



T.C.

ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerine alternatif olarak sunulan PEEK (POLİETERETERKETON) alt yapılarla diğer altyapı materyallerinin marjinal adaptasyon ve yüzey özellikleri açısından karşılaştırılması

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. CEVDET ÇALIŞKAN

DANIŞMAN

DR ÖĞR. ÜYESİ FATİH DEMİRCİ

ADYAMAN

2020



T.C.

ADIYAMAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerine alternatif olarak sunulan PEEK (POLİETERETERKETON) alt yapılarla diğer altyapı materyallerinin marjinal adaptasyon ve yüzey özellikleri açısından karşılaştırılması

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. CEVDET ÇALIŞKAN

DANIŞMAN

DR ÖĞR. ÜYESİ FATİH DEMİRCİ

ADIYAMAN

2020

Bu Uzmanlık Tezi Adiyaman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri

Koordinatörlüğünce desteklenmiştir. Proje No: DHFDUP 2019/0003



T.C
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI



“Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerine alternatif olarak sunulan PEEK (POLİETERETERKETON) alt yapılarla diğer altyapı materyallerinin marjinal adaptasyon ve yüzey özellikleri açısından karşılaştırılması” isimli Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi 21.04.2020 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Dr. Öğr.Üyesi Fatih DEMİRCİ

Tezi Teslim Eden : Dt. Cevdet ÇALIŞKAN

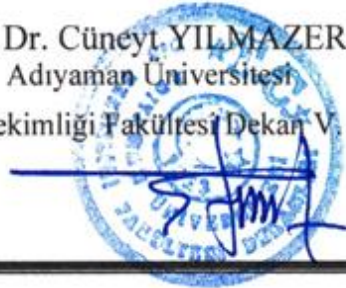
Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr. Yasin ÇİÇEK (ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)	
Üye	: Dr.Öğr.Üyesi Samet TEKİN (FIRAT ÜNİVERSİTESİ)	
Üye	: Dr. Öğr Üyesi Fatih DEMİRCİ (ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)	
Üye	: Dr.Öğr. Üyesi Abdulsamet TANIK (ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)	
Üye	:	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

21/04/2020

Prof. Dr. Cüneyt YILMAZER
Adiyaman Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V



TEŞEKKÜR

- Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin planlanması ve yürütülmesinin her aşamasında bana yol gösteren, destek olan ve gösterdiği sonsuz sabrı için Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ** hocam'a,
- Asistanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleri ile mesleğimizin şekillenmesinde emeği olan, Periodontoloji Anabilim Dalı Öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Yasin ÇİÇEK** hocam'a,
- Katkılarından dolayı Fırat Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D. Öğretim üyesi sayın **Dr. Öğr. Üyesi Samet TEKİN** hocam'a
- Periodontoloji Anabilim Dalı Öğretim üyesi Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Abdulsamet TANIK** hocam'a
- Asistanlığım süresince huzurlu bir çalışma ortamını paylaştığım **Merve BİRGEALP ERDEM'e**
- Uzmanlık eğitimim için tüm zorluklara katlanan, her konuda beni destekleyen canım eşim Azize ÇALIŞKAN'a ve biricik oğlum Çağan ÇALIŞKAN'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VI
TABLolar VE GRAFİKLER DİZİNİ.....	IX
RESİMLER DİZİNİ.....	X
ÖZET	XII
SUMMARY	XIII
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	1
2.1. Sabit Protetik Tedaviler	1
2.1.1. Metal alt yapılı porselenler.....	2
2.1.1.1. Metal Altyapı.....	2
2.1.1.2. Opak porselen.....	3
2.1.1.3. Dentin porseleni.....	3
2.1.1.4. Mine porseleni.....	3
2.1.1.5. Glazür porseleni.....	3
2.1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımların Yapılarına Göre Sınıflandırılması.....	5
2.1.2.1. Soy Metal Alaşımlar	5
2.1.2.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar	6
2.1.3. Metalleri yapım yöntemlerine göre sınıflandırılması.....	7
2.1.3.1. Konvansiyonel Döküm (Kayıp Mum) Tekniği.....	7
2.1.3.2. CAD/CAM Tekniği.....	8
2.1.3.3. Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS).....	9
2.2. Dental Seramikler.....	10
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	10
2.2.2. Dental Porselenlerin Yapısı.....	10
2.2.2.1. Feldspat.....	11

2.2.2.2.Lösit.....	11
2.2.2.3. Kuartz.....	12
2.2.2.4. Kaolin.....	13
2.2.2.5. Alümina	13
2.2.3.Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	13
2.2.3.1. Pişirme Isılarına Göre.....	13
2.2.3.2. Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	13
2.3. Zirkonyanın Yapısı.....	20
2.3.1. Sabit Protetik Tedavilerde Alt Yapı Olarak Zirkonya.....	21
2.4. Polietereeterketon (PEEK).....	23
2.4.1. PEEK Yapısı.....	24
2.4.2. PEEK Polimerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	25
2.4.2.1. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı.....	26
2.4.2.2. PEEK Polimerinin Protetik Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	27
2.4.3. PEEK Alt Yapının Üretim Yöntemleri	29
2.4.3.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi.....	29
2.4.3.2. CAD/CAM Yöntemi.....	29
2.4.4. PEEK' in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	30
2.5. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon	31
2.5.1 Marjinal Adaptasyonu Etkileyen Faktörler	32
2.5.1.1.Preparasyonun şekli	33
2.5.1.2. Ölçü materyalleri ve ölçü yöntemleri	34
2.5.1.3. Laboratuvar işlemleri	34
2.5.1.4. Kullanılan siman tipleri ve simantasyon	35
2.5.2. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri	35
2.5.2.1. Morfolojik Kriterleri Esas Alan Yöntemler.....	35
2.5.2.2. İşlevsel Ölçütleri Temel Alan Yöntemler	38
2.5.2.3. Penetrasyon Testleri	39
2.5.2.4. Bakteri Esaslı Yöntemler	39
2.5.2.5. Seçenek Dağılım Yöntemi	39
2.5.2.6. Elektriksel Yöntem.....	39
2.5.2.7. Yapay çürüme yöntemi.....	39

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	39
2.7. Stereo mikroskop	40
3. Amaç	41
4. Materyal ve Metot	42
5.BULGULAR	57
6. TARTIŞMA	64
7. SONUÇ VE ÖNERİLER	72
Kaynaklar	73



SİMGELER VE KISALTMALAR

PEEK	Polietereterketon
PAEK	Poliarileterketon
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli İmalat)
C	Karbon
Co	Kobalt
Cr	Krom
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
mm	milimetre
Au	Altın
Pt	Platin
Pd	Paladyum
Ag	Gümüş
Cu	Bakır
Ni	Nikel
Be	Berilyum
Ti	Titanyum
3B	3 boyutlu
CAD	Computer Aided Design
Yb	Ytterbium
µm	mikrometre
MS	Milattan sonra
° C	Santigrad derece

GPa	Gigapascal
MPa	Megapascal
nm	Nanometre
Zr	Zirkonyum elementi
O	Oksijen
K	Potasyum
Al	Alüminyum
Si	Silisyum
H	Hidrojen
Li	Lityum
Mg	Magnezyum
Ce	Seryum
Y	İtriyum
Y-TZP	Yttria-stabilized tetragonal zirconia
HIP	Heat Isostatic Pressure
MRI	Magnetic resonance imaging (Manyetik rezonans görüntüleme)
CFR	Carbon Fiber Reinforcement (Karbon Fiber Takviye)
N	Newton
TiO₂/PEEK	Titanyum dioksit/polietereterketon
HA/PEEK	Hidroksil apatit/ polietereterketon
ark.	Arkadaşları
USPHS	United States Public Health Service
FDI	Fédération Dentaire Internationale-World Dental Federation
BT	Bilgisayarlı Tomografi
FEG	Field Emission Gun (Alan Emisyon Taramalı Tabancalı Elektron Mikroskobu)

CNC Computer Numerical Control (bilgisayar sayımlı yönetim)

ADA American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)



TABLolar VE GRAFİKLER DİZİNİ

Tablo 1. Zirkonya ilavesi ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

Tablo 2. Çalışmamızda kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları

Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

Tablo 4. Simantasyon öncesi çoklu karşılaştırma tablosu

Tablo 5. Simantasyon sonrası çoklu karşılaştırma tablosu

Tablo 6. Marjinal gap mesafelerinin simantasyondan önceki ve simantasyondan sonraki değişimi

Tablo 7. Yöntemlerin simantasyon işlemi öncesi ve sonrasına ait t testleri sonucu

Grafik 1. Marjinal Aralık Mesafesinin Simantasyondan Önceki ve Sonraki Değişimi

Grafik 2. Yöntemlerin simantasyon işlemi öncesi ve sonrasına ait t testleri sonucu

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Alaşım örneğın Solidworks (Autodesk Inc, Kaliforniya, ABD) programında tasarımının yapılması (Dassault Systems SolidWorks Corporation Waltham, Massachusetts, ABD)

Resim 2. Paslanmaz çelik güdüklerin üretimi CNC tezgâhı (Takisawa Machine ToolCo. Ltd. JAPONYA)

Resim 3. Alaşım örneklerin üst çeneyi taklit eden silikon kalıp içerisine yerleştirilmesi

Resim 4. Mum örneklerin manşete alınması

Resim 5. Akışkan kıvamdaki revetmanın manşet içine doldurulması

Resim 6. Cr-Co döküm alt yapılar

Resim 7. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya)

Resim 8. Direkt lazer metal sinterizasyon teknolojisi ile 3B yazım cihazında alt yapı üretimi (EOS M 100 3D Printer, Münih, Almanya)

Resim 9. Direkt lazer metal sinterizasyon teknolojisi ile 3B yazım cihazında üretilen alt yapılar (EOS M 100 3D Printer, Münih, Almanya)

Resim 10. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya)

Resim 11. Kopyalama/frezeleme masa üstü milling cihazı (Yena Dent 15, İstanbul, Türkiye)

Resim 12. Y-TZP zirkonyum oksit (DD cubeX² ML, Dental Direkt, Spenge, Almanya) bloklardan elde edilen zirkonya alt yapılar

Resim 13. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya)

Resim 14. PEEK bloklardan (BioHpp, Bredent, Senden, Almanya) CAD/CAM cihazında (Redon Hybrid, İstanbul, Türkiye) alt yapı üretimi

Resim 15. PEEK bloklardan (BioHpp, Bredent, Senden, Almanya) CAD/CAM cihazında (Redon Hybrid, İstanbul, Türkiye) üretilen alt yapılar

Resim 16. Analizlerin yapıldığı stereo mikroskop ($\times 20$ büyütme)

Resim 17. Stereo mikroskop ile elde edilen görüntülerin aktarılması

Resim 18 (a-b). Döküm alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

Resim 19 (a-b). DMLS teknolojisi ile üretilen metal alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

Resim 20 (a-b). Zirkonya alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

Resim 21 (a-b). PEEK alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

Resim 22. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Resim 23. Yalıtkan madde kaplama cihazı

Resim 24. SEM incelemelerinin yapıldığı bilgisayar ekranı

Resim 25. DMLS metal alt yapı sem analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

Resim 26. Zirkonya alt yapı sem analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

Resim 27. Döküm alt yapı sem analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

Resim 28. PEEK alt yapı sem analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen PEEK (Polietereterketon), zirkonya, direkt metal lazer sinter (DMLS) Co-Cr, ile konvansiyonel olarak üretilen metal alt yapıların marjinal adaptasyonlarının karşılaştırılması amaçlandı.

Materyal ve Metot: Toplamda 80 adet paslanmaz çelik güdük silikon kalıplara gömülerek ana model elde edildi ve bu ana modeller üzerinden CAD/CAM teknolojisi üretilen PEEK, Zirkonya ve DMLS Co-Cr alt yapılar ile konvansiyonel olarak üretilen döküm metal alt yapılar (n=20) olmak üzere 4 gruba ayrıldı. Marjinal gap, stereo mikroskop ile x20 büyütmede ölçüldü. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiklerin yanı sıra, ikili grupların karşılaştırılmasında, veriler Kolmogrov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testlerine göre normal dağıldığından ve varyantları farklılık gösterdiğinden Post Hoc çoklu karşılaştırma testi Tamhane's T2 ile tek yönlü ANOVA kullanıldı. Konvansiyonel döküm metal, Laser sintered Co-Cr, CAD/CAM milling Zirkonya ve CAD/CAM PEEK alt yapı materyallerinin yüzey özelliklerini taramalı elektron mikroskobu ile incelendi.

Bulgular: Tüm gruplar arasında simantasyon öncesi ve sonrasında marjinal gap mesafelerinde, istatistik analizleri ile yapılan değerlendirmeler sonucu anlamlı fark görülmüştür ($p < 0.05$). Alt yapıların simantasyon öncesine ait marjinal gap mesafe değerleri (μm) ve standart sapma; döküm alt yapı $113,10 \pm 48,03$, PEEK alt yapı $86,07 \pm 21,00$, Zirkonya alt yapı $35,91 \pm 4,06$ ve DMLS alt yapı $27,87 \pm 4,00$ olarak ölçülmüştür. Alt yapıların simantasyon sonrasında ait marjinal gap mesafe değerleri (μm) değerleri ve standart sapma; döküm alt yapı $121,30 \pm 48,40$, PEEK alt yapı $96,44 \pm 22,026$, Zirkonya alt yapı $42,70 \pm 3,24$ ve DMLS alt yapı $35,54 \pm 5,04$ olarak ölçüldü.

Sonuç: Simantasyondan önce ve sonra yapılan göre marjinal gap mesafelerinin en küçük değeri DMLS metal alt yapıda, en büyük değeri ise döküm alt yapıda bulunmuştur. Tüm işlemlerinde simantasyon sonrasında, ortalamalarında artış gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: PEEK; Marjinal adaptasyon; Laser sinterize Co-Cr; Zirkonya; CAD/CAM

SUMMARY

Purpose: In this study, it was aimed to compare the marginal adaptations of metal frameworks, frameworks produced by PEEK (Polyetheretherketone), zirconia, direct metal laser sinter (DMLS) Co-Cr produced with CAD/CAM technology.

Materials and Methods: A total of 80 stainless steel stumps were embedded in silicone molds, and the main model was obtained and PEEK, Zirconia and DMLS Co-Cr frameworks produced by CAD/CAM technology and metal frameworks produced conventionally (n = 20) were divided into 4 groups. Marginal gap was measured with a stereo microscope at x20 magnification. In addition to descriptive statistics in the evaluation of the data, the one-way ANOVA was used with the Post Hoc multiple comparison test Tamhane's T2 since the data were normally distributed and variants differ according to the Kolmogorov – Smirnov and Shapiro-Wilk tests. The surface properties of conventional cast metal, Laser sintered Co-Cr CAD/CAM milling Zirconia and CAD/CAM PEEK framework materials were examined with scanning electron microscope.

Results: There was a significant difference in marginal gap before and after cementation among all groups as a result of evaluations made by statistical analysis (p <0.05). Marginal gap values (μm) of pre-cementation and standard deviation; cast framework is $113,10 \pm 48,03$, PEEK framework is $86,07 \pm 21,00$, Zirconia framework is $35,9161 \pm 4,06$ and DMLS framework is $35,54 \pm 5,04$. Marginal gap (μm) values of the frameworks after cementation and standard deviation; cast framework was $121,30 \pm 48,40$, PEEK framework was $96,44 \pm 22,02$, Zirconia framework was $42,70 \pm 3,24105$ and DMLS framework was $28,86 \pm 14,79$.

Conclusion: According to what was done before and after cementation, the lowest value of marginal gaps was found in the DMLS metal framework and the greatest value was found in the cast framework.

Key words: PEEK; Marginal adaptation; Laser sinterized Co-Cr; Zirconia; CAD/CAM

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kaybedilen fonksiyon, estetik ve anlaşılır konuşma becerisinin hastaya geri kazandırılması amacıyla yapılan protetik tedavilerin önemli bir bölümünü sabit protez restorasyonlar oluşturmaktadır. Bu nedenle, sabit protetik restorasyonların periodontal dokularla olan ilişkilerini geliştirmek, daha estetik daha sağlam materyaller bulmak araştırmacılar için eski zamanlardan beri gündemde kalmıştır. Günümüzde diş kaybı olan hastaların çığneme sistemlerini düzenlemek için; diş implantlarına, kısmen veya tamamen klasik protez uygulamalarına ihtiyaç duyulmaktadır (1).

Hastalar mevcut diş kayıplarını sabit restorasyonlar ile çözülmesini arzulamaktadırlar. Klinisyenler de tatmin edici estetik seviyeleri ve fiziksel dayanıklılıkları sebebiyle alt yapı destekli sabit protetik tedavileri tercih etmektedirler. Tam seramik kuronlar, metal alt yapıli seramik kuronlar, zirkonya alt yapıli seramik kuronlar ve PEEK alt yapıli kuronlar bu tür tedavi seçenekleri için mevcut alternatif sistemlerdir (2,3).

Bu çalışmada CAD/CAM teknolojisi ile üretilen PEEK (Polietereterketon), zirkonya, direkt metal lazer sinter (DMLS) Co-Cr, ile konvansiyonel teknik ile üretilen metal alt yapıların marjinal adaptasyonlarının karşılaştırılması amaçlandı.

Çalışmamızın hipotezi ise, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen PEEK (Polietereterketon) alt yapıların marjinal gap mesafelerinin CAD/CAM teknolojisi ile üretilen zirkonya alt yapıların, direkt metal lazer sinter (DMLS) Co-Cr, ile konvansiyonel teknik ile üretilen metal alt yapıların marjinal gap mesafelerinden daha az olacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Protetik Tedaviler

Sabit protez uygulamaları, bir diş eksikliğinden, dişlerin birbirleriyle olan ilişkilerinin rehabilitasyonuna kadar farklılık gösteren çok çeşitli tedavi uygulamalarını içermektedir. Sabit protezler ile dişin tüm fonksiyonları iade edilirken, estetik olarak da daha iyi bir görünüm elde edilebilir. Kaybedilmiş diş ve dişlerin rehabilitasyonu; fonksiyon, fonasyon ve estetik olarak hastanın beklentilerinin karşılanması ile hastanın kendine olan güveni artar ve psikolojik olarak büyük bir rahatlama hisseder (4).

Prepare edilmiş klinik diş kuronunu kaplayan ve çeşitli siman materyalleri ile dişe yapıştırılan protetik tedavi kuron restorasyonu olarak adlandırılmaktadır. Klinik kuronunda yapısal bütünlüğünü kaybetmiş bir dişe yapılan kuron restorasyonu klinik kuronun anatomik şeklini geri kazandırmasının yanında kaybedilmiş çiğneme etkinliğini oluşturmaktadır (4,5).

Sabit protetik tedavilerin klinik ömrünü, kullanılan restoratif materyalin fiziksel özellikleri ve marjinal adaptasyon gibi önemli kriterler belirler (6). Marjinal adaptasyon tam seramik restorasyonlarda; yapılan tedavinin klinik başarısının uzun süreli olması, diş ve çevre dokuların sağlığı, yapıştırma için kullanılan siman materyalinin çözünmeye karşı direnci ve restoratif materyalin kırılma dayanımı için en önemli kriterlerdendir (7).

Marjinal adaptasyonun kötü olması dental ve periodontal dokuların sağlığını olumsuz etkilemektedir. Bu adaptasyondaki açıklık ağız içindeki bakterilerin dentin dokusuna kolaylıkla geçişini sağlayarak bu şekilde bakterilerin konağa daha iyi tutunmasına imkân verir. Böylelikle sekonder çürük oluşumu ve periodontal doku hastalıklarına yol açabilmektedir. Dentin tübülleri yoluyla pulpa içerisine doğru penetre olan bakteriler endodontik enflamasyon oluşmasına sebebiyet verebilirler. Ayrıca restorasyon ve preparasyon arasında iyi bir adaptasyon sağlanamazsa diş üzerinde meydana gelen gerilimler diş ve protetik tedavinin prognozunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (8).

2.1.1. Metal alt yapıli porselenler

Protetik diş hekimliği alanında önemli bir yere sahip olan dental porselenin, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı gösterdiği düşük direnç metal alt yapılar ile desteklenmesini gerekli kılmış ve metal alt yapıli porselen sistemleri sabit protetik

restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Fiziksel özellikleri, tatmin edici estetik özellikleri, klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal uyumları ile günümüzde de tedavi uygulamaları arasında yer almaktadırlar (5,9).

2.1.1.1.Metal Altyapı

Rutin kullanımını olan düşük sıcaklık porseleni tek başına protetik restorasyon olarak kullanılabilecek mekanik özelliklere sahip olmaması nedeniyle uygulama sırasında metal alaşımlı alt yapılar ile desteklenmesi gerekmektedir. Düşük ısı porselenlerinde kullanılacak olan metal alt yapı için ideal kalınlık 0,5 mm olmakla birlikte bu kalınlık alaşımın çeşidine bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir (10).

Isaacson ile ekibinin yapmış oldukları bir çalışma sonucunda, en ideal altyapı kalınlığının 0.4-0.5 mm olduğunu ve metal alt yapı kalınlığının 0.3 mm'den ince yapılması halinde çeşitli mekanik sorunlarla karşılaşılacağı belirtilmiştir (11).

