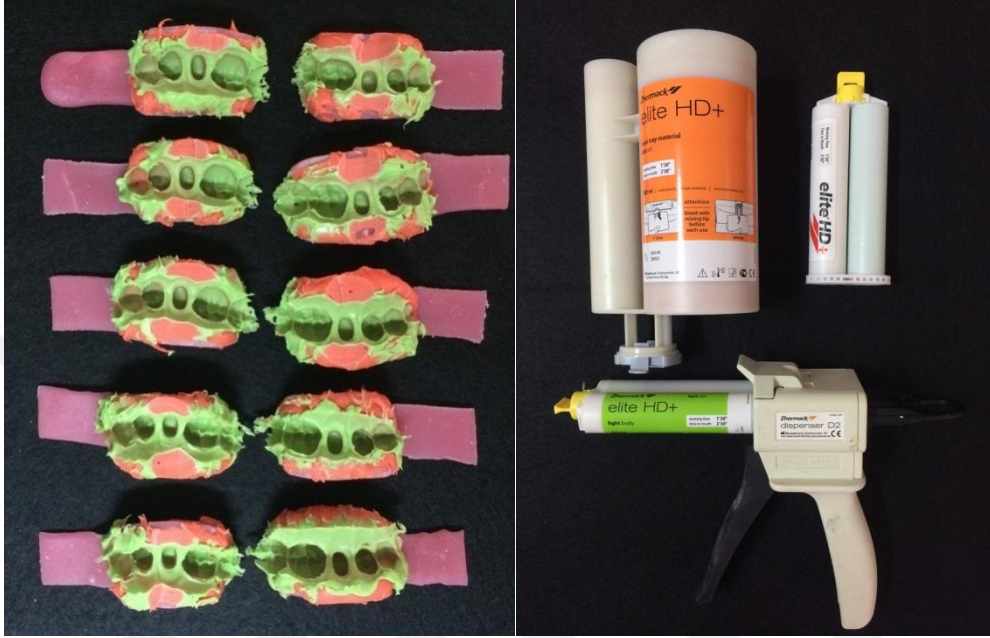
35 numaralı fantom diş optimum preparasyon prensipleri göz önünde bulundurularak, 6°-10°'lik konverjans açısı, 1,2-1,5 mm sirkumferansiyel redüksiyon, 1 mm chamfer basamak genişliği ve 2 mm okluzal redüksiyon oluşturulmaya çalışılarak prepare edilmiştir. Prepare edilmiş fantom diş yüzeyinde keskin kenar, köşe ve pürüzlü yüzeyler bitirme frezi ve polisaj lastikleri ile elimine edilmiş, elde edilecek ana modelin pürüzsüz bir yüzey yapısına sahip olması sağlanarak oluşabilecek stresler minimuma indirilmeye çalışılmıştır. Preparasyon derinlik kontrolünün sağlanması amacıyla da preparasyondan önce elde edilen silikon matriks rehber olarak kullanılmıştır.

3.4. ÖLÇÜ PROTOKOLÜ

3.4.1. Geleneksel Ölçü

Fantom çene üzerinde uygun şekilde ışıkla polimerize olan akrilik rezinden hazırlanan şahsi kaşıklar [Triad VLC (Dentsply Caulk, York, PA, USA)] aracılığıyla üretici talimatlarına bağlı kalınarak, polivinil siloksan ölçü maddesi [Elite HD+(ZhermackSpA-İtalya)] ile ölçüler alınmıştır. (Bkz. Şekil 3. 2) Kaşıklar ölçü materyali kalınlığının minimum 3mm olmasını sağlayacak şekilde hazırlanmıştır. Ölçüler Putty-Wash tekniği kullanılarak oda sıcaklığında (25°C) elde edilmiştir. Ölçülerin polimerizasyon süreleri üretici talimatlarına bağlı kalınarak belirlenmiştir. Elde edilen her ölçünün niteliği değerlendirilerek ölçüde eğer yırtılma, ayrılma,

boşluk, hava kabarcığı gibi problemler varsa o ölçüler yenilenmiştir. Ölçü alma işlemi aynı uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçüler her grup için 10'ar adet olacak şekilde gruplandırılmıştır. Geleneksel ölçü grubundaki örnekler Tip 4 sert alçı [Hera Moldastone CN(Kulzer GmbH-Almanya)] dökülerek alçı modelleri elde edilmiştir.



Şekil 3.2. Polivinil siloksan Ölçü Maddeleri ve Ölçüler

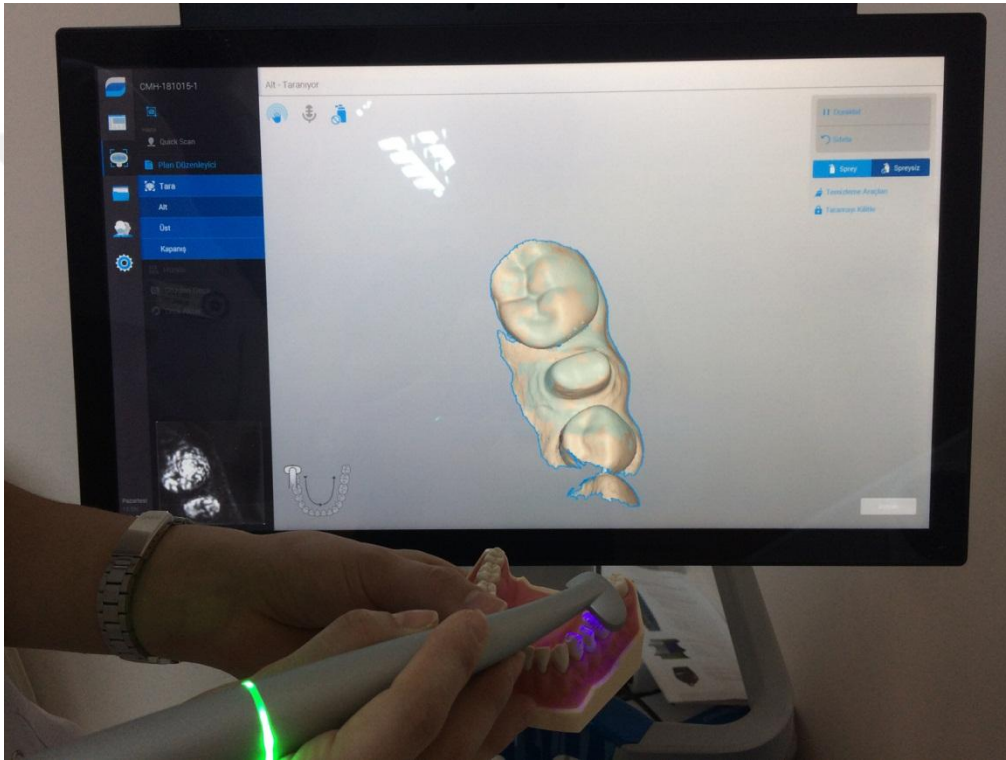
3.4.2. Dijital Ölçü

Dijital ölçülerin alınmasında direkt dijital tarayıcı (Bkz. Şekil 3. 3) olarak Dental wings DWIO ağız içi tarayıcı (Dental wings, Montreal, Kanada), indirekt dijital tarayıcı (Bkz. Şekil 3. 4, Şekil 3. 5) olarak da Dental Wings 7Series (Dental wings, Montreal, Kanada) model ve ölçü tarayıcı kullanılmıştır.

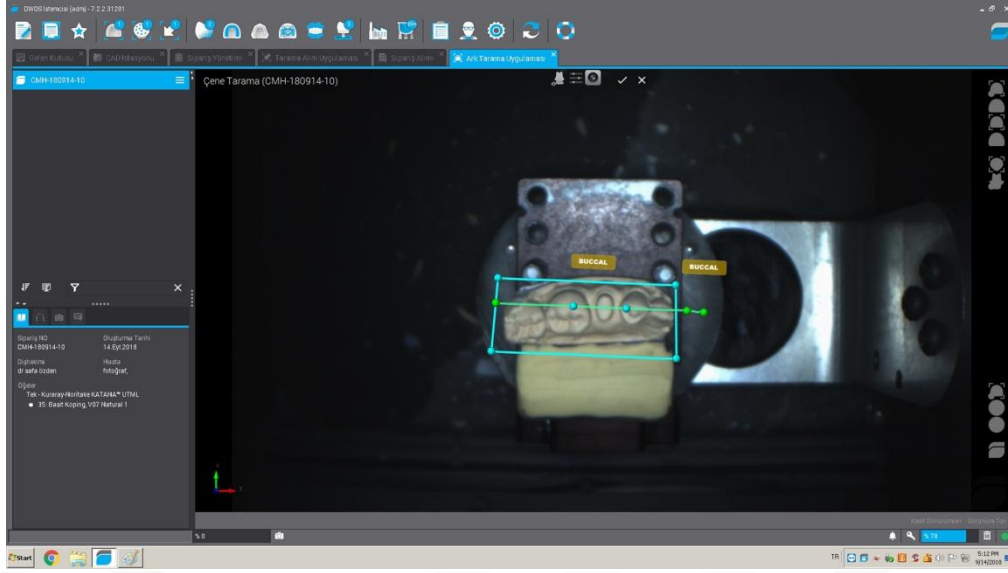
Dental wings direkt dijital tarayıcısı üçgenleştirme tekniği ile çalışmakta ve Multiscan Imaging™ teknolojisini kullanmaktadır. Sistemin görüntüleme tekniği, ardışık verilerin bir araya getirilerek model oluşturulmasına dayanmaktadır. Bu amaçla, tek diş, yarım çene ya da tam ark görüntüsü elde edilebilmektedir. Pudra kullanımına gerek olmaksızın görüntüleme ve üç boyutlu, net imaj eldesi sistemin en önemli avantajları arasında yer almaktadır. Direkt dijital tarama grubunda ana model üzerinden direkt tarama yapılarak datalar Cad/Cam sistemine aktarılmıştır. Ölçünün dijital tarandığı grupta polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçüler

indirekt dijital tarayıcıda taranarak elde edilen datalar Cad/Cam sistemine aktarılmıştır. Alçı modelin dijital tarandığı grupta ise ana modelden alınan polivinil siloksan ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülmüş ve üretilen alçı modeller indirekt dijital tarayıcı ile tarama işlemi yapılarak datalar Cad/Cam sistemine aktarılmıştır.

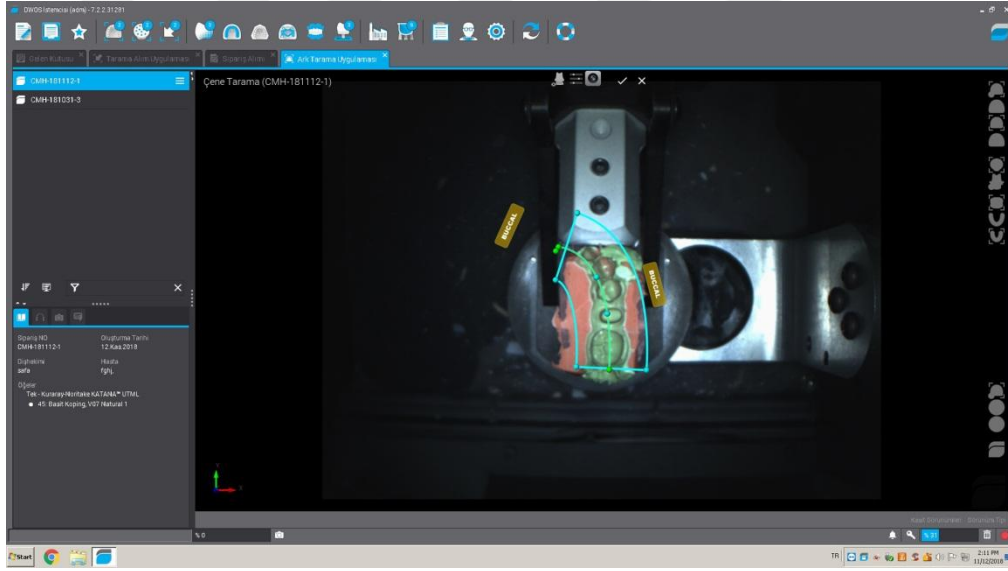
Ölçüler her grup için 10'ar adet olacak şekilde gruplandırılmıştır. Bütün ölçü protokolleri tek bir uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.3 Direkt Dijital Tarama Ölçü Yöntemi



Şekil 3.4. Alçı Modelin Dijital Tarandığı Ölçü Yöntemi



Şekil 3.5. Ölçünün Dijital Tarandığı Ölçü Yöntemi

3.4.3. Tasarım İşlemleri

Tasarım işlemi, dental wings dizayn programı yardımıyla her bir örnek için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Planlanan altyapı tasarımı için elde edilen dijital görüntülerin üzerinde ilk olarak restorasyonun giriş yolu belirlenmiş, sonrasında üç boyutlu olarak bitim sınırları çizilerek tanımlanmıştır. Materyal kalınlığı minimum 0.4

mm olarak belirlenmiş; siman aralığı değeri ise 30 mikron olacak şekilde sisteme girilmiştir. Altyapı tasarımı alt ikinci premolar diş anatomisi göz önünde bulundurularak yapılmıştır.

3.5. ÜRETİM AŞAMASI

Tasarım işlemlerinin tamamlanmasının ardından üretim aşamasına geçilmiştir. Kontrol grubunda polivinil siloksan ölçü maddesi ile ana model üzerinden ölçüler elde edilmiştir. Ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülerek alçı modeller elde edilmiş ve alçı modeller üzerinden geleneksel döküm yöntemiyle 10 adet Ni-Cr metal altyapı elde edilmiştir.

YENA DC40 (Yenadent–Türkiye) cihazıyla YenaDent Cam 4.0 ara yüz programı kullanılarak PEEK, Cam Seramik, Hibrit Seramik grupları için 30'ar adet; EOSINT M 270 cihazıyla da Co-Cr metal tozundan Lazer sinter grubu için 30 adet altyapı elde edilmiştir. Böylelikle kontrol grubu dahil olmak üzere toplamda 130 adet kuron örneği hazırlanmıştır.

3.5.1. Geleneksel Döküm Yoluyla Metal Altyapıların Üretilmesi

Fantom model üzerinden, önceden hazırlanan şahsi kaşıklar yardımıyla A tipi silikon ölçü maddesi ile Putty-Wash ölçü tekniği kullanılarak on adet ölçü alınıp, alınan ölçülere üretici talimatlarına bağlı kalınarak hazırlanan Tip 4 dental sert alçı [Hera Moldastone CN(Kulzer GmbH-Almanya)] dökülerek alçı modeller elde edilmiştir. Alçı modeller üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde die-spacer (Scheftner Dental Alloys, Almanya) bir tabaka uygulanarak 60 sn beklenmiş, sonrasında ikinci tabaka uygulanmıştır. Mum örneğin modelajı altyapı tasarımına uygun şekilde tamamlanmıştır. Modelaj tamamlandıktan sonra standardizasyonu sağlamak için mum örneklerin kalınlığı dental kumpas (Iwanson Decimal Caliper, Asa Dental, Bozzano, İtalya) kullanılarak kontrol edilmiştir.

Döküm için gereken miktarda Ni-Cr metal (Magnum Clarum-İtalya) ile standart döküm prosedürleri uygulanarak döküm işlemi gerçekleştirilmiştir. Döküm işleminin tamamlanmasını takiben tesviye işlemi sonrasında örneklerin 0.5 mm kalınlıkta olup olmadığı kumpasla kontrol edilip, standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil

edilmemiş ve yerlerine yeni dökümler yapılmıştır. Böylece 10 adet Ni-Cr döküm alt yapı, kontrol grubu olarak hazırlanmıştır.

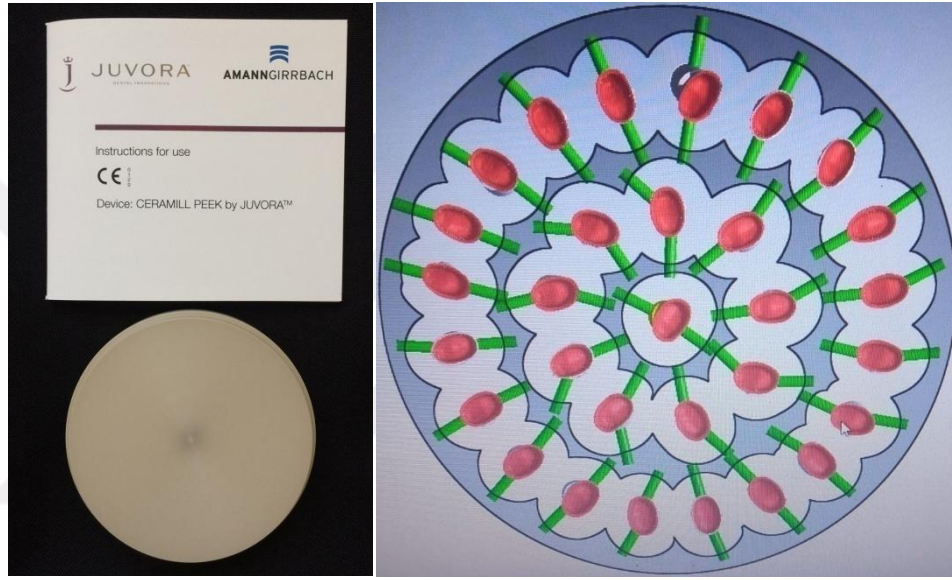
3.5.2. Lazer Sinter Metal Altyapıların Üretilmesi

Birinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçüler indirekt dijital tarayıcıya yerleştirilerek taranmıştır. İkinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesiyle elde edilen ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülmesiyle elde edilen alçı modeller de indirekt dijital tarayıcı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Üçüncü grupta fantom diş direkt dijital tarayıcı yardımıyla taranarak doğrudan tasarım işlemine geçilmiştir. Tasarım işlemi, Dental Wings dizayn programı yardımıyla gerçekleştirilerek tasarım işlemleri tamamlanan altyapı dataları selektif lazer sinterleme cihazına üretilmek üzere gönderilmiştir. DMLS makinesinde (EOSINT M 270, EOS GmbH, Wiefelstede, Almanya) kobalt-krom metal tozu [EOS CobaltChrome SP2(EOS GmbH - Almanya)] kullanılarak her gruptan 10'ar adet olacak şekilde toplam 30 adet altyapı üretimi yapılmıştır. DMLS cihazında üretimi tamamlanan altyapıların metal tozları temizlenerek cihazın üretim ünitesinden çıkartılmış ve üzerlerindeki destek sütunları temizlendikten sonra metal sinterleme fırınında (ECF4, Eurocem, Milanese, İtalya) 4 saat süreyle 450-900°C arasında ısı işlem uygulanarak altyapılar üzerindeki artık stresler giderilmiştir.

