



**CAD/CAM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN FARKLI
İÇERİKLERDEKİ METAL DESTEKSİZ ÜÇ ÜYE SABİT
BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN MARJİNAL VE İTERNAL
ADAPTASYONLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Melike Çiğdem BARAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI (İkinci Tez Danışmanı)

Uzmanlık Tezi 2022

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**CAD/CAM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN FARKLI İÇERİKLERDEKİ
METAL DESTEKSİZ ÜÇ ÜYE SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN
MARJİNAL VE İNTERNAL ADAPTASYONLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Melike Çiğdem BARAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI (İkinci Tez Danışmanı)

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi

Tarafından TDH-2021-2633 Proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2022

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Protezler	3
2.1.1. Diş Destekli Sabit Protezler	3
2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler	3
2.2. Sabit Protezlerin Üretiminde Kullanılan Materyaller	3
2.2.1. Metal Alaşımları	3
2.2.2. Seramikler	4
2.2.2.1. Cam Matriks Seramikler	4
2.2.2.2. Polikristalin Seramikler	5
2.2.2.3. Rezin Matriks Seramikler	7
2.2.3. Yüksek Performans Polimerleri	8
2.2.3.1. Polietereterketon (PEEK)	8
2.2.3.2. Polieterketonketon (PEKK)	10
2.2.3.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	12
2.3. Sabit Protezlerin Üretim Teknikleri	13
2.3.1. Alt Yapının Üretilmesi	13
2.3.2. Üst yapının Üretilmesi	14
2.4. CAD/CAM Yöntemi ve Restorasyon Üretimi	15
2.5. Marjinal ve İnternal Adaptasyon	16
2.6. Marjinal ve İnternal Adaptasyon Ölçüm Yöntemleri	17
2.6.1. Direkt GÜdük Üzerinden Ölçüm Tekniği	17
2.6.2. Rezin Replika Tekniği	18
2.6.3. Silikon Replika Tekniği	18
2.6.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği	18
2.6.5. Üç Boyutlu Tarama Yöntemi ile Ölçüm Tekniği	19

2.6.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Ölçüm Tekniği	19
2.6.7. Optik Koherens Tomografi ile Ölçüm Tekniği.....	19
3. MATERYAL VE METOT	20
3.1. Ana Modellerin Hazırlanması.....	21
3.2. Sabit Bölümlü Protezlerin Dizaynı	22
3.3. Sabit Bölümlü Protezlerin Üretilmesi.....	23
3.4. Elde Edilen Protezlerin Marjinal- İnternal Adaptasyonlarının ölçülmesi	23
3.5. İstatistiksel Analiz ve Karşılaştırmaların Yapılması	26
4. BULGULAR.....	27
4.1. Ortalama İnternal Adaptasyon Verileri.....	27
4.2. Ortalama Marjinal Adaptasyon Verileri	27
4.3. İnternal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri.....	28
4.4. İnternal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Verileri.....	29
4.5. Marjinal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri	30
4.6. Marjinal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Verileri.....	31
5. TARTIŞMA	33
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	44
KAYNAKLAR	46
EKLER.....	61
EK-1. Öz Geçmiş.....	61

ÖZET

CAD/CAM Teknolojisi ile Üretilen Farklı İçeriklerdeki Metal Desteksiz Üç Üye Sabit Bölümlü Protezlerin Marjinal ve İnternal Adaptasyonlarının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı CAD/CAM yöntemiyle monolitik zirkonya (MZR), polietereeterketon (PEEK), polimer kompozit (COMP), polieterketonketon (PEKK) ve fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) materyalleri ile üretilen üç üye sabit bölümlü protezlerin, marjinal ve internal adaptasyonlarının karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: CAD/CAM yöntemiyle MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC materyallerinden 100 adet (n=20) üç üye sabit bölümlü protez üretildi. Üretilen protezlerin marjinal ve internal adaptasyon değerleri silikon replika yöntemi kullanılarak stereomikroskopta x40 büyütmede ölçüldü. Elde edilen veriler tek yönlü varyans ve Tukey HSD testleri ile analiz edildi ($p<0.05$).

Bulgular: MZR grubunun marjinal ve internal adaptasyon değerleri istatistiksel olarak diğer tüm gruplardan daha iyi bulundu ($p<0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Sonuç: Çalışmanın sonucunda MZR grubunun marjinal ve internal adaptasyonu tüm gruplardan daha iyi bulundu. Çalışmadaki tüm grupların marjinal ve internal adaptasyon değerleri klinik olarak kullanılabilir sınırlar içinde bulundu.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, FRC, İnternal Adaptasyon, Marjinal Adaptasyon, PEEK, PEKK, Zirkonya

ABSTRACT

Comparison of Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Fixed Dental Prostheses Produced from Different Metal-Free Materials by CAD/CAM Technology

Aim: The aim of this study was to compare the marginal and internal adaptation of three unit fixed dental prostheses (FDPs) fabricated with monolithic zirconia (MZR), polyetheretherketone (PEEK), polymer composite (COMP), polyetherketoneketone (PEKK) and fiber reinforced composite (FRC) materials by CAD/CAM method.

Materials and Methods: A total of 100 three-unit fixed dental prostheses were fabricated from MZR, PEEK, COMP, PEKK and FRC materials by CAD/CAM method (n=20). Marginal and internal adaptation values of the produced prostheses were measured using the silicone replica method at x40 magnification under a stereomicroscope. Obtained data were analyzed using one-way analysis of variance and Tukey HSD test ($p<0.05$).

Results: The marginal and internal adaptation values of the MZR group were found to be statistically better than all other groups ($p<0.001$). There was no statistically significant difference found between PEEK, COMP, PEKK and FRC groups ($p>0.05$).

Conclusion: The marginal and internal adaptation of the MZR group was found to be better than the others, and the marginal-internal adaptation values of all groups were found within clinically acceptable limits.

Key Words: CAD/CAM, FRC, Internal Adaptation, Marginal Adaptation, PEEK, PEKK, Zirconia

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
3Y-TZP	: %3 Mol İtria ile Stabilize Edilmiş Zirkonya
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
ark.	: Arkadaşları
BisGMA	: Bis fenol A Glisidil dimetakrilat
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CeO₂	: Serya
CFR-PEEK	: Karbon Fiberle Güçlendirilmiş Polietereterketon
CNC	: Bilgisayar Destekli Numerik Kontrol Cihazı
COMP	: CAD/CAM Kompozit Disk
FDM	: Kaynaklı Yükleme Modelleme
FRC	: Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit
GFR-PEEK	: Cam Fiberle Güçlendirilmiş Polietereterketon
HA/PEEK	: Hidroksiapatit/Polietereterketon
HA	: Hidroksiapatit
K₂O	: Potasyum oksit
LOM	: Tabakalı Nesne Üretimi
MgO	: Magnezya
Mikro-BT	: Mikrobilgisayarlı Tomografi
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MZR	: Zirkonya CAD/CAM Disk
Na₂O	: Sodyum Oksit
PAEK	: Poliarileterketon

PEEK	: Polietereterketon
PEKK	: Polieterketonketon
PSZ	: Kısmen Stabilize Zirkonya
SBP	: Sabit Bölümlü Protez
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO₂	: Silisyum Dioksit
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selektif Lazer Melting
STL	: Standard Tessellation Language
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TiO₂/PEEK	: Titanyum-Dioksit/Polietereterketon
TiO₂	: Titanyum-Dioksit
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
Y₂O₃	: İttriya
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum Dioksit
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Holmes ve ark.na göre uyumsuzluk terminolojisi.....	16
Şekil 3.1. Çelik güdük tasarımının farklı açılardan görüntüsü	21
Şekil 3.2. Çelik güdüklerin oklüzalden ve bukkalden görüntüsü	22
Şekil 3.3. Restorasyonların STL tasarımının farklı açılardan görüntüsü	22
Şekil 3.4. Disklerden Üretilmiş Üç Üye Bölümlü Protezler.....	23
Şekil 3.5. Ekstra light body ölçü maddesi uygulanan sabit bölümlü protez.....	24
Şekil 3.6. A Ekstra Light body ölçüyü desteklemek için light body ölçü uygulanması B: Restorasyon uzaklaştırılmadan önceki görüntü C: Restorasyon uzaklaştırıldıktan sonra üretilen silikon replika day	24
Şekil 3.7. Belirlenen ölçüm noktaları	25
Şekil 3.8. Mezio distal kesit alınan replika day'ın 40X büyütülmüş stereomikroskop görüntüsü üzerinde Image Focus Alpha programı ile ölçüm yapılması.	25

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan sarf malzemeler	20
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	21
Tablo 4.1. İnternal adaptasyon tanımlayıcı istatistik tablosu	27
Tablo 4.2. Marjinal adaptasyon tanımlayıcı istatistik tablosu.....	28
Tablo 4.3. İnternal adaptasyon bukko-lingual kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu	29
Tablo 4.4. İnternal adaptasyon mezio-distal kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu30	
Tablo 4.5. Marjinal adaptasyon bukko-lingual kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu	31
Tablo 4.6. Marjinal adaptasyon mezio-distal kesit tanımlayıcı istatistik tablosu	32

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonlar kaybedilen estetik görüntüyü, fonksiyon ve fonasyon becerisini hastalara geri kazandırmak için yapılan protetik tedaviler içinde önemli bir yere sahiptir. Sabit protetik restorasyonların daha estetik, daha sağlam ve daha biyouyumlu hale gelmesi için günümüze kadar yapılan birçok çalışma ve geliştirilen birçok materyal bulunmaktadır (1).

Sabit protezlerin uzun ömürlü olması hastaya uzun yıllar hizmet etmesi birçok faktöre bağlıdır. Marjinal ve internal adaptasyon bu faktörler içinde önemli bir yere sahiptir. Marjinal ve internal adaptasyonu iyi olmayan restorasyonlar zamanla periodontal sorunlara, diş çürüklerine, diş ve implant kayıplarına ve restorasyonun erken dönemde kaybına neden olabilmektedir (2).

Protetik tedavide hastanın çürük ya da herhangi bir sebeple kaybettiği diş yapısının fonksiyon ve estetiği en üst düzeyde sağlayacak şekilde yerine konması amaçlanmaktadır. Bunun için de fiziksel ve mekanik özellikleri uygun materyaller kullanılmalıdır. Metal seramik restorasyonlar hala araştırmacılar tarafından altın standart olarak kabul edilse de metal alaşımlarının alerjen olması ve korozyona uğraması nedeniyle metal alt yapı içermeyen materyaller ön plana çıkmaktadır (3, 4). Seramikler ise doğal yapıları gereği kırılmalıdır. Düşük kırılma dayanımı gösterdikleri için kuvvetli oklüzal yüklere karşı başarısızlık gösterebilirler. Ek olarak, seramikler karşı diş üzerinde aşınmaya neden olabilir (5).

Metal desteksiz materyaller estetik olarak da diş renginde olduğu için daha avantajlıdır (6). Son yıllarda artan estetik algısı hastaları ve hekimleri metal desteksiz materyallerden üretilen restorasyonlara yönlendirmiştir. Bu materyallerin estetik ve biyouyumlu olmaları nedeni ile zamanla kullanımları yaygınlaşmıştır (7). Metal desteksiz materyaller genellikle CAD/CAM sistemi ile üretilmektedir (8). Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tekniği son yıllarda yaygın hale gelmiştir. Bu yöntemin tercih edilmesinin sebebi olarak-hasta başında ve laboratuvarında harcanan süreyi kısaltması-gösterilebilir (9).

Bu çalışmada CAD/CAM yöntemi ile monolitik zirkonya (MZR), polietereketon (PEEK), polimer kompozit (COMP), polietereketon (PEKK) ve fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) CAD/CAM disklerden üretilen üç üyeli sabit

bölümlü protezlerin (SBP) marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızın hipotezi; CAD/CAM yöntemi ile MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC CAD/CAM disklerden üretilen üç üye SBP'lerin marjinal ve internal adaptasyon değerleri arasında belirgin bir farklılık olmayacağı ve tüm değerlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar (marjinal adaptasyon $<120\text{ }\mu\text{m}$ (10, 11), internal adaptasyon $50\text{-}100\text{ }\mu\text{m}$ (12, 13)) içerisinde olacağı şeklindedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Protezler

Sabit protezler diş eksikliğinde hekim ve hastaların genellikle ilk tercih ettikleri, hastaların kaybedilmiş estetik, fonksiyonel ve fonetik özelliklerini yerine koyan ve uzun yıllardır tercih edilen protetik tedavi çeşitlerinden biridir. Sabit protezler ile bir diş eksikliğinden, total dişsizliğe kadar geniş bir aralıkta tedavi yapmak mümkündür. Sabit protezler, diş destekli sabit protezler ve implant destekli sabit protezler olarak sınıflandırılabilir (1).

2.1.1. Diş Destekli Sabit Protezler

Doku kaybına maruz kalmış dişlere, dişin anatomik formunu, kaybedilen estetik ve fonksiyonu geri kazandırmak için yapılan diş çepçevre saran restorasyonlara kuron restorasyonu denmektedir. Diş eksikliği söz konusu olduğunda ise diş eksikliğine bağlı olarak seçilen dayanak dişlerin preparasyonunun ardından eksik dişin ya da dişlerin yerine konulmasını sağlayacak şekilde tasarlanıp üretilen ve dayanak dişlere simante edilen restorasyon tipine ise sabit bölümlü protez denmektedir. Eksik diş sayısı ve lokasyonuna göre SBP'lerin üye sayısı değişmektedir (14).

2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Diş kayıpları olduğu durumlarda ya da konjenital diş eksikliğinin mevcut olduğu durumlarda implant destekli sabit protezler hasta ve hekimlerin sıklıkla tercih ettikleri protez çeşitlerindendir. Komşu dişlerin restorasyona dahil edilmemesi ve komşu dişlerin sabit bir protez için yetersiz olduğu ya da komşu dişlerin bulunmadığı durumlarda hastalara sabit protez yapılmasını mümkün kıldığı için implantlar diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir (15).

2.2. Sabit Protezlerin Üretiminde Kullanılan Materyaller

2.2.1. Metal Alaşımları

Metaller diş hekimliğinde alaşımlar halinde kullanılır. Metal alaşımları protetik tedavilerde; inley, onley, kuron restorasyonları ve SBP'lerin üretiminde, implantoloji alanında implant materyali ve dayanaklarının üretiminde, ortodonti alanında ise

ortodontik teller ve braketlerin üretiminde kullanılabilmektedir. Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları olarak incelenebilir (16).

Kıymetli Metal Alaşımlar

İçeriğinde %25 ve üzerinde soy metal bulunduran metal alaşımlarına kıymetli metal alaşımları denilmektedir. Soy metaller altın, platin, paladyum, radyum, rutenyum, iridyum, osmiyum ve gümüşdür. Ekonomik sebepler nedeni ile çok tercih edilmemektedirler (16).

Kıymetsiz Metal Alaşımlar

Baz metal alaşımları da denir, bu alaşımların kıymetli metal alaşımlarından ekonomik olarak daha uygun olmalarının yanında fiziksel özellikleri de daha iyidir. Nikel-krom, kobalt-krom ve titanyum olarak üç gruba ayrılırlar (16).

2.2.2. Seramikler

Seramikler fiziksel özellikleri ve estetik özelliklerinin iyi olması sayesinde uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılan en önemli restoratif materyallerdendir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler feldspar, kuartz ve kaolinin birleşmesi ile oluşur. Seramikler bu üç ana madde dışında renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar gibi birçok ilave bileşenler içermektedir (17). Yeni gelişmeler ile birlikte seramik materyallerin uygun optik özellikleri, doğal diş renginde olması, renk stabilitesi, biyouyumlu olması, kimyasal olarak inert olması, düşük termal iletkenliği olması ve daha iyi estetik görünüme sahip olması açısından seramikleri metal seramik sistemlerden öne geçirmiştir (18). Seramikler kimyasal içeriklerine göre cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olarak üç ana grupta sınıflandırılmıştır (17).

2.2.2.1. Cam Matriks Seramikler

Cam matriks seramikler metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir ve bir cam fazı içerirler (19). Cam matriks seramikler üç grupta incelenebilir (17, 19).

Feldspatik Seramikler

Bu grup kaolin, kuartz ve doğada kendiliğinden bulunan alüminyum ve potasyum tuzlarının karışması ile meydana gelen feldspar adı verilen üç temel bileşenden oluşmaktadır. Bu grup yetersiz mekanik özellikleri nedeni ile günümüzde metal ve seramik altyapıların venerlenmesi için kullanılmaktadır (17).