2.1.1.2. Opak porselen

Metal alt yapıli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlar estetik olarak kabul edilebilir bir renge sahip değillerdir. Bu nedenle metal alt yapı rengini maskelemek için opak seramiklerden oluşan opak seramik tabakası metal yüzeyine uygulanır. Metal rengini maskelemek için sürülen opak tabakasının kalınlığı kullanılan porselen tozunun kullanım talimatına ve maskelenmesi gereken metal alaşım alt yapının rengine göre farklılık göstermektedir (12).

2.1.1.3. Dentin porseleni

Metal alt yapıli porselenlerde rengin oluşması opak porselen ile başlar ancak esas olarak rengi meydana getiren çeşitli metal oksitleri de ihtiva eden dentin porselenidir. Estetik renk oluşturabilmek ve sağlamlık özelliklerini elde edebilmek için dentin ve mine porseleninin kalınlıkları en az 0,5-1,0 mm, en çok ise 1,5-2,0 mm olması gerekmektedir (13,14). Porselen kalınlığının 2 mm'den fazla olduğu durumlarda porselenin metal alt yapı ile sağlıklı bir şekilde desteklenmesi mümkün olmadığı için oral kavitede oluşan fonksiyonel kuvvetler nedeniyle porselende kırılma ve çatlaklara neden olabilmektedir (15).

2.1.1.4. Mine porseleni

Adından da anlaşılacağı üzere doğal diş minesini taklit etmesi amacı ile geliştirilmiştir. Mine porseleni dentin porselenine göre çok daha fazla ışık

geçirgenliğine sahiptir. Mine ve dentin arasındaki doğal renk geçişlerini elde edebilmek için dentin ve mine porselenlerinin beraber pişirilmesi gerekmektedir (10).

2.1.1.5. Glazür porseleni

Metal destekli porselen restorasyonların simantasyonu öncesi son aşama ise dental porselenin üretici firmanın uygulama talimatları doğrultusunda belli sıcaklık değerine kadar ısıtılarak kısmen erimiş, parlak ve pürüzsüz bir hâl almış porselen katmanı meydana getirmektir. Oluşan bu yapıya saf glazür tabakası denilmektedir (15,16).

Başka bir alternatif yöntem olarak da sadece cam faz içeren glazür porselenini dentin porselenin yüzeyine uygulayıp porselen fırınında pişirerek istenen parlaklığın ve pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesidir. Bu tabakanın bir diğer faydası da porselen yüzeyinde oluşan muhtemel çatlakları doldurarak mekanik özelliklerini arttırmaktır (16).

2.1.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımların Yapılarına Göre Sınıflandırılması

Metal-seramik sistemlerde kullanılan metal alaşımları içeriklerine göre şu şekilde sınıflandırılmıştır (17);

1. Soy Metal Alaşımlar

- ❖ Altın (Au) alaşımları
- ❖ Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları
- ❖ Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımları
- ❖ Altın-paladyum-gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları
- ❖ Paladyum (Pd) alaşımları
- ❖ Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları
- ❖ Paladyum-bakır (Pd-Cu) alaşımları
- ❖ Paladyum-kobalt (Pd-Co) alaşımları

2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar (Baz Metal Alaşımlar)

- ❖ Krom-nikel-berilyum (Cr-Ni-Be) alaşımları
- ❖ Krom-Nikel (Cr-Ni) alaşımları
- ❖ Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları
- ❖ Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları

2.1.2.1. Soy Metal Alaşımlar

Yüksek altın içerikli alaşımlar ile dental porselenin ısısıl genleşme katsayısının arasındaki uyumsuzluk bağlantı problemlerine neden olması sonucu bu sıkıntıyı ortadan kaldırmak için alaşıma platin ve paladyum ilave edilmiştir (18). Yüksek oranda altın (%84-86) içeren bu alaşımlara, erime derecesinin yükselmesi için platin (%4-10) ve paladyum (%5-7), metal-porselen bağlantısını oluşturan metal oksitlerin meydana gelmesi için ise az miktarda kalay, bu alaşımlar oksitlenmeye karşı oldukça dayanıklıdırlar ve asitlerden etkilenmezler. Alaşıma paladyum ilave edilmesi, alaşıma açık rengini ve yüksek erime dereceli porselenlerle uyumunu kazandırır, platin ise alaşımın dayanıklılığını artırır (19). Yüksek altın içerikli alaşıma gümüş ilavesi alaşımın işlene bilirliliğini kolaylaştırır, gümüş miktarı arttıkça ekonomik avantaj sağlar ancak porselende renklenme oluşturabilmesi dezavantajdır (20). Döküm işlemlerinin kolay olmasına karşın, maliyetleri oldukça yüksektir. Sahip oldukları sarı renk nedeniyle porselen restorasyonlarda estetik sorunlara neden olabilmektedirler (18,19).

2.1.2.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Soy olmayan alaşımlar 70'lerin başında maliyet olarak ekonomik olmamaları nedeniyle soy alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yüksek sertlik, yüksek creep dayanımı, yüksek elastisite modülü gibi fiziksel özelliklere sahiptirler (21). Yüksek elastiklik modülü, hazırlanan alt yapıların daha ince şekillendirilmelerine olanak tanımaktadır. Bu özellik inter okluzal mesafenin yetersiz olduğu ya da dişte preparasyonun minimum olması gereken durumlarda restorasyona dayanıklılık kazandırır. Yoğunlukları soy metal alaşımlarından düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir (19, 22). Yüzey sertliğinin yüksek olması; okluzal aşındırma, polisaj, kuron sökümü, endodontik giriş kavitesi açma gibi işlemlerin daha zor hale gelmesine neden olur. Ayrıca karşıt dişte istenmeyen aşınmalara neden olabilmektedir. Yüksek elastisite modülüne sahip olması yine yüksek elastisite modülüne sahip porselen ile bağlantısında avantaj sağlar (23). Kimyasal olarak ince ve görünmeyen krom oksit katmanının oluşumu alaşımın yüzeyini pasif hale getirerek tam ve sızdırmaz bir tabaka oluşmasını sağlar ve böylelikle alaşımı korozyona karşı dirençli hale getirir. Bu oksit tabakası alaşımın parlaklığını etkilemeyecek kadar incedir (22).

Fakat hem Co-Cr hem Ni-Cr alaşımlarda oluşan oksit tabakası çoğunlukla kalındır ve bu sebeple porselen uygulaması öncesi oluşan oksit tabakasının bir miktar inceltilmesi gerekmektedir (24,25).

2.1.2.2.1. Nikel-Krom alaşımları

Nikel-krom alaşımlar berilyum materyalini iğerip iğermemesine göre iki ayrı grupta tanımlanabilir. Ni-Cr alaşımların yapısında %60-80 nikel, %10-27 krom, %2-14 demir, manganez, berilyum, tantalyum, molibden, alüminyum gibi metaller bulunmaktadır.

Ni-Cr alaşımlarının elastisite modülü ve gerilme dayanımları oldukça yüksektir ve ayrıca ucuzdurlar (24, 26).

Elastisite modülü, sertlik seviyesi, çekme dayanımı gibi fiziksel özellikleri değerli metal alaşımlar ile kıyaslandığında yüksektir. Ni-Cr metal alaşımlarının korozyona dirençleri yeterli düzeydedir. Dezavantajları; alerjik reaksiyonlara ve döküm işleminden sonra krom kenarlarının yuvarlak ve kısa çıkmasına neden olabilmektedir. Bitim sınırı uyumlarının altın alaşımlar kadar iyi olmaması ve içerdiği elementler sebebiyle oluşan oksit tabakasının kontrol edilemeyişi sebebiyle porselen ile metal arasındaki bağlantıda problemler oluşturur (23, 24).

2.1.2.2.2. Kobalt-Krom alaşımları

İçeriğinde %55-80 kobalt, %15-25 krom, eser miktarda demir, alüminyum, molibden, rutenyum, galyum ve tungsten gibi elementler bulunmaktadır. Bu alaşımlarda da krom, korozyona ve lekelenmeye karşı direnç kazanmalarını sağlar. Molibden ısısız genleşme katsayısını düşürür, rutenyum ise alaşımın döküm işlemini kolaylaştırır. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kobalt-krom alaşımlarının yapısında hareketli parsiyel protezlerde kullanılan alaşımlardan farklı olarak dayanıklılığı arttıran karpitin kaynağı olan karbon bulunmamaktadır. Kobalt-krom alaşımları soy metal ve nikel-krom alaşımlarından daha sert ve sağlamdır (24). Biyolojik uyum olarak Ni-Cr alaşımlardan daha iyidirler. Tabiatta hiçbir metal %100 saf bulunmaz. Dolayısıyla kobalt elementi de nikel ile beraber bulunmaktadır. Ancak bu nikel miktarı toksik sınırın altındadır (27). Yapılan araştırmalar göstermiştir ki; Co-Cr alaşımların korozyona karşı gösterdikleri direnç Ni-Cr alaşımlardan daha iyi seviyededir. Fakat fiziksel olarak daha serttirler ve laboratuvar işlemleri daha meşakkatlidir. Alaşıma molibden ilavesi, yapısındaki taneciklerin küçülmesine neden olur ve alaşımın fiziksel özelliklerini iyileştirir. Alaşımdaki Cr oranının

arttırılması halinde metal alaşımın çözünmesine yol açan etkenlere karşı korozyon direncini daha da artırır (28).

2.1.3. Metalleri yapım yöntemlerine göre sınıflandırılması

- ❖ Konvansiyonel döküm (kayıp mum) tekniği,
- ❖ CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
- ❖ Lazer sinterleme yöntemleri, günümüzde öne çıkmaktadır (29).

2.1.3.1. Konvansiyonel Döküm (Kayıp Mum) Tekniği

Metal alaşımların oral kavite içinde kullanılabilecek hale getirilebilmeleri için çeşitli yöntemlerle laboratuvar ortamında hazırlanmaları gerekmektedir. Bunun için geleneksel kayıp mum tekniği yani santrifüjle merkez kaç kuvveti uygulanarak erimiş haldeki metal alaşımın revetman içinde mumun kaybedilmesi ile oluşan boşlukları tam olarak doldurması ile sağlanır. Metal alaşımı eriyik hale getirebilmek için pürmüz ya da indüksiyonlu ısıtıcılar kullanılır. Genel olarak indüksiyonlu ısıtıcılar ile eritmenin yapılması özel cihazlar gerektirdiği için daha maliyetli olmaktadır. Metal destekli porselen restorasyonlarda genellikle soy metal alaşımlarına göre daha ucuz olmaları sebebiyle soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaktadır. Bunun yanında soy metal alaşımlarının döküm işlemleri ile kıyaslandığında, soy olmayan metal alaşımların sahip oldukları yüksek erime ısısı ve soy olmayan metal alaşımların hızlı bir şekilde oksidasyona uğramaları nedeniyle soy olmayan metal alaşımlarının dökümü daha zordur.

Döküm işlemi ile manşete dökülen eriyik haldeki metalin soğuması sırasında oluşan ısıl büzülme nedeniyle metal altyapıların dayanak dişlerle olan internal gap mesafesinin çok az olmasının yanında, yapıştırıcı siman aralığının olması gereken miktardan fazla olması ve alt yapının kenar adaptasyonun arzu edilen değerlerin üzerine çıkması gibi problemler de ortaya çıkabilmektedir. Öte yandan soy olmayan metal alaşımların sertlik derecelerinin oldukça yüksek olması nedeniyle düzeltme ve parlatma işlemlerinin zahmetli ve zaman alıcı olması gibi sorunlar da mevcuttur (30).

Kayıp mum tekniği, yüksek teknik hassasiyet gerektiren ve birbirine bağlı işlemlerden oluşmaktadır. Gerekli özen gösterilmediği takdirde altyapı üzerinde yüzey düzensizlikleri, distorsiyon, pörözite ve eksik veya kısa marjin oluşumu gibi döküm hataları meydana gelmektedir. Bu hatalar, metal altyapının porselen bağlantısını ve korozyona olan direncini zayıflatmaktadır. Döküm işleminde yaşanan problemler hem zaman kaybına neden olmakta hem de maliyeti arttırmaktadır (31).

Tüm bu dezavantajlar nedeniyle çok uzun sürelerdir kullanılan döküm yöntemine alternatif teknikler araştırılmış ve bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (30).

2.1.3.2.CAD/CAM Tekniği

Otomasyon ve yazılım teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliğinde kullanılan metal işleme tekniklerinde de gelişmeler olmuştur. Bu gelişmelerden günümüzde en çok tercih edilen sistemlerden biri CAD/CAM teknolojisidir. Bu teknolojinin de yardımıyla, geleneksel döküm teknikleri dışında alternatif metal şekillendirme teknikleri diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen sorunlar ortadan kalkmakta, yüksek ve üniform kalitede alt yapılar üretilebilmektedir (32).

Günümüzde frezeleme (milling) sistemleri ile şekillendirilen tam metal ve metal alt yapı restorasyonlarda kullanılan alaşımlar genel olarak titanyum, titanyum alaşımları ve kobalt-krom alaşımlarıdır. Frezeleme işlemi sırasında oluşan büyük miktardaki madde kaybı ve yüksek maliyetler nedeniyle kıymetli metal alaşımları bu sistemde pek tercih edilmemektedir (33). Öte yandan yüksek sertlik derecesine sahip bazı metal alaşımdan oluşan blokların şekillendirilmesi işleminin çok zaman almasının yanında kullanılan freze cihazının ekipmanlarının daha çabuk yıpranmalarına yol açmaktadır (34,35).

Frezeleme sistemlerinde kullanılan metal bloklar fabrikasyon üretim oldukları için yapılarında herhangi bir pörözite bulunmaz. Bu sebeple bu bloklardan elde edilen restorasyonlar daha homojen olup, dayanıklılıkları daha yüksektir (36).

2.1.3.3.Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme) teknolojisi, 1989 yılında kurulmuş Alman şirketi EOS tarafından geliştirilmiştir. Lazer tabanlı bir prosesdir ve odaklanmış bir lazer ışını kullanarak bölgesel olarak metal tozunu ergitir. Son derece karmaşık parçalar, birkaç saat içinde tam otomatik olarak 3B CAD veriden direkt olarak yaklaşık %100 yoğunlukta üretilebilir. Bu teknoloji, yüksek doğruluk ve yüzey kalitesinde, mükemmel mekanik özelliklere sahip parçaların üretilmesinde kullanılan bir prosesdir. Hafif alaşımdan süper alaşıma ve kompozite kadar geniş bir malzeme seçeneğine sahiptir (28,29, 37).

Co-Cr-Mo SP2 (Co %25, Cr %5, Mo %5) süper alaşımı dental uygulamalar için kullanılmaktadır. Lazer sisteminde uzun ömürlü, güvenli ve yüksek performanslı katı

hal Yb fiber lazer kullanılmaktadır. Hassas odaklanan optikler sayesinde mükemmel parça kalitesi ve detaylı çözünürlüğe ulaşılır. Odak çapının değişmesi de proses kontrolünü sağlar ve verimliliği artırır. Yalıtımlı üretim kabini sayesinde koruyucu atmosfer kullanımını mümkün olur ki bu da çok çeşitli malzeme kullanımına olanak sağlar (28,29).

Günümüzde DMLS teknolojisi, dental restorasyonların üretiminde oldukça popüler bir uygulama haline gelmiştir. 2005 yılından beri dental alanda kuron-köprü restorasyonların metal alt yapılarının yapımında kullanılan bu sistemlerle daha az sürede daha fazla sayıda altyapının üretimini yapmak mümkün hâle gelmektedir. DMLS makinelerinde metal tozun yerleştirildiği platformun alanı üretim kapasitesi ile doğru orantılıdır. Sistemin yüksek üretkenliği sayesinde ürünlerin birim laboratuvar maliyetleri düşer ve kalite standardizasyonu sağlanır. Ayrıca $\pm 20 \mu\text{m}$ hassasiyetle çalışan bu sistemlerle üretilen restorasyonların marjinal uyumu oldukça yüksektir (29).

Metal tozu çalışma platformuna yayılır. Çok güçlü bir lazer ışını, önceden belirlenmiş bir yol haritasını takip ederek metal alaşım tozlarını eritmek için kullanılır. Bu yol haritası bir CAD dosyası tarafından oluşturulur. Makine, metal tozundan birkaç yüz diş protezi üretir. 3 dakikada bir adet kuron üretecek hızda çalışır (29, 37).

DMLS teknolojisi ile üretim iki farklı şekilde gerçekleştirilir: toz biriktirme ve toz yatağı yöntemi; her bir toz tabakasının uygulanma şekli farklıdır. Toz yatağı yöntemi şu anda daha popülerdir, çünkü daha yüksek üretim hızı sunmaktadır. Yapı odası alanının içinde iki platform vardır, malzeme dağıtım platformu ve yapı platformu. Malzeme dağıtım platformu, bir yeniden kaplama bıçağı ile birlikte, yeni tozu yapı platformu üzerinde hareket ettirmek için kullanılır. Metal tozu, odaklanmış lazer ışını ile eritilerek katı bir parçaya birleştirilir. Parçalar, genellikle $20 \mu\text{m}$ kalınlığında, katman katman ilave olarak oluşturulur (37). Bir katman oluşturulduktan sonra yapı pistonu yapı platformunu indirir ve bir sonraki toz katmanı uygulanır. Bu işlem, yüksek doğruluk ve ayrıntılı çözünürlük, iyi yüzey kalitesi ve mükemmel mekanik özelliklere sahip parçalar üreterek, doğrudan otomatik olarak herhangi bir alet kullanmadan, 3D CAD verilerinden son derece karmaşık geometrilerin oluşturulmasına izin verir (38).

Tozun bulunduğu bölümdeki piston, yukarı doğru hareket ederek daima toz beslemesi yapar ve ardından bir yayıcı kol, serilmiş toz üzerine bir katman daha toz yayar. Ardından lazer, üretilecek parçanın 3B CAD modelinden elde edilmiş 2B ve

XY düzlemine paralel dilimlerdeki, parçayı temsil eden kısımları ergitir. Bir katman inşa edildikten sonra piston üretim platformunu aşağıya indirir ve yayıcı kol ile toz serilerek tekrar yeni bir katman oluşturulur. Üretim parça bitene kadar tekrarlanır. (29,37).

2.2.DENTAL SERAMİKLER

Seramiklerden, protetik rehabilitasyon amaçlı olarak diş hekimliğinde asırlardır faydalanılmaktadır. İlk üretilen porselen kuronlar tek başlarına mekanik kuvvetlere karşı oldukça zayıf direnç göstermeleri nedeniyle çeşitli metal alt yapılar ile desteklenmişlerdir. Bu metal alt yapıli seramik sistemleri protetik diş hekimliği uygulamalarında en sık kullanılan sistemlerdir. Ancak bu sistemler restorasyonun diş eti bölgesinde metal alt yapı nedeniyle estetik sorunlara neden olmaktadır. Klinisyenlerin ve hastaların estetik beklentilerinin artması, dental seramiklerin ön ve arka bölge sabit protetik tedavilerde estetik avantajları nedeniyle dental seramiklerin kullanımını arttırmıştır. Önceleri tam seramik kuronlar, sadece keser dişlerin rehabilitasyonu ile sınırlı iken tam seramik uygulamalarındaki önemli gelişmeler sayesinde günümüzde tüm dişlerde ve sınırlı da olsa köprü protezlerde kullanılabilir (39).

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin yerlerinin doldurulmasında büyük yardımı olan porselen, Çinliler tarafından MS 1000 yıllarında kullanılmış, fakat Avrupa'ya gelmesi XVI. yüzyılım bulmuştur (40). Diş hekimliğinin 'babası' sayılan Pierre Fauchard, 1728 yılında yayınladığı 'Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents' isimli eserinde porselenin diş hekimliği uygulamalarında kullanılabileceğini belirtmiştir ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür (41). Porselen esaslı yapay dişler ilk olarak 1774 yılında Fransa'da üretilmişlerdir (42,43). Porselen, oldukça estetik olmasına rağmen popülerliğini 19. asrın ortalarına kadar geçici bir süreliğine yitirmiştir (44).

Charles Henry Land isimli araştırmacının 1903 yılında porselen jaket kuronları üreterek, kuron uygulamalarının estetik yönden gelişim göstermesine önemli katkıları olmuştur. Araştırmacı, porselen jaket kuronlar için diş prepare ederken basamakları diş eti altında oluşturmuştur. O dönem için estetik yönden oldukça kabul gören bu restorasyonların yaygın olarak kullanılmaya başlanması 1920'li yılları bulmuştur (45). 1950'li yıllara gelindiğinde lösit materyalinin porselene ilave

edilmesiyle porselenin genleşme katsayısı yükselmiş ve böylelikle altın alaşımları ile daha kuvvetli bağlanması sağlanmıştır (46). 1958 yılında Vines ve arkadaşları estetik diş hekimliğinde çığır açan vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (47). Hughes ve Mc Lean 1965 yılında bugün kullanılan metal alt yapısız porselen kuronların temelini oluşturan güçlendirilmiş jaket kuron üretmişlerdir (48). Türkiye’ de metal alt yapılı estetik restorasyonlar ilk defa Prof. Dr. İlhan Çuhadaroğlu tarafından 1965 yılında uygulanmaya başlanmıştır. İlerleyen yıllardan itibaren değerli metallere ekonomik ve dayanıklılık yönünden alternatif olabilecek metal türlerinin kullanılması ile kuronlar üretilmeye başlanmıştır (49). 1980’li yıllardan itibaren artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan üretim yöntemleri, tam porselen sistemlerinin öne çıkmasına neden olmuştur. Bu nedenle çok çeşitli üretim teknikleri de gündeme gelmiştir (39).