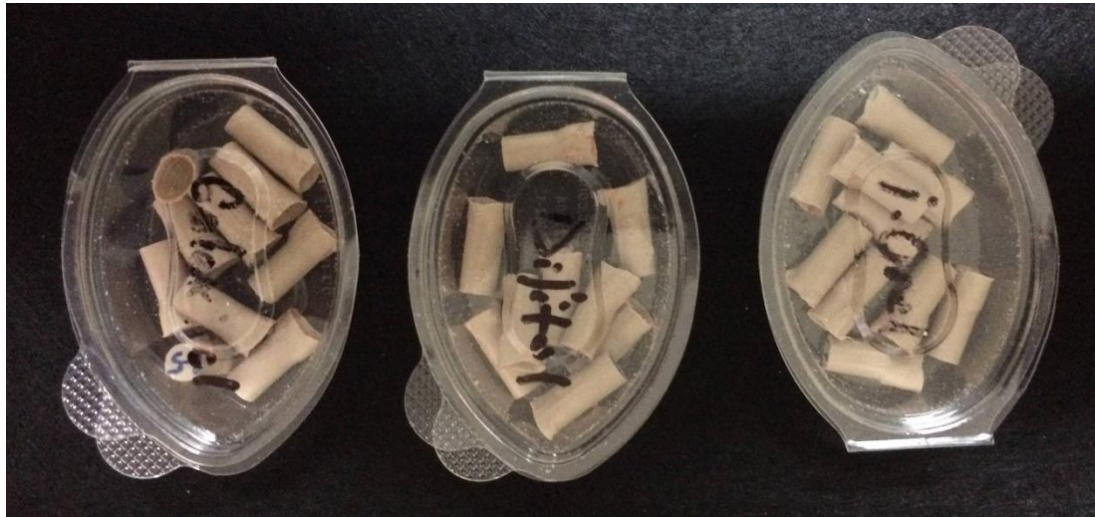
3.5.3. PEEK Altyapıların Üretilmesi

PEEK kuron altyapılarının üretilebilmesi amacıyla birinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçüler indirekt dijital tarayıcıya yerleştirilerek taranmıştır. İkinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesiyle elde edilen ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülmesiyle elde edilen alçı modeller de indirekt dijital tarayıcı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Üçüncü grupta fantom diş direkt dijital tarayıcı yardımıyla taranarak doğrudan tasarım işlemine geçilmiştir. Tüm grupların tasarım işlemlerinin tamamlanmasının ardından, üretim aşamasında PEEK blok (Invio Biyomaterial-İngiltere) (Bkz. Şekil 3. 6) Cad/Cam cihazının kazıma bölümüne yerleştirilmiştir. Dijital ortama aktarılan veriler için sisteme ait bilgisayar yazılımı aracılığıyla üretilen restorasyonun bitim sınırları çizilerek belirlenen

parametrelere göre oluşturulacak kuron tasarlanmıştır. (Bkz. Şekil 3. 6) Yüksek dirençli polimer restorasyon elde etmek için PEEK-OPTIMA® LT1 blokları kullanılmıştır. Yena DC40 marka freze sistemi ile her bir altyapının kazıma işlemi tamamlandıktan sonra örnekler bir frez yardımıyla bloktan ayrılmıştır. Üretici talimatları doğrultusunda elde edilen kuronlar (Bkz. Şekil 3. 7) üzerinde herhangi bir ekstra işlem uygulanmamıştır.



Şekil 3.6. PEEK Blok ve Üretim için Hazırlanan Tasarım Görüntüsü



Şekil 3.7. Üretimi Yapılan PEEK Restorasyonlar

3.5.4. Lityum Disilikat Altyapıların Üretilmesi

Lityum disilikat kuron altyapılarının üretilebilmesi amacıyla birinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçüler indirekt dijital tarayıcıya yerleştirilerek taranmıştır. İkinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesiyle elde edilen ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülmesiyle elde edilen alçı modeller de indirekt dijital tarayıcı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Üçüncü grupta fantom diş direkt dijital tarayıcı yardımıyla taranarak doğrudan tasarım işlemine geçilmiştir. Tüm gruplardan elde edilen ölçüler tasarım sistemine aktarılarak tasarım işlemleri tamamlanmış ve üretim aşamasında IPS E-Max CAD lityum disilikat cam seramik bloklar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn, Almanya) (Bkz. Şekil 3. 9) Cad/Cam cihazının kazıma bölümüne yerleştirilmiştir. Her grup için 30 adet altyapı kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir. Kazıma işlemi süresince her 8 bloğun kazınmasından sonra kazıyıcı frezler (Bkz. Şekil 3. 8) yenileriyle değiştirilmiştir. Örnekler kristalizasyon işlemi [IPS E.Max CAD Crystall Glaze, IPS E.Max CAD Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn, Almanya)] için 790°C'ye ayarlanmış vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn, Almanya) 7 dakika bekletilmiş ve sonrasında oda ısısında soğumaya bırakılarak hazır hale getirilmişlerdir.



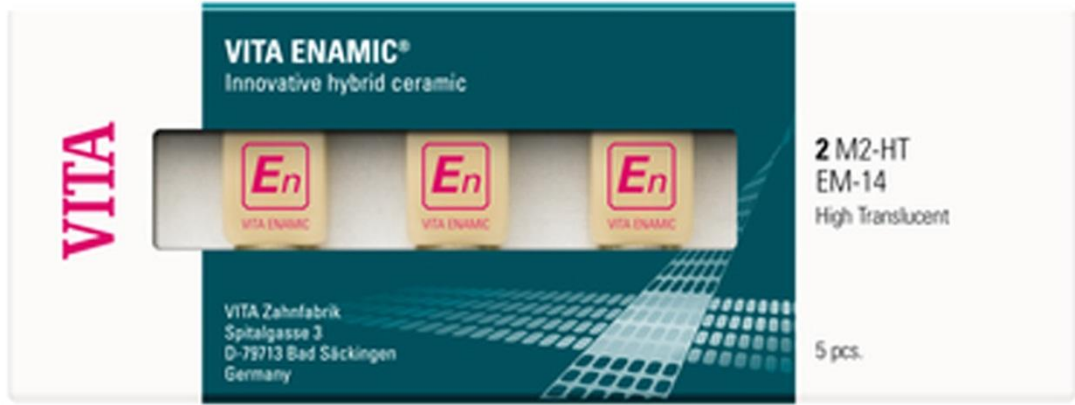
Şekil 3.8. Cad/Cam Frezleri



Şekil 3.9. IPS E-Max CAD Bloklar

3.5.5. Hibrit Seramik Altyapıların Üretilmesi

Hibrit seramik kuron altyapılarının üretilmesi amacıyla birinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçüler indirekt dijital tarayıcıya yerleştirilerek taranmıştır. İkinci grupta polivinil siloksan ölçü maddesiyle elde edilen ölçülere Tip 4 geliştirilmiş sert alçı dökülmesiyle elde edilen alçı modeller de indirekt dijital tarayıcı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Üçüncü grupta fantom diş direkt dijital tarayıcı yardımıyla taranarak doğrudan tasarım işlemine geçilmiştir. Tüm gruplardan elde edilen ölçüler tasarım sistemine aktarılarak tasarım işlemleri tamamlanmış ve üretim aşamasında Vita Enamic Cad/Cam blokları (VITA, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Bkz. Şekil 3. 10) Cad/Cam cihazının kazıma bölümüne yerleştirilmiştir. Üretim esnasında her bir bloktan bir adet kuron üretilmiştir. Kazıma işlemi süresince her 8 bloğun kazınmasından sonra kazıyıcı frezler yenileriyle değiştirilmiştir. Elde edilen hibrit seramik kuronlar sinterizasyon ya da herhangi bir fırınlama işlemine tabi tutulmamıştır. Üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda elmas ve kauçuk lastikler [OptraFine Polishing System(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya)] mikromotor yardımıyla sırasıyla kullanılarak polisaj işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.10. VİTA ENAMİC Bloklar

3.5.6 İnternal ve Marjinal Aralık Değerlerinin Ölçümü

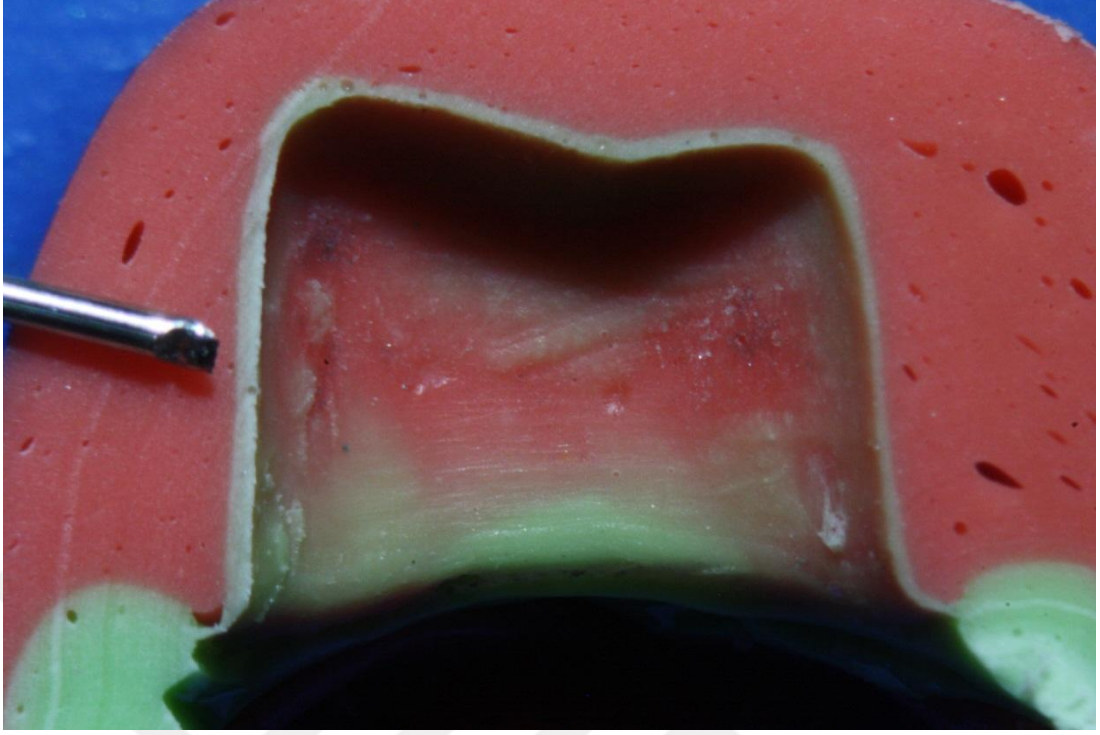
Farklı ölçü teknikleri ve üretim metodları aracılığıyla elde edilen beş gruba ait örneklerin üretiminin ardından, kuron altyapı örnekleri ile prepare diş yüzeyi arasındaki uyumu değerlendirebilmek amacıyla marjinal ve internal aralık ölçümleri silikon replika tekniği kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Replika tekniği, uygulanması kolay, maliyeti uygun, hızlı ve güvenilir bir yöntem olduğu için pek çok çalışmada tercih sebebi olmuştur (103-109).

Silikon replika tekniğinde, restorasyon ile preparasyon yüzeyi arasındaki boşluğu dublike edebilmek amacıyla A tipi silikonun (Elite HD+, Zhermack SpA – İtalya) akıcı ve yoğun kıvamlı formları kullanılmıştır. Akıcı kıvamdaki silikon ölçü maddesini restorasyon iç yüzeyine uygulamak ve standardizasyonu sağlamak amacıyla otomatik silikon karıştırma tabancası (Dispenser D2; Zhermack SpA-İtalya) kullanılmıştır. Restorasyon içine uygulanan akıcı kıvamlı silikon prepare edilen diş yüzeyine klinik simantasyon prosedürünü taklit edebilmek amacıyla parmak basıncı ile uygulanarak yerleştirilmiş ve üretici talimatları doğrultusunda iki buçuk dakika polimerize olması beklenilmiştir. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra, ince bir tabaka silikon materyali prepare edilmiş fantom diştten restorasyon iç yüzeyine tutunmuş halde çıkartılmıştır. Silikon replikaya destek olması ve dublike edilen ara yüzeyi stabilize etmek için, içerisinde silikon bulunan restorasyonlar farklı renkteki koyu kıvamlı silikon materyali ile doldurulmuştur. Koyu kıvamlı silikon materyalinin polimerizasyonun tamamlanmasından sonra silikon tek parça halinde restorasyon iç

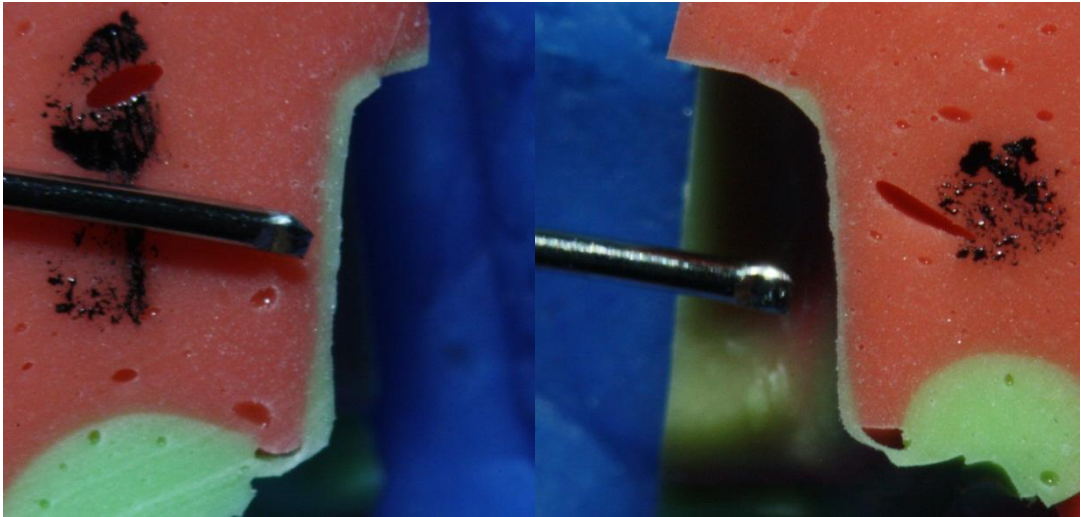
yüzeyinden ayrılmıştır. Her bir deney grubu için bütün replikalar, üretilen kronların prepare edilmiş ikinci premolar diş üzerine birer birer yerleştirilmesiyle elde edilmiştir.

Bu aşamadan sonra silikon materyalleri keskin bir bisturi (15 numaralı bisturi ucu, Plusmed, Türkiye) ile önce bukkolingual doğrultuda mezial ve distal olarak iki eşit parçaya ayrılmışlardır. Sonrasında mezial parça (Bkz. Şekil 3.11) stereomikroskopta (Carl Zeiss Stemi DV4-Almanya) fotoğraflanmış ve meziodistal doğrultuda bukkal ve lingual iki parçaya ayrılmıştır. Birinci kesiden sonra distalde kalan parça da meziodistal doğrultuda iki eşit parçaya bölünmüştür. İkinci ve üçüncü kesilerden sonra elde edilen parçaların bukkal kısımlarının lingual yüzeyleri (Bkz. Şekil 3. 12) stereomikroskopta fotoğraflanmıştır. İlk kesi sayesinde silikon replika frontal düzlemde iki eşit parçaya ayrılmış olup bukkal ve lingual alanların ölçümü yapılabilmiş, ikinci kesi ile silikon replika sagittal düzlemde iki eşit parçaya bölünerek mezial ve distal alanların ölçümü yapılabilmıştır. Lokalizasyonların karıştırılmaması için her bir kesiyeye asetat kalemiyle tanımlayıcı noktalar konulmuştur. Lokalize marjinal ve lokalize internal aralık değerlerini kıyaslayabilmek amacıyla hem marjinal hem de internal bölge kendi içerisinde bukkal, lingual, mezial, distal olarak dört bölüme ayrılmış ölçümler ve değerlendirmeleri bu doğrultuda yapılmıştır.

Marjinal ve internal bölgede oluşan aralıklar X10 büyütme altında incelenmiş ve CANON fotoğraf makinesiyle (CANON EOS 1000D, Tokyo/Japonya) fotoğraflanarak kaydedilmiştir. Mikroskop incelemelerinde örneklerin sabitlenebilmesi için oyun hamuru kullanılmış ve her fotoğraf çekiminde 0.5 mm tam yuvarlak çelik tel referans olarak örneklerle birlikte fotoğraflanmıştır.



Şekil 3.11. Silikon Replikanın Bukkolingual Doğrultuda Kesilmesinin Ardından Elde Edilen Meziyal Yarının Görüntüsü



Şekil 3.12. İkinci Ve Üçüncü Kesilerden Sonra Elde Edilen Bukkal Parçaların Lingual Yüzeylerinin Görüntüsü

Mikroskofta fotoğraf çekimlerinin tamamlanmasının ardından elde edilen fotoğraflar bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Bilgisayarda internal ve marjinal aralık değerleri ImageJ (ImageJ and NIH Image software; National Institutes of Health, Bethesda, Md) programında ölçülmüş ve elde edilen değerler Excel dosyasına kaydedilmiştir. Ölçümler marjinal bölgeden 4, aksiyel yüzeylerden 8 ve okluzalden 3 noktadan olmak üzere her bir silikon örnek için toplam 15 farklı noktadan yapılmıştır. Çalışmaya ait beş grubun tüm örneklerinde yapılan internal ve marjinal aralık ölçümleri sonucunda toplamda 1950 adet noktanın sayısal değeri kaydedilmiştir.

Elde edilen veriler SPSS 24.0 programına aktarılarak istatistik analizleri gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 24.0 (IBM SPSS Statistics) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varyansları yerine getirilemediğinden (Kolmogorov-Smirnov) Kruskal-Wallis testi, Man Whitney U testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

Tablo 4. 1. İstatistiksel analizlerde kullanılan kısaltmalar

Kısaltma	Grubun adı
Ölçü Dijital Tarama	Ölçülerin Doğrudan Tarandığı Ölçü Grubu
Alçı Model Dijital Tarama	Ölçülerden Üretilen Alçı Modellerin Tarandığı Ölçü Grubu
Direkt Dijital Tarama	Ağız İçi Tarayıcının Kullanıldığı Ölçü Grubu
Döküm	Döküm Ni-Cr Metal Alaşımı
E-Max	Lityum Disilikat Cam Seramik
Hibrit	Hibrit Seramik
LazerSinter	Direkt Metal Lazer Sinterizasyon Co-Cr Metal Alaşımı
PEEK	Yüksek Dirençli Polimer

Döküm grubu geleneksel yöntemle elde edilmiş ve karşılaştırma tablolarına kontrol grubu olarak yerleştirilmiştir.