Sentetik Cam Seramikler

Sentetik olarak üretilen bu seramiklerin içeriği üreticiye göre değişmekle birlikte genellikle silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedirler. CAD/CAM yöntemi ile ya da ısı ile presleme yöntemi ile üretilen seçenekleri mevcuttur. Geliştirilmiş mekanik özellikleri sayesinde inley, onley, kuron ve anterior bölgede üç üye SBP'ler için klinik endikasyonu mevcuttur. Sentetik cam seramikler dört alt gruba ayrılır. Bunlar; lityum disilikat, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, fluorapatit esaslı seramikler ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikattır (17, 19, 20).

Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler iç içe geçmiş en az iki faza sahip materyallerdir. Split-cast yöntemi ya da CAD/CAM yöntemi ile üretilirler. Üretim zorluğu, zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin gelişmesi nedeni ile son yıllarda tercih edilen bir materyal değildir (17).

2.2.2.2. Polikristalin Seramikler

Cam içermeyen sadece kristalin bir faz içeren metalik olmayan inorganik seramiklerdir. İçeriğindeki kristaller düzenli bir dizilim gösterirler bu düzenli dizilim oluşan çatlakların materyal içerisinde ilerlemesini engeller ve materyale yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci kazandırır ancak ışık geçirgenliğini sınırlar. Alümina ve zirkonya olarak iki gruba ayrılırlar (17).

Alümina

%99,5 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) den oluşmuştur. Alüminyum oksit doğada doğal olarak bulunur. Yüksek sertlik göstermesi (17-20 GPa) ve diğer seramiklere nispeten daha fazla bükülme mukavemeti (300 GPa) göstermesi tüberkül kırıklarına neden olabilmektedir. Fazla sert olması nedeni ile üretiminin zor olması ve de zirkonyadaki gelişim nedeni ile kullanımı azalmıştır (17).

Zirkonya

Zirkonya (ZrO_2) doğada saf halde bulunmayan genelde bileşik halinde bulunan zirkonyum (Zr) metalinin en sık görülen bileşiklerinden biridir. Stabil olmayan saf zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç ayrı kristal fazda bulunmaktadır (17).

Oda sıcaklığından $1170^{\circ}C$ 'ye kadar monoklinik fazda bulunan zirkonya, $1170^{\circ}C$ ile $2370^{\circ}C$ arası kübik, $2370^{\circ}C$ 'den erime noktasına kadar ki sıcaklık aralığında ise tetragonal fazda bulunur. Serya (CeO_2), magnezya (MgO) veya itriya (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle kısmen stabilize zirkonya (PSZ) oluşturulur. PSZ oda sıcaklığında ana fazı kübik kristallerden oluşan minör faz olarak tetragonal ve monoklinik kristaller içeren çok fazlı bir oluşumdur. Sadece tetragonal kristallerden oluşan monofazik bir zirkonya, tetragonal zirkonya polikristal (TZP) adını alır (21).

Dental zirkonya tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) tipindedir ve %3 mol yttria (3Y-TZP) ile stabilize edilmiştir. Diş hekimliğinde üç nesil zirkonya geliştirilmiştir. Birinci nesil 3Y-TZP'ler yüksek opaklığa bağlı düşük estetik özellikleri nedeniyle feldspatik seramik ile venerlenmesi gerekir. Venerli zirkonya restorasyonların ana klinik komplikasyonu, orta ve uzun vadede veneer seramiğin parçalanmasıdır. Bu problemi çözmek için son yıllarda monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir (18).

İkinci nesil 3Y-TZP'ler birinci nesil zirkonyalara göre daha translusent özellik gösterir (Alümina oranının azaltılması ve porozitenin elimine edilmesi ile), monolitik olarak kullanılabilir, ancak hala estetik özellikleri ön bölge için yetersiz kalmaktadır. Üçüncü nesil zirkonyalar, yttria yüzdesinin (%4-5) ve kübik faz miktarının artırılması ile anterior bölgeye uygulanabilen daha iyi optik özellikler kazanmıştır fakat dayanıklılığı diğer nesil zirkonyalara göre daha azdır (22).

Zirkonya sinterize veya pre-sinterize şekilde kullanılabilir. Pre-sinterize zirkonyaların frezeleme işlemi daha kolaydır, ortalama frezeleme süresi daha azdır ve frezeleme için kullanılan uçlar daha uzun süre kullanılabilir. Frezeleme işleminden sonra, sinterleme sırasında restorasyonlarda (%20-25) küçülme meydana geleceği için kullanım önerisine göre restorasyonlar normal boyutundan daha büyük hazırlanır ve ardından hazırlanan restorasyonlara $1350-1500^{\circ}C$ 'de sinterleme işlemi uygulanır. Sinterleme sırasında meydana gelen bu hacimsel küçülme yapının yoğunlaşmasının %99'dan fazla olmasına neden olmaktadır. Böylece malzemenin gerçek özellikleri ortaya çıkmaktadır (18, 23).

Zirkonya bazlı malzemeler diğer tüm seramik malzemeler arasında en yüksek kırılma direncine, vickers sertliğine ve dayanıklılığa sahiptir. 900 MPa bükülme dayanımı ve 1200-1350 HVN Vickers sertliği gösterirler (17-19, 23). Zirkonya restorasyonlar CAD/CAM yöntemi ile üretilir. Zirkonyanın marjinal ve internal adaptasyon değerleri CAD/CAM yöntemi ile üretimi yapılan birçok materyalden daha iyidir (24-26).

2.2.2.3. Rezin Matriks Seramikler

Bir polimer matriksi içerisinde inorganik bileşikler içeren seramiklerdir. Rezin matriks seramikler, seramik ile rezin kompozitlerin iyi özelliklerini gösterirler. Seramiklerin dayanıklılık ve iyi renk stabilitesi özellikleri ile rezin kompozitlerin kolay freze edilmesi, bükülme dayanımının iyi olması, sinterleme gerektirmemesi ve düşük aşındırma özelliklerine sahiptirler. Inley restorasyonlarda, onley restorasyonlarda, anterior ve posterior tek üye sabit protezlerde kullanılabilirler (17, 19, 27). Üç gruba ayrılırlar;

Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça yaklaşık %80 orana sahip reçine matriks nanoseramik parçacıklarla güçlendirilmiştir. CAD/CAM yöntemi ile üretilmeleri ve içeriklerindeki farklılık sayesinde, kompozit malzemelere göre daha yüksek aşınma direnci, kırılma dayanımı ve bükülme dayanıklılığı (200 MPa) gösterirler. İçerdiği nanopartiküller sayesinde iyi cilalanabilirlik ve optik özelliklere sahip bir malzeme ortaya çıkmıştır (17, 19).

Rezin İnfiltr Edilmiş Cam Seramikler

Feldspatik seramik bir ağ ve polimer bir ağın (Ağırlıkça %86 feldspatik bir seramik ağ ve ağırlıkça %14 bir polimer ağ) bir araya getirilmesiyle meydana gelmiştir. Bu seramikler üreticiler tarafından hibrit seramik olarak adlandırılırlar (17, 19).

Rezin İnfiltr Edilmiş Zirkonya-Silika Seramikler

Rezin infiltr edilmiş zirkonya-silika seramikler; BisGMA, UDMA, TEGDMA gibi farklı organik matrikslere silika tozu, zirkonyum silikat ve pigmentler gibi inorganik komponentlerin eklenmesi ile elde edilmektedir (17, 19).

2.2.3. Yüksek Performans Polimerleri

2.2.3.1. Polietereterketon (PEEK)

PEEK polimeri PAEK (Poliarileterketon) ailesinin bir üyesidir. PAEK polimerleri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımına, yüksek mekanik ve kimyasal dirence sahiptir. PEEK polimeri 1978 yılında İngiliz bilim insanları tarafından üretilmiş ve endüstriyel alanda kullanılmaya başlanmıştır. Kimyasal aşınmaya ve radyasyona gösterdiği yüksek direnç sayesinde ayrıca farklı malzemelerle modifiye edilmeye uygun olması (cam ve karbon fiberler) bu materyali öne çıkarmış ve 1990'ların sonunda endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif bir materyal olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. PEEK polimeri daha sonra tıbbi alanda kullanılmaya başlanmış, ortopedi ve travma olgularında kullanılmıştır. Bu alanda titanyum materyali ile yarışan sonuçlar göstermiştir. Bu durum üzerine diş hekimliğinde de materyalin kullanım alanları araştırılmaya başlanmıştır (28-30).

Polietereterketon (PEEK) yapısı ve özellikleri

PEEK, termoplastik kompozit bir polimerdir. Üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir. Uygun ısı özellik ve de uygun boyutsal stabilite gösterdiği için birçok endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif olarak gösterilmektedir. Kimyasal tanımı Poly (oxy-1,4-phenyleneoxy-1,4-phenylenecarbonyl-1,4-phenylene) şeklindedir (31). PEEK sıcaklığa, radyasyona ve kimyasal etkenlere dayanıklıdır. Üstün kimyasal ve fiziksel kararlılığa sahiptir bu sebeple yaşlanma karşısında direnç gösterir. Alfa, beta, gamma ve ultraviyole ışıklardan etkilenmemektedir. Bu üstün özellikleri sayesinde sterilizasyon işlemlerinden etkilenmeden sterilizasyonu mümkündür, bu durum tıbbi alanda kullanım açısından avantaj sağlamaktadır (32).

Yüksek elastik modüle sahip materyaller üzerine gelen kuvvetleri dağıtırken çevre dokulara ve restorasyona zarar verebilir. PEEK'in elastik modülü (3-4 GPa) metal alaşımlara ve seramiklere göre çok daha düşüktür, kemiğine (3,78 GPa) yakındır (33, 34). PEEK düşük elastik modüle sahip olduğu için kuvvet kırıcı gibi davranarak restorasyon yüzeyindeki gerilimi düşürerek çevre dokuları ve destek dişleri koruduğu iddia edilmektedir (35, 36).

PEEK materyali hafiftir, düşük bir özgül ağırlığa sahiptir, çatlamaya karşı dirençlidir. Yüzey işlemleri uygulanabilir, işlenmesi ve cilalanması kolaydır, yüzeyinde bakteri tutulumu minimal seviyededir (37). Düşük çözünürlük ve düşük su absorpsiyonu gösterir (30). PEEK polimeri tek eksenli gerilme ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı

dayanıklıdır. 1383N'a kadar yüksek basma kuvvetine dayanabilir (1200N değerinde plastik deformasyon başlar) (38).

PEEK polimeri sahip olduğu bu üstün özellikler sayesinde diş hekimliğinde hareketli protezlerde, kuron köprü restorasyonlarında, implant tedavisinde, altyapı ve üstyapı materyali olarak kullanılabilir (39).

Polietereterketon (PEEK) Polimerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

PEEK polimeri diş hekimliğinde implant materyali olarak (40), implant geçici dayanaklarında (41), obtüratör protezlerde (37), sabit protezlerde altyapı ve üstyapı materyali olarak, hareketli protezlerde tutucu ataşman ve altyapı materyali olarak kullanılabilir (42). PEEK materyalinin oklüzal splint (43) ve ortodontik tel materyali olarak da kullanılma potansiyeli vardır (44).

Polietereterketon (PEEK) Materyalinden Restorasyon Üretim Yöntemleri

PEEK polimerinden restorasyon üretimi ısıl presleme yöntemi, CAD/CAM frezeleme yöntemi ya da üç boyutlu yazıcılar ile yapılmaktadır. Presleme yöntemi ile üretim için endüstriyel olarak granüller halde bulunan ya da önceden preslenmiş pelletler kullanılır. Presleme işlemi için pres pistonlu muflalar kullanılarak vakumlu presleme cihazında üretim yapılır. CAD/CAM yöntemi ile üretim için standart basınç sıcaklık ve zaman gibi parametreler altında endüstriyel olarak preslenmiş hazır disklerden frezeleme yapılarak restorasyon üretilir. Üç boyutlu yazıcılar ile üretimde ise PEEK filamentler kullanılır, restorasyonlar ekleme yöntemi ile üç boyutlu yazıcılar ile üretilir (45-47).

Polietereterketon (PEEK) Materyalinin Güçlendirilmesi

PEEK materyalinin elastik modülü bu materyalin implant materyali olarak kullanılması için düşüktür bu nedenle cam fiberle güçlendirilmiş PEEK (GFR-PEEK) ve karbon fiberle güçlendirilmiş (CFR-PEEK) PEEK geliştirilmiştir. Ayrıca titanyum gibi güncel destek materyalleri de PEEK materyalinin güçlendirilmesi için kullanılmaktadır (48, 49).

Polietereterketon (PEEK) Materyalinin Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK materyali sahip olduğu opak renk nedeniyle monolitik restorasyonlar için uygun bir materyal değildir, bu yüzden daha estetik bir hale getirilmesi için veneerlenmesi gerekmektedir (50-52). Vener materyali ile PEEK arasında kuvvetli bir adezyon oluşturmak için kimyasal retansiyon, mikro mekanik retansiyon ya da bunların

kombinasyonu gerekmektedir. Kuvvetli bir adezyon elde edilmesi, kullanılacak olan materyallerin içeriğine ve birbiri ile etkileşimine bağlıdır. Veneer materyali olarak kompozit uygun bir materyal olsa da PEEK'in yüzey enerjisi düşüktür bu nedenle venerlenebilmesi için PEEK'in yüzey enerjisi arttırılmalıdır (52). Bu amaçla PEEK materyaline titanyum dioksit (TiO_2) ya da hidroksiapatit (HA) gibi aktif maddeler ilave edilerek TiO_2/PEEK (titanyum-dioksit/polietetereterketon) ve HA/PEEK (hidroksiapatit/polietetereterketon) gibi PEEK kompozitleri oluşturulur böylece PEEK materyalinin yüzey enerjisi arttırılır (49, 53).

Adezyonun arttırılması için uygulanan bir diğer yöntem ise yüzey modifikasyonu ile materyalin materyal yüzeyinin mekanik ve biyolojik özelliklerinin arttırılmasıdır. Bu yöntemde materyalin genel özellikleri ve içeriği etkilenmez (54). Al_2O_3 ile kumlama, kimyasal asitleme, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemleri PEEK materyalinin yüzey modifikasyonu için kullanılabilir (54-56).

2.2.3.2. Polieteterketonketon (PEKK)

PEKK birçok uygulamada kullanılabilen metakrilat içermeyen PAEK ailesine ait termoplastik yüksek performanslı bir materyaldir. 1962 yılından beri endüstriyel ve askeri amaçlar için kullanılan PEKK son zamanlarda dental ve medikal alanlarda da kullanılmaktadır. PEKK, kranyal ve ortopedik implantlar alanında umut verici bir malzemedir. Diş hekimliğinde de geniş bir uygulama alanına sahiptir (57).

Polieteterketonketon (PEKK) 'un Yapısı ve Özellikleri

PEKK, Poliarileterketon ailesine ait bir polimerdir. Poliarileterketonlar (PAEK), aile üyelerinin keton ve eter grupları oranlarına göre çeşitlilik gösteren yüksek performanslı yarı kristal termoplastik reçineler grubudur (58). PAEK, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen ile temsil edilen doğrusal bir aromatik polieteter ketondur (57). PEKK yeni gelişen bir polimerik malzemedir. PEKK polimeri iyi şok emici özelliğe ve kırılma direncine sahip elastik bir malzemedir ve tüm termoplastik kompozitler arasında mükemmel mekanik mukavemet, kimyasal direnç ve yüksek termal stabilite göstererek yüksek performans sunar. PEKK, diğer polimerik malzemelerden daha iyi erime sıcaklığı ve basınç dayanımı gibi fiziksel ve mekanik özellikler gösterir. PEKK, PAEK ailesinin diğer üyesi olan PEEK ile karşılaştırıldığında (doldurucusuz ve cam takviyeli); çekme mukavemeti, eğilme mukavemeti ve basınç mukavemetinde daha iyi

mekanik değerler göstermektedir. PEKK doldurucu içermeyen PEEK’e göre %80 oranda daha fazla basıncı dayanımına sahiptir (59).

Farklı sertlikte retilmesi PEKK’in diş hekimliğinde kullanımı açısından fayda sağlar. Örneğin kristal fazında üretilmiş PEKK sabit protez üretimi için kullanılabilirken, amorf yapıda üretilmiş PEKK hareketli protezlerde kullanılabilir (58). PEKK'e TiO₂ eklenmesi polimerin sertliğini ve aşınma direncini artırır (57). PEKK'in uygun mukavemet ve kırılma direnci özelliklerine sahip olması ve şok emici özelliği bu polimerin restoratif materyal olarak kullanılabilir olduğunu göstermektedir (60).