2.2.2. Dental Porselenlerin Yapısı

Seramik; inorganik materyallerin istenilen özelliklere ulaşabilmesi için yüksek ısılarda fırınlanması ile elde edilen ürün olarak tanımlanır. Silisyum gibi yarı metal atomları ya da daha küçük çaplı atomlara sahip metallerin atomları, porselen yapısında bulunan ametallik oksijen atomları arasında yer alır. Porselenlerin yapısında iyonik ve kovalent olmak üzere iki tip bağ vardır. Bunlar sayesinde, seramikler denge, dayanıklılık, ısıl etkilere ve kimyasallara karşı direnme, young modülünde artış gibi iyi özellikleri kazanmalarını sağlamaktadırlar. Seramiklerin yapısında mevcut olan bu bağların seramiğin kırılabilirliği üzerinde de etkileri vardır (50).

Dental porselen ise; kaolin, quartz ve feldsparın belirli bir oranda karıştırılarak yüksek ısılarda pişirilmesi ile elde edilen materyal olarak tanımlanmaktadır. Dental porselenin yapısında bu temel maddelerden başka çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, cam modifiye ediciler, matlaştırıcı veya parlaklık özelliği kazandıran değişik türde elementler de porselenin yapısına eklenebilmektedir. Porselenin yapısını oluşturan maddelerin doğru seçimi, bileşimin ve pişirme işleminin kontrolü yapının kalitesini etkilemektedir. Bileşim açısından bakıldığında diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde kaolin oranı oldukça düşüktür (25).

2.2.2.1. Feldspat

Dental porselenin temel elementlerinden biri olan feldspat ($K_2OAl_2O_3SiO_2$) gri-pembe arası bir renge sahip kristalin yapıda ve mat bir materyaldir. Potasyum

alümina silikat ($K_2OAl_2O_6SiO_2$) ve sodyum alümina silikatın ($Na_2OAl_2O_3SiO_2$) karışımı ile elde edilir. Dental porselenin yapısında ortalama %70-80 oranında bulunur. Sodyum feldspat porselenin erime sıcaklığını düşürerek fırınlama sırasında yapılmış olan modelajın bozulmasına sebep olmaktadır. Potasyum feldspat ise porselenin şeffaflığını arttırırken; pişirme esnasında eriyerek kaolin ve kuartzın etrafını sarar ve böylelikle kitlenin bütünlüğünü sağlar. Bu nedenlerden dolayı protetik diş hekimliğinde birleştirici olarak genellikle potasyum feldspat kullanılır. Yaklaşık $1290^{\circ}C$ 'de erir ve porselene şeffaflık veren camsı bir yapıya dönüşür. Isıtılan feldspat şekilsiz yapıdaki cam safha ve kristalin safhasını oluşturmak üzere ayrıştırılır. Bu işlem sonucunda oluşan tetragonal kristalin yapı lösit ($KAlSi_2O_6$) olarak isimlendirilir (19,40).

2.2.2.2.Lösit

Dental porselenin sağlamlığına katkı sağlar ve fırınlama esnasında porselende meydana gelen ısısal genleşmeyi kontrol eder. Cam safha ise cam yapıların sergilediği kırılma, şeffaflık ve likit formda yüksek yüzey enerjisi gibi özelliklerin oluşmasını sağlar. Dental porselenin yapısındaki cam safhanın artması çatlak oluşumuna karşı oluşan mukavemeti zayıflatırken translusensi gibi özelliklerin iyileşmesini sağlar. Kristalin safhası, dental porselenlerin mekanik ve optik özelliklerinin belirlenmesinde büyük önem taşımaktadır. Dental porselenlerin üretilmesi sırasında lösit ve camdan meydana gelen karışım su içerisinde ani bir şekilde soğutulmuş ufak parçalara ayrıştırılır. Parçalara ayrılan karışım daha sonra istenilen büyüklükte olacak şekilde öğütülür. Bu işlemler neticesinde meydana gelen ürüne frit adı verilir. Bu aşamada doğal dişleri renk bakımından taklit edebilmesi ve restorasyonlarda kullanılacak porselenin renklerini oluşturulabilmesi için demir oksit, kobalt oksit, krom oksit gibi çeşitli metal oksitler yapıya eklenir. Ayrıca titanyum ve zirkonyum oksit gibi metal oksitlerde opaklaştırma amacıyla yapıya ilave edilebilir. Daha sonra elde edilen bu toz, özel sıvısı ile karıştırılarak dental porselen pişirilmek üzere modele edilir. Diş formu verilen dental porselen yüksek ısılarda vakum altında pişirilir ve parçacıklar eriyerek birbirleriyle kaynaşır. Bu işleme sinterizasyon adı verilir. Sinterizasyon işleminden sonra dayanıklı porselen kütlesi meydana gelir (19).

2.2.2.3. Kuartz

Eksik veya deforme olmuş dişlerin rehabilitasyonunda kullanılan dental porselenlerin yapısında bulunan başka bir element ise çok ince partikül büyüklünde olan saf kuartz (SiO_2) kristalleridir. Erime derecesi 1700°C 'dir (45-49).

Deniz kumu, çakıllar ve bazı kaya türlerinden elde edilen kuartz elementi yüksek sertlik derecesine sahip silika içerir. Silikanın bir formudur. Yüksek erime sıcaklığı sayesinde matriks içinde iskelet görevi görerek fırınlama esnasında büzülmeleri önler. Böylelikle pişirme esnasında elde edilen diş modelajı korunmuş olur. Dental porselenin sağlamlığını artırır. Dental porselen içindeki oranı artarsa translüsenliği azaltır. Kuartz dental porselenin yapısında %25-30 oranında bulunur (19).

2.2.2.4. Kaolin

Dehidrate olmuş alümina silikat olan kil ise, kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}2\text{SiO}_2\text{-}2\text{H}_2\text{O}$) formu ile porselenin yapısında %1-3 oranında bulunur. Su ilavesiyle yapışkan bir hal alır, diğer elementleri bir arada tutar ve porcelene şekil verilmesini kolaylaştırır. Erime ısısı 1300°C olması nedeniyle porselenin erime ısısını artırır (19). Işığı geçirmeyen bir yapıda olması nedeniyle porselen hamuruna çok az miktarda eklenmektedir (51).

2.2.2.5. Alümina

Alüminanın (Al_2O_3) oksitlerin en sert olduğu düşünülmektedir. Isısal genleşme katsayısı, düşük ısı porselenlerine yakındır. Bu özelliği sayesinde yapıya katılan iki malzemenin birbiri ile ahengini sağlar. Alümina çözünebilir ve düşük ısı porselenlerinin içerisinde çok düşük miktarda bulunur. Ayrıca porselenlerin akışkanlığa karşı direncini ve yapısal sağlamlık özelliklerini artırır (52).

2.2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

2.2.3.1. Pişirme Isılarına Göre

Protetik diş hekimliği alanında kullanılan porselenleri birkaç şekilde sınıflandırabilmek mümkündür. En popüler olan sınıflandırmalardan biri ise porselenlerin pişirme ısılarına göre yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırmaya göre dental porselenler dört ayrı kategoriye ayrılmaktadır;

1. Yüksek ısı porselenleri: 1300°C 'nin üzerindeki sıcaklıklarda fırınlanır,
2. Orta ısı porselenleri: 1101°C ile 1300°C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,
3. Düşük ısı porselenleri: 870°C ile 1100°C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,

4. Çok düşük ısı porselenleri: 870°C altındaki sıcaklıklarda fırınlanır (53).

Bu dental porselenlerin temel bileşenleri aynıdır, fakat yapılarındaki düşük sıcaklıkta eriyen maddelerin miktarına bağlı olarak erime dereceleri farklılık göstermektedir. Yüksek ve orta ısı porselenleri çoğunlukla tam ve bölümlü protezlerde kullanılan hazır porselen dişlerin ve çok az da olsa porselen jaket kuron yapımında kullanılmaktadır. Orta ısı porselenleri tam seramik köprülerde ara yapıların prefabrik olarak yapılmasında, inley, jaket kron ve sabit köprülerin yapımında kullanılırlar. Düşük ısı porselenleri alüminoz porselen (kor materyali hariç), porselen jaket kuron, metal destekli porselen kuron ve köprü yapımında kullanılırlar. Bunun yanında düşük ve çok düşük ısı porselenleri glaze tozlarının ve değişik makyaj materyallerinin elde edilmesinde kullanılmaktadır. Metal alt yapıli dental porselenlerde alt yapı olarak titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanılması ile yapılan sabit protezlerde de çok düşük ısı porselenleri kullanılmaktadır (53).

2.2.3.2. Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

- ❖ Metal alt yapıli kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler,
- ❖ Tam porselen kuronlar, onleyler, inleyler ve estetik beklentinin öncelikli olduğu bölgelerde yapılan veneerlerde uygulanan porselenler,
- ❖ Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler şeklinde sınıflandırması yapılmaktadır (54).

2.2.3.2.1. Tam Seramikler

Protetik diş hekimliğinde metal alt yapıli porselen sistemleri yıllardır başarı ile kullanılmaktadır. Metal alt yapıli porselen restorasyonların mekanik avantajlarının yanı sıra, sahip oldukları düşük biyouyumluluk ve estetik dezavantajları klinisyenlerin ve hastaların metal alt yapısiz sabit protetik tedavilere yönelmesine neden olmuştur. Bunun sonucunda da mükemmel yakın estetik ve biyo-uyumlu tam seramik restoratif materyallerin kullanımı yaygın hale gelmiştir (39).

Günümüzde tam seramik kuron ve köprü restorasyonları, uzun yıllardır protetik tedavilerde kullanımı olan metal alt yapıli seramik sistemlere alternatif olarak yaygın biçimde protetik tedavilerde kullanılmaktadır. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin kullanımının yaygınlaşması ile daha estetik ve daha protetik tedaviler uygulanabilir olmuştur ve böylelikle bu sistemlerde kullanılabilecek farklı fiziksel ve yapısal niteliklere haiz porselenler geliştirilmiştir (39).

Bu seramikler şu şekilde sınıflandırılmaktadır (55,56);

- ❖ Feldspat seramikler
- ❖ Güçlendirilmiş cam seramikler (Lösit ilaveli)
- ❖ Güçlendirilmiş cam seramikler (Lityum disilikat ilaveli)
- ❖ Oksit seramikler
- ❖ Oksit seramikler (Cam in filtre)
- ❖ Oksit seramikler (Sinterize)
- ❖ Nano-seramikler
- ❖ Hibrit-seramikler
- ❖ Güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler (Zirkonya ilaveli)

2.2.3.2.1.1.Feldspatik Seramikler

CAD/CAM sistemlerde ilk kullanılan seramik bloklar feldspatik seramiklerdir (57). 3-4 mikrometre boyutlarındaki feldspat partikülleri cam fazın %30 unu oluştururlar ve matriks içinde homojen dağılmış olarak bulunmaktadır. Young modülü 45-63 Gpa, basma dayanımları 150 Mpa'dır (56).

Tek renkli, iki renkli ve çok renkli olmak üzere üç çeşit feldspatik seramik blok mevcuttur. Tek renkli blokların geliştirilmesiyle iki renkli ve çok renkli bloklar ortaya çıkmıştır. İki renkli bloklarda bir dentin çekirdeği ve bunu çevreleyen ışık geçirgenliği olan bir mine katmanı mevcuttur. Renk geçişlerinin dentin ve mine renklerini taklit edebilmesini sağlamak amacıyla bu bloklar 3 boyutlu olarak bir yay şeklinde hazırlanmıştır. Çok renkli bloklar çok çeşitli renk doygunluğu ve translüsent özelliklere sahip olmaları sebebiyle renk ve estetik olarak doğal diş görünümüne sahip olabilmektedirler. Dolayısıyla insan dişinin görsel özelliklerini taklit ederek hastanın kendi dişleri ile uygulanan protetik tedavinin bir bütün oluşturması sağlanmaktadır (58).

Feldspatik içerikli seramik bloklar; tam kuron, parsiyel kuron, inley, onley ve laminate veneer olarak kullanılabilirler (59). Feldspatik içerikli seramik bloklar, cam matriks oranının fazla olması sebebiyle ancak hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simanlar ile dişe uygulandıklarında oksit seramiklere göre daha başarılı sonuçlar verirler. Oldukça iyi bir şekilde cilalanabilmektedirler. Sağladığı bu imkânlar doğrultusunda tek bir seansta tedavileri yapabilmek için önde gelen alternatiftir (60).

2.2.3.2.1.2. Lösit Esaslı Cam Seramikler

Lösit kristalleri birçok aşamadan oluşan işlemler ve cam fazın kontrollü kristalizasyonu ile elde edilmektedirler. Lösit esaslı cam seramikler esasen silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) üretilmişlerdir (61).

Silikat cam fazın hacim olarak yapısının %30 ila %40'ını 1 μm ila 5 μm çapındaki lösit kristal fazdaki lösit oluşturur. Bu seramiklerin optik özellikleri ve çigneme etkileri doğal dişleri taklit edebilmektedir (62).

Cam seramikler lösit kristalleri sayesinde iki farklı mekanizma ile kırılmalara karşı direnç göstermektedir. İlk mekanizma; lösit kristalleri oluşan çatlakın yönünü değiştirerek çatlaklı ilerlemeden durdurmasıdır (63). İkincisi ise; fırınlanmış seramiğin soğuması sırasında cam faz içerisinde baskı gerilimi oluşturmasıdır. Lösit esaslı cam seramiklerin içerdiği %40 oranındaki lösit kristallerinin genleşme katsayısı, yapısında bulunduğu cam matriksten daha yüksektir. Fırınlanmış seramik soğutulurken lösit kristallerinde meydana gelen büzülme nedeniyle, cam matriks lösit kristallerine doğru çekilir ve bu sayede seramik içerisinde oluşan iç basınç kırılmaya yol açabilecek mikro çatlakların ilerlemesini durdurur (64).

Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin; renk, ışık geçirgenliği, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyon etkilerine karşı gösterdikleri direnç gibi nitelikleri doğal dişlere benzerdir. Diş dokusu ile restorasyon arasında oluşan adezyonun başarısı ile restorasyon direnci arasında doğru orantı vardır. Kullanım alanları; ön bölge veneer kuron ve laminate veneer gibi protetik tedaviler ile sınırlıdır (56).

2.2.3.2.1.3. Lityum Disilikat Esaslı Cam Seramikler

Protetik diş tedavisinde kullanılan cam seramik sistemlerin kullanım alanlarının genişletilmesi amacıyla daha iyi dayanım ve kırılma direncine sahip seramik sistemlerine ihtiyaç duyulmuştur. Bu seramik türünde lösit esaslı cam seramiklere göre daha yüksek miktarda kristal ilave edilerek alt yapı seramiğinin güçlendirilmesi amaçlanmıştır. Lityum disilikat esaslı seramiklerin içindeki kristal oranı %70 civarındadır, ayrıca üst yapı seramiği flor apatit kristallerinden meydana gelmektedir (50).

Bu seramik türünün şekillendirilmesinin çok zor olması ve de materyalin kırılma olmasından dolayı lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin üretim aşamasında yarı kristalize edilerek CAD/CAM cihazlarında kullanılabilir hâle getirilmektedir. Yarı kristalizasyon sayesinde seramik bloklar hem kolay ve hızlı bir

şekilde üretilebilmekte, hem de üretim aşamasında seramiğe gereken direnci kazandırmaktır. Bu yapıyı oluşturan ana element lityum meta silikatın kristal fazıdır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Seramik bu hâlde oldukça kötü fiziksel ve kimyasal dayanıklılığa sahiptir. Kristalizasyon işleminin 850°C 'de tamamlanmasından sonrasında lityum meta silikat dayanıklı ve doğal diş rengindeki lityum disilikata dönüşür (65).

CAD/CAM cihazlarında kullanılan lityum disilikat blokları üç farklı ışık geçirgenliğine bloklar şeklinde üretilebilmektedir. Işık geçirgenliği çok iyi olan bloklar, etrafındaki dokuların rengini emme özelliği (bukalemun efekti) ve iyi estetik özellikleri sayesinde, onlay-inlay gibi restoratif tedavilerin yapımında kullanılabilir. Işık geçirgenliği yeterli seviyede olmayan bloklar ise sahip oldukları renk alternatifleri sayesinde tam anatomik kuronların elde edilmesinde kullanılmaktadır (66).

2.2.3.2.1.4. Nanoseramikler

Nanoseramikler, nano boyutta seramik partikülleri ve üretan dimetakrilat içerikli rezin matriksten oluşmaktadır. Nanoseramiklerin yapısında silika nanomerler (20nm) ile zirkonyum dioksit nanomerler (20nm) vardır. Nanoseramiklerin üretim işlemleri sırasında yapıya silan ilave edilmesi ile nano partiküller ve rezin fazın birbirlerine kimyasal olarak bağlanmaları amaçlanmaktadır (67,68).

Şok emme özellikleri sayesinde nanoseramiklerin implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı neticeler verdiği bildirilmiştir. Bununla beraber karşı dişte neden oldukları aşınma, cam seramiklerin neden olduğu aşınmadan oldukça azdır (69).

2.2.3.2.1.5. Hibrit Seramikler

Hibrit seramikler polimer yapıdaki bir ağ ile güçlendirilmişlerdir. Seramik ve kompozit materyallerinin olum özellikleri hibrit seramik sistemlerinde birleştirilmesi amaçlanmıştır. Hibrit seramiklerin yapısında bulunan polimer ağı, yüzey yapısı değiştirilmiş polimetilmetakrilattan meydana gelmektedir. Sabit protetik tedavilerde kullanılan seramik restorasyonlarda sıklıkla ortaya çıkan problemlerden biri olan çatlak oluşumu ve ilerlemesi problemi yapıya dahil edilen bu ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Çok iyi dayanım özellikleri sayesinde premolar ve molar dişlerde yapılacak kuron restorasyonlarında kullanılabilirler (69).

2.2.3.2.1.6. Oksit Seramikler

2.2.3.2.1.6.1. Cam İnfiltre Oksit Seramikler

Lantan oksit cam infiltrasyonu işlemine maruz kalarak son sertliklerine ulaşan bu seramikler In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır. In-Ceram Spinell porselenler opak alt yapıya sahip Alümina içerikli oksit seramiklere alternatif olarak estetik açıdan daha başarılı olmaları nedeniyle üretilmiştir. Cam infiltre oksit seramikler içinde en iyi optik özelliklere haiz olan seramik çeşididir. Ancak fiziksel dayanımı alümina içerikli seramiklere göre düşük seviyededir (62). Işık geçirgenliği ise iki kat daha fazladır. In-Ceram Spinell sahip olduğu optik özellikler sayesinde estetiğin ön planda olduğu anterior bölgeyi içeren protetik tedavilerde kullanılmasını sağlamaktadır (70). Alümina içerikli cam in filtre oksit seramikler, yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alümina porselenine, viskozitesi düşük sodyum lantan oksit cam infiltrasyonu ile üretilmişlerdir. Kesici ve molar dişlerin kuronlanmasında ve en çok üç üyeden oluşan ön bölge köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanılır (62).

2.2.3.2.1.6.2. Sinterlenen Oksit Seramikler

2.2.3.2.1.6.2.1. Alüminyum Oksit

Sinterlenen oksit seramikler presinterize haldedir ve kuronun elde edilmesini takiben 1500°C'de pişirilirlir. Yarı sinterize halde içerdiği alümina oksit kristalleri sayesinde çok iyi mekanik dayanıma sahip seramik bloklardır. Frezeleme işlemi sonrasında infiltrasyon işlemine gerek duyulmamaktadır. Alüminyum oksit porselenleri tek renk olarak üretilmektedir. Ancak modelasyon sırasında üstüne yığılacak seramik rengi referans alınarak özel bir renk likidi ile renklendirilmesi mümkündür (71).

2.2.3.2.1.6.2.2. Zirkonyum Oksit

Çok iyi mekanik direnç göstermesi, inert ve boyut olarak kararlı olması nedeniyle tercih sebebi olan zirkonya, porselen restorasyonlarda alt yapı materyali olarak yaygın kullanılmaktadır (55).

Zirkonyum dioksit bloklar üretim şekillerine göre üç sınıfta incelenmektedirler;

- ❖ Sinterlenmemiş ZrO_2 , üretim aşamasında ZrO_2 partiküllerinin sinterleme işlemi uygulanmadan basınç uygulamadan sıkıştırılması yöntemi ile elde edilirler. Manipülasyonları kolaydır, kullanım öncesi sinterizasyon işlemi uygulanır (33)
- ❖ Yarı sinterlenmiş ZrO_2 , içeriğine bağlayıcı ajan ilave edilerek basınçla kalıp hâline getirilmesi ile üretilirler. ZrO_2 partikülleri, üretim esnasında herhangi bir ısıl işleme uğramadan uygulamadan basınçla sıkıştırılır. Daha sonra ön sinterleme işlemi $1350^{\circ}-1550^{\circ} C$ 'de yapılır (59).
- ❖ Tam sinterlenmiş ZrO_2 , %95 yoğunluğa ulaşmaya kadar $1300^{\circ}C$ 'de sinterizasyon işlemi uygulanmaktadır. Bu sebeple çok sert bir ürün ortaya çıkmakta ve bu ürünün şekillendirilmesi oldukça zaman almaktadır (33).