İnternal Ortalama değeri; okluzal ve aksiyel ölçüm değerlerinin ortalaması alınarak elde edilmiştir.

Ortalama marjinal aralık değerleri; lokalize marjinal aralık değerlerinin ortalaması alınarak elde edilmiştir.

Bulgular değerlendirilirken; Ortalama İnternal ve Ortalama Marjinal Aralık Değerleri, Lokalize İnternal Aralık Değerleri ve Lokalize Marjinal Aralık değerleri olarak üç ana başlığa ayrılmıştır.

4.1. ORTALAMA İNTERNAL VE MARJİNAL ARALIK DEĞERLERİ

Farklı ölçü tekniklerinin materyaller üzerindeki ortalama internal ve ortalama marjinal aralık değerlerine olan etkisinin sonuçları Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Ölçü Dijital Tarama, Alçı Modelin Dijital Taranması, Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniklerinin Ortalama İnternal Ve Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç	
ÖLÇÜ DİJİTAL TARAMA	Ortalama Marjinal Aralık	Döküm	10	87,60 ^a	86	48	120	Kw=19,19 p=0,001*
		E-Max	10	86,30 ^b	85,5	29	155	
		Hibrit	10	45,60 ^{abc}	44,5	33	61	
		Lazer Sinter	10	65	62,5	36	115	
		PEEK	10	81,90 ^c	77	57	109	
	Ortalama İnternal Aralık	Döküm	10	147,2	134,5	84	317	Kw=21,39 p=0,001*
		E-Max	10	116,30 ^a	120	11	207	
		Hibrit	10	139,4	138	98	170	
		Lazer Sinter	10	102,80 ^b	110	11	141	
		PEEK	10	174,30 ^{ab}	177,50	145	191	
ALÇI DİJİTAL TARAMA	Ortalama Marjinal Aralık	Döküm	10	87,60 ^{ab}	86	48	120	Kw=24,07 p=0,001*
		E-Max	10	54,90 ^{ac}	56,5	33	79	
		Hibrit	10	48,20 ^{bd}	42,5	29	125	
		Lazer Sinter	10	67,40 ^e	60	36	110	
		PEEK	10	105,70 ^{cde}	102,5	64	155	
	Ortalama İnternal Aralık	Döküm	10	147,20 ^a	134,5	84	317	Kw=26,09 p=0,001*
		E-Max	10	110,60 ^b	111	94	130	
		Hibrit	10	126,7	124	104	180	
		Lazer Sinter	10	92,70 ^{ac}	94	77	107	
		PEEK	10	166,10 ^{bc}	173	122	207	
DİREKT DİJİTAL TARAMA	Ortalama Marjinal Aralık	Döküm	10	87,60 ^{abc}	86	48	120	Kw=24,07 p=0,001*
		E-Max	10	43,60 ^{ade}	43	37	56	
		Hibrit	10	50,50 ^{bf}	47,5	33	70	
		Lazer Sinter	10	65,80 ^{cd}	64	52	82	
		PEEK	10	75,40 ^{ef}	76,5	44	115	
	Ortalama İnternal Aralık	Döküm	10	147,20 ^{abc}	132,5	20	317	Kw=26,09 p=0,001*
		E-Max	10	115,70 ^{ad}	110,5	91	165	
		Hibrit	10	119,30 ^{be}	119,5	86	156	
		Lazer Sinter	10	120,40 ^{cf}	120,5	104	138	
		PEEK	10	148,20 ^{def}	152	114	173	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Materyallere ilişkin ortalama marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında Hibrit grubunun ölçü dijital tarama ve alçı dijital tarama gruplarında en düşük değere sahip olduğu (45,60 μm - 48,20 μm sırasıyla) direkt dijital tarama grubunda ise E-Max grubundan sonra en düşük ortalama marjinal aralık değerine sahip olduğu görülmüştür. Ve bu değerler döküm grubundan (87,60 μm) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür. En büyük ortalama marjinal aralık değerlerine sahip olan grupların ise alçı dijital tarama grubunda PEEK diğer ölçü yöntemlerinde Döküm grubu olduğu görülmüştür.

Ortalama internal aralık değerleri karşılaştırıldığında PEEK grubunun materyal grupları arasında en yüksek ortalama internal aralığa sahip olduğu ve bunu Döküm grubunun takip ettiği görülmüştür. Lazer sinter grubunun ölçü dijital tarama ve alçı dijital tarama gruplarındaki en düşük internal ortalama aralığa sahip olduğu, direkt dijital tarama grubunda ise E-Max grubunun en düşük ortalama internal aralığa sahip olduğu görülmüştür.

Ölçü yöntemlerinden bağımsız olarak en büyük ortalama marjinal aralık ve ortalama internal aralık değerlerinin PEEK grubunda olduğu görülmüştür. Gerek marjinal gerek internal ortalama aralık değerleri incelendiğinde ölçü yöntemleri arasında bir ölçü yönteminin, bir diğer ölçü yöntemine üstünlüğünden bahsedilememektedir.

Ölçü dijital tarama tekniği ile elde edilen materyallere ilişkin ortalama marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında Hibrit grubunun ortalama marjinal aralık değerinin Lazer sinter dışındaki gruplardan anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Ölçü dijital tarama tekniği ile elde edilen materyallere ilişkin ortalama internal aralık değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında; PEEK grubunun ortalama internal aralık değerinin E-Max ve Lazer sinter gruplarına göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Alçı modelin dijital taraması tekniği ile elde edilen materyallere ilişkin ortalama marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında PEEK grubunun Döküm grubu dışındaki gruplardan anlamlı derecede daha fazla marjinal aralığa sahip olduğu görülmüştür. Direkt dijital ölçü tekniği ile elde edilen materyallere ilişkin internal ortalama ölçüm değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında; Döküm ve PEEK

grubunun internal ortalama değerlerinin diğer gruplardan daha yüksek olduğu görülmüştür. Tablo genel olarak değerlendirildiğinde PEEK ve Döküm gruplarının ortalama internal ve marjinal aralık değerlerinin diğer gruplara göre daha fazla olduğu görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 2)

Tablo 4.3. Döküm Grubundaki Ortalama İnternal ve Marjinal Aralık Değerleri (μm)

DÖKÜM			N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.
	Ortalama Marjinal Aralık	Geleneksel l	10	87,60	86,00	48	120
Ortalama İnternal Aralık	Geleneksel l	10	147,20	134,50	84	317	

Tablo 4.4. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max, Hibrit, Lazer, PEEK Grubundaki Ortalama İnternal ve Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (µm)

		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç	
E-MAX	Ortalama Marjinal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	86,3	85,5	29	155	KW=2,53 p=0,111
		Alçı Dijital Tarama	10	54,90	56,5	33	79	
		Direkt Dijital Tarama	10	43,6	43	37	56	
	Ortalama İnternal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	116,3	120	11	207	KW=0,13 p=0,111
		Alçı Dijital Tarama	10	110,60	111	94	130	
		Direkt Dijital Tarama	10	115,7	110,5	91	165	
HİBRİT	Ortalama Marjinal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	45,6	44,5	33	61	KW=0,57 p=0,449
		Alçı Dijital Tarama	10	48,2	42,5	29	125	
		Direkt Dijital Tarama	10	50,5	47,5	33	70	
	Ortalama İnternal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	139,40 ^{AB}	138	98	170	KW=3,87 p=0,049*
		Alçı Dijital Tarama	10	126,70 ^A	124	104	180	
		Direkt Dijital Tarama	10	119,30 ^B	119,5	86	156	
LAZER SİNER	Ortalama Marjinal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	65	62,5	36	115	KW=0,02 p=0,880
		Alçı Dijital Tarama	10	67,4	60	36	110	
		Direkt Dijital Tarama	10	65,8	64	52	82	
	Ortalama İnternal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	102,8	110	11	141	KW=2,64 p=0,104
		Alçı Dijital Tarama	10	92,7	94	77	107	
		Direkt Dijital Tarama	10	120,4	120,5	104	138	
PEEK	Ortalama Marjinal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	81,9	77	57	109	KW=2,52 p=0,112
		Alçı Dijital Tarama	10	105,7	102,5	64	155	
		Direkt Dijital Tarama	10	75,4	76,5	44	115	
	Ortalama İnternal Aralık	Ölçü Dijital Tarama	10	174,3	177,5	145	191	KW=0,11 p=0,734
		Alçı Dijital Tarama	10	166,1	173	122	207	
		Direkt Dijital Tarama	10	148,2	152	114	173	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin Hibrit restorasyonların ortalama internal aralık değerlerine olan etkileri karşılaştırıldığında ölçü dijital tarama yöntemiyle elde edilen örneklerin ortalama internal aralık değerleri diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. (Bkz. Tablo 4. 4)

4.2. LOKALİZE İNTERNAL ARALIK DEĞERLERİ

Yapılan istatistik analiz sonucunda; farklı ölçü tekniklerinin farklı materyallerin lokalize internal aralık değerlerine olan etkisinin sonuçları Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Ölçü Dijital Tarama Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

ÖLÇÜ DİJİTAL TARAMA		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Döküm	10	220,10	177,50	51	672	KW=3,58 p=0,465
	E-Max	10	198,90	166,50	33	599	
	Hibrit	10	102,70	101,50	81	140	
	LazerSinter	10	123,70	124,50	43	225	
	PEEK	10	134,80	117,00	81	244	
Bukkalinternal	Döküm	10	182,40 ^a	165,00	98	373	KW=15,96 p=0,003*
	E-Max	10	87,60 ^{ab}	87,00	41	138	
	Hibrit	10	151,60	156,50	62	241	
	LazerSinter	10	167,70 ^b	180,00	89	229	
	PEEK	10	125,40	137,00	55	183	
Lingualinternal	Döküm	10	79,90 ^a	75,50	30	166	KW=10,10 p=0,039*
	E-Max	10	105,10	92,00	66	167	
	Hibrit	10	157,00 ^a	158,50	24	326	
	LazerSinter	10	97,60	90,00	30	168	
	PEEK	10	143,20	121,50	78	254	
Mezialinternal	Döküm	10	83,20 ^a	83,00	54	115	KW=25,07 p=0,001*
	E-Max	10	59,10	58,00	36	87	
	Hibrit	10	85,80 ^b	91,00	49	125	
	LazerSinter	10	50,40 ^c	46,50	37	71	
	PEEK	10	179,70 ^{abc}	197,00	42	293	
Distalinternal	Döküm	10	105,20 ^{ab}	101,00	38	174	KW=31,09 p=0,001*
	E-Max	10	74,10 ^c	72,00	37	108	
	Hibrit	10	123,10 ^{de}	122,50	85	189	
	LazerSinter	10	50,60 ^{adf}	44,00	35	75	
	PEEK	10	209,40 ^{bcef}	228,00	68	308	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Ölçü dijital tarama yöntemi ile elde edilen E-Max restorasyonların bukkal internal aralık değerinin Döküm ve Lazer sinter gruplarından anlamlı derecede daha az olduğu görülmüştür. Mezial internal aralık değerleri karşılaştırıldığında Döküm, E-Max, Hibrit, Lazer Sinter restorasyonlar birbirlerine yakın değerler gösterirlerken; PEEK restorasyonların mezial internal aralık değerlerinin diğer materyallere göre anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür. Distal internal aralık değerleri arasında da PEEK grubu en yüksek internal aralığa sahiptir. Ölçü Dijital Tarama yöntemiyle elde edilen materyallerin lingual internal aralık değerleri karşılaştırıldığında Döküm grubunun en az, Hibrit grubunun ise en fazla internal aralık değeri gösterdiği görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 5)



Tablo 4.6. Alçı Modelin Dijital Taranması Ölçü Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

ALÇI DİJİTAL TARANMA		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Döküm	10	220,10 ^{abc}	177,50	51	672	KW=22,01 p=0,001*
	E-Max	10	62,60 ^a	60,00	24	140	
	Hibrit	10	80,10 ^b	65,00	50	210	
	LazerSinter	10	76,40 ^c	79,00	43	109	
	PEEK	10	156,10	165,00	91	200	
Bukkalinternal	Döküm	10	182,40 ^a	165,00	98	373	KW=11,95 p=0,018*
	E-Max	10	147,90	133,00	36	334	
	Hibrit	10	112,10	89,00	50	213	
	LazerSinter	10	82,50 ^a	68,50	43	154	
	PEEK	10	109,10	87,50	51	192	
Lingualinternal	Döküm	10	79,90 ^a	75,50	30	166	KW=20,15 p=0,001*
	E-Max	10	124,60	122,00	43	285	
	Hibrit	10	172,80 ^{ab}	156,00	104	280	
	LazerSinter	10	63,10 ^b	59,00	32	118	
	PEEK	10	115,10	109,00	42	207	
Mezialinternal	Döküm	10	83,20 ^a	83,00	54	115	KW=24,55 p=0,001*
	E-Max	10	44,40 ^b	43,50	31	65	
	Hibrit	10	73,50 ^c	73,00	52	92	
	LazerSinter	10	69,70 ^d	63,50	30	117	
	PEEK	10	147,50 ^{abcd}	135,00	50	270	
Distalinternal	Döküm	10	105,20 ^a	101,00	38	174	KW=25,50 p=0,001*
	E-Max	10	99,40 ^b	97,00	65	125	
	Hibrit	10	62,20 ^c	62,00	37	83	
	LazerSinter	10	104,80 ^d	87,00	55	217	
	PEEK	10	202,70 ^{abcd}	181,00	86	361	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Alçı modelin dijital taranması ölçü tekniğinin materyallerin lokalize internal aralık değerlerine olan etkisi incelendiğinde Döküm grubunun okluzal aralık değerinin E-Max, Hibrit, Lazer sinter gruplarından anlamlı derecede daha fazla olduğu görülmüştür. Alçı modelin dijital taranması ölçü tekniği ile elde edilen PEEK restorasyonların mezial internal ve distal internal aralık değerlerinin diğer materyallerle arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark olduğu görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 6)

Tablo 4.7. Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

DİREKT DİJİTALTARAMA		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Döküm	10	220,10 ^{ab}	177,50	51	672	KW=25,21 p=0,001*
	E-Max	10	74,90 ^a	67,50	53	128	
	Hibrit	10	71,30 ^b	71,50	60	81	
	LazerSinter	10	113,60	113,00	94	136	
	PEEK	10	138,00	129,50	104	192	
Bukkalinternal	Döküm	10	182,40	165,00	98	373	KW=7,85 p=0,097
	E-Max	10	121,90	96,00	65	193	
	Hibrit	10	165,10	166,00	82	260	
	LazerSinter	10	132,40	124,50	67	225	
	PEEK	10	105,00	106,00	32	198	
Lingualinternal	Döküm	10	79,90 ^{ab}	75,50	30	166	KW=11,55 p=0,021*
	E-Max	10	171,30 ^a	158,00	64	265	
	Hibrit	10	154,90 ^b	158,00	82	240	
	LazerSinter	10	134,40	128,50	66	224	
	PEEK	10	130,80	136,50	32	213	
Mezialinternal	Döküm	10	83,20 ^{abcd}	83,00	54	115	KW=29,26 p=0,001*
	E-Max	10	47,10 ^{ae}	49,00	22	74	
	Hibrit	10	55,70 ^{bf}	57,50	33	85	
	LazerSinter	10	52,30 ^{cg}	52,50	27	89	
	PEEK	10	127,00 ^{defg}	125,50	69	170	
Distalinternal	Döküm	10	105,20 ^a	101,00	38	174	KW=10,27 p=0,036*
	E-Max	10	91,40 ^b	79,00	56	241	
	Hibrit	10	93,40 ^c	85,00	67	150	
	LazerSinter	10	88,00 ^d	74,50	53	148	
	PEEK	10	146,00 ^{abcd}	130,00	80	302	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Direkt dijital tarama ölçü tekniği ile elde edilen restorasyonların internal aralık değerleri incelendiğinde yalnızca bukkal internal aralık değerlerinde materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür. Materyallerin mezial ve distal internal aralık değerleri incelendiğinde PEEK grubunun internal aralık değeri, diğer gruplara göre anlamlı derecede fazladır.