PEKK, dentine kıyasla daha düşük bir elastisite modülü gösterir ve dentine benzer sıkıştırma mukavemetine sahiptir. PEEK'e benzer şekilde, PEKK'in elastik modülü kemiğin elastik modülü ile kıyaslanabilir. Bu nedenle PEKK, iyi fiziksel özellikler gösterdiği için dental implant materyali olarak da kullanılabilir (57).

PEKK mkemmek bir biyouyumluluk gösterdiği için uzun dönemli ortopedik uygulamalarda titanyum yerine alternatif bir materyal olarak kabul edilmektedir (40, 61). PEKK ilave keton grubu sayesinde PEEK’e göre yüzey işlemlerinden daha fazla etkilenmektedir. Hidroksiapatit ile yüzey modifikasyonuna izin vermesi implant osteointegrasyonunu olumlu yönde etkiler (62, 63).

Polieterketonketon (PEKK) ’un Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

PEKK materyali protetik tedavilerde sabit bölümlü protezlerde, geçici restorasyonlarda, kuron restorasyonlarında, hareketli protezlerde altyapı materyali ve tutucu unsur olarak, implant üstü protezlerde altyapı materyali olarak ve geçici abutment materyali olarak kullanılabilir. zerine uygulanan stresi uygun olarak dağıttığı için post ve kor materyali olarak da kullanılma potansiyeline sahiptir (28, 36, 37, 64). Ancak grimsi ve beyazımsı renge sahip oldukları için ve düşük yarı saydımlıkları nedeniyle PAEK materyalleri tatmin edici estetik sonuçların ortaya çıkarılabilmesi için ek bir materyal ile venerlenmelidir. PEKK polimeri düşük densite ve düşük elastik modüle sahiptir ve yüksek mukavemet gösterir aynı zamanda kabul edilebilir bir aşınma direncine sahip olduğu için sabit protezlerde restoratif materyal olarak kullanılabilir (57).

Son yıllarda PEKK materyali Pekkton ivory (Cendres + Metaux SA, İsviçre) adı ile sabit protezlerde altyapı üretimi için CAD/CAM disk şeklinde piyasaya sürülmüştür. Bu materyal mekanik özelliklerin geliştirilmesi için titanyum dioksit içermektedir. Üreticiler bu materyalden yapılmış kompozit bir materyal ile venerlenmiş çift katmanlı

restorasyonların metal seramik ve zirkonya restorasyonların yerini alabileceğini iddia etmiştir (59).

PEKK'in izo-elastik özellikleri ile yüksek performansı ve yeterli mukavemete, hafifliğe, aşınma direncine ve dentine yakın elastik modüle sahip olması sayesinde oral implantolojide implant materyali olarak kullanılabilme potansiyeline sahiptir. Metal içermemesi metal alerjisi olan hastalar için de titanyuma alternatif bir materyal olarak PEKK materyalini öne çıkarmaktadır (65). Termoplastik polimerlerden üretilen dental implantlar da osteointegrasyon yüzdeleri açısından kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir (57). PEKK materyali hareketli protezlerde tutucu unsur olarak da kullanılabilir, ancak tutucu özellikleri Cr-Co alaşımından üretilmiş kroşelere göre daha az bulunmuştur (66).

Polieterketonketon (PEKK) Materyalinden Restorasyon Üretim Yöntemleri

PEKK materyalinden restorasyon üretilmesi CAD/CAM yöntemi ile frezelenerek ya da ısıl presleme yöntemi ile yapılmaktadır (67). Her iki yöntemle üretilen örnekler arasında ne optik özellikler bakımından ne de mekanik özellikler bakımından bir fark bildirilmemiştir (68). PEKK materyalinden 3D seçici lazer sinterleme (SLS) yoluyla bilgisayarlı tomografi (BT) taramaları veya manyetik rezonans görüntüleme (MRI) dosyalarından direkt olarak hastaya özgü implantlar üretilir (48).

Polieterketonketon (PEKK) Materyalinin Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEKK materyalinin estetik nedenlerle venerlenmesi gerekmektedir. PEKK materyalinin venerlenebilmesi ve iki materyal arasında kuvvetli bir adezyon oluşturulması için düşük yüzey enerjisinin artırılması gerekmektedir. Yapılan bir çalışmada alüminyum oksit ile kumlama işleminin PEKK materyalinin yüzey enerjisini arttırdığı belirtilmiştir (69).

2.2.3.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

FRC, CAD/CAM diskler ve/veya bloklar olarak sunulan, CAD/CAM yöntemi ile sabit protetik restorasyonlarda kullanılabilen metal içermeyen fiberle güçlendirilmiş bir kompozittir. Bir epoksi reçine matrikse çok katmanlı çift yönlü bir şekilde düzenli geometril cam fiberlerin paralel olarak yerleştirilmesi ile oluşmuştur. Epoksi reçine vecam fiberden oluşur. Hafif olmasının yanı sıra dentine benzer elastik modül ve bükülme mukavemeti gösterir (390 MPa'lık (N/mm²)). Posterior bölgede fizyolojik çiğneme

yüküne dayanıklılık gösterdiği üretici firma tarafından ve yapılan bazı çalışmalarda belirtilmiştir (70-72).

Hafif olması, dentine yakın elastik modüle sahip olması, metal alaşımı içermediği için korozyona uğramaması ve alerjen özellik göstermemesi, diş renginde olması ve düşük su absorpsiyonuna sahip olması ayrıca elastik özellikleri sayesinde hareketli bölümlü protezlerin, kuron restorasyonlarının ve diş ya da implant destekli sabit bölümlü protezlerin üretilmesi için uygun bulunmuştur (72).

2.3. Sabit Protezlerin Üretim Teknikleri

Sabit protezlerin üretim teknikleri alt yapı ve üst yapının üretilmesi şeklinde ikiye ayrılarak incelenebilir (73).

2.3.1. Alt Yapının Üretilmesi

Sabit protetik tedavilerde alt yapı üretimi geleneksel yöntem olan kayıp mum tekniği ve buna ek olarak günümüzde sık olarak kullanılan ekleme ve eksiltme yöntemleri kullanılarak üretilir (74).

Kayıp Mum Tekniği

Kayıp mum tekniği metal alaşımlarından alt yapıların hazırlanmasında kullanılır. Mum modelaj model üzerinde hazırlanır, ardından revetmana alınır, hazırlanan revetman ön ısıtma fırınına koyulur. Revetman içerisinde ısı ile oluşan negatif boşluğa eritilmiş alaşım materyali santrifüjlü döküm apareyi yardımı ile dökülerek alt yapılar üretilir (75).

Eksiltme Yöntemi

Eksiltme yönteminde, alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır ardından bu tasarıma göre üretici firma tarafından hazırlanmış bloklar veya diskler kazıma cihazında freze edilerek alt yapı üretilir. CAD/CAM yöntemi, kopya freze yöntemi ve stereolitografi (SLA) yöntemi eksiltme yöntemi ile üretim yapan sistemlerdir (74).

Ekleme Yöntemi

Ekleme yönteminde, 3 boyutlu verilerden tabakaların birleştirilmesi ile alt yapı üretimi yapılır. Katı, sıvı veya toz gibi materyaller kullanılarak üretim yapılır. Bilgisayar ortamında hazırlanan kesitlere ayrılmış tasarım her tabaka üzerine bir diğer tabakanın basılması ile model oluşturulur. Geleneksel üretim tekniklerine göre daha hızlı olması, daha güvenilir olması ve ekonomik olması avantajlarıdır. Stereolitografi (SLA), selektif lazer sinterleme (SLS), selektif lazer eritme (SLM), tabakalı nesne üretimi (laminated object manufacturing- LOM), kaynaklı yükleme modelleme (fused deposition modelling- FDM) ve mürekkep baskı tekniği (inkjet printing techniques) sistemleri ekleme yöntemi ile üretim yapan sistemlerdir (74, 76).

2.3.2. Üst yapının Üretilmesi

Üst yapı seramikleri, tabakalama tekniği, ısı ve basınç ile şekillendirme tekniği ve dosya bölme teknikleriyle hazırlanabilir (73).

Fırça Yöntemi ile Tabakalama Tekniği

Fırça yöntemi ile tabakalama tekniğinde üst yapı, alt yapı üzerine seramiğin tabakalar şeklinde fırça yardımı ile uygulanması ardından fırınlanması ile üretilir. Metal ve zirkonya alt yapılar üzerine uygulanabilir. Metal alt yapı kullanılıyorsa metalin gri rengini maskelemek için alt yapıya ilk olarak opak materyali uygulanır. Zirkonya alt yapı üzerine uygulanacaksa zirkonyanın opaklığının önlenmesi ve seramik ile arasındaki bağlantının artırılması için alt yapıya astar materyali uygulanır (77). Bu yöntemde seramik karışımı elde etmek için seramik tozu ve likiti spatül yardımı ile karıştırılır ardından fırça kullanılarak alt yapı üzerine uygulanır. Seramik yapısı gereği fırınlığında büzülmeye uğrayacağı için bu boyutsal değişim hesap edilerek restorasyon, istenilen son formundan daha büyük olacak şekilde hazırlanmalıdır (78).

Isı ve Basınç ile Şekillendirme Tekniği

Bu teknik fırça ile tabakalama tekniğinde seramiğin uğradığı boyutsal değişimin önlenmesi için geliştirilmiştir. Bu teknikte opak uygulanan metal ya da sinterlenmiş zirkonya alt yapıların üzerine üst yapının son hali mum modelasyonla işlenir ve bu modelasyonlu alt yapı revetmana alınır ardından kayıp mum tekniği uygulanır, oluşan boşluğa basınç altında özel bir pres fırınında bu teknik için geliştirilmiş seramik materyali gönderilir ve restorasyon elde edilir (78).

Dosya Bölme Tekniği

Dosya bölme tekniği zirkonya alt yapı ile aynı anda tasarlanan cam seramik üst yapıların CAD/CAM yöntemi ile üretilmesi yöntemidir (79, 80). Dosya bölme (CAD-on™) tekniğinde ilk aşama ölçü aşamasıdır. Ölçü bilgisayar ortamına direkt ya da endirekt olarak aktarılır. Direkt teknikte hazırlığı tamamlanmış dişler ve komşu yapılar optik okuyucu ile taranarak ölçü dijital olarak elde edilir. Endirekt teknikte ise veriler elde edilen alçı model üzerinden bilgisayar ortamına aktarılır .Bilgisayar ortamında yazılım programı kullanılarak zirkonya alt yapı ve seramik üst yapı tasarımı birbiriyle uyumlu bir şekilde yapılır. Bu teknikte CAD/CAM zirkonya disklerden üretilen alt yapıya sinterizasyon işlemi uygulanır, ardından ağız içinde alt yapı provası yapılır. Üst yapı, hazır seramik bloklar kullanılarak elde edilir. Üretilen alt yapı ve üst yapılar birbirleriyle üretici firma önerisine göre birleştirilir (79, 80).

2.4. CAD/CAM Yöntemi ve Restorasyon Üretimi

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) yöntemi diş hekimliği alanında 1980'lerden itibaren kullanılıp geliştirilmektedir. CAD/CAM sisteminin avantajları; klinik ve laboratuvar kaynaklı hataları en düşük seviyeye indirmesi restorasyonların bilgisayar üzerinden üç boyutlu tasarlanıp hızlıca üretilmesi, standart ve mekanik özellikleri iyi restorasyonların tek seansta üretilmesi ve bu sayede geçici restorasyon gerekliliğini ortadan kaldırması olarak sayılabilir (81-83). Dental CAD/CAM sistemleri laboratuvar, hasta ve hekim arasında çapraz enfeksiyon risklerini azaltma potansiyeline sahiptir. Bununla birlikte, CAD/CAM sistemlerinin maliyetleri oldukça yüksektir (84).

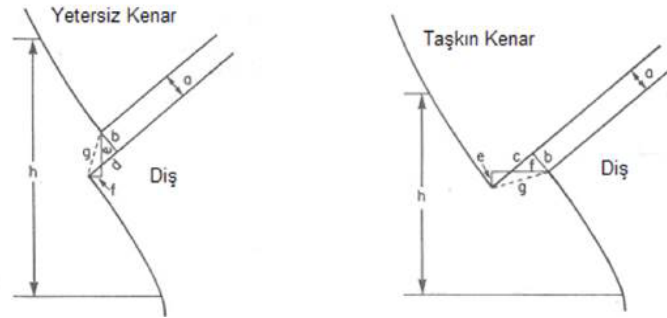
Tüm sistem üç aşamadan oluşur. Bunlar verilerin tarayıcı ile toplanarak kaydedilmesi, bilgisayar ortamında restorasyon tasarımının yapılması (CAD) ve restorasyonun freze cihazı ile üretilmesi (CAM) aşamalarıdır (85). Tarayıcı vasıtasıyla hazırlanmış dişlerin, bu dişlere komşu dişler ve yapıların ayrıca karşı ark ve kapanış ilişkisinin üç boyutlu verileri bilgisayara gönderilir. Elde edilen veriler laboratuvara gönderilebilir ya da hasta başında tasarım da yapılarak restorasyon üretilir (86). İkinci bileşen ise verileri işleyen ve restorasyonların üç boyutlu tasarımının yapılmasını sağlayan yazılım programıdır. Yazılım programında elde edilen veriler üç boyutlu olarak incelenebilir ve restorasyon tasarımı yapılabilir. Inley, onley, kuron, alt yapı, köprü, kişiselleştirilmiş implant dayanağı gibi çeşitli restorasyonların tasarımı yapılabilir (86).

CAD yazılımıyla elde edilen tasarım üçüncü bileşen olan yazıcıya aktarılır ve CAM süreci başlamış olur. Yazıcı tarafından tasarlanan restorasyon seramik, kompozit ve metal gibi çeşitli materyallerden prefabrike bloklar/diskler kullanılarak üretilir (86).

CAD/CAM sistemlerinde bileşenlerin lokasyonuna göre üç farklı üretim kavramı bulunmaktadır. Eğer tüm bileşenler klinikte ve restorasyon üretimi hasta başında yapılıyor ise bu sistem hasta başı sistem olarak adlandırılır. Hekim ölçü verisini laboratuvara gönderir ve tasarım ve üretim laboratuvarında yapılırsa bu yönteme laboratuvar üretimi denir. Laboratuvar hekimden aldığı verileri kullanarak restorasyon tasarımını yapar ve üretim için bir üretim merkezine gönderir ise bu yöntem merkezi üretim sistemi olarak adlandırılır (86). CAD/CAM yöntemi ile protezlerin üretilmesi eksiltme ve dosya bölme teknikleri ile yapılmaktadır (74, 79, 80).

2.5. Marjinal ve İnternal Adaptasyon

Sabit protezlerin uzun dönemde sağ kalımı ve başarısı çok önemlidir ve birçok faktöre bağlıdır, bu faktörler içerisinde marjinal ve internal adaptasyon öne çıkan faktörlerdir. Holmes'a göre marjinal aralık diş preparasyonunun bitiş çizgisi ile restorasyonun servikal marjini arasındaki mesafeye denir, internal aralık ise restorasyon ile prepare edilmiş diş yüzeyi arasındaki dikey mesafedir (87).



Şekil 2.1. Holmes ve ark.na göre uyumsuzluk terminolojisi (87). a: internal aralık, b: marjinal aralık, c: taşkın kenar, d: yetersiz kenar, e: vertikal kenar açıklığı, f: horizontal kenar açıklığı, g: mutlak kenar açıklığı, h: oturma uyumsuzluğu

Geniş marjinal açıklıklar simanın hızlı şekilde çözünmesine neden olur ve bu çözünme beraberinde mikrosızıntı sonucu plak ve bakteri birikimine neden olur. Bakteriler dentin tübülleri aracılığı ile pulpaya doğru ilerleyip endodontik inflamasyon meydana getirebilir. Mikrosızıntı sonucu dayanak dişte renkleme, sekonder çürükler ya

da periodontal sorunlar meydana gelebilir, bu durum ilerleyen dönemde kemik kaybına, dayanak dişte ya da implantlarda kayıplara neden olabilir (78-80, 88).

Yetersiz marjinal-internal adaptasyona bağlı olarak diş üzerinde oluşan stresler dişin ve restorasyonun uzun dönemdeki başarısını olumsuz etkileyebilmektedir (88). Marjinal aralığın miktarı siman aralığının miktarına da bağlıdır. Bu tabakayı; diş preparasyon tasarımı (basamak tasarımı, koniklik açısı, kuron boyu), diespacer kullanılması, kuron simante edilirken uygulanan kuvvet ve restoratif materyalin yüzey özellikleri gibi pek çok faktör etkilemektedir. Ayrıca diğer bir faktör de kuronun kendi kenar uyumsuzluğudur (89). Kabul edilebilir marjinal adaptasyon değeri literatürde yaygın olarak tartışılmıştır ve klinik açıdan 120 µm veya daha az marjinal aralığın arzu edildiği konusunda bir fikir birliği vardır (10, 11).