2.2.3.2.1.7. Zirkonya İlavesi İle Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler

CAD/CAM teknolojilerinde ilk kullanılan bloklardan birisi olan lityum disilikat seramikler günümüzde fiziksel açıdan geliştirilerek, zirkonya infiltre lityum disilikat seramikler üretilmeye başlanmıştır (72).

Piyasada mevcut birçok ürüne ve sisteme göre sınıflandırmalar yapılmıştır. Alt yapılarındaki element içeriğine göre Conrad ve arkadaşları tarafından yapılan sınıflandırma şu şekildedir (55) (Tablo 1);

Cam porselenler	Alümina esashlı porselenler	Zirkonya esashlı porselenler
<ul style="list-style-type: none"> Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Porselenler IPS Empress 2 IPS e.max Press 	<ul style="list-style-type: none"> In-Ceram Zirconia In-Ceram Spinnell In-Ceram Alumina Procera All Ceram Synthoceram 	<ul style="list-style-type: none"> DC-Zirkon Zirkonzahn Lava Denzir Everest Celay Cerec in Lab Zeno Tec Procera AllZirkon Cerec
<ul style="list-style-type: none"> Feldspatik Porselenler Vitablocks Mark II Vita TriLuxe Bloc Vitablocs Esthetic Line 		
<ul style="list-style-type: none"> Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Porselenler IPS Empress Optimal Pressable Ceramic IPS ProCAD 		

Tablo 1. Zirkonya ilavesi ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

2.3. Zirkonyanın Yapısı

Diş hekimliğinde metal alt yapılı porselen kuronlar, fiziksel dayanıklılık ve estetik beklentileri tatmin edici düzeyde olmaları nedeniyle uzun yıllardır klinisyenler tarafından sabit protetik tedavilerde uygulanmaktadır. Uzun dönemli klinik çalışmalar neticesinde, metal alt yapılı porselen sistemlerinin prognozu öngörülebilir ve başarılı bir tedavi yöntemi olduğu görülmüştür (73). Hastaların artan estetik beklentileri, doğal diş dokusuna daha yakın özellikler sergileyebilen materyallere olan ilgiyi arttırmaktadır. Metal altyapılara bir alternatif olarak kullanılabilen zirkonya esashlı altyapılar bu estetik beklentileri karşılamak amacı ile diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya, “Zr” sembolü ile ifade edilen ve atom numarası 40 olan kimyasal bir elementtir. Atom kütlesi 91.22’dir. Periyodik tabloda D grubunda yer almaktadır. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı dayanıklı olan zirkonyum; oda sıcaklığında heksagonal kristal formunda katı bir yapı olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum metalinin en yaygın bulunan bileşikleri zirkonyum

silikat ve zirkonyum dioksittir (53,74). Zirkonyum, 0,5-0,6µm' dan daha küçük çaptaki grenlerden oluşan bir elementtir (75).

Zirkonya üç farklı faza sahiptir. Bu fazlar mono klinik faz, tetragonal safha ve kübik safhadır. Uygulanan sıcaklığın derecesi arttıkça safha değişimleri olmaktadır. Mono klinik safha 1170 °C'ye kadar kararlıdır. Ve bu dereceden sonra meydana gelen safha değişimi ile tetragonal safhaya dönüşür. Tetragonal safha 2370 °C'ye kadar kararlıdır ve bu sıcaklığın üzerinde kübik safhaya dönüşür. Ergime noktası olan 2680 °C'ye kadar ise yapı kübik safhada bulunur (76). Zirkonya materyalinin oda sıcaklığında tetragonal safhada bulunması arzu edilmektedir. Zirkonya, zirkonyumun dioksit kristalidir. ZrO₂ farklı metalik oksitlerle karıştırılarak (MgO, CeO, Y₂O₃) yüksek moleküler stabilite elde edilir. Oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunur. Günümüzde üstün fiziksel özellikleri nedeniyle, zirkonya materyallerine stabilizatör oksit olarak yttriyum oksit (Y₂O₃) ilave edilmektedir. Saf zirkonyaya %2-3 oranında Y₂O₃ ilave edildiğinde çok küçük çaptaki tanecik yapısında, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan ve diş hekimliğinde kullanımı en uygun olan tetragonal zirkonya polikristali Y-TZP elde edilir (59,76). Y-TZP'nin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunmasının ve fiziksel özelliklerinin, zirkonya materyalini meydana getiren taneciklerin çapına ve içerdiği yttriyum oksit miktarına bağlı olduğu belirtilmiştir (77). Bu tanecik çaplarının 0.8µm'den küçük olmaları oda sıcaklığında tetragonal fazın devamlılığını sağlar (78).

2.3.1. Sabit Protetik Tedavilerde Alt Yapı Olarak Zirkonya

Estetik beklentinin ön planda olduğu sabit kuron ve köprü uygulamalarında metal destekli porselenlere alternatif olarak sinterlenmiş zirkonya materyali kullanılmaktadır (52). Daha elverişli fiziksel özellikleri nedeniyle zirkonya gerek anterior bölgede gerekse de posterior bölgede yapılan sabit protetik tedavilerde hem estetik hem de dayanıklılık beklentilerini karşılayacak en uygun materyal konumundadır (79). Y-TZP altyapılı porselen sistemlerinin yük taşıma kapasiteleri, lityum-disilikat esaslı cam seramikler ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam in filtre alümina gibi geleneksel tam seramik sistemlere göre önemli ölçüde yüksek bulunmuştur (80).

Alt yapıli porselen uygulamalarında metal alt yapılara alternatif olarak öne çıkan zirkonya esaslı altyapılar, CAD/CAM cihazları kullanılarak yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş bloklardan elde edilmektedirler (81). İlk uygulamada son boyutundan daha büyük hacimdeki altyapılar yarı sinterlenmiş bloklardan elde edilirken, bu

işlemden sonra yüksek ısı ile yapılan sinterleme yöntemi kullanılarak son boyutlarına ve mukavemetlerine ulaşırlar. Diğer uygulamada ise son boyutlarındaki altyapılar direkt olarak tam sinterlenmiş (HIP: Heat Isostatic Pressure) bloklardan freze edilmektedir. Bu uygulamanın en büyük yararı, sonradan bir büzülme gerçekleşmemesinden dolayı elde edilen mükemmel uyum ve sinterleme için ayrı bir aşamanın olmamasıdır (80). Yarı sinterlenmiş blokların kullanımının günümüzde daha fazla tercih edilmesinin en önemli sebebi, kolay freze edilebilmesi nedeni ile cihazlarda daha az yıpranmaya neden olmasıdır (81,82).

Yapılan çalışmalar, zirkonya altyapılı porselen restorasyonların yüksek sağ kalım ve başarı oranı, zirkonyanın sabit protetik tedavilerde tercih edilebilecek bir materyal olduğunu destekler niteliktedir. Bununla birlikte, altyapı kırığı, üstyapı porseleninde kırılma ve ayrılmalar, tutuculuk kaybı ve birtakım biyolojik komplikasyonlar bildirilmiştir (73,79).

Zirkonyanın yüksek kırılma direnci sayesinde alt yapıda meydana gelen kırılmalar nadir komplikasyonlardandır. Zirkonyanın çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterebilmesi için alt yapının üretici firmanın talimatları uyarınca belirli bir kalınlıkta hazırlanması gerekmektedir. Özellikle parsiyel sabit protetik tedavilerde, çapa-gövde bağlantı noktaları protezin sağ kalımında kritik önem taşımaktadır. Zirkonya alt yapının prognozunu olumsuz yönde etkileyebilecek diğer faktörler ise kullanılan materyalin tipi (Hot isostatic pressed /HIP veya non-HIP) ile markası, aşırı yükler ve klinisyen kusurları olarak sıralanabilir (73).

Zirkonya kapalı bir sistem içerisinde ısıtılmış gaz ile çok yüksek basınç altında sinterizasyon işlemine maruz kalması sonucu non-HIP zirkonyaya göre, sağlamlığında %20 civarında bir artış olur. HIP ve non-HIP zirkonya farklı materyaller değildir, yalnızca farklı sinterleme teknikleri uygulanmış zirkonya bloklardır. Freze işlemi sonrasında yapılan sinterleme işleminin zirkonya için olumlu etkileri olduğu belirtilmektedir. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi Non-HIP zirkonya bloklarında şekillendirme sonrasında yapıldığı için freze yapımı sırasında oluşan stresin başlattığı tetragonal fazın mono klinik faz hâline dönüşmesi ve bu sebeple zirkonya materyalinin yüzeyinde serbest mono klinik fazın oluşması engellenir (83-85).

Son yıllarda polimerler düşük maliyette olmalarının yanı sıra, ağırlık oranına göre çok yüksek dayanıklılık gösterebilmeleri ve metal alaşımlara göre daha düşük

yoğunlukta olmaları nedeniyle ile kullanıcılar tarafından zirkonya ve diğer metal alt yapılar tercih edilmektedirler. Bunların başında da PEEK polimeri gelmektedir (86).

2.4. Polietereterketon (PEEK)

Polietereterketon (PEEK) polimeri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımı, yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan poliarileterketon (PAEK) polimer ailesinin bir üyesidir (87). PEEK, eterin fonksiyonel grupları ile keton birbirine bağlı aromatik baz yapı ve moleküler zincirden meydana gelen yüksek sıcaklık termoplastik polimerin yeni ailesi olan PAEK grubundan bir polimerdir (88-90). PAEK polimerleri maliyetlerinin polietilen gibi düşük sıcaklıklı termoplastiklerden daha pahalı olmasından dolayı kalıp çıkarılması işlemlerinde ve güçlendirici polimer olarak kompozit materyallerde kullanılmıştır. Öte yandan PEEK polimeri ile ilgili yapılan çalışmalar PEEK polimerinin çok iyi niteliklere sahip olduğunu göstermiştir. PEEK materyali ilk kez 1978 yılında İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilmiştir (88). PEEK polimeri ilk üretildiğinde medikal kullanım için üretilmemiştir. 1980'lerde türbin kanatları ve uçak endüstrisi gibi endüstriyel kullanım amacıyla ticari süreç başlatılmıştır. Bu malzemenin yüksek sıcaklıklara ve hidrolize karşı direnci gibi üstün mekanik ve elektriksel özellikleri nedeniyle, otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır (88). 1990'ların sonuna gelindiğinde PEEK bu malzemeler arasında sıyrılarak yüksek performanslı termoplastik malzeme gibi uygulama alanını zenginleştirmeyi başarmıştır (89). Ayrıca, kimyasal aşınmaya ve radyasyona gösterilen yüksek direnç, düşük geçirgenlik gibi olumlu özellikler ve farklı malzemelerle (cam ve karbon fiberler) birlikte modifiye edilebilmesi, endüstriyel alanlarda metal alaşımlarına alternatif olarak kullanımını arttırmaktadır (91).

PEEK polimeri daha sonraları ortopedi ve travma olgularında kullanılmıştır (92,93). PEEK kullanımı tıp alanında son derece yaygınlaşmıştır ve özellikle titanyum materyali ile rekabetçi düzeyde mükemmel sonuçlar görülmeye başlamıştır. Bu durumla birlikte malzemenin diş hekimliğinde kullanılabileceği düşünülerek çalışmalar yeni bir yön almıştır (94).

2.4.1. Polietereterketon (PEEK) Yapısı

Yüksek performanslı polietereterketon polimerinin kimyasal tanımı poly (oxy-1,4-phenylene-oxy-1,4-phenylene) şeklindedir (95). PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması yanında ısı ve

boyutsal denge özelliklerinden dolayı, birçok endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif olarak düşünülen bir polimerdir (89). PEEK polimeri yineleyen bir keton molekülü ve iki eter molekülünden oluşurken yapısında yalnızca karbon (C), hidrojen (H) ve oksijen (O) atomları bulundurması nedeniyle yüksek kararlılıkta, tam aromatik, lineer bir yapıya sahiptir (89).

PEEK polimeri, sahip olduğu mükemmel yapısal nitelikleri en uç durumlarda bile koruyabilmektedir (96). Sıcaklığa ve kimyasal etkenlere karşı çok iyi mukavemet gösteren PEEK polimeri, kolay alev almaması ile de dikkatleri üzerine çekmektedir. (89, 97). PEEK polimeri doku uyumlu olmasının yanı sıra sahip olduğu üstün kimyasal ve fiziksel kararlılığı yani yaşlanma karşıtı davranış sergilemesi nedeniyle çok geniş bir kullanım alanına sahiptir (97,98). Bu sayede sterilizasyon sırasında uygulanan ısıya ve radyasyona karşı da direnç sergileyebilmektedir (89,99). Üstün performans gösteren polimer lifler için radyasyona dirençli olması çok önemlidir. Maruz kaldığı radyasyondan etkilenen bir lif ne kadar üstün performans özelliklerine sahip olsa da bu etkileşim nedeniyle performans özelliklerinde kayıplar yaşanacak ve bu durumda üretilen materyalin kullanım süresinin kısılmasına neden olacaktır. PEEK polimeri; alfa, beta, gamma ve ultraviyole ışınlarından etkilenmemektedir. Bundan dolayı bu ışınlar maruz kalınan yerlerde çok rahat kullanım imkânı vardır (98,100). Özellikle çok sık sterilizasyon işlemi uygulanan medikal tekstil ürünleri için PEEK polimerini ideal bir hammadde haline getirmektedir (98). PEEK materyalinin endüstriyel anlamda kullanılmaya başlanması 1990'ların sonu gibi olsa da protetik diş tedavilerinde kullanımı çok yenidir. Sahip olduğu elastik modülünün kemik dokusunun elastik modülüne yakın olması sebebiyle implant üretim materyali olarak da kullanılan bu polimer, diş hekimliği alanında özellikle de sabit ve hareketli protetik diş tedavilerinde kullanılmaya başlanmıştır (1,101).

PEEK'in elastik modülü yaklaşık 3-4 GPa olup, insan süngerimsi kemik dokusuna (3.78 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt (Cr-Co) alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür (102,103). Seramikler yüksek elastik modülü olan (210 GPa), çok sert materyallerdir. Alümina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı, çiğneme aktivitesi sırasında iletilen kuvvet sebebiyle restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (104). Daha düşük elastik modülüne sahip PEEK benzeri materyallerin ise, kuvvet kırıcı gibi davranarak restorasyon yüzeyindeki gerilimi düşürdüğü bildirilmiştir (105).

PEEK materyalinin metal restorasyonlara göre daha hafif bir restorasyon olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok emme kabiliyeti, metal içermemesi, korozyon gözlenmemesi, daha düşük yorgunluk, yüksek doku uyumu ve düşük seviyede bakteri plağı tutulumu gibi avantajları diş hekimliği alanındaki kullanımını daha da yaygınlaştıracaktır (88). Ayrıca, PEEK' in yüzeyindeki biyofilm oluşumu titanyum ve zirkonya gibi diş materyallerine eşit veya daha düşük seviyededir (106). Bu gelecek vaat eden fiziko-mekanik özellikleri nedeniyle, PEEK geleneksel alaşımlara ve seramik diş malzemelerine göre bazı avantajlar sağlamaktadır (88).

PEEK polimeri, tek yönden gelen sıkıştırma ve gerilim kuvvetlerine bağlı oluşabilecek şekil bozukluklarına direnebilmekte ve 1380 N'u geçmeyen sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir (3, 107, 108). Uygulanan testler, PEEK malzemesinin 1200N'ye kadar dayanıklı olduğunu göstermiştir (109). PEEK polimerin önemli özelliklerinden bir tanesi de inert olmasıdır. Oda ısısında %98 oranındaki sülfürik asit solüsyonu dışında hiçbir alışlagelmiş çözelti PEEK polimerini çözmemektedir (90,110).

PEEK polimeri, sahip olduğu biyomekanik özellikleri, uzun kullanım ömrü ve doku uyumu ile, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde kron-köprü restorasyonları, implant tedavisi ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir (1).

2.4.2. Polietereterketon (PEEK) Polimerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

İnorganik malzemeler ile takviye edilmiş PEEK potansiyel olarak kron ve köprü malzemesi olarak kullanılabilir (111). Diş Hekimliğinde; implant ve abutment, implant destekli protezlerde bar, sabit protezlerde alt yapı, parsiyel hareketli protezler uygulamalarında ana bağlayıcı, hassas tutucu, kroşe ve diğer parçaların elde edilmesinde kullanılmaktadır (88,104).

Cekic-Nagas ve ark. (94) 54 farklı inley materyallerinin kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada; fiberle güçlendirmenin köprülerin kırılma dayanımını arttırdığı ve CAD-CAM fiber blok ile PEEK materyalinden yapılan inley tutuculu köprülerin yüksek kırılma dayanımı değerleri sergilediği görülmüştür. Ayrıca PEEK materyalinin oklüzal splint uygulamalarında alternatif bir terapötik seçenek olarak kullanılacağı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (112). Polietereterketon obturatör yapımında da kullanılabilir (105). Fakat polietereterketon ile

yapılan obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için yapılmış yeterli çalışma olmadığı bildirilmiştir (91).

Yapısında %20 oranında seramik doldurucu ilave edilmiş PEEK polimeri; yüksek mekanik özelliklere ve mükemmel doku uyumuna sahiptir. PEEK polimerinin en önemli avantajı; rezin simanla simante edildiğinde dentin dokusuna iyi bir bağlanma göstermesidir. Bu özellik sayesinde kanal tedavisi uygulanmış dişlerde endokron restorasyonlar için PEEK polimerini alternatif bir materyal yapmaktadır (109).

PEEK polimerinin protetik diş hekimliği alanında ilgi görmesinin nedenlerinden birkaçı şu şekilde sıralanabilir;

- ❖ Diğer protetik materyallere göre daha hafif olması,
- ❖ Elastiklik modülünün kemik dokusuna yakın olması,
- ❖ Şok emme yeteneği, metal alt yapısız restorasyona imkân vermesi,
- ❖ Metal alaşımlara özgü olan korozyonun gözlenmemesi,
- ❖ Diğer dental materyallere göre daha düşük yorgunluk,
- ❖ İyi canlı doku uyumu,
- ❖ Mikrobiyal plak tutulumunun düşük seviyede olması (91).

2.4.2.1. Polietereterketonun İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Metal alaşımlı ve seramik implantlar ile karşılaştırıldığında, PEEK polimerinden üretilen implantların bazı avantajları bildirilmiştir. İlk olarak PEEK ve üzerini kaplamak için kullanılan kompozitlerin röntgen görüntüsü radyolüsenttir. Ayrıca insan spongiyoz kemiğine yakın elastik modül (3-4 GPa) sergilemektedir (113). Çok iyi biyolojik uyum gösteren polimerlerdir. Karbon fiberler ile modifiye edilerek PEEK polimerinin sahip olduğu elastisite modülü kortikal kemiğin sahip elastisite modülüne oldukça yakın bir değer olan 18 GPa'a çıkarılabilmektedir. Manyetik rezonans görüntülemeye (MRI) izin verir. Ayrıca PEEK materyalinin beyaz renkli (titanyum kaplanmış veya karbon fiber takviyeli (CFR) formlar hariç) oluşundan dolayı, implant materyali olarak herhangi bir estetik sakınca oluşturmamaktadır (88,114). Mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için, PEEK materyallerinde birtakım değişiklikler yapılmaya çalışılmıştır. Bununla birlikte, PEEK implantlar klinik olarak yaygın şekilde kullanılmamakta ve uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri bulunmamaktadır (1,88).

2.4.2.2. PEEK Polimerinin Protetik Diş Hekimliğinde Kullanımı

2.4.2.2.1. PEEK İmplant Dayanaklar (Abutment)

İmplant destekli tedaviler ve implantların osteointegrasyonu önemli konulardır. Ayrıca dayanak, mekanik, biyolojik ve estetik beklentileri karşılayan bir malzeme olmalıdır (115,116). Abutmentlerin üretiminde titanyum, altın, zirkonyum ve seramik gibi çeşitli malzemeler kullanılmaktadır (117). Titanyum ve alaşımlar korozyon ve aşırı duyarlılık reaksiyonlarına neden olma gibi çeşitli dezavantajlara sahip olmalarına rağmen, implant ve abutment üretiminde en sık seçilen malzemelerdir ve altın standart olarak kabul edilir (118). Bununla birlikte, bazen ince dişeti biyotipi varlığı gibi estetiğin öncelikli olduğu durumlarda tatmin edici sonuçlar elde edilemez. Ayrıca, altının yüksek maliyetinin olması bir dezavantaj oluşturur (117). Zirkonyum abutmentler, zamanla aşınır. Ayrıca, mekanik direnci iyi olmadığından iç yapısında çeşitli değişiklikler ortaya çıkar (88).