Lokalize internal aralık değerleri materyaller arasında ve farklı ölçü teknikleri arasında karşılaştırıldığında okluzal internal aralık değerleri açısından Döküm

grubunun (220,10 μm) tüm gruplar içerisinde en yüksek değere sahip olduğu görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 7)

Tablo 4.8. Farklı Ölçü Tekniklerinin Döküm Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

DÖKÜM		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.
Okluzal	Geleneksel ölçü	10	220,10	177,50	51	672
Bukkalinternal	Geleneksel ölçü	10	182,40	165,00	98	373
Lingualinternal	Geleneksel ölçü	10	79,90	75,50	30	166
Mezialinternal	Geleneksel ölçü	10	83,20	83,00	54	115
Distalinternal	Geleneksel ölçü	10	105,20	101,00	38	174

Tablo 4.9. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

E-MAX		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Ölçü Dijital Tarama	10	198,90	166,50	33	599	KW=3,34 p=0,188
	Alçı Dijital Tarama	10	62,60	60,00	24	140	
	Direkt Dijital Tarama	10	74,90	67,50	53	128	
Bukkalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	87,60	87,00	41	138	KW=3,72 p=0,156
	Alçı Dijital Tarama	10	147,90	133,00	36	334	
	Direkt Dijital Tarama	10	121,90	96,00	65	193	
Lingualinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	105,10	92,00	66	167	KW=4,20 p=0,122
	Alçı Dijital Tarama	10	124,60	122,00	43	285	
	Direkt Dijital Tarama	10	171,30	158,00	64	265	
Mezialinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	59,10	58,00	36	87	KW=3,51 p=0,172
	Alçı Dijital Tarama	10	44,40	73,00	31	65	
	Direkt Dijital Tarama	10	47,10	57,50	22	74	
Distalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	74,10	72,00	37	108	KW=4,63 p=0,099
	Alçı Dijital Tarama	10	99,40	97,00	65	125	
	Direkt Dijital Tarama	10	91,40	79,00	56	241	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin E-Max grubundaki lokalize internal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında herhangi bir anlamlılık tespit edilmemiştir. Gruplar içerisinde en büyük internal aralık değerine okluzal aralıkta ölçü dijital tarama grubunda ulaşıldığı görülmektedir. (Bkz. Tablo 4. 9)

Tablo 4.10. Farklı Ölçü Tekniklerinin Hibrit Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

HİBRİT		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Ölçü Dijital Tarama	10	102,70 ^{AB}	101,50	81	140	KW=15,26 p=0,001*
	Alçı Dijital Tarama	10	80,10 ^A	65,00	50	210	
	Direkt Dijital Tarama	10	71,30 ^B	71,50	60	81	
Bukkalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	151,60	156,50	62	241	KW=4,32 p=0,115
	Alçı Dijital Tarama	10	112,10	89,00	50	213	
	Direkt Dijital Tarama	10	165,10	166,00	82	260	
Lingualinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	157,00	158,50	24	326	KW=0,59 p=0,743
	Alçı Dijital Tarama	10	172,80	156,00	104	280	
	Direkt Dijital Tarama	10	154,90	158,00	82	240	
Mezialinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	85,80 ^{AB}	91,00	49	125	KW=10,73 p=0,005*
	Alçı Dijital Tarama	10	73,50 ^A	73,00	52	92	
	Direkt Dijital Tarama	10	55,70 ^B	57,50	33	85	
Distalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	123,10 ^{AB}	122,50	85	189	KW=17,86 p=0,001*
	Alçı Dijital Tarama	10	62,20 ^{AC}	62,00	37	83	
	Direkt Dijital Tarama	10	93,40 ^{BC}	85,00	67	150	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Hibrit restorasyonların internal aralık değerlerine farklı ölçü tekniklerinin etkileri incelendiğinde; ölçü dijital tarama ölçü tekniği ile elde edilen restorasyonların internal aralık değerlerinin okluzal, mezial internal ve distal internal bölgelerde anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 10)

Tablo 4.11. Farklı Ölçü Tekniklerinin Lazer Sinter Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

LAZER SİNER		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Ölçü Dijital Tarama	10	123,70 ^A	124,50	43	225	KW=8,85 p=0,012*
	Alçı Dijital Tarama	10	76,40 ^A	79,00	43	109	
	Direkt Dijital Tarama	10	113,60	113,00	94	136	
Bukkalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	167,70 ^A	180,00	89	229	KW=13,24 p=0,001*
	Alçı Dijital Tarama	10	82,50 ^{AB}	68,50	43	154	
	Direkt Dijital Tarama	10	132,40 ^B	124,50	67	225	
Lingualinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	97,60	90,00	30	168	KW=11,77 p=0,003*
	Alçı Dijital Tarama	10	63,10 ^A	59,00	32	118	
	Direkt Dijital Tarama	10	134,40 ^A	128,50	66	224	
Mezialinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	50,40	46,50	37	71	KW=4,63 p=0,099
	Alçı Dijital Tarama	10	69,70	63,50	30	117	
	Direkt Dijital Tarama	10	52,30	52,50	27	89	
Distalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	50,60 ^A	44,00	35	75	KW=12,53 p=0,002*
	Alçı Dijital Tarama	10	104,80 ^A	87,00	55	217	
	Direkt Dijital Tarama	10	88,00	74,50	53	148	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin Lazer sinter grubundaki lokalize internal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında mezial internal aralık bölgesi dışındaki tüm bölgelerde farklılık anlamlı bulunmuştur. Alçı modelin dijital taranmasıyla elde edilen örneklerin okluzal, bukkal ve lingual internal aralık değerleri diğer ölçü teknikleriyle elde edilen örneklere göre düşük bulunmuştur. Mezial ve distal internal aralık değerlerinde de en düşük aralık miktarları ölçünün dijital tarandığı grupta görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 11)

Tablo 4.12. Farklı Ölçü Tekniklerinin PEEK Grubundaki Lokalize İnternal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

PEEK		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Okluzal	Ölçü Dijital Tarama	10	134,80	117,00	81	244	KW=2,64 p=0,267
	Alçı Dijital Tarama	10	156,10	165,00	91	200	
	Direkt Dijital Tarama	10	138,00	129,50	104	192	
Bukkalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	125,40	137,00	55	183	KW=0,94 p=0,624
	Alçı Dijital Tarama	10	109,10	87,50	51	192	
	Direkt Dijital Tarama	10	105,00	106,00	32	198	
Lingualinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	143,20	121,50	78	254	KW=1,05 p=0,581
	Alçı Dijital Tarama	10	115,10	109,00	42	207	
	Direkt Dijital Tarama	10	130,80	136,50	32	213	
Mezialinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	179,70	197,00	42	293	KW=3,21 p=0,201
	Alçı Dijital Tarama	10	147,50	135,00	50	270	
	Direkt Dijital Tarama	10	127,00	125,50	69	170	
Distalinternal	Ölçü Dijital Tarama	10	209,40	228,00	68	308	KW=5,16 p=0,076
	Alçı Dijital Tarama	10	202,70	181,00	86	361	
	Direkt Dijital Tarama	10	146,00	130,00	80	302	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin PEEK grubundaki lokalize internal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında herhangi bir anlamlılık tespit edilmemiştir. Bukkal internal, lingual internal, mezial internal ve distal internal lokalizasyonlarda PEEK grubu için en büyük internal aralık değerlerine ölçü dijital tarama grubunda rastlanmıştır(125,40 μm , 143,20 μm , 179,70 μm , 209,40 μm sırasıyla). (Bkz. Tablo 4.12)

4.3. LOKALİZE MARJİNAL ARALIK DEĞERLERİ

Yapılan istatistik analiz sonucunda; farklı ölçü tekniklerinin farklı materyallerin lokalize marjinal aralık değerleri üzerine olan etkisinin sonuçları Tablo 4.13'de gösterilmiştir.

Tablo 4.13. Ölçü Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

ÖLÇÜ DİJİTAL TARAMA		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Döküm	10	81,50	51,00	31	191	KW=3,02 p=0,554
	E-Max	10	63,80	61,00	21	106	
	Hibrit	10	45,80	47,00	11	70	
	LazerSinter	10	57,10	62,50	22	108	
	PEEK	10	78,30	64,50	33	170	
Lingualmarjinal	Döküm	10	86,50	77,00	40	172	KW=6,95 p=0,138
	E-Max	10	68,70	59,00	21	140	
	Hibrit	10	55,90	42,50	26	119	
	LazerSinter	10	56,40	53,00	33	88	
	PEEK	10	73,00	65,50	51	136	
Mezialmarjinal	Döküm	10	89,40 ^a	66,00	22	238	KW=15,29 p=0,004*
	E-Max	10	96,70 ^b	88,50	40	180	
	Hibrit	10	41,20 ^{abc}	38,50	27	58	
	LazerSinter	10	61,80	41,00	19	160	
	PEEK	10	96,20 ^c	86,00	56	227	
Distalmarjinal	Döküm	10	132,80 ^a	84,00	48	510	KW=13,76 p=0,008*
	E-Max	10	95,30	82,00	33	286	
	Hibrit	10	44,80 ^a	39,00	30	65	
	LazerSinter	10	85,00	79,50	23	158	
	PEEK	10	79,40	75,00	56	116	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *P<0,05ÖNEMLİ

Ölçü dijital tarama tekniği ile elde edilen restorasyonların lokalize marjinal aralık değerleri incelendiğinde Hibrit restorasyonların mezial marjinal ve distal marjinal aralık değerlerinin diğer materyallerden anlamlı derecede daha iyi sonuçlar verdiği; bununla birlikte bukkal marjinal ve lingual marjinal aralık değerlerinin de diğer materyallerden daha az olduğu görülmüştür. Mezial marjinal aralık değeri dışındaki gruplarda en yüksek marjinal aralık değerine döküm grubunda rastlanmıştır. (Bkz. Tablo 4. 13)

4.14. Alçı Modelin Dijital Taranması Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

ALÇI DİJİTAL TARAMA	N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç	
Bukkalmarjinal	Döküm	10	81,50	51,00	31	191	KW=5,60 p=0,231
	E-Max	10	57,70	58,50	20	84	
	Hibrit	10	51,50	50,00	20	96	
	LazerSinter	10	54,30	50,50	22	97	
	PEEK	10	96,20	67,00	41	218	
Lingualmarjinal	Döküm	10	86,50	77,00	40	172	KW=8,77 p=0,067
	E-Max	10	53,40	49,50	17	122	
	Hibrit	10	59,50	43,00	18	227	
	LazerSinter	10	69,20	66,50	33	172	
	PEEK	10	77,10	57,00	40	206	
Mezialmarjinal	Döküm	10	89,40 ^a	66,00	22	238	KW=19,37 P=0,001*
	E-Max	10	38,90 ^{ab}	40,00	21	54	
	Hibrit	10	43,20 ^c	36,50	28	110	
	LazerSinter	10	72,00 ^d	55,00	17	161	
	PEEK	10	133,80 ^{bcd}	114,50	63	307	
Distalmarjinal	Döküm	10	132,80 ^{ab}	84,00	48	510	KW=27,00 p=0,001*
	E-Max	10	57,40 ^a	55,00	38	92	
	Hibrit	10	33,50 ^{bc}	30,00	17	67	
	LazerSinter	10	77,20	73,50	43	111	
	PEEK	10	114,90 ^c	105,50	44	188	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.*P<0,05 ÖNEMLİ

Alçı modelin dijital taranması tekniği ile elde edilen restorasyonların lokalize marjinal aralık değerleri incelendiğinde; restorasyonların bukkal ve lingual marjinal bölgelerinde anlamlı farklılık görülmezken, mezial marjinal bölgede E-Max restorasyonların, distal marjinal bölgede ise Hibrit restorasyonların ez düşük marjinal aralık değerlerine sahip oldukları görülmüştür. PEEK restorasyonların mezial marjinal aralık değerlerinin Döküm dışındaki gruplardan anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 14)

Tablo 4.15. Direkt Dijital Tarama Ölçü Tekniğinin Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Materyaller Arasında Karşılaştırılması (μm)

DİREKT DİJİTALTARAMA		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Döküm	10	81,50	51,00	31	191	KW=3,31 p=0,507
	E-Max	10	45,80	46,00	29	78	
	Hibrit	10	58,30	56,00	28	111	
	LazerSinter	10	61,40	62,00	33	88	
	PEEK	10	58,30	47,00	23	108	
Lingualmarjinal	Döküm	10	86,50 ^{abcd}	77,00	40	172	KW=18,84 p=0,001*
	E-Max	10	33,80 ^{ae}	29,50	23	47	
	Hibrit	10	48,00 ^b	42,00	23	98	
	LazerSinter	10	52,40 ^c	48,00	32	79	
	PEEK	10	56,50 ^{de}	56,00	32	87	
Mezialmarjinal	Döküm	10	89,40 ^{ab}	66,00	22	238	KW=21,12 p=0,001*
	E-Max	10	38,90 ^{ac}	36,50	24	68	
	Hibrit	10	35,90 ^{bd}	39,50	15	45	
	LazerSinter	10	61,70	53,50	36	111	
	PEEK	10	98,90 ^{cd}	85,00	34	229	
Distalmarjinal	Döküm	10	132,80 ^{ab}	84,00	48	510	KW=19,64 p=0,001*
	E-Max	10	55,60 ^a	51,50	33	85	
	Hibrit	10	47,00 ^b	48,00	27	66	
	LazerSinter	10	86,20	81,50	25	150	

Üst simge olarak aynı küçük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Direkt dijital tarama ölçü tekniğinin lokalize marjinal aralık değerlerine olan etkisi materyaller arasında karşılaştırıldığında Döküm restorasyonların distal marjinal ve lingual marjinal bölgelerde en yüksek marjinal aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bukkal marjinal ve lingual marjinal grupları için en düşük marjinal aralık değerleri E-Max grubunda görülürken; mezial marjinal ve distal marjinal grupları için en düşük marjinal aralık değerlerine Hibrit grubunda rastlanmıştır. (Bkz. Tablo 4. 15)

Tablo 4.16. Farklı Ölçü Tekniklerinin Döküm Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

DÖKÜM		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.
Bukkalmarjinal	Geleneksel ölçü	10	81,50	51,00	31	191
Lingualmarjinal	Geleneksel ölçü	10	86,50	77,00	40	172
Mezialmarjinal	Geleneksel ölçü	10	89,40	66,00	22	238
Distalmarjinal	Geleneksel ölçü	10	132,80	84,00	48	510

Tablo 4.17. Farklı Ölçü Tekniklerinin E-Max Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

E-MAX		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	63,80	61,00	21	106	KW=2,79 p=0,247
	Alçı Dijital Tarama	10	57,70	58,50	20	84	
	Direkt Dijital Tarama	10	45,80	46,00	29	78	
Lingualmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	68,70 ^{AB}	59,00	21	140	KW=10,20 p=0,006*
	Alçı Dijital Tarama	10	53,40 ^{AC}	49,50	17	122	
	Direkt Dijital Tarama	10	33,80 ^{BC}	29,50	23	47	
Mezialmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	96,70 ^{AB}	88,50	40	180	KW=15,37 p=0,001*
	Alçı Dijital Tarama	10	38,90 ^A	40,00	21	54	
	Direkt Dijital Tarama	10	38,90 ^B	36,50	24	68	
Distalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	95,30	82,00	33	286	KW=2,38 p=0,303
	Alçı Dijital Tarama	10	57,40	55,00	38	92	
	Direkt Dijital Tarama	10	55,60	51,50	33	85	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

E-Max grubunda lokalize marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında direkt dijital tarama tekniği ile elde edilen restorasyonların daha az, ölçünün dijital tarandığı ölçü tekniği ile elde edilen restorasyonların daha fazla marjinal aralık değerleri gösterdikleri görülmüştür. (Bkz. Tablo 4. 17)

Tablo 4.18. Farklı Ölçü Tekniklerinin Hibrit Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

HİBRİT		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	45,80	47,00	11	70	KW=1,03 p=0,597
	Alçı Dijital Tarama	10	51,50	50,00	20	96	
	Direkt Dijital Tarama	10	58,30	56,00	28	111	
Lingualmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	55,90	42,50	26	119	KW=0,04 p=0,980
	Alçı Dijital Tarama	10	59,50	43,00	18	227	
	Direkt Dijital Tarama	10	48,00	42,00	23	98	
Mezialmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	41,20	38,50	27	58	KW=0,16 p=0,922
	Alçı Dijital Tarama	10	43,20	36,50	28	110	
	Direkt Dijital Tarama	10	35,90	39,50	15	45	
Distalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	44,80	39,00	30	65	KW=5,65 p=0,059
	Alçı Dijital Tarama	10	33,50	30,00	17	67	
	Direkt Dijital Tarama	10	47,00	48,00	27	66	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin Hibrit grubundaki lokalize marjinal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. (Bkz. Tablo 4. 18)

Tablo 4.19. Farklı Ölçü Tekniklerinin Lazer Sinter Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

LAZER SİNER		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	57,10	62,50	22	108	KW=0,56 p=0,755
	Alçı Dijital Tarama	10	54,30	50,50	22	97	
	Direkt Dijital Tarama	10	61,40	62,00	33	88	
Lingualmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	56,40	53,00	33	88	KW=1,26 p=0,530
	Alçı Dijital Tarama	10	69,20	66,50	33	172	
	Direkt Dijital Tarama	10	52,40	48,00	32	79	
Mezialmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	61,80	41,00	19	160	KW=1,29 p=0,523
	Alçı Dijital Tarama	10	72,00	55,00	17	161	
	Direkt Dijital Tarama	10	61,70	53,50	36	111	
Distalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	85,00	79,50	23	158	KW=0,56 p=0,755
	Alçı Dijital Tarama	10	77,20	73,50	43	111	
	Direkt Dijital Tarama	10	86,20	81,50	25	150	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin Lazer sinter grubundaki lokalize marjinal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. (Bkz. Tablo 4. 19)

Tablo 4.20. Farklı Ölçü Tekniklerinin PEEK Grubundaki Lokalize Marjinal Aralık Değerlerine Olan Etkisinin Karşılaştırılması (μm)

PEEK		N	Ortalama	Ortanca	Min.	Max.	Sonuç
Bukkalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	78,30	64,50	33	170	KW=2,66 p=0,264
	Alçı Dijital Tarama	10	96,20	67,00	41	218	
	Direkt Dijital Tarama	10	58,30	47,00	23	108	
Lingualmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	73,00	65,50	51	136	KW=3,09 p=0,213
	Alçı Dijital Tarama	10	77,10	57,00	40	206	
	Direkt Dijital Tarama	10	56,50	56,00	32	87	
Mezialmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	96,20	86,00	56	227	KW=3,48 p=0,204
	Alçı Dijital Tarama	10	133,80	114,50	63	307	
	Direkt Dijital Tarama	10	98,90	85,00	34	229	
Distalmarjinal	Ölçü Dijital Tarama	10	79,40	75,00	56	116	KW=2,67 p=0,262
	Alçı Dijital Tarama	10	114,90	105,50	44	188	
	Direkt Dijital Tarama	10	87,20	75,50	44	155	

Üst simge olarak aynı büyük harfle belirtilen gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. *p<0,05 ÖNEMLİ

Farklı ölçü tekniklerinin PEEK grubundaki lokalize marjinal aralık değerlerine olan etkisi karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. Lokalize marjinal aralık gruplarının hepsinde alçı dijital tarama ölçü yönteminde en yüksek aralık değerlerine ulaşılmıştır. (Bkz. Tablo 4. 20)

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliği teknolojisinde dental seramikler, hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerinin karşılanabilmesi açısından geniş kullanım alanı bulmaktadır. Bununla birlikte gelişen Cad/Cam teknolojileri ve alternatif materyal arayışları diş hekimliğinde yeni bir sayfa açmıştır. Farklı materyaller dijital sistemlerle birlikte kullanılmaya başlanılmış ve geleneksel porselen sistemlerine alternatif oluşturmuşlardır. Gelişen teknoloji sayesinde ölçü sistemlerinde de olumlu yönde ilerlemeler yaşanmış ve dijital ölçü ile modelleme sistemleri popülerite kazanmıştır. Teknolojinin diş hekimliğine kazandırdığı bu yeniliklerin geleneksel sistemlerle karşılaştırıldığında ne gibi avantaj ya da dezavantajlara sahip olduğu araştırılmaya devam etmektedir. Çalışmamızda dijital ve geleneksel ölçü teknikleri kullanılarak farklı materyallerden elde edilen kuron altyapılarının internal ve marjinal uyum üzerine olan etkileri araştırılmıştır.

Metal seramik restorasyonlarda metal alt yapının elde edilmesinde döküm metodu sık kullanılan bir yöntemdir ve kullanılan alaşımlar Ni-Cr ve Co-Cr'dur. Yüksek sertlik, yüksek gerilme dayanımı, düşük maliyet ve kullanım kolaylığı Ni-Cr alaşımların avantajlarından biridir ayrıca (110) korozyon dirençleride kabul edilebilir düzeydedir. Ancak alerjik reaksiyon, döküm işlemlerinin zorluğu ve kontrol edilemeyen oksit tabakası oluşumu gibi dezavantajları da yapısında bulundurmaktadır (111).