İnternal adaptasyon klinik olarak restorasyonun başarısı ve dayanağın prognozu açısından marjinal adaptasyon kadar önemlidir. İnternal adaptasyon, protezin retansiyon ve rezistansının olumsuz etkilenmemesi için uniform bir kalınlıkta olmalıdır. 50- 100 µm 'lık siman aralığı genel olarak kabul edilebilir değerlerdir. Klinik olarak 200- 300 µm aralıklarda da adeziv simantasyonun uygulanabileceği söylenmektedir (12, 13). Ancak seramik restorasyonun altında, kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltmakta ve seramiğin kırılma riskinin artmasına neden olmaktadır (90). Siman aralığının yetersiz bırakılması ise simante edilen restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkilemektedir (91).

2.6. Marjinal ve İnternal Adaptasyon Ölçüm Yöntemleri

Marjinal ve internal adaptasyonun ölçülmesi için araştırmacılar tarafından kullanılan birçok teknik kullanılmaktadır.

2.6.1. Direkt GÜDÜK Üzerinden Ölçüm Tekniği

Direkt güdük üzerinden ölçüm yöntemi uygulaması kolay olduğu için sık tercih edilen bir tekniktir. Bu teknikte, restorasyon güdük üzerine yerleştirilir ve stereomikroskop veya elektron mikroskobu kullanılarak marjinal aralık manuel olarak ya da bilgisayar programları yardımı ile alınan fotoğraflar üzerinden ölçülür. Bu teknik tekrar edilebilir olduğu için, ölçüm yapılırken restorasyon ya da güdüğe zarar verilmediği için ve ölçümler istenildiği kadar tekrar edilebildiği için simantasyon öncesi veya sonrasında kullanılabildiği için avantajlıdır. Ölçümde dublikat ve ara madde

kullanılmadığı için hassas ölçümler yapılabilir. Ancak bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir. Restorasyonun internal adaptasyonu bu teknikle ölçülemez (92).

2.6.2. Rezin Replika Tekniği

Sabit protezlerde destek diş üzerinden mikroskop altında direkt olarak ölçüm yapmak uğraştırıcı olduğu için geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu yöntemle sadece iki boyutlu analizlerle inceleme yapılabilir. Ölçüm yapılacak olan restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır ve bu ölçü içerisine pattern rezin uygulanır, bu sayede ölçüm yapılacak restorasyonun marjin bölgesinin replikası hazırlanmış olur. Ölçüm direkt olarak elde edilen rezin replika üzerinden yapılır. Rezin replika silindir şeklinde olduğu için özellikle proksimal bölgelerin ölçümleri çok daha kolay yapılabilmektedir ve ölçümler tekrar edilebilmektedir. Ancak pattern rezinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi nedeniyle ölçümlerin hassaslığı etkilenebilir. Bu durum bu yöntem için dezavantaj oluşturmaktadır. İnternal aralık bu yöntemle ölçülemez (93).

2.6.3. Silikon Replika Tekniği

Bu teknik hem marjinal adaptasyon hem de internal adaptasyon ölçümü için in-vivo ve in-vitro çalışmalarda kullanılabilir. Restorasyon ve dayanağa zarar vermeden internal ve marjinal aralık bu yöntemle ölçülebilir. Bu yöntemle sadece iki boyutlu analizlerle inceleme yapılabilir. Bu teknikte restorasyonun iç yüzeyine akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi konularak belirli bir kuvvet altında restorasyon dışın ya da güdüğün üzerine yerleştirilir. Silikon sertleşmesi tamamlandıktan sonra diş ya da güdükten restorasyon ayrılır, restorasyon içerisinde kalan ölçü maddesine destek olması için bu sefer daha sert bir kıvamda silikon enjekte edilir. Silikon sertleştikten sonra restorasyonun içinden çıkartılır iki katmanlı bu tabakada akıcı olan silikonun bulunduğu üst katman internal adaptasyonu gösterirken kıvamlı olan silikon katmanı ise dışı ya da güdüğü temsil eder. Ölçümler hazırlanan bu iki katlı replikadan alınan kesitler üzerinden yapılır (10, 94).

2.6.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Bu teknik, radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddeler kullanılarak ya da kullanılmadan kullanılabilir. Üretilen restorasyon güdüğe simante edilmeden önce ya da simantasyon sonrasında eğer boyayıcı madde kullanılacaksa radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır buradaki amaç bu materyallerin kuron ve güdük arasında

sızmasıdır. Eğer boyayıcı madde kullanılmadan kesit alınacaksa bu adım atlanarak dış ve güdük kompleksi rezin materyaline gömülür ve bu yapıdan kesitler alınarak ölçüm yapılır (95-97).

2.6.5. Üç Boyutlu Tarama Yöntemi ile Ölçüm Tekniği

Üç boyutlu tarama yöntemi: Üç boyutlu (3D) veriler elde etmek ve ölçüm yapmak için protezin, dayanak dişin ve protezin iç ve dış yönlerinin taranması yöntemidir. Oluşturulan veriler analiz programında karşılaştırılarak marjinal ve internal adaptasyon ölçülebilir. Sistem ölçümlerin istendiğinde tekrar edilebilmesi, radyoaktif madde gerektirmemesi ya da restorasyona ya da dayanağa zarar verilmeden ölçüm yapılabilmesi açısından avantajlıdır. Ancak taranan verilerin olası yanlışlıkları ve çakışmalar nedeni ile hatalı ölçümler yapılabilir (98). Tarama sistemindeki hata payı, sonuçlara direkt olarak yansımaktadır (99). Bu teknikle iki ya da üç boyutlu ölçümler mümkündür (100).

2.6.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Ölçüm Tekniği

Bu teknikte marjinal ve internal adaptasyon radyografi kullanılarak ölçülür. Tekniğin avantajları arasında yüksek çözünürlükte ve üç boyutlu olarak görüntüler elde edilebilmesi ve istenilen yerden ölçüm yapılmasına izin vermesi sayılabilir. Ancak teknikte radyasyon kullanılması ve metal içerikli protezlerde artefakt oluşturması gibi dezavantajları vardır (101). Bu teknikle iki ya da üç boyutlu ölçümler mümkündür (100).

2.6.7. Optik Koherens Tomografi ile Ölçüm Tekniği

Optik Koherens Tomografi yüksek çözünürlüklü gerçek zamanlı kesitsel görüntüler üzerinden ölçüm yapılmasını sağlayan radyolojik olmayan bir yöntemdir. Ancak kalın ve opak özellik gösteren materyallerin ölçümü optik koherens tomografi ile zor olmaktadır (102, 103).

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda toplam 100 adet çelik güdük üretildi ve bu çelik güdükler laboratuvar tarama cihazı ile taranarak CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar PEEK (PEEK), PEKK (PEKK), fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), polimer kompozit (COMP) ve monolitik zirkonya grubu (MZR) olmak üzere 5 gruba (n=20) ayrıldı.

Bu çalışmadaki laboratuvar aşamaları İnönü Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Çalışmamız İnönü Üniversitesi Rektörlüğü tarafından TDH-2021-2633 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir. Çalışmamızda kullanılan sarf malzemeler ve cihazlar Tablo 3.1 ve Tablo 3.2 de belirtilmiştir. Çalışmamızda insan örnekleri kullanılmadığı ve çalışmamız in vitro gerçekleştirildiği için etik kurul onayı gerektirmemektedir.

Tablo 3.1.Çalışmada kullanılan sarf malzemeler

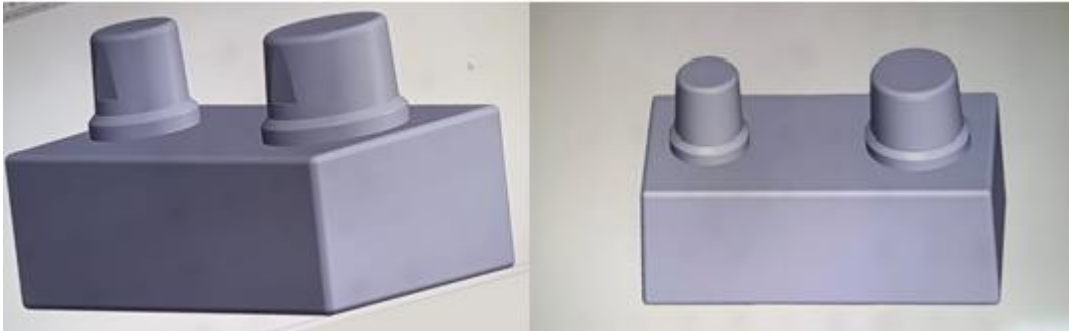
MALZEME	ÜRÜN ADI	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Monolitik Zirkonya CAD/CAM Disk	DD cube ONE®	4Y-TZP $ZrO_2 + HfO_2 \geq 92\%$ $Y_2O_3 < 8\%$ $Al_2O_3 < 1\%$	Dental Direct, Spenge Almanya
PEEK CAD/CAM Disk	KERA®starPEEK	80% PEEK~20% TiO ₂ içerikli doldurucu	KERA®starPEEK, Main, Almanya
Polimer Kompozit CAD/CAM Disk	BreCAM.HIPC	PMMA ve seramik doldurucu	Bredent, Senden, Almanya
PEKK CAD/CAM Disk	Pekkton® ivory	80% PEKK~20% TiO ₂ içerikli doldurucu	Cendres+Métaux SA, İsviçre
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit CAD/CAM Disk	TRINIA®	%40 epoksi reçine, %60 cam fiber	BICON, Boston, MA, ABD
A Tipi Silikon Ölçü Maddesi Putty Faz	Variotime Easy Putty		Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
A Tipi Silikon Ölçü Maddesi Light Faz	Variotime Light Flow		Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
A Tipi Silikon Ölçü Maddesi Ekstra Light Faz	Variotime Extra Light Flow; GmbH		Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya

Tablo 3.2.Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Takisawa CNC Tezgâhı	Takisawa Machine Tool Co., Ltd. Japonya
Ceramill Map 400 Laboratuvar CAD/CAM tarama cihazı	Amann Girrbach, Koblach, Avusturya
Ceramill Motion 2 CAD/CAM Freze Cihazı	Amann Girrbach, Koblach, Avusturya
Stereomikroskop	Euromex, Arnhem, Hollanda
Sirona in Fire HTC Speed Sinter Fırını	Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya
Hassas terazi	Mettler Toledo XSR10002S Ohio, ABD

3.1. Ana Modellerin Hazırlanması

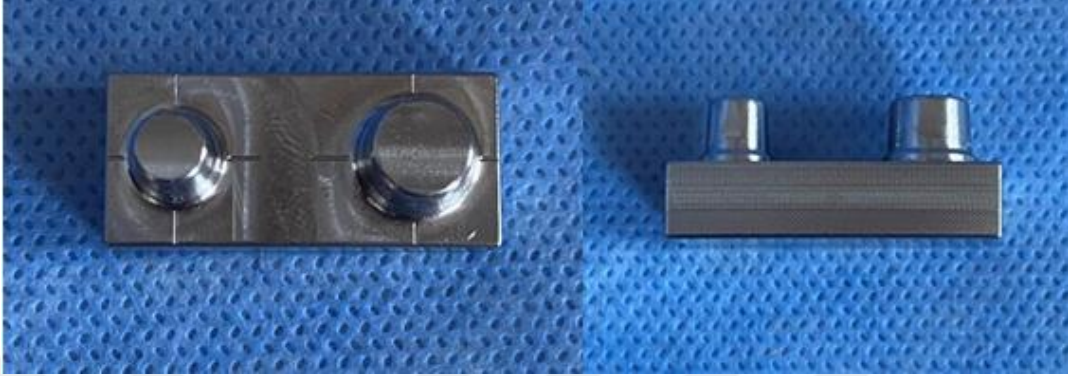
Bu çalışmada ana model olarak çelik güdükler tercih edildi. Çelik güdüklerin tasarımı profesyonel bir yazılım programı (AutoCAD 2012, Autodesk ABD) kullanılarak tasarlandı. Tasarım bir platform üzerinde prepare edilmiş, mandibular sol ikinci küçük azı dişi ve mandibular sol birinci büyük azı dişi taklit eden, dayanak dişler 5 mm kuron boyu, 1 mm genişliğinde açılı chamfer basamak dizaynı ve her iki duvarda 3° olmak üzere toplam 6°'lik koniklik açısı olacak şekilde (14) ve dişlerin bukkal yüzeylerine işaret konularak yapıldı (Şekil 3.1)



Şekil 3.1.Çelik güdük tasarımının farklı açılardan görüntüsü

Silikon replikalar hazırlandıktan sonra mezio-distal ve bukkal-lingual yönde kesit alınacak yerlerin standart olarak belirlenebilmesi için çelik güdükler üzerinde eşit mesafelerde 4 adet çentik hazırlandı.

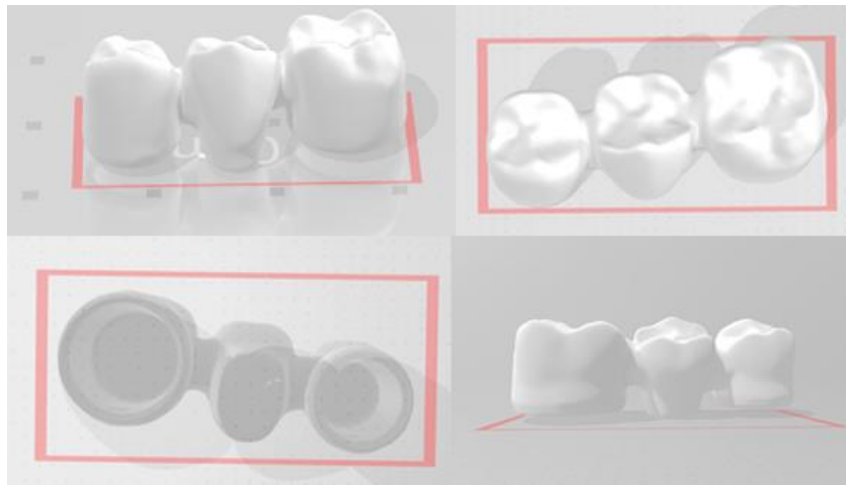
Çelik güdüklerin üretimi ise CNC tezgâh (Takisawa Machine Tool Co., Ltd. Japonya) kullanılarak yapıldı. Her bir grup için 20 adet (n=20) (104, 105) toplamda 100 adet olacak şekilde üretildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2.Çelik güdüklerin oklüzalden ve bukkalden görüntüsü

3.2. Sabit Bölümlü Protezlerin Dizaynı

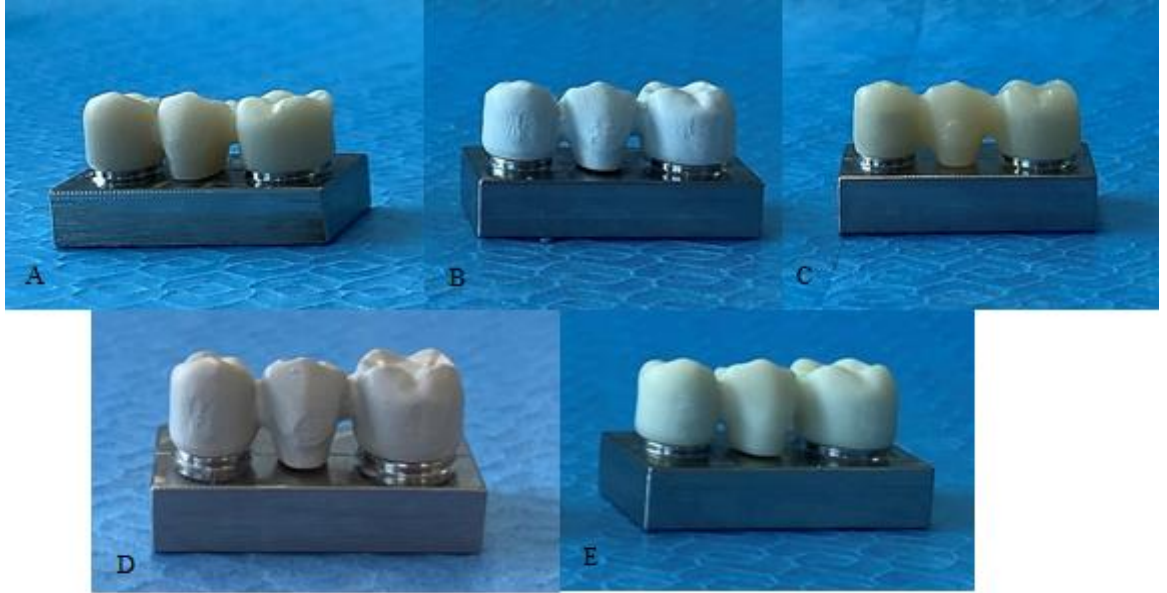
Üretilen paslanmaz çelik güdükler laboratuvar tarama cihazı (Ceramill Map400, Amann Girrbach, Avusturya) ile tarandı. Standard Tessellation Language (STL) tasarımı bir yazılım programı (Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) kullanılarak hazırlandı. Üretici firmaların önerisi dikkate alınarak materyal kalınlığı minimum 1mm olacak şekilde konnektor bağlantılarının yatay kesiti 14mm² ve siman aralığı 50µm olacak şekilde (106-110) yapılan tasarımın farklı açılardan görüntüleri Şekil 3.3'te gösterildi.