Bu malzeme, su ve su çözeltilerinde ve düşük sıcaklıklarda bozulma ve dörtgen fazdan mono klinik faza geçiş yapma gibi dezavantajlarla karakterizedir. In vitro ve in vivo çalışmaların sonuçları, alüminyum ve zirkonyum seramik abutment kullanımının, tek bir diş implantı üzerinde tam seramik protez ile sınırlı olduğunu göstermiştir (119).

PEEK malzemesinin elastik özelliği, implanta iletilen çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri azalttığından, bu malzemenin düşük elastik modülü nedeniyle hem dayanak dişlerde hem de siman ara yüzünde meydana gelen gerilmeleri azaltıldığı bildirilmiştir (120,121). İmplantolojide PEEK'in strese dayalı sorunların üstesinden gelebileceği düşünülmektedir. Ayrıca, yüksek mekanik özellikler nedeniyle, bu malzemenin hem dayanak hem de protez malzemesi olarak kullanılabilmesi savunulmaktadır (94). Bununla birlikte, bu malzemede oluşan stresi analiz eden çok az çalışma vardır. PEEK' in kemik yeniden modelleme sürecini geliştirebileceği ileri sürülmüştür. Bu nedenle, bu malzemenin abutment üretiminde titanyum için uygun bir alternatif olabileceği bildirilmiştir (88). Schwitalla ve ark. titanyum abutment kullanan bir grupta kemik çevresinde oluşan stres değerlerinin PEEK abutmentli gruba göre daha düşük olduğunu bildirmiştir (122).

2.4.2.2.2. PEEK Polimerinin Parsiyel Hareketli Protezlerde Kullanımı

Cr-Co esaslı metal alt yapılı alaşımlardan elde edilen hareketli protezler, parsiyel dişsiz hastaların tedavisi için hem ekonomik hem de tahmin edilebilir bir tedavi alternatifidir. Döküm metal alaşımlardan elde edilen hareketli parsiyel protezlerin sahip olduğu dezavantajlar ise şu şekilde sıralanabilir:

- ❖ Kroşelerin estetik olmayışı,
- ❖ Protetik restorasyonun metal alaşım kaynaklı artan ağırlığı,
- ❖ Metal alaşımın ağızda bıraktığı hoş olmayan tat hissi,
- ❖ Metallerin sebep olabileceği alerjik reaksiyonlar (121,122).

PEEK polimerinin sahip olduğu beyaz renk sayesinde, metal alt yapılardan elde edilmiş protezlere oranla iyi bir estetik görünüm sağlamaktadır (123). Bu polimerin olumlu bazı özellikleri ise; metalik tadın ortadan kaldırılması ve alerjik reaksiyonların oluşmaması, polisaj işlemlerine çok iyi cevap vermesi, mikrobiyal plağa olan afinitenin düşük olması ve yüksek aşınma direncine sahip olmasıdır (124). Sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençleri PEEK materyalinin, bar ve teleskop kron gibi hassas bağlantılı unsurlarda da kabul edilebilir bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır (125).

2.4.2.2.3. Polietereterketonun(PEEK) Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Metal destekli seramikler diş hekimliğinde yıllardır kullanılmaktadır ve elde edilen sonuçlar başarılı olduklarını göstermiştir. Ancak, bazı dezavantajları vardır. Metal alaşımları korozyona uğrayabilir ve alerjiye neden olma potansiyeline sahiptir. Ayrıca, ışık geçirgenliğinin olmaması, metal alaşımlarının olumsuz özelliklerinden biridir (126). PEEK daha hafif bir materyal olduğu için metal-seramiklere uygun bir alternatif olabilir. Ayrıca PEEK, ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (120). PEEK suda çözünmemesi ve diğer malzemelerle düşük re aktiviteye sahip olması nedeniyle metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı olan hastalar için uygun bir alternatif olabilir (127,128).

Modifiye edilmemiş PEEK grimsi-kahverengi veya inci-beyaz opak bir renge sahiptir, alt yapı rengini kamufle etmek ve estetik özelliklerini arttırmak için kompozit rezinler kullanılabilir (128-130). PEEK polimerinin sahip olduğu yüksek basma dayanım limiti sayesinde 909 N'luk maksimum ısırma kuvvetinin oluşabildiği molar dişler bölgesinde, sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (3,131).

PEEK malzemesi seramikten daha kolay tamir edilebildiğinden, ağız içinde yıpranmadığından ve işleme sırasında malzeme özelliklerinde bozulma görülmediğinden, PEEK malzemesini sabit protetik restorasyonlarda kullanım olasılığını arttırmaktadır (88). Ayrıca, düşük elastik modülüne rağmen, yüksek aşınma direnci, bu polimeri metalik alaşımlarla rekabet edebilecek bir malzeme haline getirir (132).

CAD/CAM sistemleri ile üretilen PEEK sabit protezlerinin kırılmaya karşı gösterdikleri direnç, lityum disilikat cam-seramik, alüminyum ve zirkonyumdan daha yüksektir (88).

2.4.3. PEEK Alt Yapının Üretim Yöntemleri

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimi için laboratuvarında iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar: Enjeksiyon Kalıplama ve CAD/CAM yöntemleridir (133).

2.4.3.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri, polimerleri, dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgâh üstü pres makinelerine kıyasla iki kat daha yüksek hız ve basınç altında işlemektedirler. Ancak, PEEK' in yeniden eritilmesi, alt yapı soğutulmazsa ve doğru şekilde yeniden kristalize edilmezse, öngörülemez mekanik ve fiziksel problemlere yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipman kullanılarak çok sıkı bir şekilde kontrol edilmediği takdirde polimerin bozunmasına neden olabilmektedir. Polimer bozunması, doldurucunun (güçlendirici materyaller veya pigmentler gibi) yapıya dahil edilmesiyle daha da belirgin hale gelebilmektedir. Bu nedenle, bu materyallerin eritilerek işlenmesi, üretici firmanın önerdiği ekipman kullanılarak, sadece yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (133).

2.4.3.2. CAD/CAM Yöntemi

CAD/CAM yöntemi ile materyalin özellikleri stabil kalmakta ve dijital iş akışının hassasiyetinden ve tekrarlana bilirliliğinden yararlanılarak daha hassas alt yapı üretimi yapılabilmektedir. PEEK materyali; CAD/CAM üretimi açısından metal alt yapılara kıyasla daha az frez aşınması ve daha hızlı üretim gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca bu materyalleri üretmek için gerekli ekipman, metal alt yapıların frezelenmesi için gerekli olan ekipman kadar pahalı değildir (133).

Diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara olan talebin günden güne artması sebebiyle, metalik materyallere alternatif olan bir dizi CAD/CAM polimeri geliştirilmiştir (134). Yüksek performanslı polimerlere artan ilginin sebebi, seramiklere kıyasla daha ince katmanlar halinde kullanılabilmeleri, üstün mekanik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra; CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile daha hızlı üretilibilmeleri ve düşük maliyetlere sahip olmalarıdır (135-137).

Renk kararlılığı ve mekanik özellikler açısından CAD/CAM ile üretilmiş polimer yapıları sabit protezlerin performansı cam seramikler ile karşılaştırılmış ve polimerlerin cam seramikler ile benzer veya daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir. PEEK, endüstriyel olarak; CAD/CAM için disk ve blok, preslenmiş pelet ve granüler formda üretilmektedir. Ancak son iki form ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (138,139). PEEK materyalinden üretilen üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine yapılan araştırmalar, pelet halinde üretilen materyallerin, restorasyonların stabilitesini ve güvenilirliğini arttırdığını bildirmiştir. Ayrıca granüler formdan preslenen sabit protezlere kıyasla pelet halinde üretilenler, daha az plastik deformasyon ve daha yüksek kırılma direnci göstermektedirler (139).

2.4.4. PEEK' in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK materyali tüm üstün özelliklerine rağmen grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renktedir. Özellikle anterior bölge olmak üzere estetik monolitik restorasyonlar için uygun bir materyal değildir. Bundan dolayı, veneerlenmesi gerekmektedir (140,151). Uzun süreli bir adezyon; kimyasal retansiyon, (mikro) mekanik retansiyon veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Elde edilen bu adezyon kullanılan materyallerin bileşimine ve etkileşimine bağlıdır. Ancak PEEK materyali düşük yüzey enerjisine sahiptir ve kompozit veneer materyali ile kaplanabilmesi için bu sorunun üstesinden gelinmesi gerekmektedir (140,142). Buna yönelik çalışmalar iki yöne odaklanmıştır. Bunlardan ilki PEEK kompozitlerinin hazırlanması diğeri ise yüzey modifikasyonudur. Bu amaçla TiO_2 , HA gibi aktif maddelerle PEEK materyali harmanlanarak TiO_2/PEE (titanium dioksit/polietereterketon) ve HA/PEEK (hidroksil apatit/ polietereterketon) gibi PEEK kompozitleri oluşturulmuştur (143,144).

Yüzey modifikasyonu, materyalin yüzey özelliklerini değiştirerek, genel özelliklerini etkilemeden, materyal yüzeyinin mekanik ve biyolojik özelliklerinin arttırılmasıdır. Bu işlem sırasında, materyallerin avantajlı özellikleri korunmaktadır (145). PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda kimyasal asitleme, plazma

işlemi, Al₂O₃ ile kuşlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır (146-148).

2.5. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon

Sabit protetik tedavilerin yapılmasının ana amacı hastaların oral ve sistemik sağlığına herhangi bir zarar vermeden kaybedilmiş olan doku ve dişler nedeniyle yitirilen estetik görünüm ve fonksiyonun hastaya geri kazandırılmasını amaçlar (149). Restoratif materyal ile prepare edilmiş dişin basamak kenarları arasındaki ilişki marjinal adaptasyon olarak tanımlanır. Sabit protetik tedavilerin klinik ömrünü, kullanılan restoratif materyalin fiziksel özellikleri ve marjinal adaptasyon gibi önemli kriterler belirler (6,150). Marjinal adaptasyon tam seramik restorasyonlarda; yapılan tedavinin klinik başarısının uzun süreli olması, diş ve çevre dokuların sağlığı, yapıştırma için kullanılan siman materyalinin çözünmeye karşı direnci ve restoratif materyalin kırılma dayanımı için en önemli kriterlerdendir (52).

Marjinal adaptasyonun kötü olması dental ve periodontal dokuların sağlığını olumsuz etkilemektedir. Bu adaptasyondaki açıklık ağız içindeki bakterilerin dentin dokusuna kolaylıkla geçişini sağlayarak bu şekilde bakterilerin konağa daha iyi tutunmasına imkân verir. Böylelikle sekonder çürük oluşumu ve periodontal doku hastalıklarına yol açabilmektedir. Dentin tübülleri yoluyla pulpa içerisine doğru penetre olan bakteriler endodontik enflamasyon oluşmasına sebebiyet verebilirler. Ayrıca restorasyon ve preparasyon arasında iyi bir adaptasyon sağlanamazsa diş üzerinde meydana gelen gerilimler diş ve protetik tedavinin prognozunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (151).

Uygulanan restorasyon ve preparasyon basamağı arasındaki marjinal açıklık protezlerin yenilenmesi için tek başına yeter sebep değildir. Restorasyon kenarlarındaki açıklığın neden olduğu mikro sızıntı ve sekonder çürüklerin oluşması protetik tedavinin klinik ömrünü oldukça kısaltmaktadır. Mikro sızıntı restorasyon ve prepare edilmiş diş ile arasında tükürük, mikrobiyal yapılar, iyon ve molekül girişi olarak tanımlanabilir. Restorasyon kenarlarında oluşan mikro sızıntı restorasyonun başarısızlığına sebep olabilir. Mikro sızıntının var olması pulpal dokuda enflamasyon oluşmasına ve zamanla dişin canlılığını kaybetmesine sebebiyet verebilir (152). Kuron kenarlarının prepara diş ile olan marjinal adaptasyonu yapısal olarak 5 farklı şekilde ifade edilmektedir;

- ❖ Muntazam adaptasyon, restorasyon ve diş arasında aralık olmayan durumu;
- ❖ Kenarlar arasında boşluk, restorasyon ve preparasyonun basamak sınırı arasında değim olmama durumunu;
- ❖ Pozitif basamak, protetik restorasyon sınırlarının preparasyonun basamak sınırlarından taşkın olma durumunu;
- ❖ Negatif basamak, protetik restorasyon sınırlarının preparasyonun basamak sınırlarından içerde olma durumunu;
- ❖ Overfilled ilişki, restoratif materyalin preparasyon kenarları üzerine yayıldığı durumu ifade etmektedir. (152)

Restoratif materyal ile prepare edilmiş diş arasındaki uyumsuzluklar; restorasyonun iç yüzeyinde, marjinlerde veya restoratif materyalin dış yüzeyinde yapılan ölçümler neticesinde belirlenebilir. Restoratif materyalin iç yüzeyi ile prepare edilmiş diş yüzeyi ile arasındaki en kısa mesafe “internal gap” olarak ifade edilmektedir. Bu şekilde bir mesafe ölçümü restorasyon kenarı ve prepare dişin basamak kenarı arasında gerçekleştirildiğinde “marjinal gap” olarak ifade edilmektedir. Protetik restorasyonun dıştan uzaklaşma yoluna paralel yöndeki ölçüm ile vetikal marjinal uyumsuzluk, uzaklaşma yoluna dik olarak yapılan ölçüm ile horizontal marjinal uyumsuzluk ölçülür. Dikey ve yatay yöndeki kenar adaptasyonundaki uyumsuzluğunu geometrik birleşimi de “mutlak marjinal uyumsuzluk” olarak tanımlanmıştır (52).

Mc Lean ve ark. (153) yaptıkları araştırmanın sonucunda klinik olarak kabul edilen maksimum marjinal gap mesafesinin 120.00 µm olabileceğini belirtmişlerdir.

2.5.1 Marjinal Adaptasyonu Etkileyen Faktörler

Restorasyon ve diş arasındaki marjinal adaptasyonu inceleyen araştırmacılar çalışmalarını yaparken farklı yöntem ve teknikler kullanmışlardır. Marjinal gap mesafesinin ölçümünü; yapılan çalışmanın in-vivo ya da in-vitro olması, simantasyondan önce ya da sonra yapılması, preparasyonun basamak şekli ve numune sayısı ile numune üzerinde gerçekleştirilen ölçüm sayısı etkilemektedir. Deney şartlarındaki bu farklılıklar araştırmacıların elde ettiği bulgularda tutarsızlıkların ortaya çıkmasına neden olmakta ve sabit protetik tedavilerin marjinal gap mesafesi için bulunan değerleri tartışmalı hâle getirmektedir. Her şeyiyle aynı olan restorasyon sistemi yapılan çalışmanın birinde çok iyi kenar adaptasyonuna sahip olarak değerlendirilirken bir diğer araştırmada ise kabul edilebilir adaptasyon

sınırları içerisinde kabul edilmeyebilmektedir (151). Restoratif materyalin marjinal adaptasyonu; diş preparasyonu ve basamak türü, restorasyon için kullanılan materyalin türü, preparasyonun negatifi elde edilirken kullanılan ölçü materyalleri ve yöntemleri, teknisyenin becerisi ve laboratuvar işlemleri, yapıştırma simanının kıvamı, prepare diş ile siman arasındaki mekanik ve kimyasal adezyon, prepare diş yüzeyindeki nem, simanın hazırlanması esnasındaki ısı ve restorasyonun yapıştırılması esnasında dişe tatbik edilen kuvvet gibi çok sayıda etken bulunmaktadır (154).

Restorasyonların marjinal adaptasyonunu etkileyen faktörleri şu şekilde sıralayabiliriz (152):

- ❖ Preparasyon şekli
- ❖ Ölçü materyalleri ve ölçü yöntemleri
- ❖ Laboratuvar işlemleri
- ❖ Kullanılan siman tipleri ve simantasyon

2.5.1.1.Preparasyonun şekli

Diş kesiminin marjinal adaptasyona olan etkisinin restorasyonu yapıştırma sırasında ortaya çıkmaktadır. Preparasyonu yapılan dişteki aksiyal duvar ile restorasyonun iç yüzeyi birbirine temas ettiğinde fazla miktardaki simanın kaçışı için gerekli olan yolu kısıtlanmaktadır. Simantasyon sırasında restorasyon internal bölgesinde artmaya başlayan hidrostatik basınç hastanın ısırma basıncı ile dengeye ulaşmaya kadar restorasyonun iyi bir adaptasyon göstermesine engel olacak şekilde bir direnç meydana getirir. Eğer siman materyali tamamen sertleşmemiş ise fazla olan kısmı uzaklaşmaya devam edecektir fakat sertleşme reaksiyonu başladıysa preparasyon yüzeyindeki siman tanecikleri restorasyonun prepare edilmiş dişe tam adaptasyonuna mâni olacaktır. Diş preparasyonunun bitim çizgisi kuron kenarında restorasyonu biçimini ve bu bölgedeki restorasyon materyalinin kalınlığını etkilediği gibi kuronun marjinal adaptasyonunu ve temas açısını da etkilemektedir. Çok iyi marjinal adaptasyonu olan sabit protetik tedavilerde bile kuron ile prepare edilmiş diş arasında bir açıklık vardır (152,154,155). Oluşan bitim çizgisinin şeklinin yapılan kuron restorasyonunun diş ile arasındaki marjinal adaptasyonu üzerindeki etkisi de önemlidir. Ağız boşluğunda restorasyonun uzun süreli kullanılabilmesi için kuron marjininin diş kesiminin bitiş çizgisine sızdırmaz bir şekilde oturması gerekmektedir (152).

Sabit protetik uygulamaların prognozunda önemli bir diğer etken de kuron ile periodontal dokuların uyumudur (154). Bunun önemini vurgulayan Shillinburg, ağız içinde kullanım ömrünün uzun olabilmesi, sadece dişe uygulanan kuron marjinin prepare edilmiş dişte oluşturulan basamağa sıkı bir şekilde adaptasyonu ile mümkün olduğunu vurgulamıştır. Prepare edilmiş dişin bitim çizgisinin şekli restorasyonun adaptasyon bölgesindeki şeklini ve hacmini belirlemektedir. Bu durum ayrıca kuronun oturumunu ve kenar uyumunu etkilemektedir (156,157).

2.5.1.2. Ölçü materyalleri ve ölçü yöntemleri

Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler arasında ölçü alırken gösterilen özen ile kullanılan ölçü materyalinin türü ve kıvamı da yer almaktadır. Özensiz alınan ölçüler ya da boyutsal stabilitesi iyi olmayan ölçü maddeleriyle alınan ölçüler ile elde edilen çalışma modeli ve yapılan preparasyon arasında farklılıklar oluşur (158). Meydana gelen bu farklar neticesinde preparasyona uyumulu olmayan restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu sebeple ölçü alımında yüksek boyutsal kararlılığa sahip A tipi silikon ölçü maddelerinin kullanımı önerilmektedir (159). Geleneksel ölçü yöntemlerinin bu dezavantajlarını en az seviyeye indiren dijital ölçü tekniği ile daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlanabilir. Bu ölçü tekniğinde ölçü alımı ile master model elde edilme işlemi arasında geçen süreye bağlı olarak oluşabilecek boyutsal farklılıkların önüne geçilebilmektedir (160,161).

2.5.1.3. Laboratuvar işlemleri

Modelasyon, fırınlama, döküm ve tesviye-polisaj işlemlerini içeren laboratuvar uygulamaları da marjinal adaptasyon üzerinde etkili olmaktadır. Laboratuvar işlemleri sırasında gösterilen özen ve dikkat restorasyonun marjinal adaptasyonunu olumlu yönde etkilemektedir. Porselen pişirme sırasında kullanılan fırın sıcaklığının seramik ya da metal alt yapının diş dokusu ile olan marjinal adaptasyonuna etki yaptığı bilinmekle birlikte seramik uygulaması sonrası yapılan fırınlama işleminin bilhassa yatay düzlem üzerindeki uyuma tesir etmektedir. Metal alt yapı seramik kuronlarda için hazırlanan diş üzerinde oluşturulan basamak tipi fırınlama sırasındaki kenarlarda oluşan veya oluşabilecek olan şekil bozukluklarını etkilediği belirtilmiştir (151).

2.5.1.4. Kullanılan siman tipleri ve simantasyon

Protetik restorasyonların simantasyon öncesi marjinal gap mesafeleri ile simantasyon sonrası marjinal gap mesafeleri arasında genellikle farklar ortaya çıkmaktadır. Bu fark çoğunlukla simantasyon sonrası marjinal gap mesafesinin artması şeklinde ortaya çıkmaktadır (154). Araştırmacıların çoğu yaptıkları çalışmalarında yapıştırma işleminin akabinde ortaya çıkan marjinal uyumsuzluğun simantasyondan önceki duruma nazaran yüksek oranda arttığını belirtmişlerdir (151).

Simantasyon esnasında uygulanan dengesiz kuvvetler fazla simanın dışın her bölgesinden eşit miktarda uzaklaşmasına imkân tanımayarak bazı bölgelerde kalın bazı bölgelerde ince siman tabakası oluşmasına neden olmaktadır (162).

2.5.2. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri

Marjinal adaptasyon ölçümleri için çok farklı yöntemlerin kullanılması ile birlikte en çok tercih edilen yöntemler; morfolojik kriterlerin referans alındığı yöntemlerdir. Söz konusu yöntemler içinde de direkt teknikle ölçüm metodu en çok tercih yöntemdir. Fakat direkt ölçüm metodu yalnızca in-vitro çalışmalar için uygun bir yöntemdir (151).