Lazer sinterleme için kullanılan Co-Cr alaşımlarının biyolojik uyumları Ni-Cr alaşımlardan daha üstündür ve korozyona dirençlidirler. Co-Cr alaşımlarının %58-63'ünü kobalt, %25-34'ünü krom, kalanını da molibden ve rutenyum oluşturmaktadır (112).

Metal destekli restorasyonlar günümüzde her ne kadar en çok kullanılan restorasyonlar arasında yer alsada metal alt yapı doğal estetiğin yakalanmasına izin vermemektedir. Metal destekli restorasyonlarda zamanla metalin korozyona uğrayarak dişetinde gri görünüme neden olması metal desteksiz restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır.

Dental seramikler; biyouyumlu olmaları, kimyasal olarak inert olmaları, iyi basınç dayanımı ve aşınma direnci göstermeleri, düşük plak birikimi, üstün estetik ve renk stabiliteyi nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (67). Ancak gerilme ve esneme dayanımlarının düşük olması seramiklerde çatlaklara ve kırıklara neden olmaktadır (113, 114). Cad/Cam teknolojisindeki gelişmeler sayesinde (115) çoklu fırınlama işlemleri ile üretilen geleneksel feldspatik porselenlerin yerine, Cad/Cam sistemlerinde kazıma ile üretim yapılabilen porselen bloklar kullanılabilir. Blokların solid bir yapıda olması ve üretim hatasına bağlı sorunları minimuma indirmesi mekanik açıdan geleneksel feldspatik porselenlere üstünlük sağlamaktadır (116-118). Cam seramikler ve oksit seramiklerde (119) dahil olma üzere Cad/Cam sistemiyle uyumlu birçok seramik sistem geliştirilmiş ve değerlendirilmiştir (120-126). Kazınabilir oksit seramiklerden biri olan zirkonya (ZrO_2), mükemmel mekanik özellikler, biyouyumluluk ve radyopasite göstermektedir. Ancak, zirkonyanın kompozit rezin simanlar ve veneer porselenlerle olan bağlanma dayanımı düşüktür. Zirkonyanın opak yapıda olması nedeniyle de estetik bölgede kullanımları sınırlıdır (127). Cam seramiklere hidroflorik asitle yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmaktadır. Bu sayede elde edilen bağlanma dayanımı güçlü ve güvenilirdir. Bu asitleme prosedürünün laboratuarda ya da klinikte hasta başında rahatlıkla uygulanabilir bir yöntem olması da cam seramiklerin klinik pratiğinde kullanımlarının artmasını sağlamıştır (128, 129). Cad/Cam sistemlerinde kazıma işlemi yapılabilen çeşitli seramikler bulunmaktadır (130-131). IPS E-Max Cad (Ivoclar Vivadent AG), %35-45 oranında hacimce eşit dağılmış 1 ila 5 μm lösit kristalleri içeren bir lityum disilikattır ($Li_2Si_2O_5$). Anterior bölgelerde beklenen estetik ve fonksiyon özelliklerini karşılayabilmesine rağmen posterior bölgelere gidildikçe materyal dayanıklılığı yetersiz kalmaktadır. Bu nedenden dolayı Vita Enamic polimer ağ yapısına cam infiltrasyonu ile elde edilmiş bir çift ağ yapısında bulunan hibrit seramik bir malzeme olarak piyasaya sürülmüştür (132, 133). Üretici firma tarafından inorganik seramik kısmın yüzdesi ağırlıkça %86 ve organik polimer bölümünün ağırlıkça %14 olduğu belirtilmektedir. Üreticilere göre seramik ağ yapısı stabilite sağlarken polimer ağ yapısı esneklikten sorumludur (134). Malzemenin çiğneme kuvvetlerini absorbe ettiği ve çatlak oluşumunu

engellediği iddia edilmektedir (135). Bu materyalin ince yapıda yeterli dayanıklılığa sahip olduğu ve genç hastalarda (136), amelogenezis imperfektalı hastalarda (137), bruksizm ya da dental erezyona sahip hastalarda (138) kullanılabileceği belirtilmektedir.

Diş hekimliğinde metal içermeyen tedavi seçeneklerine olan talep artmakta olduğundan, seramiklere alternatif olarak bazı polimerler de piyasaya sürülmüştür (139).

Seramiklerin aksine, polimerlerin en büyük avantajı, fonksiyonel gerilimlerin deformasyon ile daha iyi emilmesini sağlayan düşük elastisite modülleridir. Diğer bir avantajları da, aşındırıcılığının az olması sebebiyle karşıt mine dokusunu korumasıdır (140-142).

Yüksek performanslı polimerler ailesinden olan PEEK, tıp alanında geniş çapta kabul görmüştür. Son zamanlarda da protetik diş tedavisi alanında dikkat çekmiş ve sabit protezler için potansiyel bir materyal olduğu öne sürülmüştür (37, 143).

PEEK; sabit restorasyonların (144), dental implantların, bireysel abutmentlerin, çıkarılabilir protezlerin ve parçalarının (145) ve hatta maksiler obturator protezlerin (146) üretiminde kullanılmaktadır.

PEEK'in mekanik özellikleri dentin ve mine'ye benzerdir. Bu açıdan metal alaşımları ve seramik restorasyonlara karşı üstünlüğe sahiptir. Bilgisayar destekli üretim cihazlarında kazınarak elde edilen PEEK protezlerin kırılmaya karşı direnci 2354N'dur. Lityum disilikat seramikten (950N), alüminyum oksit seramikten (851N) veya zirkonyadan (981-1331N) daha yüksek dirence sahiptir (147).

Stawarczyk ve ark. yayınlarında 3 üye PEEK protezinin kırılma dayanımının 1383 N olduğunu belirtmişlerdir (143).

Materyal seçiminin yanı sıra uygulanan ölçü tekniği de üretilecek protetik restorasyonun diş dokusu ile uyumlu olmasını etkilemektedir. Doğru endikasyonlar ile beraber dokuların durumunu net bir şekilde kayıt etmekte başarılı bir tedavinin

olmazsa olmazdır(148). Dokuların doğru kayıt edilmesi ve ölçünün netliği model doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir (149).

Gelişen teknoloji ile birlikte geleneksel ölçü yönteminin yanında dijital ölçü yöntemleri de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır, ancak günümüzde hangi ölçü yönteminin daha net bitim sınırı kaydı belirlediği konusunda düşünce birliğine varılamamıştır (115).

Protetik tedavilerde restorasyonların internal ve marjinal aralık değerlerinin diş ile uyumlu olması gerekmektedir (170). Marjinal alandaki uyumsuzluklar plak tutulumuna, periodontal problemlere, yapıştırıcı simanın çözünmesine ve çürük oluşumu gibi olumsuzluklara neden olmaktadır (99). Bununla birlikte internal aralıkta oluşan uyumsuzluklar da restorasyonun kırılmaya karşı direncini azaltabilmektedir (150).

Marjinal açıklık, mutlak marjinal açıklık, vertikal marjinal açıklık, horizontal marjinal açıklık, taşkın kenar, yetersiz kenar terimleri Holmes ve ark. tarafından tanımlanmıştır (156). Bu tanımlamadan sonra internal ve marjinal açıklık değerleri birçok araştırmaya konu olmuştur.

Suarez ve ark., McLean ve ark. (151,152) klinik olarak kabul edilebilir Marjinal açıklık değerlerinin 50-120 µm arasında olması gerektiğini; Bjorn ve ark. ise en fazla 200 µm olması gerektiğini belirtmişlerdir (153).

Çalışmamıza benzer şekilde birçok araştırmacı internal ve marjinal aralık değerlerini tespit edebilmek amacıyla silikon replika tekniğini kullanmışlardır (154-156). Silikon replika tekniği uygulanması ve değerlendirilmesi kolay olan, ekonomik bir tekniktir. Hızlı bir şekilde uygulanabilmekte ve güvenilir sonuçlar vermektedir.

Marjinal uyum değerlendirilmesinin yapıldığı çalışmalarda kaç noktadan ölçüm yapılması gerektiği ile ilgili görüş birliğine varılamamıştır (154,157).

Çalışmamızda elde edilen silikon replika kesitlerinden toplam 15 farklı noktadan (3 okluzal, 8 aksiyel, 4 marjinal) ölçüm yapıp elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda marjinal ve internal uyum değerleri silikon replika tekniği kullanılarak restorasyon ya da preparasyon yüzeyine zarar vermeden elde edilmiştir. Simantasyon prosedürünü taklit edecek şekilde silikon öncelikle restorasyon iç yüzeyine uygulanmış ve tek uygulayıcı tarafından parmak basıncı ile prepare diş yüzeyine oturtulmuştur. Weaver ve ark. parmak basıncı ile standardize bir basınç uygulanamamasına rağmen bu durumun silikon kalınlığında anlamlı bir değişiklik oluşturmayacağını belirtmişlerdir (158). Bu tekniğin limitasyonu her bir örnek için belirlediğimiz 15 noktadan yapılan ölçümlerin kuronun toplam uyum değerlerini kesin olarak gösteremeyebileceğidir.

Silikon replika tekniği ile marjinal ve internal aralık değerlendirmesi yapabilmek için; stereomikroskoptan elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılıp analiz programları ile incelenmiştir. (151).

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde bir ölçü yönteminin bir diğer ölçü yöntemine üstünlüğü ortaya çıkmamıştır. Bu nedenle hipotezimizin birinci kısmı reddedilmiştir. İnternal ve marjinal ortalama aralık değerleri incelendiğinde ölçünün tarandığı dijital yöntem ile elde edilen kuronların marjinal ortalamaları dışındaki tüm gruplarda PEEK grubunun Döküm grubuyla birlikte en yüksek internal ve marjinal aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bu sonuçlara dayanarak ta hipotezimizin ikinci kısmı kısmen kabul edilmiştir.

Abdullah ve ark. (159) çalışmalarında Cad/Cam sistemi kullanılarak elde edilen geçici kuronlar ile hasta başında direkt olarak elde edilen geçici kuronların marjinal ve internal uyumlarını, kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini değerlendirmişlerdir. Üst birinci premolar fantom diş shoulder basamak dizaynında prepare edilmiş, polivinil siloksan ölçü maddesi ile ölçüsü alınmış ve elde edilen ölçüden poliüretan model elde edilmiştir. Elde edilen model CEREC InEos sistemi ile sprej kullanılarak dijital olarak taranmıştır. Tarama verileri kullanılarak CEREC 3D v3.60 yazılımı ile tasarım işlemleri gerçekleştirilmiştir. Akrilat polimer materyali Vita Cad-Temp®, PEEK, Telio Cad-Temp disklerinden her gruptan on adet örnek elde edilecek şekilde kuronların kazıma işlemi yapılmıştır. Dördüncü grupta ise ana model üzerinde Protemp™4 malzemesi kullanılarak geleneksel yöntem ile on adet geçici

kuron elde edilmiştir. Marjinal ve internal aralık değerlendirmeleri için silikon replika tekniği kullanılmış ve mikroskop aracılığıyla X10 büyütme altında silikon örnekler hem bukkolingual yönde hem de meziodistal yönde rastgele belirlenen dokuz nokta üzerinden ölçümler yapılarak değerlendirilmiştir. Ölçümler incelendiğinde ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla Vita Cad-Temp® grubunda 60.61 µm, PEEK grubunda 46.75 µm, TelioCad-Temp grubunda 56.10 µm ve Protemp™ grubunda 193.07 µm olarak; ortalama internal aralık değerleri sırasıyla Vita Cad-Temp® grubunda 124.94 µm, PEEK grubunda 113.14 µm, TelioCad-Temp grubunda 110.95 µm ve Protemp™ grubunda 143.48 µm olarak bulunmuştur. Kırılma dayanımları karşılaştırıldığında ise en yüksek değeri PEEK grubu göstermiştir. Araştırmacılar elde ettikleri sonuçlara dayanarak Cad/Cam sistemi ile elde edilen geçici kuronların internal ve marjinal aralık değerlerinin, direkt yöntemle elde edilen geçici kuronlardan daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Bae ve ark. (160) kanin ve molar diş üzerine tasarlanan PEEK ve zirkonya kuronların, üç boyutlu analiz yöntemiyle internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Prepare edilen kanin ve molar diş üzerinden beşer tane dual viskoziteli ölçü maddesiyle ölçü alınmış ve Tip 4 sert alçı ile model elde edilmiştir. Bu alçı modellerin Identica laboratuvar tarayıcısı ile dijital ölçüleri elde edilmiş ve altyapı tasarımları 3shape Cad programında tamamlanmıştır. Tasarım işlemlerinden sonra elde edilen veriler Cam sistemine aktarılarak PEEK ve Zirkonya bloklardan kazıma işlemi ile kuronlar elde edilmiştir. Üç boyutlu analiz yapılabilmesi için elde edilen kuronların iç yüzeyi ve ana modeller Smart Scan R5 optik tarayıcısı ile taranmıştır. Tarama sonucunda bilgisayar programı aracılığıyla süperimpozisyon tekniği kullanılarak görüntüler çakıştırılmış ve renk farklılıkları haritası oluşturulmuştur. Sonuçlar incelendiğinde kanin ya da molar diş ayrımı yapılmaksızın zirkonya kuronların aralık değerleri PEEK kuronlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Özellikle kanin dişte olmak üzere kuron materyaline bakılmaksızın keskin kenar ve köşelerde daha fazla aralık olduğu buna karşılık marjinal bölgelerde daha az aralık değerleri görüldüğü bildirilmiştir. PEEK grubunun ortalama marjinal uyum değerleri kanin diş için 62.04 µm ve molar diş için 51.64 µm; internal

uyum değerleri de sırasıyla 38.62 μm ve 36.12 μm olarak bulunmuştur. Zirkonya grubunun ortalama marjinal uyum değerleri kanin diř için 69.62 μm ve molar diř için 55.7 μm ; internal uyum değerleri de sırasıyla 41.6 μm ve 40.36 μm olarak tespit edilmiştir. Araştırıcılar molar dişteki marjinal ve internal aralık değerlerinin daha dūřuk olmasını, Cam cihazının frez boyutu ile ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir.

Plastiklerin en ūst sınıfındaki yūksek performanslı polimerlerden olan PEEK, PMMA'a gūre daha iyi mekanik ūzelliklere, kimyasal stabiliteye sahiptir ve yūksek sıcaklıklara dayanıklıdır. Ancak daha az ūretilmekte ve daha pahalıya māl olmaktadır.

Yao ve ark. Cad/Cam sistemiyle ūretilen polimerler olan PMMA ve akrilat polimerlerinin marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında ortalama 150–160 μm aralık bulunduğunu tespit etmişlerdir (161).

Penate ve ark. TelioCad-PMMA blokların marjinal aralık değerlerini inceledikleri çalışmalarında ortalama marjinal aralık değerinin 87.9 μm olduğunu belirtmişlerdir (162).

Syrek ve ark. (163) alıřmalarında dijital (Lava C.O.S.) ūlu sistemi ve polivinil siloksan ūlu maddesi (Express™2) kullanılarak elde edilen ūlülerin doęruluęunu Lava™ Zirkonya kuronlar ūzerinde karřılařtırmıřlar ve marjinal aralık deęerleri ortalamasını sırasıyla 49 μm ve 71 μm olarak belirlemiřlerdir. İstatistiksel olarak yaptıkları deęerlendirme sonucunda ise dijital ūlu yūntemi ile elde edilen Lava™ kuronların marjinal aralık deęerleri ortalamasının anlamlı derecede az olduęu sonucuna ulařmıřlardır.

Ueda ve ark. (101) alıřmalarında Co-Cr alařımı ve zirkonya materyalleri kullanarak dijital ve geleneksel ūlu yūnteminin internal ve marjinal aralıęa etkisini karřılařtırmıřlardır. Direkt dijital ūlu yūntemi ile elde edilen Co-Cr kuronların marjinal aralık deęerleri ortalamasının 32.05 μm , alçı modelin tarandıęı dijital ūlu yūntemi ile elde edilen grup için marjinal aralık deęerleri ortalamasının 81.10 μm olduęunu belirtmiřlerdir.

Ender ve Mehl (164) de dijital ve geleneksel ölçü yöntemini karşılaştırdıkları çalışmada vinilsiloksan eter ölçü maddesi kullanılarak elde edilen ölçülerin, CEREC AC sistemi kullanılarak elde edilen ölçülere göre daha hassas ve güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.

Anadioti ve ark. (165) dijital ve geleneksel ölçü yöntemleri ile elde ettikleri modellerden; iki farklı üretim tekniği ile üretilen IPS E-Max kuronların marjinal uyumunu değerlendirmişlerdir. Dijital ölçüler için Lava™ C.O.S. sistemini, geleneksel ölçüler için de polivinil siloksan ölçü maddesini kullanmışlardır. IPS E-Max Cad ve IPS E-Max Press ile iki alt grup oluşturularak toplamda 60 örnek incelenmiştir. Elde edilen kuronların marjinal aralık değerlendirmeleri hem üç boyutlu olarak 3D lazer koordinat ölçüm cihazıyla hem de mikroskop altında iki boyutlu olarak yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde tüm örneklerin marjinal aralık değerlerinin 90 µm'dan daha az olduğu görülmüştür. Gruplar karşılaştırıldığında geleneksel yöntemle elde edilen preslenebilir kuronların marjinal aralık değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı oranda düşük olduğu görülmüştür. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. İki boyutlu yapılan ölçümlerle de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Araştırmacılar bu sonucun, Cad/Cam sisteminin tarama aşamasında yüzey düzensizliklerini yumuşatmasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Quante ve ark. iki farklı metal alaşımından lazer melting teknolojisi kullanılarak elde ettikleri restorasyonların marjinal uyumlarını ve okluzal bölgedeki iç uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirmişlerdir. Marjinal aralık değerlerinin 67–99 µm, okluzal aralık değerlerinin de 252–392 µm arasında olduğunu belirtmişlerdir (166).

Huang ve ark. (167) yaptıkları in vitro çalışmada SLM ile elde edilen Co-Cr kuronların ortalama okluzal aralık değerini 309.8 µm olarak bildirmişlerdir.

Çetinkaya (168) kıymetsiz metal alaşımından 3 farklı sistemle üretilmiş metal alt yapıların kenar uyumlarını karşılaştırmıştır. Seçici lazer sinterleme yoluyla elde edilen metal alt yapılarda 48.63 - 54.90 µm, geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen metal alt yapılarda 75.56 - 85.21 µm ve Cad/Cam sisteminde kazıma yoluyla elde edilen dökülebilir plastik alt yapıların geleneksel sistemle dökülmesiyle elde

edilen metal alt yapılarda ise 66.04 - 73.23 μm değerleri arasında kenar açıklığı bulunduğunu tespit etmişlerdir.