Şekil 3.3.Restorasyonların STL tasarımının farklı açılardan görüntüsü

3.3. Sabit Bölümlü Protezlerin Üretilmesi

Hazırlanan STL tasarımı kullanılarak monolitik zirkonya (DD cube ONE® (Dental Direct), PEEK (KERA®starPEEK), polimer kompozit (BreCAM.HIPC, Bredent, Senden, Almanya), PEKK (Pekkton® ivory ,Cendres+Métaux SA), fiberle güçlendirilmiş kompozit (TRINIA®, BICON, Boston, MA, ABD), disklerden üç üye sabit bölümlü protezlerin (SBP) üretimi bir CAD/CAM freze cihazı (Ceramill motion 2, Amann Girschbach, Avusturya) ile yapıldı. MZR grubu örneklerle üretici önerisine göre sinterleme protokolü uygulanarak (seramik fırınında 900°C’de 30 dakika) sinterleme işlemi tamamlandı. Her bir gruptan üretilen bir adet SBP Şekil 3.4’te görülmektedir.



Şekil 3.4.A:MZR, B:PEEK, C:COMP, D:PEKK, E:FRC CAD/CAM Disklerden Üretilmiş Üç Üye Bölümlü Protezler

3.4. Elde Edilen Protezlerin Marjinal-İnternal Adaptasyonlarının ölçülmesi

Çalışmamızda marjinal ve internal adaptasyon ölçümü silikon replika tekniği kullanılarak yapıldı. Silikon replika tekniği için bir ilave tip silikon ölçü maddesi üç fazda kullanıldı (Variotime Extra Light Flow, Variotime Light Flow, Variotime Easy Putty; Heraeus Kulzer GmbH). Silikon replikaların hazırlanması için ilk olarak ölçü maddesinin ekstra light fazı hazırlanarak SBP’lerin içerisine uygulandı. Ölçüm öncesi uygulanacak kuvvet araştırmacı tarafından hassas terazi kullanılarak standartizasyonu sağlandı ve her bir örnek çelik güdüklere aynı araştırmacı tarafından kalibre edilmiş yaklaşık 4 kg (40 N)

kuvvet uygulanarak yerleştirildi (104, 111). Ölçü maddesi sertleşene kadar üretici önerisine göre 2.5 dk. beklendi ardından protezler çelik güdüklerden ayrıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5.Ekstra light body ölçü maddesi uygulanan sabit bölümlü protez

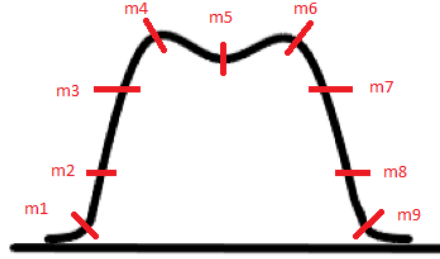
Bu tabakayı desteklemek için farklı renkte ve daha kıvamlı olan light body ölçü maddesi protezlerin içine uygulandı (Şekil 3.6 A). Light faz ölçü materyalinin sertleşmesi tamamlandıktan sonra protez hazırlanan putty faz silikon ölçü materyali içine oturtuldu ve üretici önerisine göre polimerizasyon için 2.5 dk. sabit kuvvet altında beklendi böylece protez içinde kalan ölçü materyalleri desteklendi. Silikon sertleştikten sonra protez uzaklaştırıldı ve böylece silikon replika elde edildi (Şekil 3.6 C).



Şekil 3.6.AEkstra Light body ölçüyü desteklemek için light body ölçü uygulanması B: Restorasyon uzaklaştırılmadan önceki görüntü C: Restorasyon uzaklaştırıldıktan sonra üretilen silikon replika day

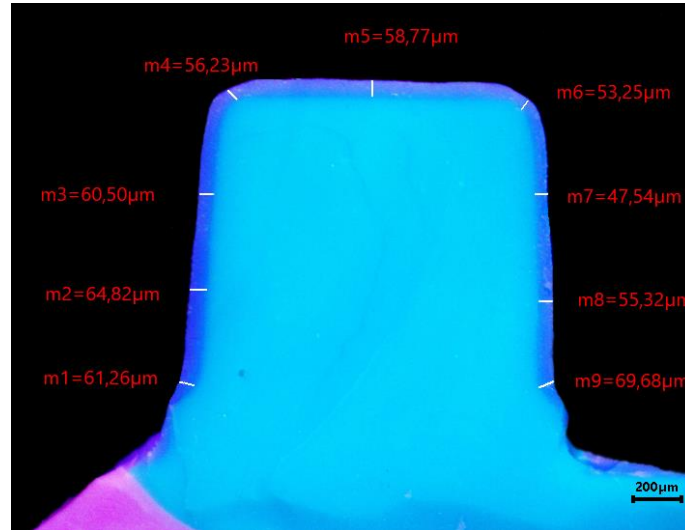
Üretilen her SBP için iki adet silikon replika üretildi. Üretilen silikon replikalardan biri mezio-distal yönde diğeri bukkal-lingual yönde bisturi yardımı ile ikiye ayrıldı. Şekil 3.7’de gösterilen internal adaptasyon için 7 nokta (m2, m3, m4, m5, m6, m7, m8) ve marjinal adaptasyon için belirlenen 2 nokta (m1 ve m9) olmak üzere her diş için mezio-

distal kesitte 9 nokta, bukkal-lingual kesitte 9 nokta olmak üzere 18 nokta her bir model için de toplam 36 nokta belirlendi.



Şekil 3.7.Belirlenen ölçüm noktaları

Stereo mikroskop ile 40X büyütmede her kesit için dijital fotoğraf kaydı yapıldı. Ölçümler bir yazılım programı (Image Focus Alpha, Euromex, Arnhem, Hollanda) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.8). Ölçümlerin güvenilirliği için her kesit ve her model için belirlenen aynı noktadan ölçüm yapıldı ve ölçümler aynı araştırmacı tarafından belirlenen her nokta için 10 kere tekrarlandı ve tekrarlanan ölçümlerin ortalama değerleri kaydedildi. Her numune için 360 adet totalde tüm numuneler için 36000 adet ölçüm yapıldı.



Şekil 3.8.Mezio distal kesit alınan replika day'ın 40X büyütülmüş stereomikroskop görüntüsü üzerinde Image Focus Alpha programı ile ölçüm yapılması.

3.5. İstatistiksel Analiz ve Karşılaştırmaların Yapılması

İstatistiksel analiz R stüdyo (R studio, Boston, ABD) yazılım programı ile yapıldı. 5 gruptan üretilen 20'şer adet numunenin; internal adaptasyon, marjinal adaptasyon, mezio-distal kesitte internal adaptasyon, mezio-distal kesitte marjinal adaptasyon, bukko-lingual kesitte internal adaptasyon ve bukko-lingual kesitte marjinal adaptasyon ölçümleri tek yönlü ANOVA kullanılarak karşılaştırıldı ($p<0.05$). Levene homojenite testi ile tüm kesitlerde grupların homojen olduğu belirlendi, gruplar arasındaki farkların incelenmesi için Post Hoc testlerden Tukey HSD testi kullanıldı.



4. BULGULAR

4.1. Ortalama İnternal Adaptasyon Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının ortalama internal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistiksel açıdan farklılık olduğu görüldü ($p<0.001$). Tukey testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Ortalama internal adaptasyon ve standart sapma değerleri sıralandığında MZR grubunu ($57.48\pm5.02\mu\text{m}$) sırasıyla COMP ($75.07\pm7.70\mu\text{m}$), PEEK ($75.17\pm3.05\mu\text{m}$), FRC ($76.18\pm4.39\mu\text{m}$) ve PEKK ($80.38\pm8.82\mu\text{m}$) grupları takip etmektedir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1.İnternal adaptasyon tanımlayıcı istatistik tablosu

İnternal Adaptasyon Tanımlayıcı İstatistik Tablosu							P Değeri Tukey HSD Testi
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS(μm)	Min	Max	Alt Limit	Üst Limit	
MZR	20	$57.48\pm5.02^{B,C,D,E}$	51.24	64.50	54.27	60.69	$p<0.001$
PEEK	20	75.17 ± 3.05^A	69.50	80.09	73.22	77.13	
COMP	20	75.07 ± 7.70^A	65.16	89.14	70.14	80.00	
PEKK	20	80.38 ± 8.82^A	68.59	98.32	74.62	85.68	
FRC	20	76.18 ± 4.39^A	67.01	83.96	73.37	79.00	

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^CPolimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, $p<0.05$)

4.2. Ortalama Marjinal Adaptasyon Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının ortalama marjinal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0.001$). Tukey

testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Ortalama marjinal adaptasyon ve standart sapma değerlerine göre bir sıralama yapıldığında MZR grubunu ($51.76 \pm 7.31\mu\text{m}$) sırasıyla PEEK ($67.44 \pm 5.52\mu\text{m}$), COMP ($68.14 \pm 10.04 \mu\text{m}$), FRC ($70.85 \pm 7.14\mu\text{m}$) ve PEKK grubu ($77.71 \pm 16.10\mu\text{m}$) takip etmektedir (Tablo 4.2) .

Tablo 4.2.Marjinal adaptasyon tanımlayıcı istatistik tablosu

Marjinal Adaptasyon Tanımlayıcı İstatistik Tablosu						
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS(μm)	Min.	Max.	Ortalama İçin Güven Aralığı Alt Limit	Üst Limit P Değeri Tukey HSD Testi
MZR	20	$51.76 \pm 7.31^{B,C,D,E}$	43.42	66.73	48.34	55.19
PEEK	20	67.44 ± 5.52^A	59.9	75.78	64.85	70.02
COMP	20	68.14 ± 10.04^A	49.55	87.13	63.44	72.84
PEKK	20	77.71 ± 16.10^A	57.30	94.17	70.17	85.25
FRC	20	70.85 ± 7.14^A	53.99	78.28	67.50	74.19

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^CPolimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, $p<0.05$)

4.3. İnternal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının bukko-lingual kesitte ölçülen internal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0.001$). Tukey testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$). Bukko-lingual kesitte ortalama internal adaptasyon ve standart sapma değerlerine göre bir sıralama yapıldığında MZR grubunu ($58.22 \pm 5.59\mu\text{m}$) sırasıyla PEEK grubu ($74.38 \pm 3.88\mu\text{m}$) FRC ($75.65 \pm 5.87\mu\text{m}$), COMP ($77.14 \pm 11.35\mu\text{m}$) ve PEKK grubu ($80.51 \pm 10.16\mu\text{m}$) takip etmektedir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3.İnternal adaptasyon bukko-lingual kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu

İnternal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri Tanımlayıcı İstatistik Tablosu						
					Ortalama İçin Güven Aralığı	P Değeri Tukey Hsd
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS(μm)	Min.	Max.	Alt Limit	Üst Limit
MZR	20	58.22 $\pm$ 5.59 ^{B,C,D,E}	50.70	65.79	55.60	60.83
PEEK	20	74.38 $\pm$ 3.88 ^A	68.58	79.59	72.56	76.20
COMP	20	77.14 $\pm$ 11.35 ^A	65.66	97.82	71.83	82.46
PEKK	20	80.51 $\pm$ 10.16 ^A	68.77	96.11	75.75	85.26
FRC	20	75.65 $\pm$ 5.87 ^A	60.51	82.91	72.90	78.40

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^CPolimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, $p<0.05$)

4.4. İnternal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının mezio-distal kesitte internal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistik yönünden farklılık olduğu görüldü ($p<0.001$). Tukey testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Mezio-distal kesitte ortalama internal adaptasyon ve standart sapma değerlerine göre bir sıralama yapıldığında MZR grubunu ($56.74\pm5.46\mu\text{m}$) sırasıyla COMP ($73.00\pm6.07\mu\text{m}$) PEEK ($75.97\pm2.88\mu\text{m}$), FRC ($76.72\pm5.82\mu\text{m}$) ve PEKK ($80.79\pm10.07\mu\text{m}$) grupları takip etmektedir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. İnternal adaptasyon mezio-distal kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu

İnternal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Verileri Tanımlayıcı İstatistik Tablosu						
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS (μ m)	Min.	Max.	Alt Limit	Üst Limit
MZR	20	56.74 $\pm$ 5.46 ^{B,C,D,E}	50.41	66.80	54.18	59.30
PEEK	20	75.97 $\pm$ 2.88 ^A	70.42	80.59	74.62	77.32
COMP	20	73.00 $\pm$ 6.07 ^A	64.25	82.27	70.16	75.85
PEKK	20	80.79 $\pm$ 10.07 ^A	68.32	94.77	76.08	85.51
FRC	20	76.72 $\pm$ 5.82 ^A	62.81	85.01	73.99	79.45

p<0.001

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^CPolimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, p<0.05)

4.5. Marjinal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının bukko-lingual kesitte ölçülen marjinal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistik yönünden farklılık olduğu görüldü (p<0.001). Tukey testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0.001). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0.05). Bukko-lingual kesitte ortalama marjinal adaptasyon ve standart sapma değerlerine göre MZR grubundan (51.56 $\pm$ 9.98 μ m) sonra sırasıyla PEEK (66,85 $\pm$ 6,22 μ m), COMP (68.91 $\pm$ 13.22 μ m), FRC (69.57 $\pm$ 9.96 μ m) ve PEKK grupları (74.32 $\pm$ 14.61 μ m) gelmektedir (Tablo 4.5).

Tablo 4.5.Marjinal adaptasyon bukko-lingual kesit verileri tanımlayıcı istatistik tablosu

Marjinal Adaptasyon Bukko-Lingual Kesit Verileri Tanımlayıcı İstatistik Tablosu						
					Ortalama İçin Güven Aralığı	P Değeri Tukey HSD
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS(μ m)	Min.	Max.	Alt Limit	Üst Limit
MZR	20	51.56 $\pm$ 9.98 ^{B,C,D,E}	40.11	73.88	46.88	56.23
PEEK	20	66.85 $\pm$ 6.22 ^A	58.07	79.25	63.94	69.76
COMP	20	68.91 $\pm$ 13.22 ^A	43.52	100.47	62.72	75.10
PEKK	20	74.32 $\pm$ 14.61 ^A	58.95	100.05	67.48	81.15
FRC	20	69.57 $\pm$ 9.96 ^A	43.44	79.17	64.91	74.23

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^C Polimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, p<0.05)

4.6. Marjinal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Verileri

MZR, PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının mezio-distal kesitte ölçülen marjinal adaptasyon verilerini karşılaştırmak amacıyla ANOVA testi kullanıldı. Yapılan inceleme sonucunda, gruplar arasında istatistik yönünden farklılık olduğu görüldü (p<0.001). Tukey testi sonucuna göre; MZR grubu ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0.001). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0.05). Mezio-distal kesitte ortalama marjinal adaptasyon ve standart sapma değerlerine göre bir sıralama yapıldığında MZR grubundan sonra (51.97 $\pm$ 8.66 μ m) sırasıyla COMP grubu (67.38 $\pm$ 12.12 μ m), PEEK grubu (68.03 $\pm$ 6.77 μ m), FRC grubu (72.12 $\pm$ 10.23 μ m) ve PEKK grubu (81.1 $\pm$ 19.25 μ m) gelmektedir (Tablo 4.6).