2.5.2.1. Morfolojik Kriterleri Esas Alan Yöntemler

Bu başlık altındaki yöntemler direkt ve endirekt yöntem olmak üzere iki alt başlıkta incelenmektedir (152).

2.5.2.1.1. Direkt Yöntemler

Protetik tedavinin uygulandığı diş üzerinde uygulanan bu yöntemde morfolojik özelliklerin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Yapılan in-vivo araştırmalarda, USPHS (United States Public Health Service) veya FDI (Fédération Dentaire Internationale- World Dental Federation) kriterleri kullanıldığı için marjinal adaptasyon sadece gözlem şeklinde yapılabilmektedir. Hastalardaki bu değerlendirmelerin tekrarlanması zordur ve bu nedenle standart veriler elde etmek kolay değildir. Ayrıca, doğrudan yapılan incelemelerde referans noktalarının standardizasyonu zordur ve görüntüleme hataları da meydana gelebilmektedir (152,163).

Doğrudan yöntemin dezavantajlarından biri, değerlendirme sırasında hastalara duyulan ihtiyaçtır. Hasta ağzındaki restorasyon doğrudan incelendiğinden, restorasyonun kaydı yoktur, bu nedenle yeniden değerlendirmek çok zordur. Dolaylı değerlendirmelerde amaç, verileri depolamak ve uzun vadeli sonuçları

karşılaştırmaktır. Restorasyonları bu yöntemle değerlendirirken, dişlerle restorasyon görüntü olarak yeterli karşıtlık oluşturmadığı için, marjinal adaptasyon göz tarafından yeterli düzeyde ayırt edebilmesi zor olmaktadır. Dolaylı yöntemler doğrudan yöntemlerden daha sık kullanılmaktadır (152).

2.5.2.1.2. Endirekt Yöntemler

Dolaylı yöntemler, mevcut klinik durumu değerlendirme için yeniden yapılandırmak amacıyla verilerin depolanmasına dayanır. Bu değerlendirmeler optik (standart fotoğraflar, hologramlar ve fotogremetriye dayalı dijital belgeler) veya mekanik yöntemlerle yapılabilir. Dolaylı yöntemler her iki yöntemin bir kombinasyonu ile kullanılabilir (164). In-vitro çalışmalarda sağlanan standardizasyonu in-vivo şartlarda yapılan çalışmalarda sağlamak pek mümkün olmadığı için, ölçüm sonuçları iki yöntem sonucu elde edilen sonuçlar birbirine farklılık gösterebilir (151).

Simantasyondan sonra, girişimsel ya da girişimsel olmayan teknikler ile dolaylı incelemeler yapılabilir. İnvaziv olmayan yöntemlerde, simante edilen restorasyonun bir kopyası oluşturulur ve üzerinde değerlendirmeler yapılır. Buradaki amaç, dental doku ve restorasyona doğrudan müdahale etmeden verileri depolamaktır. İnvaziv yöntemler, marjinal olarak uyarlanmış dişlerde yapılan restorasyonların kesit alınarak ve incelenmesiyle gerçekleştirilir. Nawafleh ve ark. (151) marjinal uyum çalışmalarında kesit tekniğinin %23,5 oranında kullanıldığını bildirmiştir. Bu teknikle yapılan ölçümler kesitsel yüzeyle sınırlıdır ve restorasyonun kenar uyumu hakkında herhangi bir bilgi vermemektedir (152).

Fotoğraf çekme yönteminin sahip olduğu avantajlar; marjinal adaptasyondaki küçük farklılıklar, marjinal özelliklerin karmaşık olduğu durumlarda dahi makul bir ortalamanın elde edilmesini sağlamak, tek seferde uzun vadede elde edilen verilerinin incelenebilmesi, daha fazla araştırmaya imkân tanınması ve verilerin değerlendirilmesine uygun olmasıdır. Bununla birlikte, bu yöntemin dezavantajı, diş dokusuyla kontrast oluşturamayan malzemelerde kullanılamamasıdır (152). Bu tür restorasyonlar için model üzerindeki marjinal adaptasyonların, çoğaltma teknikleri ile değerlendirilmesi seçeneği uygundur. Simantasyonu yapılmış kuronların marjinal adaptasyonunun incelenmesi ışık mikroskobu ya da taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak yapılmaktadır. Marjinal adaptasyon incelemesi yapılan çalışmalarda genellikle SEM kullanılmaktadır. Bu sayede yapılan ölçümlerde kompleks marjinal morfolojilerinin çok daha net izlenebileceği belirtilmiştir (165).

Bu amaçla, klinik olarak restorasyon uygulanan dişten silikon bazlı ölçü malzemeleri ile elde edilen ölçülere epoksi rezin veya alçı dökülerek oluşturulan kopyalar incelenir. Bu incelemelerde kantitatif ve niteliksel olarak marjinal kenarların incelenmesi yapılmaktadır. İn vivo değerlendirme, FDI (Fédération Dentaire Internationale-/World Dental Federation) veya Modifiye Ryge/Modifiye USPHS (United States Public Health Service) kriterleri kullanılarak gözlemsel olarak gerçekleştirilebilir. Bu kriterler puanlanarak nicel değerlendirmeler yapmamızı sağlayan çeşitli ölçekler geliştirilmiştir (152). Van Dijken ve ark. (166) 1996 yılındaki çalışmalarında, marjinal gap puanlaması aşağıdaki gibi daha ayrıntılı bir şekilde yapılmıştır:

- ❖ Hiçbir marjinal gap veya noksanlık bulunmaması
- ❖ Çok az gayrimuntazam kenarlar, marjinal gap bulunmaması
- ❖ Çok fazla gayrimuntazam kenarlar, marjinal gap bulunmaması
- ❖ Bir miktar marjinal gap mevcut, restoratif materyal kenarında sınırları takip edilebilen bir çatlak hattı var
- ❖ Şiddetli aralık var

Restorasyonların marjinal adaptasyonunun incelenmesinde tercih edilen bir başka replikasyon yöntemi ise, simantasyondan önce farklı viskoziteli silikon esaslı ölçü malzemeleri ile elde edilen replikaların ışık mikroskobu ile değerlendirilmesi prensibine dayanır. Bu teknikte, kuron düşük viskoziteli silikon ikinci ölçü malzemesi simantasyon yapar gibi kuron içine yerleştirilir ve bu şekilde kuron güdük üzerine yerleştirilir. Light body sertleştikten sonra, kuron içerisinden dikkatlice alınır, replikanın içine heavy body yerleştirilir ve böylelikle elde edilen replikanın deforme olması engellenir. Bu aşamadan sonra, heavy body silikon farklı bölgelerden kesilerek replika üzerinde istenilen ölçümler yapılabilir (167). Bazı araştırmacılar bu tekniği değiştirerek ve kuron güdük üzerine yerleştirdikten sonra marjinal boşluğun dış taraftan ölçüsünü alarak, bu ölçü içerisine epoksi rezin materyali dökmüşlerdir. Bununla birlikte, ölçüm replikasyonu tekniğinde bazı sınırlamalar ve olası hatalar olabilir, kuron kenar boşluklarını ve bitiş çizgilerini tespit etmekte zorluk çekilmesi ve kronun çıkarılması sırasında elastomerik film tabakasının yırtılması ve deforme olması gibi olasılıklar vardır (168). Kesit düzleminde yapılacak hatalar sonuçların tahminlerden çok daha yüksek olmasına neden olabilir (169). Laurent ve ark. (170) uygun silikon kullanılırsa, siman boşluğunun uygun şekilde modelinin elde edilebileceğini ve siman kalınlığının tam olarak ölçülebileceğini bildirmişlerdir.

Profilometre invaziv olmayan bir yöntemdir. Monitördeki aynı odak düzleminde hem güdük hem de restorasyonun görüntüsünü gösteren bir yöntemdir. Bunun yanında, profilometre ile marjinal bölgedeki siman tabakasının kalınlığı dolaylı olarak belirlenebilmektedir. (171) Ancak numuneleri sonraki incelemelerde aynı konumda yerleştirmeye azami özen gösterilmesi gerekmektedir, aksi takdirde yapılacak ölçüm sonuçlarında tutarsızlıklar ortaya çıkacaktır (172).

Dijital mikrometreler ile mikro BT taraması teknik zorlukları nedeniyle pek tercih edilen yöntemler değildir (151). İnvaziv yöntemler kesitsel yönetime dayanmaktadır. Marjinal adaptasyonu incelemek için in-vitro yapılan çalışmalarda kullanılan restorasyonlar doğal dişlere yapılan restorasyonlar ile aynı özelliklere sahiptirler. Bu dişlerden elde edilen bölümler bir ışık mikroskobu altında incelenmekte ve marjinal adaptasyon değerlendirilmektedir (152). Kesitleme yöntemi, dikey ve yatay düzlemlerde siman kalınlığının ve marjinal gap mesafesinin doğrudan ölçülmesini sağlar ve bilgisayarda yeniden konumlandırma ile ilgili hataları en aza indirir (172). Ayrıca köprü restorasyon örneklerinde konektöre bitişik alandaki marjinal gap kesintisiz görüntülenebilmektedir. (173). Bununla birlikte, bu yöntem, aynı numuneleri kullanarak farklı üretim aşamalarından önce ve sonra farklı sonuçlar arasında uzun vadeli analizlere ve karşılaştırmalara izin vermez (174).

2.5.2.2. İşlevsel Ölçütleri Temel Alan Yöntemler

İşlevsel kriterlere göre restorasyon ve preparasyon kenarları arasındaki sızıntı olup olmadığını ölçen ve restorasyonun kenar kalitesinin değerlendirmesine olanak veren yöntemler;

- ❖ Nüfuz etme yöntemleri,
- ❖ Bakteri esaslı yöntemler,
- ❖ Seçenek dağıtım yöntemi,
- ❖ Elektriksel yöntem
- ❖ Yapay çürük oluşturma yöntemi şeklinde sıralanmaktadır (164).

2.5.2.3. Penetrasyon Testleri

Bu testler içerisinde en eski ve sık kullanılan yöntem, boya penetrasyon testidir. Sızma yönteminde, dişin restorasyon olan bölge dışındaki tüm bölgeler izolasyon amacı ile mum veya lak ile kaplanır ve bunun akabinde boya içeren çözeltiye daldırılır. Daldırma işleminden sonra akrilik rezin içine gömülür ve rezin sertleştikten sonra istenen şekilde kesilir. Bu yöntemde en çok kullanılan boya

materyalleri anilin mavisi, bazik fuksin, etilen mavisi ve fluoresan boyalardır. Boya penetrasyon yönteminde, restorasyonun marjinalindeki sızıntı, restoratif materyal ile boya arasında oluşan etkileşim, boya moleküllerinin büyüklüğüne, sahip oldukları elektriksel yüke, geçen süre ve permeabiliteden etkilenir (152).

2.5.2.4. Bakteri Esaslı Yöntemler

Bakteriyolojik testler marjinal sızıntının incelenmesinde intra oral bölgeyi en iyi temsil eden testlerdir. Bakteriyolojik testlerde, karışıklıkların önüne geçmek için çekilmiş ve steril edilmiş dişler kullanılır. Restorasyon materyali dişle yerleştirildikten sonra pigment oluşturma yeteneği olan bakterileri içeren bir solüsyona batırılır. Restoratif materyalin dişten çıkarılmasını takiben numuneler kültürlenir ve mikroorganizmalar belirlenir (164).

2.5.2.5. Seçenek Dağılım Yöntemi

Alternatif dağılım yöntemi, restorasyonun altına polietilen glikol "radyoaktif" konulması, restorasyonların yapay tükürük içinde tutulması ve sonrasında bilgisayar ekranında oluşan sızıntı miktarının incelenmesidir (164).

2.5.2.6. Elektriksel Yöntem

Elektriksel olarak iletken olmayan restoratif materyallerin sadece marjinal kalitesinin incelenmesine imkân veren bu yöntem, diş dokusunda hasar oluşturmadan sızıntı alanlarının arka arkaya görüntülenmesine imkân vermektedir (164).

2.5.2.7. Yapay çürüme yöntemi

Yapay çürüme oluşum yöntemi 5°/55° C termal döngüde uygulanan restorasyonları daldırarak mine tabakası üzerinde çürük lezyonlarının başlangıç aşamasındaki klinik belirtilerine benzer alanlar oluşturma ve tespit etme yöntemidir. Bu yöntemde kimyasal model olmanın yanı sıra mikrobiyolojik aktiviteyi etkileyen parametreler göz ardı edilmektedir (164).

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu, saha emisyonu tabancasından (FEG) çıkan elektronların incelenecek malzemenin yüzeyine gönderilmesinin bir sonucu olarak ortaya çıkan etkileşimleri kullanma prensibine dayanır. Bu mikroskop incelenecek malzemenin bir noktasından başlayarak sırayla hareket ettirilen çok ince bir elektron

demeti oluşturur. Elektronlar bu malzemeden geçmez, dokuya önceden kaplanmış ince bir metal tabakasına çarpar ve üzerine yansır. Bu elektronlar bir sensör tarafından yakalanır ve amplifikatörlere gönderilir ve üretilen sinyallerde monitöre aktarılır (175,176).

2.7. Stereo mikroskop

Stereo mikroskop (stereo zoom mikroskobu, stereoskopik mikroskop) tipik olarak numuneden geçen ışık yerine yüzeyinden yansıyan ışık kullanılarak bir numunenin düşük büyütme gözlemi için tasarlanmıştır. Stereoskopik mikroskop, sol ve sağ gözlere biraz farklı görüş açıları sağlamak için göz merceklelerinden iki lens ve iki ayrı optik yol kullanır. Bu düzen, numunenin üç boyutlu (3D) olarak görüntülenmesini sağlar. Stereomikroskopi, karmaşık yüzey topografisi ile katı örneklerin kaydedilmesi ve incelenmesi açısından ayrıntıları analiz etmek için 3B görünüm gerektiren bir makro otografi ile örtüşmektedir. Stereo mikroskop genellikle katı örneklerin yüzeylerini incelemek veya diseksiyon, mikro cerrahi, saat yapımı, devre kartı üretimi veya gözlemi, fraktografi (metallerin, bileşenlerin ve mühendislik yapılarının çatlak büyümesi ve kırılma özellikleri ile ilgilenen kısmi bir başarısızlık analizi) ve adli mühendislik gibi kırma yüzeyleri gibi yakın işleri yapmak için kullanılır. Üretim endüstrisinde üretim, muayene ve kalite kontrol için yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Stereo zoom mikroskopları entomolojinin en gerekli ekipmanlarından biridir. Stereo mikroskop, bir çift göz merceği ile donatılmış bir bileşik mikroskop ile karıştırılmamalıdır. Stereo mikroskopta, her iki göz de aynı görüntüyü görür ve iki göz merceği sayesinde daha iyi bir izleme konforu sağlanır. Bununla birlikte, böyle bir mikroskoptaki görüntü, tek bir monoküler lens ile elde edilen görüntüden farklı değildir (177).

3. AMAÇ

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerine alternatif olarak sunulan PEEK (POLİETERETERKETON) alt yapılarla diğer altyapı materyallerinin marjinal adaptasyon ve yüzey özellikleri açısından karşılaştırılması' konulu tez çalışmasının amacı CAD/CAM teknolojisi ile üretilen PEEK (Polieteterketon), zirkonya, direkt metal lazer sinter (DMLS) Co-Cr, ile konvansiyonel teknik ile üretilen metal alt yapıların marjinal adaptasyonlarının karşılaştırılması amaçlandı.



4. MATERYAL VE METOT

Toplamda 80 adet paslanmaz çelik güdük silikon kalıplara gömülerek ana model elde edildi ve bu ana modeller üzerinden CAD/CAM teknolojisi üretilen PEEK (PA), Zirkonya (ZA), DMLS (DMA) Co-Cr alt yapılar ile konvansiyonel olarak üretilen döküm metal alt yapılar (DA) (n=20) olmak üzere 4 gruba ayrıldı.

Bu çalışmadaki laboratuvar aşamaları Adıyman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında, optik testler ise Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışma Adıyman Üniversitesi Rektörlüğü tarafında DHFDUP 2019/0003 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları Tablo2'de, kullanılan cihazlar ise Tablo3'de gösterilmiştir.

Çalışma Aşamaları:

- Paslanmaz çelik güdüklerin üretiminin CNC tezgâhında yapılması
- Paslanmaz çelik güdüklerin silikon kalıp içerisine gömülmesi ve ölçü alınarak master model elde edilmesi
- Konvansiyonel döküm Co-Cr alaşım alt yapıların mum uçurma tekniği ile üretimi
- CAD/CAM sistemlerinde yapılacak üretimler için alt yapıların (PEEK, Zirkonya, DMLS Co-Cr) tasarımının yapılması
- PEEK, Zirkonya, alt yapıların freze yöntemi ile üretilmesi
- DMLS yöntemi ile Co-Cr alt yapıların üretilmesi
- Güdükler ve alt yapılar arasındaki marjinal mesafe ölçümlerinin stereo mikroskopta yapılması
- Alt yapıların yüzey özelliklerinin SEM'de (Taramalı Elektron Mikroskop) analiz edilmesi

MALZEME	ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	UYGULAM A ŞEKLİ
PEEK	BioHpp	Bredent GmbH & Co KG Almanya	%30 seramik doldurucu ilave edilmiş PEEK (Polietereketon)	Sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali
Konvansiyonel döküm metal	Wironit extra hart	Bego Almanya	%63 Co, %30 Cr, %5 Mo, %1 Si, %1 Mn, C	Sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali
DMLS	Eos Cobalt Chrome SP2	Eos Optical Systems GMBH Almanya	Co: %63,8, Cr: %24,7 Mo: %5,1 W: %5,4 Si: %1,0 Fe: max. %0.50 Mn: max. %0.10	Sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali
Zirkonya	DD cubeX ² ML	Dental direkt Spenge Almanya	5Y-TZP (ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃)>%99, Y ₂ O ₃ ~ %5mol.	Sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali

Tablo 2. Çalışmamızda kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları

Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları Tablo 3’de gösterilmiştir.

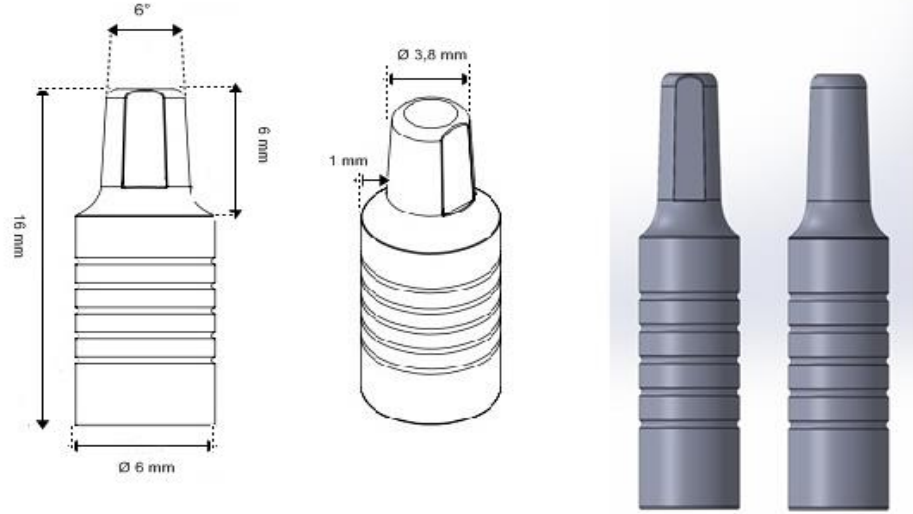
CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Takisawa CNC Tezgâhı	Takisawa Machine Tool Co., Ltd. JAPONYA
Mikrotek Maşet Fırını	Mikrotek, Türkiye
Dental Wings 3 Series Lazer Tarayıcı	Straumann Grup Brand, Almanya
EOS M 100 3D Printer	Eos Dental, Münih, Almanya
Yena Dent 15 Dental Freze Cihazı	Yenadent, İstanbul, Türkiye
Sirona in Fire HTC Speed Sinter Fırını	Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya
Redon Hybrid CAD/CAM Cihazı	Redon, İstanbul, Türkiye
Zeiss Stemi 508 Stereo Mikroskop	Carl Zeiss Mikroskop, Jena, Almanya
Hitachi Regulus 8200 SEM Cihazı	Hitachi, Tokyo, Japonya
Quorum SC7620 Kaplama Cihazı	Quorum Tech, Doğu Sussex, İngiltere

Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

Her bir gruptan 20 adet numune olmak üzere 4 gruba aşağıdaki gibi ayrılmıştır; Konvansiyonel döküm metal (DA) (Control Group), DMLS Cr-Co (DMA), Zirkonya (ZA) ve PEEK alt yapılar (PA) alt yapılar aşağıda anlatıldığı gibi hazırlandı.