Svanborg ve ark. (102) dijital ve geleneksel ölçü yöntemleri ile elde ettikleri üç üye köprü protezlerinin mutlak marjinal ve internal aralık değerlerini değerlendirmişlerdir. 10 ölçü iTero sistemi ile, 10 ölçü de geleneksel yöntemle polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilmiştir. Geleneksel ölçü yöntemi ile elde edilen sonuçların ortalama marjinal aralık değerini 147 μm , dijital ölçü yöntemi ile elde edilen sonuçların ortalama marjinal aralık değerini 142 μm ; internal aralık değerlerinin de sırasıyla 117 μm ve 93 μm olduğunu tespit etmişlerdir (183).

Nakamura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada CEREC 3 kuronların internal aralık değerleri 116 - 162 μm arasında, marjinal aralık değerleri ise 53 - 108 μm arasında bulunmuştur (170).

Çalışmamızda direkt dijital teknikle üretimi yapılan PEEK grubunun marjinal aralık değeri ve ortalama internal aralık değeri Abdullah ve ark. çalışmalarına benzer olarak bulunmuştur. Alçı model dijital tarama tekniği kullanılarak üretimi yapılan PEEK grubunun ortalama marjinal aralık değeri ve ortalama internal aralık değeri Bae ve ark. çalışmalarındaki sonuçlardan daha fazla bulunmuştur.

Literatürde PEEK materyalinin internal ve marjinal aralık değerlerini inceleyen çok fazla çalışma bulunmamasından dolayı araştırmacılar bu alanda PMMA ile yapılan çalışmalara atıfta bulunmuşlardır. Yao ve ark. (161) PMMA ve akrilat polimerlerinin marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında ortalama 150–160 μm marjinal aralık bulunduğunu tespit etmişlerdir. Penate ve ark. 'da (162) çalışmalarında Telio CAD PMMA blokların ortalama marjinal aralık değerinin 87.9 μm olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda PEEK grubundaki en düşük ortalama marjinal aralık değeri direkt dijital ölçü tekniğinde 75,40 μm , en yüksek ortalama marjinal aralık değeri de alçı model dijital tarama tekniğinde 105,70 μm olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar literatürdeki hem PEEK materyali hem de PMMA ile yapılan çalışmaların sonuçlarına benzer bulunmuştur ve klinik olarak kabul edilebilir aralıktadır.

Çalışmamızda Ueda ve ark. (101) ile Quante ve ark.'nın (186) çalışmalarına benzer şekilde alçı model dijital tarama tekniği ile elde edilen Lazer sinter grubuna ait marjinal aralık değerleri ortalaması 67,40 µm olarak bulunmuştur. Aynı zamanda bu sonuçlar Çetinkaya'nın (168) DMLS ve geleneksel döküm yöntemiyle ürettiği kuronların marjinal aralık değerlerine benzerdir.

Syrek ve ark. (163) çalışmalarında direkt dijital ölçü tekniği ve geleneksel ölçü tekniği ile üretilen zirkonya kuronların marjinal aralık değerlerini incelemişler ve direkt dijital ölçü tekniği ile elde edilen kuronların marjinal aralık değerleri ortalamasının anlamlı derecede az olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu sonuçlar çalışmamızla paralel bulunmuştur.

Anadioti ve ark. (185) çalışmalarında direkt dijital ve geleneksel ölçü yöntemlerinin E-Max Cad ve E-Max Press kuronlara etkisini incelemişlerdir. En iyi sonucu geleneksel yöntemle elde edilen preslenebilir kuronların verdiğini belirtmişler ve diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda da Hibrit grubunun dışındaki gruplarda farklı ölçü tekniklerinin ortalama marjinal ve ortalama internal aralık değerleri üzerinde anlamlı fark oluşturacak kadar etkilerinin olmadığı görülmüştür.

Goujat ve ark. (171) çalışmalarında Cad/Cam sistemiyle IPS E-Max Cad, Vita Enamic, Lava Ultimate bloklar'dan elde ettikleri inlay restorasyonların ortalama internal uyum değerlerini incelediklerinde sırasıyla 151 µm, 165 µm, 186 µm olduğunu belirtmişlerdir.

Kaleli ve ark. (172) çalışmalarında döküm, milling, DMLS ve Laser Cusing® yöntemleri ile üretilen metal-seramik restorasyonların internal uyumları arasında farklılık olup olmadığını araştırmışlardır. Stereomikroskop altında X45 büyütmede her bir dayanak dişte mezial, okluzal ve distal bölgelerde rastgele seçilen noktalar üzerinde 30 adet ölçüm yapılarak internal aralık değerleri kaydedilmiştir. Çalışmanın sonucunda en düşük internal aralık değerleri Laser Cusing® yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlenmiş ve diğer yöntemlerle arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En yüksek ortalama internal aralık değeri döküm grubunda 87.94 µm olarak elde edilmiştir. En düşük internal aralık değeri 54.01 µm ile Laser

Cusing® grubunda elde edilmiştir. DMLS grubunun ortalama internal aralık değeri de 62.09 µm olarak bulunmuştur. Yazar Laser Cusing® ile DMLS grubunun arasındaki farkın anlamlı olmasını; yöntemler arasında ergime döngüsünde, kullanılan lazer çeşitlerinde ve lazer tarama stratejilerinde görülen farklılıklardan kaynaklandığını düşünmektedir.

Kugel ve ark. (173) Cad/Cam ve laboratuvarında pres tekniği ile elde edilen tam seramik kuronların internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Typodont modelde birinci premolar diş shoulder tarzda prepare edilmiş ve 45 adet Tip 4 sert alçı dublikatı elde edilmiştir. Dublikatlar 15'erli üç gruba ayrılmış ve birinci grup E4D Dentist System™ ile ölçüleri elde edilerek Cad/Cam sisteminde, ikinci ve üçüncü gruplar ise iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak polivinil siloksan ile ölçüleri alınmış ve lityum disilikat kuronların üretimi için iki farklı laboratuvara gönderilerek kuron üretimleri yapılmıştır. Elde edilen kuronlar simante edildikten sonra bukkolingual olarak kesilmiş ve X10 büyütmede dijital mikroskopta incelenmiştir. Sonuçlar 1.grup için bukkal-marjinal 44.88 µm, bukkal-midaksiyal 120.45 µm, bukkal-tüberkül tepesi 95.47 µm, okluzal 161.05 µm, lingual-marjinal 39.07 µm, lingual-midaksiyal 154.6 µm, lingual tüberkül tepesi 95 µm olarak bulunmuştur. 2.grup için bukkal-marjinal 33.46 µm, bukkal-midaksiyal 183.95 µm, bukkal-tüberkül tepesi 178.15 µm, okluzal 215.71 µm, lingual-marjinal 36.09 µm, lingual-midaksiyal 178.89 µm, lingual tüberkül tepesi 167.99 µm olarak bulunmuştur. 3.grup için bukkal-marjinal 45.22 µm, bukkal-midaksiyal 150.51 µm, bukkal-tüberkül tepesi 249.42 µm, okluzal 221.89 µm, lingual-marjinal 62.02 µm, lingual-midaksiyal 117.51 µm, lingual tüberkül tepesi 238.97 µm olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre tüm gruplardaki bukkal ve lingual marjinal bölgelerde bir fark bulunmazken diğer noktalarda fark tespit edilmiştir.

Önoral Ö. (169) çalışmasında tekrarlanan fırınlamaların farklı teknikler ile üretilen metal destekli seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmada Döküm, Selektif Lazer Sinterleme, Pre-sinterize Metal Frezeleme, Post-sinterize Metal Frezeleme olarak 4 grup oluşturulmuş ve her grup için örnek sayısı 15 olarak belirlenmiştir. Uyum değerlerinin belirlenebilmesi

için silikon replika tekniği ve stereomikroskop kullanılmıştır. Silikon replikalar bistüri yardımıyla mesiodistal yönde ve bukkopalatinal yönde eşit parçalara ayrılmışlardır. Her örnek için toplamda 22 ölçüm noktası belirlenmiştir. Silikon kesitlerden stereomikroskop aracılığıyla X80 büyütmede dijital görüntüler elde edilmiş ve ölçümleri yapılmıştır. Premolar diş için döküm örneklerin aralık değerleri sırasıyla marjinal bölgede 99.17 μm , aksiyel bölgede 101.26 μm , aksiyo-okluzal bölgede 107.99 μm , okluzal bölgede 118.7 μm olarak; Selektif Lazer Sinterleme grubu örnekleri için aralık değerleri sırasıyla marjinal bölgede 79.2 μm , aksiyel bölgede 78.15 μm , aksiyo-okluzal bölgede 82.93 μm , okluzal bölgede 136.66 μm olarak bulunmuştur. Molar diş için döküm örneklerin aralık değerleri sırasıyla marjinal bölgede 104.95 μm , aksiyel bölgede 103.73 μm , aksiyo-okluzal bölgede 112.56 μm , okluzal bölgede 120.86 μm ; Selektif Lazer Sinterleme örnekleri için aralık değerleri sırasıyla marjinal bölgede 81.56 μm , aksiyel bölgede 82.74 μm , aksiyo-okluzal bölgede 85.45 μm , okluzal bölgede 150.06 μm olarak bulunmuştur. Çalışma sonuçlarına göre, premolar ve molar abutmentler arasındaki ortalama aralık değerleri bütün bölgeler için anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Premolar dişteki internal ve marjinal aralık değerlerinin daha iyi olduğu görülmüştür.

Almeida e Silva ve ark. (21) çalışmalarında geleneksel ve dijital ölçü yöntemleriyle elde edilen dört üye zirkonya altyapısının internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Üst çene typodont modelde üst birinci premolar ve üst ikinci molar dişleri chamfer basamak dizaynında hazırlanmıştır. Modelden ölçü alınmış ve alçı model elde edilmiştir. Alçı model Everest dijital tarayıcı ile taranarak bilgiler KaVo üretim merkezine gönderilmiş ve titanyum ana model üretilmiştir. Bu model üzerinden polieter ölçü maddesiyle 12 ölçü alınmış ve bu ölçülerden alçı modeller elde edildikten sonra Lava™Scan ST model tarayıcıda taranmıştır. Ağız içi tarayıcı grubu içinde ana modele titanyum dioksit tozu uygulanarak 12 ölçü alınmıştır. Her iki grup içinde Lava™CNC 500 kazıma cihazında yarı sinterize zirkonya bloklardan kazıma işlemi yapılarak altyapılar üretilmiştir. Sinterizasyon işlemi de yapılarak örnekler hazır hale getirilmiştir. Silikon replika tekniği kullanılarak her bir örnek için iki silikon replika elde edilmiştir. Birinci silikon bukkopalatinal yönde,

ikinci silikon meziodistal yönde bistüri ile iki parçaya ayrılarak X50 büyütmede mikroskopta incelenmiştir. Alçı modelin tarandığı dijital ölçü ve direkt dijital ölçü yöntemiyle elde edilen grupların ortalama internal ve marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında; alçı modelin tarandığı dijital ölçü grubunda ortalama marjinal aralık değerleri 65.33 µm, direkt dijital ölçü grubunda 63.96 µm olarak bulunmuş ve aralarında anlamlı bir fark tespit edilememiştir. İnternal aralık değerleri karşılaştırıldığında ise sırasıyla 65.94 µm ve 58.46 µm olduğu görülmüş ve aralarındaki farkın anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Direkt dijital ölçü grubu premolar dişin mezial bölgesi ve molar dişin distal ve palatinal bölgelerinde marjinal ve internal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir. Araştırmacılar alçı modelin tarandığı dijital ölçü tekniğinde direkt dijital ölçü tekniğine göre daha büyük internal aralık göstermelerinin nedeninin polieter ölçü maddesiyle ölçü alınarak alçı model üretilmesi esnasında oluşabilecek problemlerden kaynaklanabileceğini düşündüklerini belirtmişlerdir.

Laurent ve ark. (105) çalışmalarında farklı silikon materyali ve yapıştırıcı simanların diş ile kuron arasındaki boşluk miktarını etkileyip etkilemediğini araştırmışlardır. Araştırmacılar 30 adet çekilmiş premolar ve molar diş prepare ederek her biri için Ni-Cr-Mo alaşımından döküm tekniği ile metal altyapı üretimi gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen altyapıların silikon replika tekniği ile internal ve marjinal uyum değerlendirilmesi yapılmıştır. Silikon replikaların elde edilmesi amacıyla örnekler 15'erli iki gruba ayrılmış ve iki farklı silikon (S4i Bisico, President Coltene) ölçü maddesi kullanılarak replikalar elde edilmiştir. Her bir silikon replikayı sekiz parçaya ayırmışlar ve mikroskopta X59.5 büyütme altında değerlendirmişlerdir. Ölçüm bölgeleri olarak marjinal bölge, aksiyel bölge ve okluzal bölgeler belirlenmiştir. Toplamda her bir replikadan simantasyon öncesinde toplam 48 ölçüm yapılmıştır. Sonrasında örnekler 10'arlı üç gruba ayrılmışlar ve birinci grup çinko fosfat siman, ikinci grup S4i Bisico, üçüncü grupta PresidentColtene ile dişlere simante edilmişlerdir. Her bir diş epoksi rezine gömülmüş ve su soğutması altında elmas testere ile bukkolingual yönde dört kesit elde edilmiştir. Bu kesitlerden de marjinal, aksiyel ve okluzal noktalardan olacak şekilde her bir diş için simantasyon

sonrasında 36 noktadan ölçüm yapılmıştır. Simantasyon öncesi yapılan ölçümler simantasyon sonrası yapılan ölçümlerle birlikte kendi aralarında, simantasyon işleminde kullanılan çinko fosfat siman ve silikonlar da kendi aralarında değerlendirilerek karşılaştırılmışlardır. PresidentColtene silikon marjinal bölge ölçümleri karşılaştırıldığında diğer gruplara göre anlamlı derecede daha düşük aralık değerleri göstermiştir (66.4 µm çinko fosfat siman, 80.3 µm S4i Bisico silikon ve 38.9µm PresidentColtene silikon). Aksiyel duvar ölçümlerinde gruplar arası anlamlı bir fark bulunamamıştır (71.2µm çinko fosfat siman, 83.9 µm S4i Bisico silikon ve 76.6 µm PresidentColtene silikon).Okluzal aralık ölçümlerinde de gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır. (121 µm çinko fosfat siman, 127.5 µm S4i Bisico silikon ve 140.3 µm PresidentColtene silikon) Tüm gruplar değerlendirildiğinde sadece servikal bölge ölçümlerinde PresidentColtene silikon ile çinko fosfat grubu arasında anlamlı fark bulunduğu diğer gruplarda anlamlı fark görülmediği sonucuna varılmıştır.

Halıcı ve ark. (174) yaptıkları çalışmada simantasyon sonrası aralık değerlerinin arttığını vurgularken, Laurent ve ark. simantasyon öncesi ve sonrası aralık değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir.

Kokubo ve ark. (92) çalışmalarında silikon replika tekniği ile Procera AllCeram kuronların internal ve marjinal uyum açısından anterior, premolar ve molar dişlerde ve aynı zamanda bir dişin farklı yüzeylerinde farklılıklar olup olmadığını değerlendirmişlerdir. Çalışmada 53 hastada 90 tane (28 anterior, 43 premolar, 19 molar) Procera AllCeram kuron chamfer basamak dizaynında üretilmiş ve silikon replika tekniği ile internal ve marjinal uyum değerlendirilmesi yapılmıştır. Silikon replikalar meziodistal ve bukkolingual yönde eşit parçalara ayrılarak X10 büyütmede mikroskop altında fotoğraflanarak bilgisayar ortamında ölçümler yapılmış ve değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre diş grupları arasında farklılık anlamlı bulunmazken; aynı grup içerisinde lokalizasyonlara göre uyum değerleri karşılaştırıldığında fark anlamlı bulunmuştur. Çalışmada anterior, premolar ve molar dişlerdeki ortalama marjinal aralık değerleri sırasıyla 36 µm, 32 µm ve 35 µm olarak bulunmuştur. Anterior, premolar ve molar dişlerdeki maksimum marjinal aralık

değerleri sırasıyla 216 µm, 153 µm ve 139 µm olarak bulunmuştur. Literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında bu çalışmada en yüksek aralık değerleri okluzal yüzeylerde değil kavosurface açısı bölgesinden yapılan ölçümlerde bulunmuştur. Araştırmacılar bu durumu Procera tarayıcının probunun (2,5mm) chamfer basamağın en derin noktasına yeteri kadar ulaşamadığından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda farklı ölçü tekniklerinin lokalize internal aralık değerlerine olan etkisi Hibrit ve Lazer grubu dışındaki gruplarda anlamsız bulunmuştur. Hibrit grubunda ölçünün dijital tarandığı teknik ile elde edilen restorasyonların internal aralık değerlerinin bukkal ve lingual internal bölgeler dışındaki bölgelerde daha yüksek olduğu görülmüştür. Tüm materyal grupları incelendiğinde PEEK grubu dışındaki gruplarda bukkal internal ve lingual internal aralık değerlerinin mezial internal ve distal internal aralık değerlerinden daha fazla olduğu görülmüştür. Buna karşın PEEK grubunun mezial internal ve distal internal bölgelerde en yüksek internal aralık değeri gösterdiği görülmüştür. Elde edilen bu sonuca göre bukkal internal ve lingual internal aralık değerlerinin daha fazla bulunmasını; ekvator hattı kurvatürünün kazandırdığı geometriden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda lazer sinter grubunun lokalize internal aralık değerlerinin döküm grubundan daha az olduğu, bu sonucun da Kaleli ve ark. çalışmalarıyla benzerlik gösterdiği görülmüştür.

Çalışmamızda indirekt dijital ölçü tekniklerinin birden fazla aşama gerektirdiğini ve bu aşamaların nihai üretilecek restorasyonun internal uyumunu etkileyebileceğini gördük. Bu bağlamda; ölçü alınması sırasında hangi ölçü maddesi kullanıldığı, ölçünün dijital taramadan önce hangi şartlarda nasıl ve ne süre ile bekletildiği, alçı döküm işlemleri gibi birçok etkenin deney sonuçlarını etkileyebileceği düşüncesindeyiz.