Tablo 4.6.Marjinal adaptasyon mezio-distal kesit tanımlayıcı istatistik tablosu

Marjinal Adaptasyon Mezio-Distal Kesit Tanımlayıcı İstatistik Tablosu						
Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS (μ m)	Min.	Max.	Ortalama İçin Güven Aralığı	
					Alt Limit	Üst Limit
MZR	20	51.97 $\pm$ 8.66 ^{B,C,D,E}	38.99	69.37	47.92	56.03
PEEK	20	68.03 $\pm$ 6.77 ^A	58.63	79.87	64.86	74.81
COMP	20	67.38 $\pm$ 12.12 ^A	40.50	87.02	61.70	73.05
PEKK	20	81.1 $\pm$ 19.25 ^A	53.54	98.29	72.09	90.11
FRC	20	72.12 $\pm$ 10.23 ^A	50.21	88.93	67.34	76.91

(*Farklı üst simge harfler, gruplar arasındaki istatistiksel farkı tanımlar. ^A Monolitik zirkonya (MZR), ^BPEEK (PEEK), ^C Polimer Kompozit (COMP), ^DPEKK (PEKK), ^EFiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), SS: Standart Sapma, Min: En küçük değer, Max: En büyük değer, p<0.05)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC materyallerinden üç üye sabit bölümlü protezler üretildi ve üretilen restorasyonların marjinal ve internal adaptasyon değerleri ölçüldü. Çalışmanın H_0 hipotezi tüm grupların benzer marjinal ve internal adaptasyon değeri göstereceği ve tüm grupların ölçüm değerlerinin klinik sınırlar içinde kalacağı yönündeydi, çalışmanın sonuçlarına göre her kesitte internal ve marjinal adaptasyon değerleri incelendiğinde MZR grubunun marjinal ve internal adaptasyon değerleri istatistiksel olarak daha iyi bulundu ($p < 0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$). Tüm grupların marjinal ve internal adaptasyon ölçüm değerleri klinik sınırlar içinde bulundu (marjinal adaptasyon $< 120 \mu m$ (10, 11), internal adaptasyon $50-100 \mu m$ (12, 13)). Bu durumda çalışmanın H_0 hipotezi MZR grubu istatistiksel olarak farklı bulunduğu için kısmen reddedildi.

Çalışmada kullanılan metal desteksiz CAD/CAM güncel yeni geliştirilen materyallerdir. Bu materyallerin metallere göre estetik olması, dentine yakın elastik modülünün olması, su emiliminin az olması, ağız içi değişebilen PH değerlerinden etkilenmemesi, mekanik mukavemetlerinin posterior bölgede kullanım için yeterli olması, metal alaşımlar gibi korozyona uğrama ya da alerjen özellik gösterme gibi dezavantajlarının bulunmaması bu materyalleri öne çıkaran özelliklerdir fakat bu materyallerin klinik koşullarda güvenle kullanılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (6, 71, 108, 112-116).

Sabit bölümlü protezlerin internal ve marjinal adaptasyonlarını incelemek için yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde; güdük materyali olarak çekilmiş insan dişlerinin (13), implant dayanaklarının (103), prefabrik anatomik dişlerin (117), rezin modellerin (118) ya da standardize edilmiş paslanmaz çelik metal güdüklerin (45, 46, 107, 108, 115, 116, 119, 120) kullanıldığı görüldü. Çekilmiş dişlerin kullanıldığı durumlarda, örnekler çoğaltılırken üretim standartının sağlanması zor olmaktadır. Ayrıca yapılan bir çalışmada güdük materyalinin marjinal adaptasyona etkisinin incelenmesi için metal güdük, doğal diş ve polimer güdükler karşılaştırılmış ve çalışmanın sonucunda yapay güdükler ile doğal dişler arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir (121). Ayrıca metal güdüklerin üretim aşamasının daha kontrollü ve standart olması, incelemeler sırasında aşınmaya uğramaması gibi nedenler metal güdükleri diğer güdük tiplerine göre daha üstün hale getirmektedir (122, 123). Bu nedenle çalışmada paslanmaz çelik güdükler tercih edildi.

Paslanmaz çelik güdükler, prepare edilmiş 34 ve 36 numaralı dişleri taklit edecek şekilde ve standardizasyonun sağlanması için dijital tasarım yapılarak CNC tezgâh kullanılarak üretildi.

Paslanmaz çelik güdükler tasarlanırken taper açısı ve kenar bitim çizgisinin marjinal ve internal adaptasyonu etkileyebileceği göz önünde bulunduruldu. Literatürde preparasyonun taper açısının marjinal adaptasyonu etkileyebileceği belirtilmiştir (124). Genel olarak literatürdeki marjinal ve internal adaptasyonu değerlendiren çalışmalar incelendiğinde, kullanılan güdüklerin 6°'lik taper açısına sahip olduğu görüldü (46, 107, 108, 119, 120, 125-127) Bu yüzden çalışmamızda kullanılan çelik güdükler 6°'lik taper açısı ile hazırlandı. Preparasyonun kenar bitim şekli, protezin marjinalindeki şeklini ve hacmini, restorasyonun internal ve marjinal adaptasyonunu belirlemede etkili bir faktördür (14). bu çalışmada birçok araştırmacı tarafından da tercih edilen chamfer kenar bitim çizgisi tercih edildi (7, 104, 107, 120, 127-129).

Numune sayısının belirlenmesi için literatüre bakıldığında marjinal ve internal adaptasyonu değerlendirmek için yapılan çalışmalarda 3 ile 20 arasında örnek sayılarının kullanıldığı görüldü (26, 85, 104, 105, 128, 130). Daou ve ark. (104) ve Emad ve ark. (105), ise yaptıkları çalışmalarda her grup için 20 adet örnek kullanmışlardır, bu çalışmada da her grup için 20 adet örnek üretildi (n=20 toplam 100 adet).

Çalışmada CAD/CAM yöntemi ile MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC gruplarından üç üye SBP'ler üretildi. Konvansiyonel ölçüden kaynaklanabilecek hataları önlemek amacıyla çelik güdüklerin ölçüsü dijital olarak laboratuvar tarama cihazı ile alındı. Bu sayede elde edilen bilgiler direkt olarak CAD/CAM sistemine aktarıldı. Çalışmada kullanılan tüm numuneler metal güdüklerin laboratuvar tarama cihazı ile tarandı ardından dijital ortamda tasarım yapıldı tüm grup örnekleri aynı STL veriden üretildi. Siman aralığı olarak literatüre uygun olarak 50 µm'lık bir değer belirlendi (107-110). Çalışmanın sonucunun etkilenmemesi için tüm numuneler aynı siman aralığı kullanılarak üretildi.

Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ölçümü için birçok teknik mevcuttur, bunlarının en sık kullanılanları; silikon replika teknik, direkt teknik, rezin replika teknik, Mikro-BT ile ölçüm tekniği, optik koherens tomografi ile ölçüm tekniği, kesit alarak ölçüm tekniği ve üçlü tarama yöntemi ile ölçüm tekniğidir (10, 92-103). Direkt teknik kullanılarak sadece dikey yöndeki marjinal aralık ölçülebilir, yatay yöndeki marjinal

aralık ölçülemediği için bunların kombinasyonu olan mutlak kenar aralığı ölçülemez, rezin replika teknikte de benzer durum geçerlidir. Bu teknikler kullanılarak internal adaptasyon değeri de ölçülemez, bu çalışmada internal adaptasyon ve marjinal adaptasyon değeri olarak mutlak kenar açıklığı ölçüldüğü için bu teknikler tercih edilmedi (92, 93). Güdüklerin çelik olması ve çalışmamızda kullanılan materyallerin radyolusent özellik göstermesi nedeniyle Mikro-BT ve optik koherens tomografi ile ölçüm yapılması artefakta sebep olabilir, bu nedenle bu teknikler bu çalışma için uygun bulunmadı (100-103). Silikon replika tekniği; uygulanmasının kolay olması, bu yöntemle hem marjinal adaptasyon hem de internal adaptasyon ölçülebilmesi, tekniğin ekonomik olması, protez ve güdüklere zarar vermemesi, ölçümlerin tekrar edilebilmesi avantajlarına sahip olduğu için bu çalışmada tercih edilmiştir (2, 94, 109, 115, 117, 127, 129, 131). Silikon replika teknikte iki boyutlu ölçüm yapılması dezavantajdır. Bu nedenle bu çalışmada her numune için 2 adet replika day üretildi ve ölçümler mezio-distal ve bukko-lingual kesitler üzerinden yapıldı (2, 109, 131). Tsitrou ve ark. (111), tarafından yapılan bir çalışmada, silikon replika tekniğin güvenilir olup olmadığını ölçmek için aynı numunelerin marjinal adaptasyonu önce silikon replika teknik kullanarak mikroskop ile ölçülmüş ardından numuneler güdüklere simante edilmiş ve direkt teknikle mikroskop kullanılarak marjinal adaptasyon değeri ölçülmüş, sonuçlar değerlendirildiğinde ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve silikon replika tekniğinin güvenilir olduğu belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızda marjinal ve internal adaptasyon değerleri hazırlanan replikalar üzerinden stereomikroskop ile ölçüldü. Stereomikroskop hassas ölçümlere olanak sağladığı için ve literatürde birçok çalışmada kullanıldığı için bu çalışmada da tercih edildi (2, 94, 104, 105, 109, 113, 129).

Her numune için 2 adet toplam 200 adet silikon replika aynı araştırmacı tarafından üretildi. Silikon replikalar üretilirken SBP'lere ekstra light ölçü maddesinin uygulanmasını takiben ölçüm standartının sağlanması için, araştırmacının baş parmağı ile protez gövdesine belirli tek noktadan uygulayacağı yaklaşık 4kg (40 N)'lık kuvvetin hassas terazi kullanılarak standartizasyonu sağlandı, ardından bu kuvvetle yavaşça çelik güdüklere yerleştirilerek ölçü materyali sertleşene kadar beklendi (104, 111). Literatürde hem simantasyon esnasında uygulanan kuvvetin marjinal adaptasyonu etkilediği hem de bu çalışmalara karşılık kuvvetin marjinal adaptasyona etki etmediğini ve klinik koşullarda

bu kuvvetin kalibrasyonunun mümkün olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (89, 128, 131, 132).

Örnek başına yapılacak ölçüm sayısı literatürdeki çalışmalara bakıldığında değişiklik göstermektedir. Groten ve ark. (133), tarafından yapılan bir çalışmada; in-vitro çalışmalarda marjinal adaptasyonu belirlemek için gerekli minimum ölçüm sayısı araştırılmış ve ideal olan ölçüm sayısının 50 olduğu minimum 20-25 noktada ölçüm yapılması gerektiği, eğer 4-12 arası ölçüm yapılacaksa örnek sayısının artırılması gerektiği belirtilmiştir.

Gassino ve ark. (134), tarafından yapılan bir çalışmada, çalışma in vitro yapılacaksa numune başına 18 ölçümün yeterli olduğu çalışma eğer in vivo yapılacaksa numune başına 90 ölçümün uygun olduğu belirtilmiştir. Gonzalo ve ark. (107), her örnek için 30'ar adet ölçümün yeterli olacağını bildirmişlerdir. Yeo ve ark. (135), çalışmalarında 50 noktada ölçüm yapmışlardır. Yıldız ve ark. (136), silikon replikalardan bukko-lingual ve mezio-distal olarak iki kesit alıp, her bir kesit için marjinal, inter marjinal, aksiyal ve oklüzal olmak üzere dört farklı noktadan ölçüm yapmışlardır. Reich ve ark. (137), silikon replikalardan 4 kesit almışlar ve her bir kesit için; marjinal, orta aksiyal, aksiyal oklüzal ve oklüzal olmak üzere dört farklı noktadan ölçüm yapmışlardır. Böylece her bir dişin 16 ayrı noktasından ölçüm yapmışlardır. Yaptığımız çalışmada ise tüm çalışmalar dikkate alınarak her SBP için iki silikon replika üretildi ve silikon replikaların birinden bukko-lingual yönde, diğerinden mezio-distal yönde bisturi yardımı ile kesit alındı, her bir kesit için belirlenmiş 9 noktadan ölçüm yapıldı (internal adaptasyon için belirlenen 7 nokta ve marjinal adaptasyon için belirlenen 2 noktadan olmak üzere). Her diş için 18 noktadan her bir numune için de toplam 36 noktadan stereomikroskop ile 40X büyütmede her kesit için dijital fotoğraf kaydı alınarak bilgisayar ortamında marjinal ve internal adaptasyon değerleri görüntü analiz programı (Image Focus Alpha) ile ölçüldü Ölçümler her noktada 10 kere tekrarlanarak ortalama değerleri kaydedildi. Ölçümlerin güvenilirliği için her kesit her model için belirlenen aynı noktadan alındı. Her numune için 360 ölçüm yapıldı. Toplam tüm numuneler için 36000 ölçüm yapıldı.

SBP'lerin sağkalım ve başarısı birçok faktöre bağlıdır ve bu faktörler arasında marjinal ve internal adaptasyon oldukça önemli bir yere sahiptir. McLean ve Von Fraunhofer'e göre marjinal adaptasyonun uzun dönemde başarı için 120 µm ve daha az olması gerektiği belirtilmiştir (11). İnternal adaptasyon için ise Guess ve ark. (13) tarafından 50-100 µm arasındaki değerler literatürde uygun değerler olarak belirtilmiştir.

Fransson ve ark. (12) ise metal destekli porselenlerle yaptıkları çalışmada 200 µm 'lık açıklığın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. Ancak seramik restorasyonun altında, kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltmakta ve seramiğin kırılma riskinin artmasına neden olmaktadır (90). Yetersiz siman aralığı restorasyonun başarısını etkilemektedir (89-91). Marjinal adaptasyonun uygun olmadığı durumlarda ise mikrosızıntı, siman çözünmesi ve buna bağlı çürükler, endodontik ve periodontal rahatsızlıklar ve dişte renklenme meydana gelebilir. İleri dönemde dayanak dişlerde ve implantlarda kayıplara sebep olabilmektedir (138-140). Marjinal ve internal adaptasyonu etkileyen faktörler; siman aralığı, preparasyon tasarımı, diespacer kalınlığı, basamak tasarımı, yüzey özellikleri, kuronun yerleştirilmesi sırasında uygulanan kuvvet ve üretilen restorasyonun kenar uyumsuzluğu olarak sıralanabilir (89). Kullanılan CAD/CAM sistemi de marjinal ve internal adaptasyon değerlerini etkilemektedir, CAD dizaynı, sistemi kullanan araştırmacının tecrübesi, sistemin tarayıcı ve freze ünitelerinin hassasiyeti, sistemin veri alıcısı ve yazılım programı marjinal ve internal adaptasyonu etkileyen faktörlerdir (141-143). Tarama işlemi öncesinde titanyum dioksit tozu uygulamasının homojen yapılmaması, tarayıcının yanlış pozisyonlandırılması ve yetersiz tarama, ölçüde hatalara neden olarak marjinal ve internal adaptasyonu etkileyebilir (143, 144). Freze cihazında kullanılan freze ucunun çapının diş preparasyonunun kesici kenar ya da keskin köşeler gibi bölgelerinden daha büyük olması internal adaptasyonu olumsuz etkilemektedir (145). Suzuki ve ark. (131)'nin marjinal ve internal adaptasyona kullanılan zirkonya tipi, siman aralığı ve protez dizaynının etkisini incelemek için yaptıkları çalışmada; iki farklı zirkonya tipi kullanılmış ve her zirkonya materyalinden iki farklı siman aralığı (30 µm ve 45 µm) kullanılarak üç üyeli SBP'ler ve alt yapılar üretilmiş marjinal ve internal adaptasyon değerleri silikon replika tekniği ile stereomikroskop kullanılarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda SBP'lerin dizaynı, siman aralığı ve kullanılan zirkonya tipinin marjinal ve internal adaptasyonu etkilediği ortaya konulmuştur. Yang ve ark. (146)'nın monolitik zirkonya kuronları değerlendirdikleri çalışmada; zirkonyanın sinterleme prosedürünün ve tekrarlayan fırınlamaların marjinal adaptasyona etki ettiğini belirtmişlerdir. Hamza ve ark. (108)'nin farklı CAD/CAM sistemlerinin marjinal adaptasyona etkisini incelemek için yaptıkları çalışmada; 5 farklı CAD/CAM cihazı kullanılarak monolitik zirkonyadan üretilen kuronların marjinal adaptasyon değerlerini karşılaştırmış ve çalışmanın sonucunda 5 akslı CAD/CAM cihaz kullanılarak üretilen kuronların marjinal adaptasyon değerleri 4 akslı cihazlarda üretilenlerden daha iyi bulunmuştur.

Tüm bu faktörler dikkate alındığında bu çalışmada üretilen tüm SBP'ler aynı araştırmacı tarafından aynı tasarım ve CAD/CAM sistemi kullanılarak üretildi. Bu çalışmada diğer faktörler sabit tutularak farklı 5 materyalden üretilen üç üye SBP'lerin kendi marjinal ve internal adaptasyon faktörü incelendi.