4.1. Ana Modelin Hazırlanması

Kuron restorasyonu için hazırlanmış alt birinci premolar dişlerin ölçüleri dikkate alınarak belirlenen ortalama değerlere göre üretilen metal alaşımların oklüzo-servikal boyu 6 mm, oklüzal çapı 3,8 mm, basamağın genişliği 1mm ve aksiyal duvarlarda 3° olmak üzere toplam 6°'lik taper açısı ile ebatları ve chamfer basamak şekli belirlendi ve tek giriş yolu oluşturulması amacıyla metal örneklerin bukkal yüzeyleri düz bir şekilde, profesyonel bir çizim programında (Solidworks2019, Dassault Systems SolidWorks Corporation Waltham, Massachusetts, ABD) tasarlandı (Resim 1).



Resim 1. Alaşım örneğin Solidworks (Autodesk Inc, Kaliforniya, ABD) programında tasarımının yapılması (Dassault Systems SolidWorks Corporation Waltham, Massachusetts, ABD)

80 adet paslanmaz çelik güdük CNC cihazında (Takisawa Machine Tool Co. Ltd. JAPONYA) hazırlandı (Resim 2).



Resim 2. Paslanmaz çelik güdüklerin üretimi CNC tezgâhı (Takisawa Machine ToolCo., Ltd. JAPONYA)

Elde edilen paslanmaz çelik güdükler, üst çeneyi taklit etmesi ve alt yapıların üretiminin daha kolay olması için silikon kalıp içerisine yerleştirildi (Resim 3).



Resim 3. Alaşım örneklerin üst çeneyi taklit eden silikon kalıp içerisine yerleştirilmesi

4.2. Konvansiyonel Döküm Tekniği (Mum Uçurma) Kullanılarak Üretilen Metal Alt Yapılar

Elde edilen çalışma modeli üzerindeki güdüklerin üstüne basamağın sona erdiği noktadan 0,5mm yukarıda olacak biçimde 25 μ kalınlığında die-spacer (ISOLANT/C.M.S. Dentsplay, A.B.D.) sürüldü ve kurumması için 1 dakika beklendi. Damlatma ve sarma teknikleri kullanılarak mum örneğin modelajı yapılarak mum tijler ile döküm hunisine bağlandı. Mum örneklerin yüzeyine gerilim azaltıcı madde uygulandı. Mum örnekler manşet içine alındı (Resim 4).



Resim 4. Mum örneklerin manşete alınması

Kuron-köprü metal alt yapıların dökümü için üretilen fosfat bağlı revetman (Bellavest-T, Bego, Almanya) üretimi yapan firmanın direktifleri doğrultusunda uygulandı. Akışkan kıvamdaki revetman manşet kalıbının içine dolduruldu. Akabinde revetman ile doldurulmuş manşet kalıp 60 saniye vibratör cihazının üzerinde tutularak, mum örnekler üzerindeki ve revetman karışım içerisindeki hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı (Resim 5).



Resim 5. Akışkan kıvamdaki revetmanın manşet içine doldurulması

Seramik döküm potası ve manşet içerisindeki revetman sertleşme reaksiyonunu tamamladıktan sonra revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı yöne bakacak şekilde ön ısıtma fırınına (Mikrotek, Türkiye) yerleştirilerek mum uçurma işlemi başlatıldı. İlk önce fırın 300°C sıcaklığa ulaşıncaya kadar 25 dakika ısıtıldı. Bu sıcaklık değerinde beledikten sonra, 900° C sıcaklığa 25 dakikada ulaşacak şekilde ısıtma değerleri ayarlandı ve bu sıcaklığa ulaşıncaya da 15 dakikalık bir bekleme süresi

sonunda mum eliminasyonu ve ilk ısıtma işlemi tamamlandı. Sıcak manşeti fırından bir maşa yardımı ile fırından aldıktan sonra revetman model ve pota vakit kaybetmeden indüksiyonla ısıtma yapan ve santrifüjlü döküm fırınına (Ducatron, Fransa) yerleştirildi. Cr-Co metal alaşım çekirdekleri (Wironit extrahart, Bego, Almanya) döküm için gereken miktarda döküm potasına yerleştirildi. Dökümde metal alt yapıların üretimi için %100 saf metal alaşımlar kullanıldı.

Fırın kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemi başlatıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda fırın sıcaklığının 60 saniyede 1400° C'ye ulaşması sağlandı. Döküm için potaya yerleştirilen Cr-Co çekirdekleri eriyik haline geldikten sonra santrifüj yardımıyla eriyik halde metal alaşım döküm kanallarından içeri gönderildi. Döküm yapılmış manşet soğuduktan sonra revetman kalıp kırılmak suretiyle manşetten çıkarılarak döküm metal alt yapı ortaya çıkarıldı.

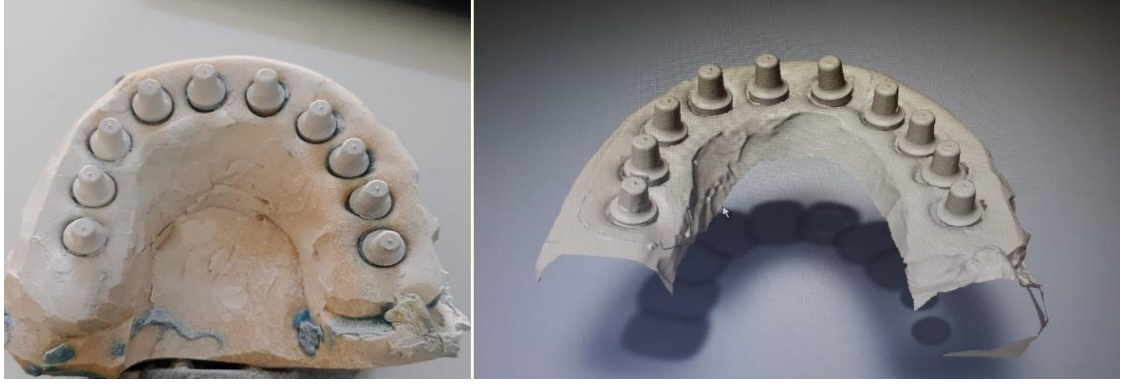
Daha sonra döküm yüzeyindeki revetman artıkları 50µ'lik alüminyum oksit partikülleri ile temizlenerek uzaklaştırıldı. Tesviye işlemi sırasında metal yüzeyinde oluşabilecek madde kayıplarının tespiti için kumpas ile ölçüm yapılarak 0.5 mm kalınlıkta olup olmadığı ölçüldü ve standartların dışında olan örnekler çalışmada kullanılmayıp yeni örnek elde edildi. Bu şekilde 20 adet Cr-Co döküm alt yapı elde edildi (Resim 6).



Resim 6. Cr-Co döküm alt yapılar

4.3. Direkt Metal Laser Sinterleme (DMLS) Teknolojisi İle Elde Edilen Cr-Co Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Elde edilen master alçı model lazer tarayıcı (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya) ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 7).



Resim 7. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü

Tasarım işlemi, bir tasarım (Exocad Dental CAD, Darmstad, Almanya) programı yardımı ile yapıldı. Tasarım esnasında siman payı mesafesi kenar bitim sınırından 0,5 mm uzaklıkta ve 25µ genişlikte olacak şekilde veriler bilgisayara girildi. Bilgisayar ortamında işlenip oluşturulan veriler üretim kısmına aktarıldı. Üretim bölümünde direkt lazer metal sinterizasyon teknolojisi ile 3D üretim cihazında (EOS M 100 3D Printer, Münih, Almanya) Co-Cr metal alaşım (Mediloy © S-CO, BEGO, ALMANYA) tozundan 20 adet alt yapı elde edildi (Resim 8).



Resim 8. Direkt lazer metal sinterizasyon teknolojisi ile 3D üretim cihazında alt yapı üretimi

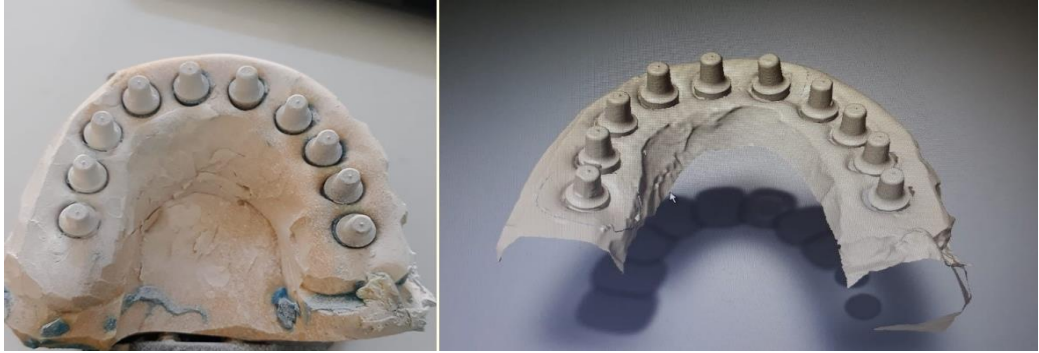
Elde edilen alt yapıların kalınlıkları kumpas ile ölçülerek 0,5 mm'den farklı kalınlıkta olan alt yapılar uygulama dışı bırakıldı ve yeni alt yapılar üretildi (Resim 9).



Resim 9. Direkt lazer metal sinterizasyon teknolojisi ile 3D yazım cihazında üretilen alt yapılar

4.4. Zirkonya Alt Yapıların Elde Edilmesi

Elde edilen master alçı model lazer tarayıcı (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya) ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim10). Dizayn işlemi, bir tasarım (Exocad Dental CAD, Darmstad, Almanya) programı yardımı ile yapıldı. Tasarım esnasında siman payı mesafesi kenar bitim sınırından 0,5 mm uzaklıkta ve 25 μ genişlikte olacak şekilde veriler girildi. Bilgisayar ortamında işlenip oluşturulan veriler üretim kısmına aktarıldı.



Resim 10. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü

Üretim bölümünde prefabrik Y-TZP zirkonyum oksit (DD cubeX² ML, Dental Direkt, Spenge, Almanya) bloklardan kopyalama/frezeleme yöntemi ile masaüstü milling cihazında (YenaDent 15, İstanbul, Türkiye) 20 adet zirkonya alt yapı elde edildi (Resim 11). Elde edilen alt yapılara sinterleme işlemi (Sirona in Fire HTC Speed, Bensheim, German) uygulandı.



Resim 11. Kopyalama/frezeleme masa üstü milling cihazı

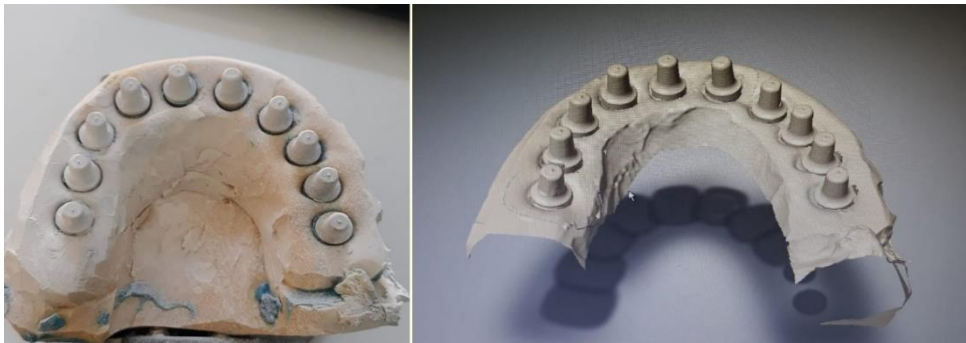
Elde edilen alt yapıların kalınlıkları kumpas ile ölçülerek 0,5 mm'den farklı kalınlıkta olan alt yapılar uygulama dışı bırakıldı ve yeni alt yapılar üretildi (Resim 12).



Resim 12. Y-TZP zirkonyum oksit bloklardan elde edilen zirkonya alt yapılar

4.5. PEEK Alt Yapıların Hazırlanması

Elde edilen master alçı model lazer tarayıcı (Dental Wings 3 Series, Straumann Grup Brand, Almanya) cihazı taranarak elde edilen veriler dizayn işlemlerinin yapılabilmesi için bilgisayara aktarıldı (Resim 13).



Resim 13. Master alçı modelin lazer tarayıcı ile elde edilen ekran görüntüsü

Tasarım işlemleri, bir tasarım (Exocad Dental CAD, Darmstad, Almanya) programı yardımı ile yapıldı. Tasarım esnasında siman payı mesafesi kenar bitim sınırından 0,5mm uzaklıkta ve 25µ genişlikte olacak şekilde veriler girildi. Bilgisayar ortamında işlenip oluşturulan veriler üretim kısmına aktarıldı. Üretim bölümünde PEEK bloklardan (BioHpp, Bredent, Senden, Almanya) CAD/CAM cihazında (Redon Hybrid, İstanbul, Türkiye) 20 adet PEEK alt yapı elde edildi (Resim 14).



Resim 14 PEEK bloklardan alt yapı üretimi

Elde edilen alt yapıların kalınlıkları kumpas ile ölçülerek 0,5 mm'den farklı kalınlıkta olan alt yapılar uygulama dışı bırakıldı ve yeni alt yapılar üretildi (Resim15.)



Resim 15. PEEK bloklardan CAD/CAM cihazında üretilen alt yapılar

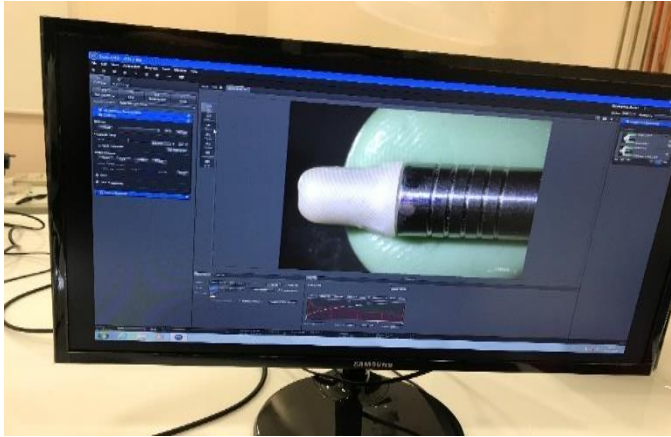
4.6. Alt Yapıların Kenar Uyumlarının Ölçülmesi

Elde edilen alt yapıların marjinal adaptasyonları ana modellerin hazırlanmasında kullanılan metal güdükler üzerinde değerlendirildi. Marjinal uyumların ölçümleri; simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası olmak üzere iki farklı durumda yapıldı. Simantasyon için self adezive rezin esaslı bir siman (Panavia SA Cement Plus Automix, Kuraray Noritake Dental, Japonya) kullanıldı. Ölçümler her bir güdük üzerinde 30 ayrı noktada yapıldı.



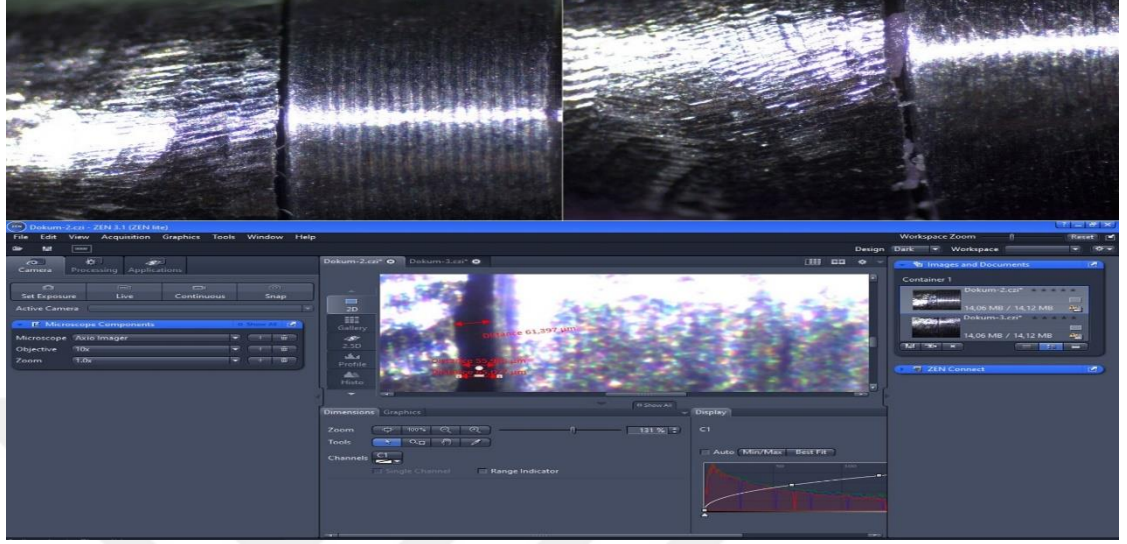
Resim 16. Analizlerin yapıldığı stereo mikroskop ($\times 20$ büyütme)

Alt yapılar ve metal güdükler arasındaki marjinal gap mesafesinin ölçümleri stereo mikroskop ($\times 20$ büyütme) (Zeiss Stemi 508, Carl Zeiss Mikroskop, Almanya) (Resim 16) ile yapıldı ve mikroskop üzerinde bulunan fotoğraf makinası ile elde edilen görüntüler bilgisayara aktarılarak kullanılan stereo mikroskop için üretilen yazılım (Zen 2 lite, Carl Zeiss Mikroskop, Almanya) yardımı ile mesafe ölçümleri yapıldı (Resim 17).



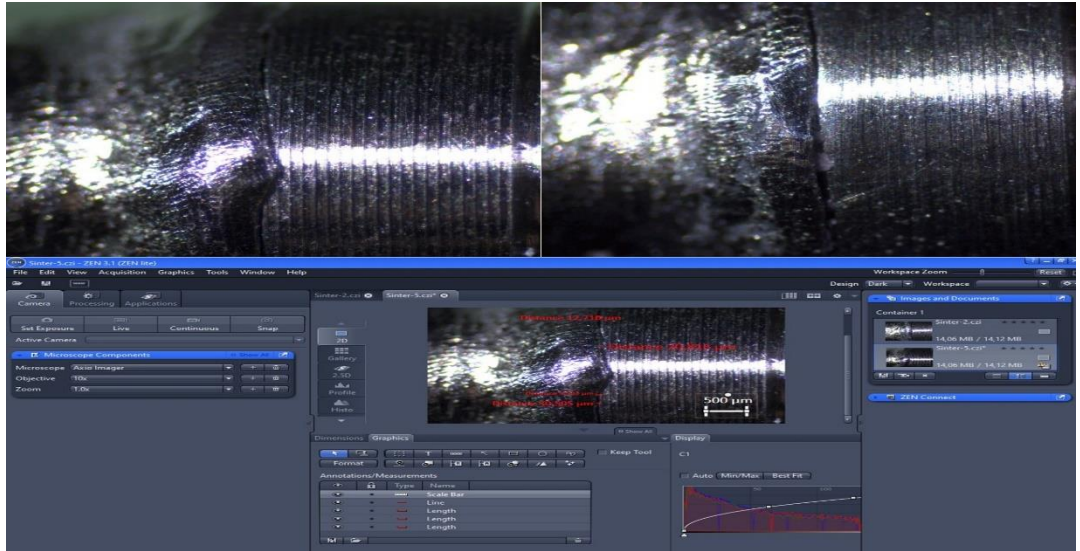
Resim 17. Stereo mikroskop ile elde edilen görüntülerin aktarılması

İlk olarak kontrol grubumuz olan döküm alt yapıların güdük üzerine simante edilmeden ve simante edildikten sonra ölçümlerin sağlıklı yapılabilmesi için, alt yapı yerleştirilmiş güdük ölçüm sırasında stabil kalması için elastomerik bir madde ile tespit edildi. Bu işlemlerden sonra marjinal gap mesafesini belirlemek için stereo mikroskop ile ($\times 20$ büyütme) 30 farklı noktadan ölçüm yapıldı. (Resim 18)



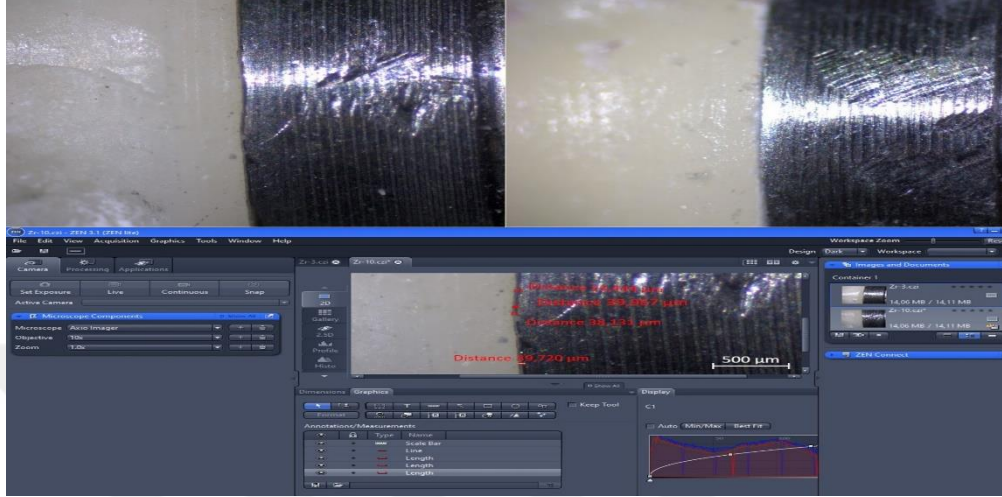
Resim 18. Döküm alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