Literatürdeki çalışmalarda okluzal aralık değerlerinin genel olarak en yüksek internal aralık değerleri olduğunu belirten çalışmaların aksine KOKUBO ve ark. (92) en yüksek internal aralık değerinin kavosurface açısı bölgesinde olduğunu

belirtmiştir. Bunun sebebi olarak da tarayıcı probun chamfer basamağın en derin noktasına ulaşamamasından kaynaklandığını düşündüklerini belirtmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler doğrultusunda da dijital tarama işleminde titanyumdioksit sprey kullanılmamasına bağlı oluşabilecek yansımalar ve özellikle ölçünün tarandığı teknikte tarayıcı ışınlarının detaylara ulaşabilmesini engelleyici faktörler olabileceği ve buna bağlı olarak da ölçünün netliğinde kayıplar yaşanabileceği düşünülmektedir. Taranacak yüzeylere titanyumdioksit tozunun homojen bir şekilde uygulanamama riskinin bulunması ve bu uygulamanın kullanıcıdan kullanıcıya farklılık gösterebileceği düşüncesiyle çalışmamızda kullanımı tercih edilmemiştir.

Azarbal ve ark. (175) marjinal aralık ölçümü amacıyla Cad/Cam sistemiyle üretilen IPS E-Max Cad ve Vita Enamic kuronları üzerinde çalışmışlardır. 15 lityum disilikat, 15 hibrit seramik ile toplamda 30 örnek hazırlanmıştır. Ölçü işlemi CEREC AC Bluecam ile, üretim işlemleri ise CEREC inlab 3 kazıyıcı ile yapılmıştır. Elde edilen kuronlar ana model üzerinde iken doğrudan X14 büyütmede mikroskopta incelenmiştir. Her bir örnek bukkal, lingual, mezial ve distalde olacak şekilde her bir yüzeyden 15 ölçüm, toplamda her kuron için 60 ölçüm yapılmıştır. Daha sonra IPS E-Max Cad örnekler kristalizasyon işlemine tabi tutulmuş ve ölçümler tekrarlanarak kristalizasyon öncesi ve sonrası IPS E-Max Cad grupları ve Hibrit seramik grubu olarak üç ölçüm grubu oluşturulmuştur. Kristalizasyon öncesi lityum disilikat grubunun ortalama marjinal aralık değeri 70.07 μm , hibrit seramik grubunun ortalama marjinal aralık değeri 47.91 μm olarak bulunmuş ve gruplar arası anlamlı fark tespit edilmiştir. Lityum disilikat örneklerin kristalizasyon sonrası ortalama marjinal aralık değerinin 132.25 μm olduğu görülmüştür. Sonuçlar değerlendirildiğinde kristalizasyon sonrası lityum disilikat örnekler en fazla marjinal aralık değeri göstermişlerdir. Hibrit seramik ve kristalizasyonu yapılmamış E-Max kuronlar arasında sadece lingual yüzeylerde anlamlı fark tespit edilmiştir. Bununla birlikte mezial yüzeyler de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Vita Enamic ve kristalize E-Max örnekler karşılaştırıldığında tüm yüzeylerde kristalize E-Max örneklerin marjinal aralık değerleri yüksek bulunmuştur. Bu durumun nedeni olarak

da kristalizasyon işleminde lityum disilikatta meydana gelen büzülme olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar E-Max kuronların arasındaki internal aralık farkının kazıma işlemi sırasında frezde oluşan yıpranmaya bağlı gerçekleştiğini ve kullandıkları sistemde 8 örnekten sonra kazıyıcı frezin yenilenmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Hibrit seramik örneklerin marjinal aralık değerlerinin daha az olmasını; hibrit seramiklerin yapılarının lityum disilikata göre daha yumuşak olmasına ve böylece frezlerde daha az aşınmaya neden olmasına bağlamışlardır.

Lalande ve ark. (176) çalışmalarında geleneksel yöntemle kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen altın tam kuronlarla, Cad/Cam sistemi ile kazınan akrilat rezin polimer bloklardan döküm yöntemi elde edilen altın tam kuronların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Plastik alt birinci molar diş chamfer basamak tarzında prepare edilmiş ve polivinil siloksan ölçü maddesi ile 30 adet ölçüsü alınmıştır. Ölçüler epoksi day materyali ile dökülerek epoksi modeller elde edilmiştir. Bu modeller üzerinden de polivinil siloksan ölçü maddesiyle ölçüler alınarak Tip 4 sert alçı dökülmüştür. Aralarından rastgele 15 örnek seçilerek geleneksel yöntemle altın kuron üretimi yapılmıştır. İkinci gruptaki örnekler CEREC inLab ile alçı modeller dijital olarak taranmış ve CEREC MC XL kazıma cihazında akrilat rezin polimer bloklardan kazıma işlemi ile 15 polimer örnek üretimi gerçekleştirilmiştir. Bunlarla da birinci grupta aynı şekilde altın kuron üretimi yapılmıştır. Elde edilen 30 altın kuron rezin modifiye cam iyonomer simanla epoksi modellere simante edilmiştir. Daha sonra epoksi modellere simante edilen kuronlar otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülmüş ve su soğutması altında bukkolingual olarak kesilmiştir. Elde edilen kesiler X50 büyütmede mikroskopta fotoğraflanıp bilgisayar ortamında ölçümleri yapılmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğine en küçük marjinal aralık değeri Cad/Cam sistemiyle elde edilen kuronların lingual yüzeyinde olduğu, en yüksek marjinal aralık değerlerinin de yine Cad/Cam sistemiyle üretilen kuronların bukkal yüzeyinde olduğu tespit edilmiştir. Geleneksel yöntemle üretilen kuronların ortalama marjinal aralık değeri 52 µm, Cad-Cam tekniği kullanılarak üretilenlerde ise 45 µm olduğu belirtilmiştir. Genel olarak, bukkal yüzeylerdeki ortalama marjinal aralık değerinin 55µm, lingual yüzeylerdeki marjinal aralık değerinin 43 µm olduğu belirtilmiştir. Tüm

sonuçlar değerlendirildiğinde araştırcılar geleneksel yöntem ve alçı modelin dijital tarandığı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen kuronların, marjinal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Kim ve ark. (177) alışmalarında dijital ölçü yöntemiyle elde edilen ölçülerin verileri kullanarak lazer yazıcı ile üretilen rezin altyapının geleneksel yöntemle kayıp mum tekniği kullanılarak metal alt yapıya dönüşümüyle üretimi gerçekleştirilen  üyeli protezlerle; dijital ölçü yöntemiyle elde edilen ölçülerin verileri kullanarak DMLS tekniği ile üretilen üç üyeli protezler arasındaki marjinal uyum değerlerini karşılaştırmışlardır. Typodont model üzerinde maksiler birinci premolar ve birinci molar dişler chamfer tarzda prepare edilmiştir. Model üzerinden on tane silikon ölçü şahsi kaşıklar yardımıyla elde edilerek epoksi rezin modeller üretilmiştir. Epoksi modeller lazer tarayıcıyla taranıp tasarım işlemleri yapıldıktan sonra DMLS cihazında üretim işlemi yapılmıştır. Kayıp mum tekniği ile üretilecek altyapılar için rezin yazıcısı kullanılmış ve lazer tarama sonucunda tasarım işlemleri yapılarak oluşturulan STL dosyaları rezin yazıcıda kullanılmıştır. Lazer yazıcı ile üretilen rezinler dublike edildikten sonra mum enjeksiyonu yapılmıştır. Mum rnekler de geleneksel döküm işlemlerine tabi tutularak DMLS ile üretilen altyapıların benzeri elde edilmiştir. Sonrasında silikon replika tekniği kullanılmış ve bukkolingual ve meziodistal yönde eşit parçalara ayrılan silikon replikaların dijital mikroskopta X160 büyütmede mutlak marjinal aralık, marjinal aralık ve internal aralık ölçümleri yapılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde DMLS ile elde edilen örneklerin aralık değerleri kayıp mum tekniği ile elde edilen örneklerden daha çok çıkmıştır. Sırasıyla Premolar ve molar dişteki mutlak marjinal aralık değerleri kayıp mum tekniği grubunda 84.5 μm ve 83.3 μm ; DMLS grubunda ise 132.1 μm ve 128.0 μm olarak bulunmuştur. Araştırcılar retim metodlarının aralık değerleri üzerinde anlamlı fark oluşturduğunu ve kayıp mum tekniğinin DMLS den daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Lokalizasyonlara göre mezial, distal, bukkal, lingual bölgelerden yapılan ölçümler arasındaki farkın önemli olduğunu vurgulamışlardır. Bu sonuçlara göre de en düşük aralık değerlerinin lingual bölgede olduğunu belirtmişlerdir.

Dolev ve ark. (178) çalışmalarında pres ve Cad/Cam tekniği ile üretilen lityum disilikat kuronların marjinal aralık değerlerini incelemişlerdir. Typodont modelde shoulder basamak dizaynında 30 adet maksiller birinci premolar diş preparasyonu yapılmıştır. 15 tanesi CEREC Omnicam ağız içi tarayıcı ile taranarak CEREC MC XL cihazında IPS E-Max bloklardan kazıma yapılarak kuronlar elde edilmiştir. Diğer grup ise sıcak pres tekniği ile üretilmiştir. Üretilen kuronlar self adeziv rezin siman kullanılarak simantasyon yapılmış ve örnekler akrilik rezin içine gömülmüşlerdir. İzomet cihazında dört parçaya ayrılan kuronların ışık mikroskobunda X110 büyütme altında sekiz noktadan marjinal ölçümleri yapılmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde Cad/Cam tekniği ile üretilen kuronlardaki mutlak marjinal aralık değerleri meziolingual parçanın lingual ve distolingual parçanın distal lokalizasyonları haricinde daha düşük sonuçlar göstermişlerdir. Marjinal aralık değerlendirmelerine göre de distobukkal parçanın bukkali, meziobukkal parçanın mezial ve meziolingual parçanın mezial lokalizasyonlarında Cad/Cam tekniği daha düşük aralık değerleri göstermiştir. Cad/Cam tekniği ile üretilen kuronların ortalama mutlak marjinal aralık değeri 115 µm ve ortalama marjinal aralık değeri 87 µm olarak; sıcak pres tekniği ile üretilen kuronların ortalama mutlak marjinal aralık değeri 130 µm ve ortalama marjinal aralık değeri 90 µm olarak belirtilmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde Cad/Cam ve sıcak pres grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Halıcı ve ark. (174) akrilik maksiller santral ve birinci molar dişler üzerinden polivinil siloksan ölçü maddesi ile elde edilen ölçülerden 20'şerli üç grup halinde In-Ceram Alumina, IPS E-Max Press ve Lava örnekler hazırlamış, kuronların rezin siman ile simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası termal siklusa tabi tutulmasının ardından marjinal aralık değerleri bukkal, lingual, mezial, distal yönlerden taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile X200 büyütme altında incelemişlerdir. Her bir kuron için toplam 52 noktadan ölçüm yapılmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiş fakat simantasyon sonrası marjinal aralık değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Santral dişin maksimum ve ortalama marjinal aralık değerlerinin molar dişe göre daha fazla olduğu gösterilmiştir. Bunun sebebi

olarak da santral dişin servikal kurvatür çizgisinin molar dişten daha belirgin olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Lokalizasyonlar karşılaştırıldığında da bukkal ve lingual bölgedeki marjinal aralık değerlerinin mezial ve distal bölgelere göre daha fazla olduğu belirtilmiştir. Bu durumun da ekvator hattı kurvatürünün bukkal ve lingual yüzeylerde daha belirgin olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu sonuçlarla birlikte araştırmacılar fırınlama ve sinterleme işlemlerinin ve büzülme olaylarının da marjinal aralık değerlerinde farklılıklara neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Abdel-Azim ve ark. (179) geleneksel yöntemle ve iki farklı dijital sistem aracılığıyla üretilen IPS E-Max Cad kuronların maksiller santral kesici dişler üzerindeki marjinal uyum değerlerini karşılaştırmışlardır. Dijital ölçü işlemleri için Lava COS ve iTero sistemleri tercih edilmiştir. Lava COS sisteminde titanyumdioksit tozu kullanılırken, iTero sisteminde kullanılmamıştır. Geleneksel ölçüler polivinil siloksan ile elde edilmiştir. Araştırmacılar her grup için 10 örnek olmak üzere toplamda 30 örnek hazırlamışlardır. Dijital ölçü sistemleri ile elde edilen ölçüler üretim merkezlerine gönderilerek Lava COS sistemi için epoksi rezin, iTero sistemi için poliüretan model üretimi gerçekleştirilmiştir. Dijital ve geleneksel ölçüler alınarak üretilen modellerin tümü CARES CS2 laboratuvar tipi dijital tarayıcıyla tekrar taranmıştır. Elde edilen dijital veriler üzerinde tasarım işlemleri tamamlanarak her grup için 10 adet IPS E-Max Cad kuron üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen kuronların marjinal aralık ölçümleri stereomikroskop ile direkt olarak X45 büyütme altında yapılmıştır. Görüntüler mikroskop kamerasıyla fotoğraflanmış ve bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir. Ölçümler midfasial, midlingual, midmezial ve middistalden olmak üzere dört noktadan yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda, ortalama marjinal uyumsuzluk değerlerini geleneksel sistem için 112.3 µm, Lava COS için 89.8 µm ve iTero için 89.6 µm olduğu belirtilmiştir. LavaCOS ve iTero dijital ölçü sistemlerine göre geleneksel ölçü yöntemiyle elde edilen örneklerin marjinal aralık değerleri daha fazla bulunmuştur. Lava ve iTero arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lokalizasyonlar arasında marjinal aralık değerleri bakımından fark bulunamamıştır. Tüm grupların ortalama marjinal aralık değerlerinin klinik olarak

kabul edilebilir düzeyde oldukları belirtilmiştir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar şahsi kaşık ile ölçü elde edilmesinin hazır kaşıklara göre daha iyi sonuçlar verdiğini ve ölçü maddesinin kaşıktan ayrılması olasılığının geleneksel ölçü sistemlerinde dikkat edilmesi gereken bir husus olduğunu vurgulamışlardır. Başka bir etken olarak da dijital sistemlerde görüntünün elde edilmesi teknolojisindeki farklılıkların sonuçları etkileyebileceği belirtilmiştir. Bunların yanında poliüretan milling modellerin, hızlı prototip modellere göre daha fazla yüzey düzensizliği gösterebileceği belirtilmiştir. Bunun sebebi olarak da poliüretan modelin eksiltme yöntemiyle, hızlı prototip modelin ise ekleme yöntemiyle elde edilmesi gösterilmiştir.

Freire ve ark. (180) yaptıkları çalışmada geleneksel metal-seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya kuronların genel marjinal uyumlarını ve bukkal ve lingual bölgelerdeki marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında en düşük değerlerin IPS E-Max Cad'de olduğunu ve diğer gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir. Ortalama marjinal aralık değerlerinin Lava Plus için 58.05 μm , IPS E-Max Cad için 27.95 μm , UgirexC VITAVM 13 için 57,42 μm olarak; bukkal ve lingual bölgelerdeki marjinal aralık değerlerinin de sırasıyla Lava Plus için 57.96 μm ve 58.15 μm , IPS E-Max Cad için 33.59 μm ve 22.32 μm , UgirexC VITAVM 13 için 59.20 μm ve 55.64 μm olduğunu tespit etmişlerdir.

Sulainan ve ark. (157) çalışmalarında üç farklı tam seramik sisteminin(In-Ceram, Procera ve IPS Empress) farklı üretim aşamalarında marjinal uyuma olan etkisini araştırmışlardır. Sonuçlar değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır(altyapı üretimi, porselen uygulaması, glaze işlemi). Ancak materyal grupları arasındaki marjinal aralık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. En fazla marjinal aralık değeri In-Ceram grubunda (161 μm) görülürken; sırasıyla Procera (83 μm) ve IPS Empress (63 μm) de görülmüştür. Marjinal aralık değerleri lokalizasyonlarına göre karşılaştırıldığında da fark anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlara göre bukkal ve lingual marjinal aralık değerlerinin, mezial ve distal marjinal aralık değerlerinden anlamlı derecede daha geniş olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda lokalize marjinal aralık değerleri incelendiğinde en yüksek lokalize marjinal aralık değerlerinin Döküm ve PEEK grubunda; en düşük lokalize

marjinal aralık değerlerinin E-Max ve Hibrit grubunda olduğu, Lazer sinter grubunun lokalize marjinal aralık değerlerinin ise ortalama seviyelerde olduğu tespit edilmiştir.

Ölçünün dijital taranması yöntemiyle elde edilen Hibrit grubundaki marjinal aralık değerleri diğer materyal gruplarından daha azdır. Özellikle mezial marjinal ve distal marjinal aralık değerlerinin diğer gruplarla karşılaştırıldığında anlamlı farklılık sergilediği görülmüştür. Alçı model dijital tarama ve direkt dijital tarama tekniği ile elde edilen restorasyonların lokalize marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında PEEK restorasyonların mezial marjinal aralık değerlerinin diğer materyallerden anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür.

Distal marjinal ve lingual marjinal aralık değerlerinde ise Döküm restorasyonların en yüksek aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Çalışmamızdan elde edilen bu sonuçlar farklı materyal gruplarının lokalize marjinal aralık değerleri üzerine etkili olduğunu göstermektedir. Çalışmamıza benzer şekilde Kim ve ark. (177) farklı materyal gruplarının lokalize marjinal aralık değerleri üzerinde anlamlı fark oluşturduğunu belirtmişlerdir. Almeida e Silva ve ark. (21) ağız içi ölçü grubundaki lokalize marjinal aralık değerlerinin alçı modelin tarandığı yöntemine göre daha düşük sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Almeida e Silva ve ark.'nın (21) çalışmalarına benzer şekilde bizim sonuçlarımızda da E-Max grubunda lokalize marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında direkt dijital teknik ile elde edilen restorasyonların daha az, ölçünün tarandığı dijital teknik ile elde edilen restorasyonların daha fazla marjinal aralık değerleri gösterdikleri görülmüştür. Ancak diğer materyal gruplarında farklı ölçü tekniklerinin lokalize marjinal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür.

Azarbal ve ark. (175) hibrit seramik ve kristalizasyonu yapılmamış E-Max kuronlar arasında lingual ve mezial bölgelerdeki marjinal aralık değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda lokalizasyonlara göre direkt dijital ölçü tekniğiyle üretilen hibrit grubu ve kristalizasyon işlemi yapılmış olan E-Max grubunun marjinal aralık değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir. Bununla birlikte Azarbal ve ark.'nın (175) çalışmalarının

aksine çalışmamızda kristalize E-Max grubunun marjinal aralık ölçümlerinin anlamlı olmasa dahi hibrit grubundan daha küçük değerlere sahip olduğu görülmüştür.