Klinik olarak diş hazırlığı ve ölçü alınması işlemleri standardizasyonu zor ve karmaşık işlemler olduğu için çalışmaların in-vivo yapılmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca, in-vitro çalışmaların in-vitro yapılması in-vivo yapılan çalışmalarda elde edilemeyecek sonuçlara ulaşmamızı sağlamaktadır (147). Ayrıca çalışmanın in-vitro yapılması standartlaştırılmış koşullar altında tekrarlanabilir deneylerin yapılmasına olanak sağlar (148). Bu nedenle çalışmamız in-vitro olarak gerçekleştirildi.

Literatüre bakıldığında restorasyonların üye sayısının ve uzunluğunun marjinal ve internal adaptasyonu etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur, bu çalışmalarda üye sayısı daha az olan restorasyonların daha iyi marjinal ve internal adaptasyon gösterdiği belirtilmiştir (149, 150). Literatürde marjinal ve internal adaptasyonu inceleyen çalışmalara bakıldığında üye sayısı olarak genelde üç üye olan SBP'lerin tercih edildiği görülmektedir (7, 26, 93, 115, 118, 131, 151, 152), ancak MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC materyallerinden üretilmiş üç üye SBP'lerin marjinal ve internal adaptasyonlarını karşılaştıran bir çalışma literatürde henüz mevcut değildir. Bu nedenle bu çalışmada bu materyallerden üç üye SBP'ler üretilmiştir.

Bu çalışmada MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC materyallerinden üretilen üç üye SBP'lerin internal adaptasyon verileri incelendiğinde MZR'den üretilen üç üye SBP'lerin internal adaptasyonu ($57.48 \pm 5.02 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak PEEK ($75.17 \pm 3.05 \mu\text{m}$), COMP ($75.07 \pm 7.7 \mu\text{m}$), PEKK ($80.65 \pm 9.79 \mu\text{m}$) ve FRC ($76.18 \pm 4.39 \mu\text{m}$) gruplarından üretilenlerden daha iyi bulundu ($p < 0.001$). PEEK, COMP, PEKK ve FRC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$).

Çalışmamızda MZR, PEEK, COMP, PEKK ve FRC materyallerinden üretilen üç üye SBP'lerin marjinal adaptasyon verileri incelendiğinde MZR'den üretilen üç üye SBP'lerin marjinal adaptasyonu ($51.76 \pm 7.31 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak PEEK ($67.44 \pm 5.52 \mu\text{m}$), COMP ($68.14 \pm 10.04 \mu\text{m}$), PEKK ($77.71 \pm 16.10 \mu\text{m}$) ve FRC ($70.85 \pm 7.14 \mu\text{m}$) gruplarından daha iyi bulundu ($p < 0.001$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$).

Literatüre bakıldığında zirkonyanın, marjinal ve internal adaptasyon değerleri açısından birçok materyalden daha iyi bulunduğu, metallere benzer değerler gösterdiği görülmektedir (104, 116, 153). Daou ve ark. (104)'nın presinterize zirkonya, presinterize Co-Cr ve döküm Co-Cr kullanarak ürettikleri üç üye SBP'lerin marjinal ve internal adaptasyonunu karşılaştırdıkları çalışmada presinterize zirkonyanın marjinal ve internal adaptasyon değerleri döküm Co-Cr grubu ve presinterize Co-Cr grubu ile benzer bulunmuştur. Heboyan ve ark. (153)'nın geleneksel yöntemle üretilen metal, CAD/CAM yöntemi ile üretilen metal ve zirkonyadan üretilen tek kuronların marjinal adaptasyonunu karşılaştırdıkları çalışmada zirkonyadan üretilen tek kuronların marjinal adaptasyon değeri, CAD/CAM sistemi ve geleneksel yöntemle üretilen metal kuronlar ile benzer bulunmuştur. Freire ve ark. (116) tek kuron restorasyonlarda marjinal adaptasyonu inceledikleri çalışmada monolitik zirkonya ve metal seramik kuronlar benzer adaptasyon değerleri göstermiştir. Ghodsi ve ark. (154)'nın PEEK, zirkonya ve kompozitten üretilen altyapıların marjinal ve internal adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmada; marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ölçümü için silikon replika tekniği kullanılmış, çalışmanın sonucunda zirkonyanın PEEK ve kompozite göre daha iyi marjinal ve internal adaptasyon değeri gösterdiği ve PEEK ile kompozit arasında marjinal ve internal adaptasyon değerleri açısından farklılık görülmediği bildirilmiştir. Bu çalışma bizim çalışmamıza benzer sonuçlanmıştır. Bizim çalışmamızda da monolitik zirkonya hem marjinal hem de internal adaptasyon değerleri açısından PEEK ve polimer kompozit grubundan istatistiksel olarak daha iyi bulundu. PEEK ve polimer kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Zeighami ve ark. (26), implant destekli üç üye sabit bölümlü protezler için PEEK, zirkonya ve kompozitten üretilen altyapıları marjinal adaptasyon açısından değerlendirdi ve şu sonuçlara ulaşıldı; simantasyon öncesi ölçümlerde zirkonya alt yapının marjinal adaptasyon değeri $33.25 \pm 26.51 \mu\text{m}$, PEEK alt yapının marjinal adaptasyon değeri $92.40 \pm 40.00 \mu\text{m}$ ve kompozit alt yapının marjinal adaptasyonu ise $63.17 \pm 46.02 \mu\text{m}$ olarak belirtmişler (26). Bu çalışmada da zirkonyanın marjinal adaptasyonu bizim çalışmamızdaki gibi PEEK ve kompozitten daha iyi bulunmuştur ve bizim çalışmamıza benzer olarak zirkonya ve kompozitten üretilen alt yapıların marjinal adaptasyonu klinik sınırlar içinde bulunmuştur ancak bizim çalışmamızdan farklı olarak PEEK alt yapıların marjinal adaptasyon değeri Zeighami ve ark.'nın çalışmasında klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dışında bulunmuştur. Bunun sebebi bu çalışmada kullanılan materyal

kalınlığının farklı olması, kullanılan CAD/CAM tarama ve freze ünitelerinin farklı olması ve marjinal adaptasyon ölçümü için farklı teknik kullanılması olabilir.

El Ghoaryl ve ark. (25)'nin PEEK, PEKK ve zirkonya materyallerinden 4 üye üretilen SBP altyapılarının simantasyon sonrasında marjinal adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmada, marjinal adaptasyon değerleri direkt teknik kullanarak stereomikroskop ile ölçülmüş ve çalışmanın sonucunda PEEK ($64.28 \pm 17.06 \mu\text{m}$), PEKK ($66.54 \pm 14.16 \mu\text{m}$) ve zirkonya ($58.82 \pm 11.64 \mu\text{m}$) materyallerinin marjinal adaptasyon değerleri incelendiğinde zirkonya grubunun daha iyi adaptasyon değeri gösterdiği, PEKK ile PEEK grupları arasında anlamlı fark bulunmadığı ve de tüm grupların marjinal adaptasyon değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içine bulunduğu belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla benzerdir. Bizim çalışmamızda da marjinal adaptasyon MZR grubunda en iyi iken ($51.76 \pm 7.31 \mu\text{m}$), PEEK ve PEKK grupları arasında anlamlı farklılık bulunmadı (PEEK: $67.44 \pm 5.52 \mu\text{m}$, PEKK: $77.71 \pm 16.10 \mu\text{m}$). Emad ve ark. (105)'nin lityum disilikat ile Cad-on yöntemiyle veneerlenen zirkonya altyapıların marjinal adaptasyonlarını, kompozit ile veneerlenen PEEK alt yapılar ile karşılaştırdığı çalışmada, zirkonyanın marjinal adaptasyonun ($18.39 \pm 3.1 \mu\text{m}$), PEEK'e ($49.88 \pm 7.97 \mu\text{m}$) göre anlamlı derecede daha iyi olduğu ve iki materyalinde marjinal adaptasyonunun klinik sınırlar içinde olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızın sonucu ile benzerdir. Bizim çalışmamızda MZR ($51.76 \pm 7.31 \mu\text{m}$) grubunun marjinal adaptasyonu PEEK ($67.44 \pm 5.52 \mu\text{m}$) grubundan istatistiksel olarak daha iyi bulundu ($p < 0.001$). Materyallerin ortalama marjinal adaptasyon değerleri açısından mevcut çalışmamız ile bu çalışma arasında meydana gelen farklılığın sebebi olarak seçilen siman aralığının ve yapılan tasarımların farklı olması ve Emad ve ark.'nın çalışmasında sadece vertikal marjinal adaptasyon değeri ölçülürken mevcut çalışmamızda mutlak marjinal aralığın ölçülmesi gösterilebilir.

Attia ve ark. (46)'nin PEEK materyalinin farklı üretim tekniklerinin materyalin marjinal adaptasyonunu etkileyip etkilemediğinin inceledikleri çalışmada zirkonya kontrol grubu olarak çalışmaya dahil edilmiş ve çalışmanın sonucunda tüm üretim tekniklerinde PEEK materyalinin ve zirkonya materyalinin marjinal adaptasyonu kullanılabilir klinik sınırlar içinde bulunmuştur. CAD/CAM yöntemi ile üretilen PEEK alt yapıların marjinal adaptasyon değeri $45 \pm 6 \mu\text{m}$ ve zirkonya alt yapıların marjinal adaptasyon değeri $43 \pm 1 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. CAD/CAM yöntemi ile üretilen PEEK alt yapılar ile zirkonya alt yapılar arasında marjinal adaptasyon değerleri açısından

istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (46). Bizim çalışmamızda ise MZR grubu marjinal adaptasyon değeri açısından istatistiksel olarak PEEK grubundan daha iyi bulundu. Ortalama marjinal adaptasyon değerlerine bakıldığında bizim çalışmamızda MZR grubu $51.76 \pm 7.31 \mu\text{m}$ ve PEEK grubu ise $67.44 \pm 5.52 \mu\text{m}$ bulundu. Değerlerdeki bu farklılığın sebebi olarak Attia ve ark.'nın çalışmasında siman aralığının $30 \mu\text{m}$ bizim çalışmamızda ise $50 \mu\text{m}$ olarak belirlenmesi ve Attia ve ark.'nın çalışmasında direkt yöntemle sadece vertikal marjinal adaptasyon değeri ölçülürken mevcut çalışmamızda silikon replika teknik kullanılarak mutlak marjinal aralığın ölçülmesi ile açıklanabilir.

Bae ve ark. (155), kanin ve molar dişler için üretilen PEKK ve zirkonya kopinglerin marjinal ve internal adaptasyonlarını inceledikleri çalışmada iki materyalinde marjinal ve internal adaptasyonları klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak PEKK kopinglerin internal adaptasyonu ve marjinal adaptasyonu zirkonyum kopinglerden daha iyi bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da monolitik zirkonya ve PEKK materyalinden üretilen SBP'lerin internal ve marjinal adaptasyonu klinik sınırlar içinde bulundu, ancak bizim çalışmamızda MZR'den üretilen SBP'lerin internal adaptasyonu ve marjinal adaptasyonu PEKK grubundan daha iyi bulundu. Bu farklılığın nedeni kullanılan zirkonya materyallerinin ve sinterleme protokollerinin farklı olması ve kullanılan CAD/CAM sistemlerinin farklı olması ile açıklanabilir.

Park ve ark. (117)'nin PEKK, zirkonya ve lityum disilikat kuronların marjinal ve internal adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmada, marjinal ve internal adaptasyon değerleri silikon replika teknik ve üç boyutlu tarama yöntemi kullanarak ölçülmüş ve tüm gruplar klinik olarak kullanılabilir sınırlar içinde bulunmuştur. Üç grubu karşılaştırdıklarında PEKK'ten üretilen SBP'lerin daha iyi adaptasyon değeri gösterdiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak, PEKK ve monolitik zirkonya grubunun internal ve marjinal adaptasyonu klinik sınırlar içinde bulundu ancak bu çalışmanın aksine MZR grubunun marjinal ve internal adaptasyon değerleri PEKK grubundan istatistiksel olarak daha iyi bulundu. Bu farklılığın nedeni Park ve ark.'nın yaptıkları çalışmada lityum disilikat ve zirkonya gruplarında dijital ölçü aşamasında tarayıcı tipi olarak intraoral tarayıcı, PEKK grubunda ekstraoral tarayıcı kullanmaları, PEKK grubunda kullandıkları ana modeli farklı materyalden üretmeleri ve PEKK grubu kuronları farklı freze cihazı ile üretmeleri olabilir.

FRC materyalinden üç üye üretilen SBP'lerin marjinal ve internal adaptasyonlarının incelendiği bir çalışma literatürde henüz mevcut değildir. Külünk ve ark. (156) tarafından FRC, cam seramik, infiltre rezin matriks ve nano-seramik materyallerinden üretilen kuron restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonları karşılaştırılmış ve FRC materyalinin marjinal ve internal adaptasyon değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur. Bu çalışmadaki FRC grubunun ortalama marjinal ve internal adaptasyon değerleri bizim çalışmamızdaki değer ile benzerlik göstermektedir. Maghrabi ve ark. (157) FRC materyalinden üretilen tek kuronlar üzerinde yaptıkları çalışmada, FRC'nin ortalama marjinal adaptasyon değerini ışık mikroskobu kullanarak direkt yöntemle değerlendirilmiş ve $69.7 \pm 7.4 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir.

CAD/CAM yöntemiyle üretilen restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu materyallerin fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir, materyalin sertliği ile marjinal ve internal adaptasyonu arasında pozitif bir ilişki olduğu literatürde belirtilmiştir (158, 159). Mevcut çalışmada kullanılan materyaller dikkate alındığında monolitik zirkonya materyalinin bükülme mukavemeti 1250 MPa, yüksek performans polimerlerinin ise dentine yakın bükülme mukavemeti gösterdiği bilinmektedir (46, 57, 70). Bu değerler dikkate alındığında çalışmamızın sonucunda MZR grubunun daha iyi marjinal ve internal adaptasyon göstermesi yüksek performans polimerlerinden daha sert olması nedeniyle frezeleme işlemi sırasında daha stabil özellik göstermesi olabilir.

Yapılan marjinal ve internal adaptasyon çalışmalarında marjinal aralık için farklı terminolojinin kullanılması, kullanılan üretim tekniklerinin çok çeşitli olması, kullanılan ana modelin materyal ve tasarımlarının farklı olması, üretilen restorasyonların üye sayısının farklı olması, farklı siman aralığı değeri kullanılması gibi parametreler çalışmaların birbirleriyle karşılaştırılmasını sınırlamaktadır. Buna rağmen mevcut çalışma SBP'lerde materyal tipinin marjinal ve internal adaptasyona etkisi hakkında yeterli veri ortaya koymaktadır.

Bu çalışmanın limitasyonları olarak çelik güdük ve materyallerin fiziksel özelliklerinin farklı olması ve özellikle yüksek performans polimerlerinin karakteristik yüzey topografyaları gösterilebilir. Bu çalışmada, her ne kadar yüksek performans polimerlerinden SBP'lerin üretiminde, üreticilerin önerilerine uyulsa da bu polimerlerin

doğal yapısı göz ardı edilmemelidir. Bu sınırlamaların en aza indirilmesi için tek araştırmacı tarafından her SBP için iki adet silikon replika elde edildi ve elde edilen silikon replikalardan biri bukkal-lingual diğeri mezio-distal olarak kesitlere ayrılarak iki kesitte ölçüm yapılması sağlandı. Yapılan bir çalışmada CAM milling cihazlarındaki aks sayısının marjinal ve internal adaptasyonu etkilediği bildirilmiştir (108). İleride yapılacak olan çalışmalarda özellikle yüksek performans polimerlerinin marjinal ve internal adaptasyonuna milling cihazlarındaki aks sayısının etkisi incelenebilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın deneysel koşulları dahilinde elde edilen sonuçları şunlardır:

- Tüm grupların marjinal ve internal adaptasyonları klinik sınırlar içinde bulundu.
- MZR grubu her kesitte internal ve marjinal adaptasyon değerleri incelendiğinde istatistiksel olarak diğer gruplara göre daha iyi sonuç gösterdi.
- PEEK, COMP, FRC ve PEKK gruplarının marjinal ve internal adaptasyon değerleri benzer bulundu.
- Bu çalışmada monolitik zirkonya, PEEK, polimer kompozit, FRC ve PEKK materyallerinden üretilen posterior üç üye SBP'ler marjinal ve internal adaptasyon değerleri açısından klinik kullanım için uygun bulundu.
- Literatürde monolitik zirkonya, PEEK, polimer kompozit, FRC ve PEKK materyallerinden üç üye restorasyon üretilip marjinal ve internal adaptasyon karşılaştıran çalışma mevcut değildir. Bu gruplarla ilgili ayrı yapılan marjinal ve internal adaptasyon çalışmaları genellikle kron restorasyonlardır. İleride yapılacak olan çalışmalarda kullanılan materyallerin marjinal ve internal adaptasyon değerlerine üye sayısının etkisi incelenebilir.
- Bu çalışmada tek siman aralığı değeri kullanıldı. İleride yapılacak çalışmalarda üretim esnasında her numune için birkaç farklı siman aralığı kullanılarak üretim yapılması yararlı olabilir.
- Bu çalışmada chamfer kenar bitim şekli tercih edildi, ileriki çalışmalarda yüksek performans polimerlerinin marjinal adaptasyonuna farklı kenar bitim şekillerinin etkisi incelenebilir.
- İleride yapılacak olan çalışmalarda bu materyallere ek olarak farklı sinterleme prosedürleri kullanılan birkaç zirkonya grubunun eklenmesi sinterleme prosedürünün marjinal ve internal adaptasyona etkisini göstererek zirkonya ve diğer materyallerin marjinal ve internal adaptasyonlarının daha doğru bir şekilde karşılaştırılmasını sağlayabilir.