Freire ve ark. (180) çalışmalarında materyaller arasındaki lokalize marjinal aralık değerlerinin E-Max grubunda daha az olduğunu ve diğer gruplar arasındaki farkın anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Sulainan ve ark. (157) çalışmalarında materyal gruplarının marjinal aralık değerleri arasındaki farkın anlamlı olduğuna değinmişlerdir. Bu sonuçlar farklı materyallerin aynı ölçü yöntemi kullanılarak üretilmiş olsalar bile lokalize marjinal aralık değerlerinde farklılıklar olduğunu göstermektedir.

Çalışmamıza benzer şekilde Lalande ve ark. (176) geleneksel yöntem ve alçı modelin dijital tarandığı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen altın tam kuronların marjinal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Dolev ve ark.'da (178) geleneksel yöntem ve ağız içi dijital ölçü tekniği kullanılarak elde edilen E-Max kuronların ortalama mutlak marjinal ve ortalama marjinal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Lokalize internal ve lokalize marjinal aralık değerleri, aynı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen farklı materyallerde farklı sonuçlar vermektedir.

Materyallerin üretim tekniklerinin farklılığı, üretim aşamasında fırınlama işlemleri gibi farklı işlemlere tabi tutulması, materyallerin yüzey sertliklerinin farklı oluşu gibi etkenlerin bu farklılıkların sebebi olabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırları dahilinde, şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Ölçü dijital tarama, Alçı model dijital tarama ve Direkt dijital tarama ölçü yöntemlerinin internal ve marjinal aralık değerlerine olan etkileri arasında genel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.
2. Geleneksel ölçü yöntemi ile üretilen döküm grubunun okluzal aralık değerleri ve indirekt dijital ölçü yöntemleriyle üretilen PEEK grubunun distal internal aralık değerleri dışındaki tüm grupların internal ve marjinal aralık değerleri 200 mikrometre den az ölçülerek klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda oldukları görülmüştür.
3. İnternal ve marjinal ortalama aralık değerleri incelendiğinde ölçünün tarandığı dijital yöntem ile elde edilen kuronların marjinal ortalamaları dışındaki tüm gruplarda PEEK grubunun Döküm grubuyla birlikte en yüksek internal ve marjinal aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür.
4. Ölçü yöntemi ve materyallerden bağımsız olacak şekilde çalışmamızda en yüksek değerlerin okluzal bölgede olduğu görülürken, en düşük değerlerin de marjinal bölgelerde olduğu görülmüştür.
5. Ölçü tekniklerinden bağımsız olarak; kullanılan kuron materyallerinin yapısal özellikleri arasındaki farklılıkların internal ve marjinal aralık değerleri üzerine etkili oldukları görülmüştür.

7.KAYNAKLAR

1. Perakis, N., Belser, U. C., Magne, P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 24(2), 109-118, 2004.
2. Wettstein, F., Sailer, I., Roos, M., Hammerle, C. H. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European journal of oral sciences*, 116(3), 272-279, 2008.
3. Persson, A. S., Oden, A., Andersson, M., Sandborgh-Englund, G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental materials*, 25(7), 929-936, 2009.
4. Hamalian, T. A., Nasr, E., Chidiac, J. J. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(2), 153-160, 2011.
5. Schneider, A., Kurtzman, G. M., Silverstein, L. H. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *Journal of dental technology: the peer-reviewed publication of the National Association of Dental Laboratories*, 18(4), 23-25, 2001.
6. Heckmann, S. M., Karl, M., Wichmann, M. G., Winter, W., Graef, F., Taylor, T. D. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit: An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clinical oral implants research*, 15(4), 466-473, 2004.
7. Souza, R. O. A., Özcan, M., Pavanelli, C. A., Buso, L., Lombardo, G. H. L., Michida, S. M. A., Bottino, M. A. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(2), 94-100, 2012.
8. Knoernschild, K. L., Campbell, S. D. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(5), 492-498, 2000.
9. Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Luthy, H., Hammerle, C. H. F. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(4), 383, 2007.
10. Johnson, G. H., Craig, R. G. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *Journal of prosthetic dentistry*, 53(4), 484-490, 1985.
11. Millstein, P. L. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *Journal of oral rehabilitation*, 19(3), 239-243, 1992.
12. Galhano, G. A. P., Pellizzer, E. P., Mazaro, J. V. Q. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), 575-579, 2012.

13. Chandran, D. T., Jagger, D. C., Jagger, R. G., Barbour, M. E. Two-and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Bio-medical materials and engineering*, 20(5), 243-249, 2010.
14. Ender, A., Mehl, A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *Journal of visualized experiments: JoVE*, (86), 2014.
15. Jemt, T., Lie, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clinical oral implants research*, 6(3), 172-180, 1995.
16. Conrad, H. J., Seong, W. J., Pesun, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404, 2007.
17. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc*, 139:347-9, 2008.
18. Touchstone, A., Nieting, T., Ulmer, N. Digital transition: the collaboration between dentists and laboratory technicians on CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 15S-19S, 2010.
19. Mehl, A., Hickel, R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 2(1), 9-35, 1999.
20. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505, 2008.
21. E Silva, J. S. A., Erdelt, K., Edelhoff, D., Araujo, E., Stimmelmayer, M., Vieira, L. C. C., Güth, J. F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*, 18(2), 515-523, 2014.
22. Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., Edelhoff, D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical oral investigations*, 17(4), 1201-1208, 2013.
23. Dahl BE, Ronold HJ: Digital impressions. *Finnish Dent J*, 4:32-38, 2014.
24. Bolding SL: Advanced digital implant dentistry <http://tinyurl.com/c7yb-nop>. Accessed June 19, 2016
25. Logozzo S, Franceschini G, Kilpela A, Caponi M, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*; 5, 2008.
26. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.*, 137:1289-96, 2006

27. Correia ARM, Sampaio Fernandes JCA, Cardoso JAP. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*, 35: 183-189, 2006.
28. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent*, 9: 11-22, 2006.
29. Sjögren G, Molin M, van Dijken J W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont* 17: 241-246, 2004.
30. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 4. baskı. Chicago: Quintessence Pub; 2008.
31. Miyazaki, T., Hotta, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*, 56, 97-106, 2011.
32. YILDIRIM, A., BAYINDIR, F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 2013.
33. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools*, 46, 1459-1468, 2006.
34. Ippolito R, Iuliano L, Gatto A. Benchmarking of rapid prototyping techniques in terms of dimensional accuracy and surface finish. *CIRP Ann-Manuf Techn*, 44: 157-160, 1995.
35. Özüğür B. Hızlı prototipleme teknikleri ile kompleks yapıdaki parçaların üretilebilirliklerinin araştırılması. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Eğitimi Anabilim Dalı, Ankara, Doktora Tezi, 2006.
36. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*. 31: 22–27, 2000.
37. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 28: 4845–4869, 2007.
38. Kurtz SM. *PEEK Biomaterials Handbook*. Waltham, MA: Elsevier Science. 30–31, 2012.
39. Devine DM, Hahn J, Richards RG. Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 101:591–598. 2013.
40. Nakahara I, Takao M, Bandoh S. In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res*. 31: 485–492, 2013.
41. Toth JM, Wang M, Estes BT. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*. 27: 324–334, 2006.
42. Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou II, Doukoudakis A. Modified PEEK resin bonded fixed dental prosthesis for a young cleft lip and palate patient. *J Esthet Restor Dent* 28: 201-7, 2016.

43. Newmann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.* 28: 1-5, 2014.
44. Seferis JC. Polyetheretherketone (PEEK): processing-structure and properties studies for a matrix in high performance composites. *Polymer Composites.* 7: 158-69, 1986.
45. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone: cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 23: 1749-59, 2002.
46. Neugebauer J, Adler S, Kisttler F, Kistler S, Bayer G. The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *ZWR* 122:242-5, 2013.
47. Wang H, Xu M, Zhang W, Kwok DT, Jiang J, Wu Z. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated polyaryl-ether-etherketone. *Biomaterials.* 31: 8181-7, 2010.
48. Hanhel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 26: 1297-301, 2015.
49. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 37: 174-82, 2011.
50. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Ozcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14: 882-9, 2012.
51. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J.* 30: 461-8, 2011.
52. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 30: 357-63, 2014.
53. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketone (PEEK). *Dent Mater.* 28: 1280-3, 2012.
54. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent.* 16: 383-92, 2014.

55. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech.* 39: 376-84, 2013.
56. Zoidis P, Papathanassiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-etherether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *J Prosthodont.* 25: 250-4, 2016.
57. Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C. In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 62: 488-98, 2002.
58. Rzanny A, Gobel F, Fachet M. BioHPP summary of results for material tests. Research Report. Department of Materials and Technology, University of Jena, Jena, Germany, 2013.
59. High performance polymers - part one. <https://juvoradental.com/en/blog/high-performance-polymers-in-dentistry-part-one>, 2015
60. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 25: 91-5, 1997.
61. O'Brien WJ. *Dental Materials and their Selection*, Second ed. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago. 132-156, 2002.
62. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 67: 859-65, 1992.
63. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi.* 44(4): 457-63, 2002.
64. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar. İzmir, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2002.
65. Anusavice KJ. *Philips Science of Dental Materials*, Eleventh edititon, Saunders Pub, 11-9, 2003.
66. Gracis S, Thompson V, Ferencz J. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International.* 28: 228-32, 2015.
67. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 75(1):18-32, 1996.
68. Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentinbonded crowns. *Quintessence Int.* 28(3):197-203, 1997.
69. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont.* 7(6):549-53, 1994.
70. Rosenbulm MA, Schulman A. Review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 128(3): 298-307, 1997.

71. Denissen HW, Wijnhoff GF, Veldhuis AA, Kalk W. Five year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 69(5): 464-8, 1993.
72. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 86(6):624-31, 2001.
73. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 92(6): 557-62, 2004.
74. Sorensen J. The ips empress 2 system: defining and possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 22: 153-63, 1999.
75. Quinn J, Sundar V, Lloyd I. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 19(7): 603-11, 2003.
76. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 29(10): 951-5, 2002.
77. Marquardt P, Strub J. Survival rates of IPS Empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 37(4): 253-9, 2006.
78. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association.* 141: 10S-4S, 2010.
79. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer aided design/computer assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont.* 23(3): 214-6, 2010.
80. Anderson J. *Applied Dental Materials.* 4 th ed, Blackwell Scientific Publication. 157-169, 1972.
81. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* Bentham Science Publishers. 7: 118–22, 2013.
82. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med.* 22(5): 1127–35, 2011.
83. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 21(1): 28–32, 2012.
84. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 26(6): 382–93, 2014.
85. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent. Mater.* 17: 260-267, 2001.

86. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent. Mater. J.* 33(5): 705-710, 2014.
87. Coldea A, Swain M V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated ceramic-network materials. *Dent Mater.* 29(4): 419–26, 2013.
88. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 37(11): 866-876, 2010.
89. 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.* 94: 430-434, 2005.
90. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 83: 362-366, 2000.
91. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 93: 346-355, 2005.
92. 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.* 32: 753-758, 2005.
93. 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.* 83: 40-49, 2000.
94. 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.* 24: 871-881, 1997.
95. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 66(4): 426-431, 1991.
96. 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.* 17: 680-685, 2004.
97. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 84(4): 419-424, 2000.
98. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent.* 87(3): 248-255, 2002.

99. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 113(2): 174-179, 2005.
100. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J.* 196(12): 766-770, 2004.
101. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions, *Clin Oral Investig*, 2015.
102. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent.* 2014: 534-382, 2014.
103. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 51(4):201-6, 1993.
104. Böning KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of procera all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 84(4):419-424, 2000.
105. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35(2):116-122, 2008.
106. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 15(4): 521-526, 2011.
107. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1(5): 197-199, 1985.
108. 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. *J Prosth Dent* 108(5): 310-315, 2012.
109. Karlsson S. The fit of procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 51(3): 129-134, 1993.
110. Huang, H.H, Lin, C., Lee, H., Yang, Chen, F.L, Wu, S.C., Hsu, C.C. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation.* 32: 206-12, 2005.
111. Paulino, S. M., Leal, M. B., Pagnano, V. O., Bezzon, O. L. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 98: 45-54, 2007.
112. Sönmez A. Galvano Kronlarda Marjinal Adaptasyonun Ve Porselen Bağlantısının İn-Vitro İncelenmesi Ve Nicr Alaşımlarla Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi, 2008.

113. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.* 20: 1115-24, 1999.
114. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. Eightyear clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper Dent.* 25: 473-81, 2000.
115. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 137: 7-13, 2006.
116. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/ CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 17: 1407-13, 2013.
117. Griffin JD Jr. Combining monolithic zirconia crowns, digital impressing, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compend Contin Educ Dent.* 34: 212-22, 2013.
118. Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 27: 264-6, 2014.
119. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 30: 147-62, 2014.
120. Molin MK, Karlsson SL. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *Int J Prosthodont.* 13: 194-200, 2000.
121. Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 108: 239-46, 2000.
122. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 15: 122-8, 2002.
123. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 136: 1714-23, 2005.
124. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 137: 22-31, 2006.
125. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 18: 73-85, 2007.
126. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 18: 86-96, 2007.

127. Yilmaz, H., Nemli, S.K., Aydin, C., Bal, B.T., Tıraş, T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent. Mater.* 27, 786-795, 2011.
128. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent.* 5: 21-32, 2013.
129. Pini NP, Aguiar FH, Lima DA, Lovadino JR, Terada RS, Pascotto RC. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clin Cosmet Investig Dent.* 4: 9-16, 2012.
130. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 112: 22-30, 2014.
131. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont.* 16: 653-60, 2003.
132. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int.* 39: 573-9, 2008.
133. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 26: 34-42, 2013.
134. Dugdale DS. Yielding of steel sheets containing slits. *J Mechan Phys Solids.* 8: 100-4, 1960.
135. Kendall K, Alford NM, Tan SR, Birchall JD. Influence of toughness on Weibull modulus of ceramic bending strength. *J Mater Res.* 1: 120-3, 1986.
136. Alonso V, Caserio M. A clinical study of direct composite full-coverage crowns: long-term results. *Oper Dent.* 37: 432-41, 2012.
137. Preissner S, Kostka E, Blunck U. A noninvasive treatment of amelogenesis imperfecta. *Quintessence Int.* 44: 303-5, 2013.
138. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent.* 24: 310-8, 2012.
139. Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *J Calif Dent Ass.* 34: 135-47, 2006.
140. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 111: 310-7, 2014.
141. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 4: 171-84, 2001.
142. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Twobody wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent.* 109: 325-32, 2013.

143. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M and Schmidlin PR. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 101:1209-1216, 2013.
144. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 112: 1489-97, 2014.
145. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 60: 12-9, 2016.
146. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 112: 680-2, 2014.
147. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 34: 7-12, 2015.
148. PAE, A., LEE, H., KIM, H. Effect of temperature on the rheological properties of dental interocclusal recording materials. *Korea-Aust. Rheol. J.*, 20(4): 221-26, 2008.
149. McCABE, J.F., CARRICK, T.E. Rheological properties of elastomers during setting. *J. Dent. Res.*, 68(8): 1218-1222, 1989.
150. Tuntiprawon, M., Wilson, P. R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian dental journal.* 40(1), 17-21, 1995.
151. Suarez MJ., Villaumbrosia PG, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of procera allcream crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 16: 229-32, 2003.
152. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 131:107-11, 1971.
153. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk Revy.* 21: 337-346, 1970.
154. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 72: 585-590, 1994.
155. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics.* 8: 303-310, 1995.
156. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 67: 594-599, 1992.

157. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of in-ceram, IPS empress and procera crowns. *Int J Prosthodont.* 10(5): 478- 484, 1997.
158. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 66: 747-53, 1991.
159. Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., Pollington, S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258–263, 2016.
160. Bae, S.Y., Park, J.Y., Jeong, I.D., Kim, H.Y., Kim, J.H., Kim, W.C. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 106–112, 2017.
161. Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/ CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 112:649–57, 2014.
162. Penate, L., Basilio, J., Roig, M., Mercade, M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 248-253, 2015.
163. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the presible of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry.* 38: 553-559, 2010.
164. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 109: 121-128, 2013.
165. Anadioti, E., Aquilino, S. A., Gratton, D. G., Holloway, J. A., Denry, I., Thomas, G. W., Qian, F. 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns Made from Digital and Conventional Impressions. *Journal of Prosthodontics*, 23(8), 610–617, 2014.
166. Quante, K., Ludwig, K., Kern, M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24(10), 1311–1315, 2008.
167. Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., Zhang, X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 623–627, 2015.
168. Çetinkaya E. Lazer Cusing®, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri İle Oluşturulan Metal Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2013.
169. Önöral Ö. Tekrarlanan Fırınlamaların Farklı Teknikler İle Üretilen Metal Destekli Seramik Restorasyonların Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Oklüzal Ve Oklüzal Adaptasyonu Üzerine Etkisi. Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa, Doktora tezi, 2018.

170. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 16: 244-248. 233, 2003.
171. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., Grosogeat, B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 119(3), 384–389, 2018.
172. Kaleli N, SARAÇ D. Farklı Tekniklerle Üretilen Metal-Seramik Restorasyonlarda İnternal Uyumun Karşılaştırılması. *The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry*. 15(2): 19-26, 2014.
173. Kugel, G. Marginal/internal crown fit evaluation of CAD. CAM versus press-laboratory all ceramic crown. *J Dent*, 2012.
174. Halıcı, S., Hekimoğlu, C., Ersoy, O. Marginal Fit of All-Ceramic Crowns Before and After Cementation: An In Vitro Study. *The International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 38(3), 41–48, 2018.
175. Azarbal, A., Azarbal, M., Engelmeier, R. L., Kunkel, T. C. Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(5), 421–428, 2017.
176. Lalande, D., Hodd, J. A., Brousseau, J. S., Ramos, V., Dunham, D., Rueggeberg, F. Marginal discrepancy dimensions of single unit metal crowns fabricated by using CAD-CAM–milled acrylic resin polymer blocks or a conventional waxing technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 119(6), 948–953, 2018.
177. Kim, K. B., Kim, W. C., Kim, H. Y., Kim, J. H. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dental Materials*, 29(7), 91–96, 2013.
178. Dolev, E., Bitterman, Y., Meirowitz, A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018.
179. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 114: 554-9, 2015.
180. Freire, Y., Gonzalo, E., Lopez-Suarez, C., Suarez, M. J. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2017.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Safa ÖZDEN
Doğum Yeri ve Tarihi	Eskişehir, 03.11.1989
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	S.C.Ü., Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.
E-posta Adresi	ozden_safa@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Kütahya Anadolu Öğretmen Lisesi 2003-2007
Lisans-Yüksek Lisans	Selçuk Üniversitesi 2008-2013
Uzmanlık	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 2016-2019