- Dijital ölçü öncesinde kullanılan titanyum dioksit tozunun marjinal ve internal adaptasyona etkisinin incelenmesi için çalışmalar yapılabilir.



KAYNAKLAR

1. Özkömür A , Ekren O. Döküm tekniğinin sabit protetik diş tedavisinde kullanılan Co-Cr alaşımlarının mikrosertlik ve mikroyapı özellikleri üzerine etkisi. *Cukurova Medical Journal*. 2018;43(3):539-44.
2. Arezoobakhsh A SS, Jamali Ghomi A, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *J Prosthet Dent*. 2020;123(1):105-12.
3. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):499-512.
4. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;2010 Nov-Dec;23(6):493-502.
5. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):117-23.
6. Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *J Prosthodont Res*. 2021;65(2):137-47.
7. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. 2009;13(3):343-9.
8. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*. 2014;41(11):853-74.
9. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559-70.
10. Kocaagaoglu H, Kilinc HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent*. 2017;117(1):102-8.
11. McLean J, von, F. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131:107-11.
12. Fransson B OG, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*. 1985; Oct(5):197-9.

13. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent*. 2014;42(2):199-209.
14. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1997:13-14, 222-245
15. Misch CE, Resnik RR. Medical evaluation of the dental implant. *Contemporary implant dentistry*. 2007:461-76
16. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009;18(2):188-94.
17. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
18. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011;27(1):83-96.
19. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(9):1742-55.
20. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: Ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011;3(3):109-15.
21. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58(4):208-16.
22. Pontevedra P, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Garcia-Serdio S, Suarez MJ. Prospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia fixed partial dentures using a complete digital workflow: Two-year follow-up. *J Prosthodont*. 2020;30(4):298-304.
23. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-7.
24. Recep K. Comparison of marginal and internal fit of different CAD/CAM copings. *Int J Sci Acad Res*. 2020;8(4):105-11.

25. Gohary M, Fawzy M, Shokry T. Evaluation of Vertical marginal gap of long span implant supported fixed dental prostheses fabricated with different CAD/CAM materials. *Int J Med Dent Sci*. 2022;05(01):21-36.
26. Zeighami S, Ghodsi S, Sahebi M, Yazarloo S. Comparison of marginal adaptation of different implant-supported metal-free frameworks before and after cementation. *Int J Prosthodont*. 2019;32(4):361-3.
27. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
28. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12-9.
29. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
30. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Loffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*. 2016;115(3):321-8 e2.
31. Patel P, Hull TR, McCabe RW, Flath D, Grasmeder J, Percy M. Mechanism of thermal decomposition of poly(ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies. *Polym Degrad Stabil*. 2010;95(5):709-18.
32. Mylläri V, Ruoko T-P, Järvelä P. The effects of UV irradiation to polyetheretherketone fibres – Characterization by different techniques. *Polym Degrad Stabil*. 2014;109:278-84.
33. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014;15(4):5426-45.
34. Heary RF, Parvathreddy N, Sampath S, Agarwal N. Elastic modulus in the selection of interbody implants. *J Spine Surg*. 2017;3(2):163-7.
35. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):637-41.

36. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):217.
37. 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*. 2014;112(3):680-2.
38. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes*. 2014;54:184-90.
39. Tekin S, Deger Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(9):1252-8.
40. Schwitalla A, Muller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013;39(6):743-9.
41. Gül İ, Zortuk, M., & Öztürk, C. Effects of abutment materials on the tissues surrounding dental implants immediately after loading: An in vivo study. *Int Dent Res*. 2021;11:1-6.
42. Değer Y, Adıgüzel Ö, Cangül S, Tekin S. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res*. 2018;8(2):84-92.
43. Benli M, Eker Gumus B, Kahraman Y, Gokcen-Rohlig B, Evlioglu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*. 2020;108(2):240-50.
44. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater*. 2015;34(1):114-9.
45. 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*. 2015;34(1):7-12.
46. Attia MA, Shokry TE. Effect of different fabrication techniques on the marginal precision of polyetheretherketone single-crown copings. *J Prosthet Dent*. 2020;124(5):565 e1- e7.

47. Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dent Mater.* 2020 Feb;36(2):197-209.
48. Rahmitasari F IY, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel)*. 2017
49. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine*. 2012;7:1215-25.
50. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014;18(1):163-70.
51. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):666-73.
52. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater*. 2013;32(3):441-8.
53. Zhao M, Li H, Liu X, Wei J, Ji J, Yang S, et al. Response of human osteoblast to n-HA/PEEK--quantitative proteomic study of bio-effects of nano-hydroxyapatite composite. *Sci Rep*. 2016;6:22832.
54. Ouyang L, Zhao Y, Jin G, Lu T, Li J, Qiao Y, Ning C, Zhang X, Chu PK, Liu X. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*. 2016;83:115-26.
55. Culhaoglu AK, Ozkir SE, Sahin V, Yilmaz B, Kilicarslan MA. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *J Prosthodont*. 2020;29(2):136-41.
56. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, et al. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK).

J Prosthodont Res. 2019;63(1):52-7.

57. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res.* 2021;28:87-95.
58. 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.* 2014;30(3):357-63.
59. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110:103957.
60. Song CH, Choi JW, Jeon YC, Jeong CM, Lee SH, Kang ES, Yun MJ, Huh JB. Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials.* 2018;11(6):916.
61. Wang M, Bhardwaj G, Webster TJ. Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *Int J Nanomedicine.* 2017;12:6471-6.
62. Converse GL, Conrad TL, Merrill CH, Roeder RK. Hydroxyapatite whisker-reinforced polyetherketoneketone bone ingrowth scaffolds. *Acta Biomater.* 2010;6(3):856-63.
63. Yuan B, Cheng Q, Zhao R, Zhu X, Yang X, Yang X, Zhang K, Song Y, Zhang X. Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials.* 2018;170:116-26.
64. Sun F, Shen X, Zhou N, Gao Y, Guo Y, Yang X, et al. A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):495-9.
65. Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, Maestro A. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(8):823-35.
66. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* 2012;28(3):273-8.

67. Gouveia DdNM, Razzoog ME, Sierraalta M, Alfaro MF. Effect of surface treatment and manufacturing process on the shear bond strength of veneering composite resin to polyetherketoneketone (PEKK) and polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthet Dent*. 2021 Mar 4:S0022-3913(21)00069-X
68. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;89:234-6.
69. Lee KS, Shin MS, Lee JY, Ryu JJ, Shin SW. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(5):350-7.
70. Bergamo ETP, Bastos TMC, Lopes ACO, de Araujo Junior ENS, Coelho PG, Benalcazar Jalkh EB. Physicochemical and mechanical characterization of a fiber-reinforced composite used as frameworks of implant-supported prostheses. *Dent Mater*. 2021;37(8):e443-e53.
71. Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, Suciu M, Vrancenu DM. Evaluation of the behavior of two CAD/CAM fiber-reinforced composite dental materials by immersion tests. *Materials (Basel)*. 2021;14(23):7185.
72. <http://www.trinia.com/>. 20.04.2021
73. Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu ME, Güngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2015;25 (1):135-43.
74. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.
75. Wohlwend A SJ, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*. 1989; Jan-Feb 2(1):13-26.
76. Goiato MC, Santos MR, Pesqueira AA, Moreno A, dos Santos DM, Haddad MF. Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *J Craniofac Surg*. 2011;22(3):914-7.
77. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557-62.

78. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*. 2011;106(1):29-37.
79. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(1):121-8.
80. Kanat B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont*. 2014;23(6):445-55.
81. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9):1301-3.
82. Miyazaki T HY, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater*. 2009 Jan 28(1):44-56.
83. Porto TS, Roperto RC, Akkus A, Akkus O, Teich S, Faddoul F, Porto-Neto ST, Campos EA. Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD/CAM materials. *Dent Mater*. 2019;38(2):264-70.
84. Liu PR EM. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2008 Oct 29(8):482,4,6.
85. Strub JR RE, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137(9):1289-96.
86. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
87. Holmes JR BS, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989; 62:405-8.
88. Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and internal adaptation of CAD/CAM and conventional cement retained implant-supported single crowns. *Implant Dent*. 2016;25(1):103-8.

89. Alkumru H HW, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*. 1988;Jan 23;164(2):39-43.
90. Tuntiprawon M WP. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*. 1995;Feb;40(1):17-21.
91. Mou SH CT, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;Mar;87(3):248-55.
92. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2013;109(4):227-33.
93. 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*. 2004;196(12):766-70.
94. Laurent M, Scheer P, Dejoui J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):116-22.
95. Hung SH HK, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 1990; Jan 63(1):26-31.
96. Shearer B GM, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*. 1996; Oct;17(19):1891-5.
97. Sachs C, Groesser J, Stadelmann M, Schweiger J, Erdelt K, Beuer F. Full-arch prostheses from translucent zirconia: accuracy of fit. *Dent Mater*. 2014;30(8):817-23.
98. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater*. 2012;28(3):320-6.
99. Luthardt RG BG, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*. 2004 Nov-Dec;17(6):680-5.

100. Son K, Lee S, Kang SH, Park J, Lee KB, Jeon M, Yun BJ. A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses. *J Clin Med*. 2019;8(6).
101. Dauti R, Cvikl B, Lilaj B, Heimel P, Moritz A, Schedle A. Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of cemented polymer infiltrated ceramic network material crowns manufactured after conventional and digital impressions. *J Prosthodont Res*. 2019;63(1):40-6.
102. Turk AG, Sabuncu M, Unal S, Onal B, Ulusoy M. Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(4):383-90.
103. Kikuchi K, Akiba N, Sadr A, Sumi Y, Tagami J, Minakuchi S. Evaluation of the marginal fit at implant-abutment interface by optical coherence tomography. *J Biomed Opt*. 2014;19(5):055002.
104. Daou EE, Baba NZ. Evaluation of marginal and internal fit of presintered Co-Cr and zirconia three-unit fixed dental prosthesis compared to cast Co-Cr. *J Prosthodont*. 2020;29(9):792-9.
105. Emad M. KH, Hany C. Vertical marginal gap distance of CAD/CAM milled BioHPP PEEK Coping veneered by HIPC compared to zirconia coping veneered by CAD-On lithium disilicate “In-Vitro Study”. *Adv Dent J*. 2020;2:43-50.
106. https://www.bredent.co.uk/wp-content/uploads/2017/03/000500GB_20170217_breCAM_consumables_210x297mm_screen.pdf. 20.04.2021
107. Gonzalo E SM, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009;Dec;102(6):378-84.
108. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2017;117(6):762-6.
109. Kokubo Y NY, 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 *J Oral Rehabil*. 2005;Oct;32(10):753-8.

110. Nakamura T DN, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003;May-Jun;16(3):244-8.
111. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*. 2007;35(1):68-73.
112. Amelya A, Kim JE, Woo CW, Otgonbold J, Lee KW. Load-bearing capacity of posterior CAD/CAM implant-supported fixed partial dentures fabricated with different esthetic materials. *Int J Prosthodont*. 2019;32(2):201-4.
113. Nazari V GS, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. Fracture strength of three-unit implant supported fixed partial dentures with excessive crown height fabricated from different materials. *J Dent (Tehran)*. 2016;2016 Nov;13(6):400-6.
114. Passaretti A, Petroni G, Miracolo G, Savoia V, Perpetuini A, Cicconetti A. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2):264-7.
115. Elisa KA, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2020;124(3):380-6.
116. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crowns. *J Prosthodont*. 2019;28(3):299-304.
117. Park JY, Bae SY, Lee JJ, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(3):159-69.
118. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2011;27(4):356-63.
119. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2011;27(11):1119-26.
120. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*. 2013;29(2):174-80.

121. Rosentritt M PT, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*. 2000;Sep-Oct;13(5):387-91.
122. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346-55.
123. Lee KB PC, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*. 2008; May;27(3):422-6.
124. Beuer F AH, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*. 2009;Mar;40(3):243-50.
125. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):250-7.
126. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont*. 2007;16(4):233-7.
127. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater*. 2014;30(4):400-7.
128. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*. 1999;Jul;26(7):582-93.
129. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):554-9
130. Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):400-4.

131. Suzuki S, Katsuta Y, Ueda K, Watanabe F. Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *J Prosthodont Res.* 2020;64(4):460-7.
132. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991;Dec;66(6):747-53.
133. Groten M AD, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;Jan;83(1):40-9.
134. Gassino G BMS, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont.* 2004;Mar-Apr;17(2):218-23.
135. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003;Nov;90(5):459-64.
136. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater.* 2013;32(1):42-7.
137. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci.* 2008; Dec;116(6):579-84.
138. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, et al. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent.* 2015 Apr;113(4):304-9.
139. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991;Mar;65(3):357-64.
140. Zeltner M, Sailer I, Muhlemann S, Ozcan M, Hammerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent.* 2017 Mar;117(3):354-362.
141. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dent Mater.* 2000; Jan(16):68-74.

142. Akat B, Senturk A, Ocak M, Kilicarslan MA, Ozcan M. Does cad software affect the marginal and internal fit of milled full ceramic crowns?*Braz Oral Res.* 2022;36:e042.
143. Kim SS, Jeong JH, Lee JI, Cho HW. Effect of digital scans on marginal and internal discrepancies of zirconia crowns. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):461-7.
144. Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int.* 2015;46(5):401-7.
145. Reich S WM, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005 Apr;113(2):174-9.
146. Yang S, Li Q, Chen SY, Yu H. Effect of multiple firings on the marginal fit of monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022.Feb 15:S0022-3913(22)00060-9
147. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013;22(5):419-28.
148. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, El Megid Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):83-7.
149. Lee JY, Choi SJ, Kim MS, Kim HY, Kim YS, Shin SW. Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):118-25.
150. Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(4):253-8.
151. Ahn JJ, Bae EB, Lee WS, Cho WT, Huh JB. Comparison of clinical fit of three-unit zirconia fixed prostheses fabricated using chairside and labside CAD/CAM systems. *J Dent Sci.* 2020;15(2):239-42.
152. Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, et al. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2019;122(4):383-8.

153. Heboyan A, Marya A, Syed AUY, Khurshid Z, Zafar MS, Rokaya D, Sultan ZK. In vitro microscopic evaluation of metal- and zirconium-oxide-based crowns' marginal fit. *Pesqui Bras Odontopediatria Clin Integr.* 2022; 22:e210144.
154. Ghodsi S, Zeighami S, Azad M. Comparing retention and internal adaptation of different implant-supported, metal-free frameworks. *Int J Prosthodont.* 2018;31(5):475-7.
155. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res.* 2017;61(2):106-12.
156. Kulunk T, Kulunk S, Kavut I. The effect of occlusal preparation design on the adaptation and fracture resistance of different CAD/CAM crowns. *Clin Dent Res.* 2020; 44(2):57-66.
157. Maghrabi AA, Ayad MF, Garcia-Godoy F. Relationship of margin design for fiber-reinforced composite crowns to compressive fracture resistance. *J Prosthodont.* 2011;20(5):355-60
158. El Ghouli WA, Özcan M, Ounsi H, Tohme H, Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020 Jan;123(1):128-134.
159. 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. *J Prosthet Dent.* 2018 Mar;119(3):384-389

EKLER

EK-1. Öz Geçmiş