DMLS teknolojisi ile üretilen metal alt yapıların güdük üzerine simante edilmeden ve simante edildikten sonra ölçümlerin sağlıklı yapılabilmesi için, alt yapı yerleştirilmiş güdük ölçüm sırasında sabit kalması için elastomerik bir madde ile tespit edildi. Bu işlemlerden sonra marjinal gap mesafesini belirlemek için stereo mikroskop ile ($\times 20$ büyütme) 30 farklı noktadan ölçüm yapıldı. (Resim 19)



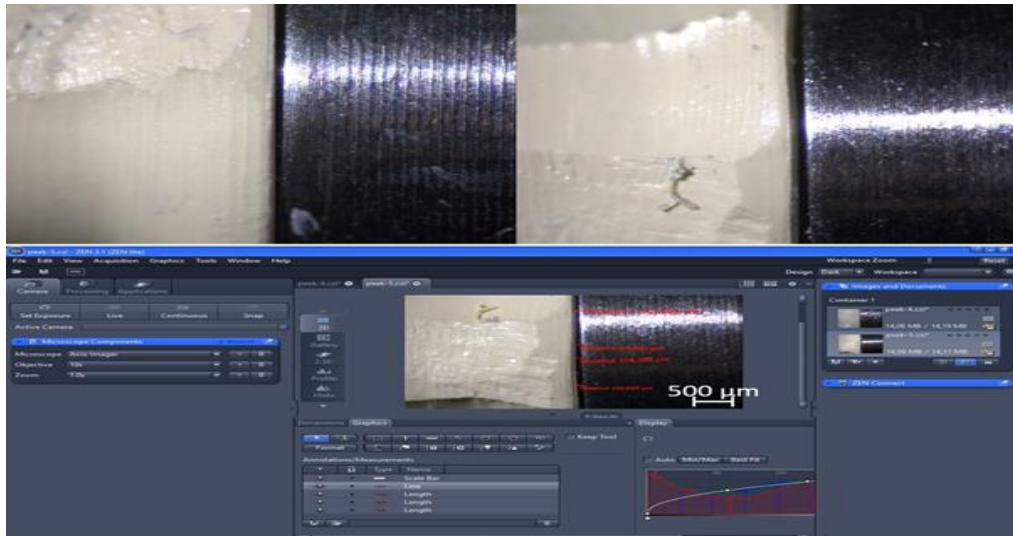
Resim 19. DMLS teknolojisi ile üretilen metal alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

Zirkonya alt yapıların güdük üzerine simantasyonundan önce edilmeden ve simantasyonundan sonra ölçme işleminin sağlıklı yapılabilmesi için, alt yapı yerleştirilmiş güdük ölçüm sırasında sabit kalması için elastomerik bir madde ile tespit edildi. Bu işlemlerden sonra marjinal gap mesafesini belirlemek için stereo mikroskop ile ($\times 20$ büyütme) 30 farklı noktadan ölçüm yapıldı. (Resim 20)



Resim 20. Zirkonya alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

PEEK alt yapıların güdük üzerine simante edilmeden ve simante edildikten sonra ölçümlerin sağlıklı yapılabilmesi için, alt yapı yerleştirilmiş güdük ölçüm sırasında stabil kalması için elastomerik bir madde ile tespit edildi. Bu işlemlerden sonra marjinal aralık mesafesini belirlemek için stereo mikroskop ile ($\times 20$ büyütme) 30 farklı noktadan ölçüm yapıldı. (Resim 21 a-b)



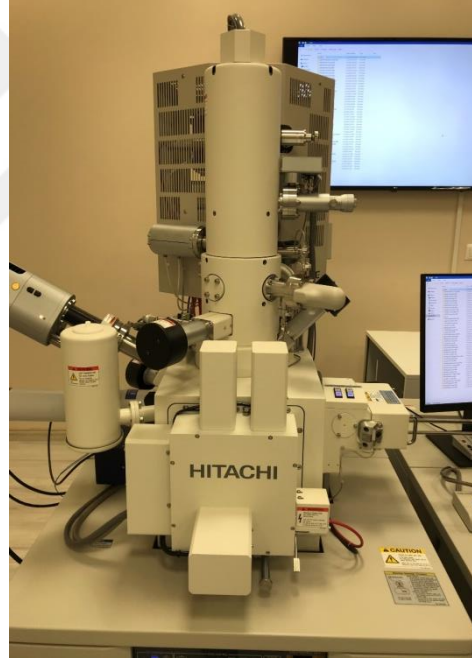
(Resim 21). PEEK alt yapı simantasyon öncesi ve sonrası marjinal gap görüntüleme ($\times 20$ büyütme)

4.7. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Analiz işlemlerinden sonra elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS 22 (Statistical Package for the Social Sciences Inc, Chicago, ABD) programı yardımıyla yapıldı. Verilerin değerlendirilmesi tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma) yanı sıra, ikili grupların karşılaştırılmasında, veriler Kolmogorov–Smirnov ve Shapiro-Wilk testlerine göre normal dağıldığından üçten büyük gruplarda tek yönlü Anova testi kullanıldı. Varyantları farklılık gösterdiğinden Post Hoc çoklu karşılaştırma testi Tamhane's T2 kullanıldı. Grupların kendi aralarındaki karşılatırılmalarında ise paired t test kullanıldı. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4.8. Alt Yapıların Yüzey Topografisinin Görüntülenmesi

Hazırlanan alt yapıların yüzey topografisinin görüntülenmesi SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) (Hitachi Regulus 8200, Japonya) ile yapıldı (Resim 22).



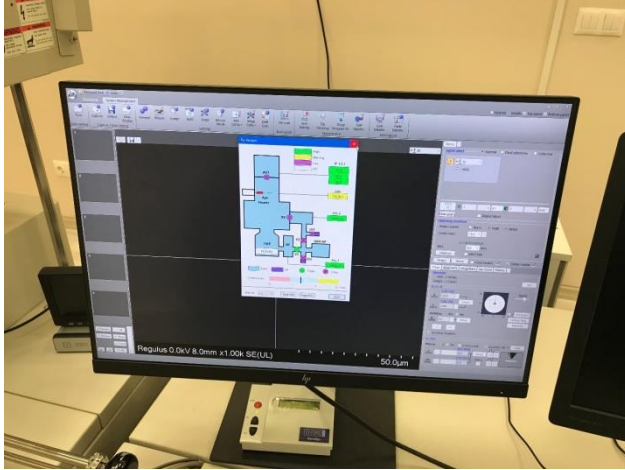
Resim 22. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Analiz öncesi iletken olmayan numuneler (zirkonya alt yapı, PEEK alt yapı) görüntülemeye uygun hale gelmesi için yalıtkan madde kaplama cihazında (Quorum SC7620, Quorum Tech, Birleşik Krallık) altın ile kaplandı (Resim 23).



Resim 23. Yalıtkan madde kaplama cihazı

Daha sonra numuneler her bir gruptan birer tane olmak üzere toplam 4 numune analiz için taramalı elektron mikroskobunun inceleme haznesine yerleştirildi ve numunelerin yerleştirildiği bölümlerin karşısında bulunan numaralar not edilerek analiz sırasında oluşabilecek karışıklığın önüne geçildi. Daha sonra raylı sistem ile numune haznesi taramalı elektron mikroskop içerisine gönderildi. Elde edilen görüntüler bilgisayar ekranına aktarıldı (Resim 24).



Resim 24. SEM incelemelerinin yapıldığı bilgisayar ekranı

Konvansiyonel döküm yöntemi ile elde edilen metal alt yapıların ve DMLS yöntemi ile üretilen alt yapılara iletken oldukları için yüzey kaplama yapılmadı. Zirkonya ve PEEK alt yapılar iletken olmaması sebebi ile sem analizi yapılabilmesi için numune yüzeyi iletken bir element (Au) ile kaplandı. Zirkonya alt yapıların yüzey analizi dört farklı büyütmede ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$) yapıldı.

5. BULGULAR

5.1. Marjinal Gap Mesafelerinin Karşılaştırılması

5.1.1. Simantasyondan Önce Marjinal Gap (aralık) Mesafesinin Karşılaştırılması

Alt yapı gruplarının simantasyondan önceki marjinal aralıklarının, kullanılan üretim yöntemlerinin birbirleri ile olan farklılıklarını değerlendirmek amacıyla varyans analiz yönteminden faydalanıldı. Yapılan inceleme neticesinde, ANOVA tablosunda alt yapı grupları arasında istatistik yönünden farklılık olduğu görüldü ($p < 0.05$).

Farklılıkların alt yapı gruplarının hangileri arasında olduğunu belirlemek için, Post hoc grubu testlerden Tamhane's T2 çoklu kıyaslama testi tercih edilmiştir. Elde edilen bulgular (μ) aşağıdaki tabloda belirtildiği gibidir (Tablo 4).

μ					95%Güven Aralığı	
Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	P Değeri	Alt Sınır	Üst Sınır
DA	PA	27,03140	16,58074	,561	-24,7962	78,8590
	ZA	77,18690*	15,24579	,004	26,2908	128,0830
	DMA	85,23130*	15,24412	,002	34,3350	136,1276
PA	DA	-27,03140	16,58074	,561	-78,8590	24,7962
	ZA	50,15550*	6,76700	,000	27,8907	72,4203
	DMA	58,19990*	6,76323	,000	35,9359	80,4639
ZA	DA	-77,18690*	15,24579	,004	-128,0830	-26,2908
	PA	-50,15550*	6,76700	,000	-72,4203	-27,8907
	DMA	8,04440*	1,80401	,002	2,7171	13,3717
DMA	DA	-85,23130*	15,24412	,002	-136,1276	-34,3350
	PA	-58,19990*	6,76323	,000	-80,4639	-35,9359
	ZA	-8,04440*	1,80401	,002	-13,3717	-2,7171

Tablo 4. Simantasyon öncesi çoklu karşılaştırma tablosu

Yukarıdaki çoklu tabloya (tablo 5) bakıldığında p değeri <0,05 olan ikili gruplar arasında istatistiksel yönden anlamlı farklılık meydana gelmektedir. Alt yapıların simantasyondan önceki ortalama marjinal gap mesafeleri (μm) ve standart sapma; DA $113,10 \pm 48,03$, PA $86,07 \pm 21,00$, ZA $35,91 \pm 4,06$ ve DMA $27,87 \pm 4,00$ olarak ölçülmüştür.

5.1.2. Simantasyon Sonrası Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması

Alt yapı üretim yöntemleri arasında simantasyondan sonra oluşan marjinal aralıkların farklılıklarını değerlendirmek amacıyla varyans analiz yöntemi tercih edildi. Oluşan sonuçlar ANOVA tablosunda analiz edildiğinde ikili gruplar arasında istatistik yönünden farklılık olduğu görüldü ($p < 0.05$). Farklılıkların alt yapı gruplarının hangileri arasında olduğunu belirlemek için, post hoc grubu testlerden Tamhane's T2 çoklu kıyaslama testi tercih edilmiştir. Elde edilen bulgular aşağıdaki tabloda belirtildiği gibidir (Tablo 5).

Tablo 5. Simantasyon sonrası çoklu karşılaştırma tablosu

μm					95%Güven Aralığı	
Yöntem	Yöntem	Ortalama Fark	Standart Hata	P Değeri	Alt Sınır	Üst Sınır
DA	PA	24.85880	16.81846	.659	-27.5182	77.2358
	ZA	78.59760*	15.34251	.004	27.3079	129.8873
	DMA	85.75760*	15.39111	.002	34.4727	137.0425
PA	DA	-24.85880	16.81846	.659	-77.2358	27.5182
	ZA	53.73880*	7.04052	.000	30.4033	77.0743
	DMA	60.89880*	7.14581	.000	37.5407	84.2569
ZA	DA	-78.59760*	15.34251	.004	-129.8873	-27.3079
	PA	-53.73880*	7.04052	.000	-77.0743	-30.4033
	DMA	7.16000*	1.89592	.011	1.4425	12.8775
DMA	DA	-8.,75760*	15.39111	.002	-137.0425	-34.4727
	PA	-60.89880*	7.14581	.000	-84.2569	-37.5407
	ZA	-7.16000*	1.89592	.011	-12.8775	-1.4425

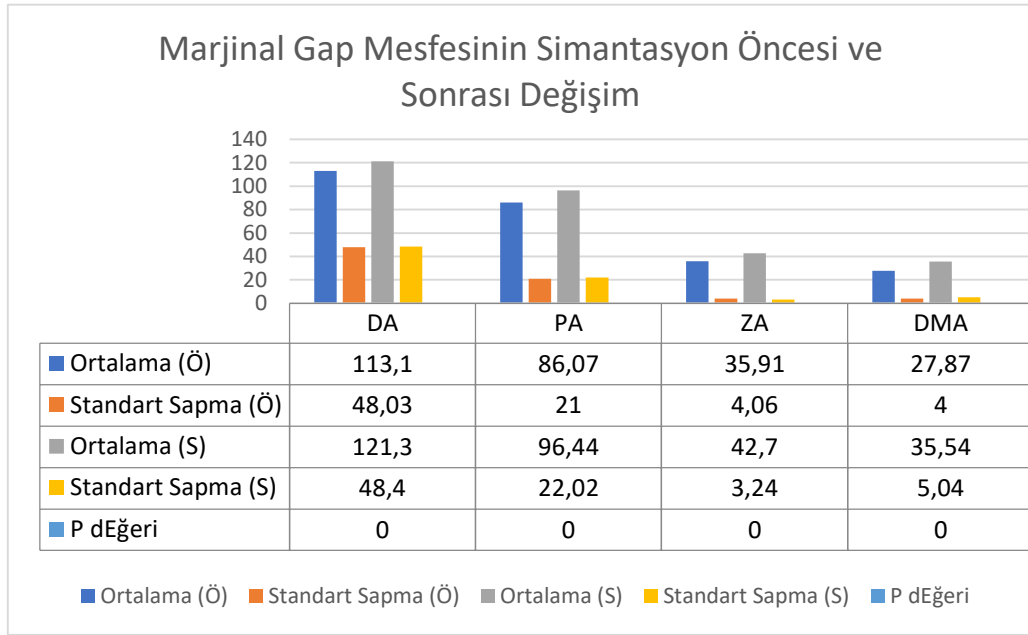
Yukarıdaki çoklu tabloya (tablo 5) bakıldığında p değeri <0.05 olan ikililer istatistiksel yönden başkalık göstermektedir. Yapılan Anova Post-hoc testinde gruplar arası istatistiksel analizlerde DA ile ZA, DA ile DMA, ZA ile PA, ZA ile DMA, PA ile ZA, PA ile DMA grupları arasında anlamlı derecede bir fark bulunmasına rağmen DA ile PA grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Alt yapıların simantasyon sonrasına ait ortalama marjinal gap(μ m) değerleri ve standart sapma; DA $121,30 \pm 48,40$, PA $96,4484 \pm 22,02$, ZA $42,70 \pm 3,24$ ve DMA $35,54 \pm 5,043$ olarak ölçüldü.

4.1.3. Marjinal Aralığın Simantasyon Öncesi ve Sonrası Değişimi

Marjinal aralığın simantasyon öncesi ve sonrası oluşan farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığının belirlenmesi için Student's T testi kullanılmıştır. Yöntemin simantasyondan önce ve simantasyondan sonrası için olan tanımlayıcı istatistikleri (Tablo 6 ve Grafik 1) ve T testlerinin sonuçları Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 6. Marjinal gap mesafelerinin simantasyondan önceki ve simantasyondan sonraki değişimi

Grup	Simantasyon	Marjinal Aralık Değer(μ m)		Ortalama(μ m)	Standart Sapma	P Value
		Min.	Max.			
DA	Önce	50.323	188,03	113,10	48,03	P < 0,001
	Sonra	57.896	196,02	121,30	48,40	
PA	Önce	50.323	108,74	86,071	21,00	P < 0,001
	Sonra	58.896	119,23	96,44	22,02	
ZA	Önce	30.210	43,62	35,91	4,06	P < 0,001
	Sonra	37.976	49,99	42,70	3,24	
DMA	Önce	21.312	33,27	27,87	4,00	P < 0,001
	Sonra	28,864	43,65	35,54	5,04	

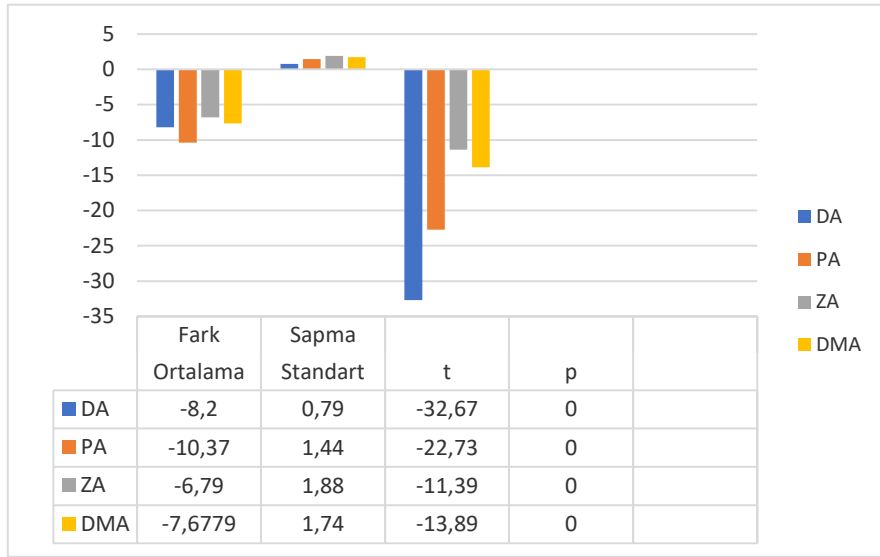


Grafik 1. Marjinal Gap Mesafesinin Simantasyondan Önceki ve Sonraki Değişimi

Grupların simantasyondan önce ve simantasyondan sonra ortalamaları karşılaştırıldığında tüm grupların p değerlerinin <0.05 olduğu gözlenmektedir. [DA ($P < 0,001$); PA ($P < 0,001$); ZA ($P < 0,001$); DMA ($P < 0,001$)] Öncesi ve sonrası ölçümlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Grafik 1'e bakıldığında simantasyon öncesi ile simantasyon sonrasına ait marjinal aralık değerlerinde en küçük değeri DMA'da, en büyük değeri ise DA'da bulunmuştur. Tüm altyapılarda simantasyon sonrası ortalamalarında artış gözlenmiştir.

Tablo 7. Yöntemlerin simantasyon işlemi öncesi ve sonrasına ait t testleri sonucu

Grup	Ortalama Fark	Standart Sapma	t	p
DA	-8,20420	,79400	-32,675	,000
PA	-10,37680	1,44344	-22,733	,000
ZA	-6,79350	1,88523	-11,395	,000
DMA	-7,67790	1,74713	-13,897	,000

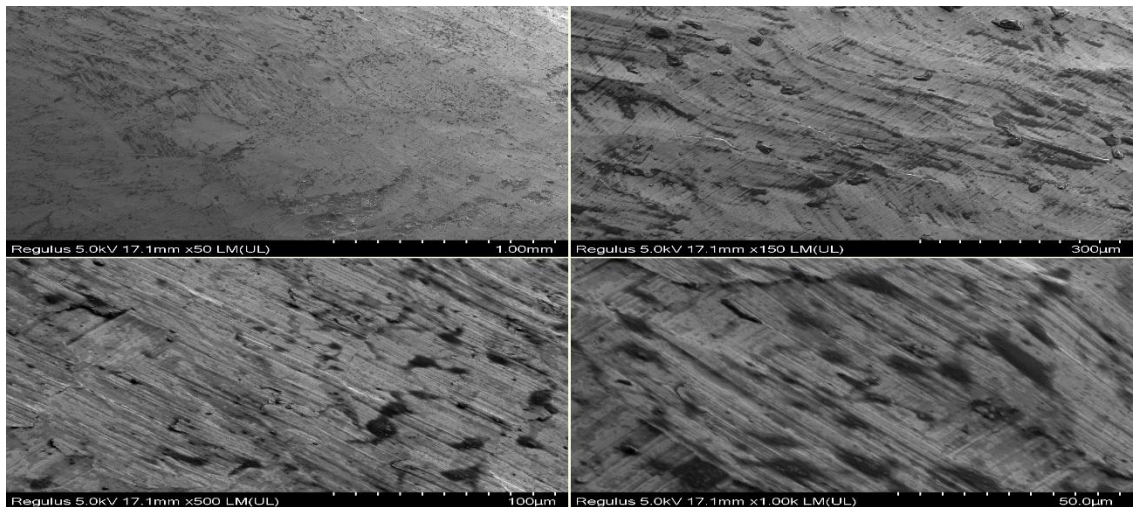


Grafik 2. Yöntemlerin simantasyon işlemi öncesi ve sonrasına ait t testleri sonucu

Analiz için tercih edilen T testlerinin sonucuna göre $p < 0,05$ olan tüm değerler, ilgili yöntemde simantasyon uygulamasının alt yapıların marjinal aralık değerlerinde istatistiksel yönden anlamlı fark yarattığı görülmektedir. Marjinal aralıkta en büyük artış PEEK alt yapıda gözlenmiştir (Tablo 7 ve Grafik 2).

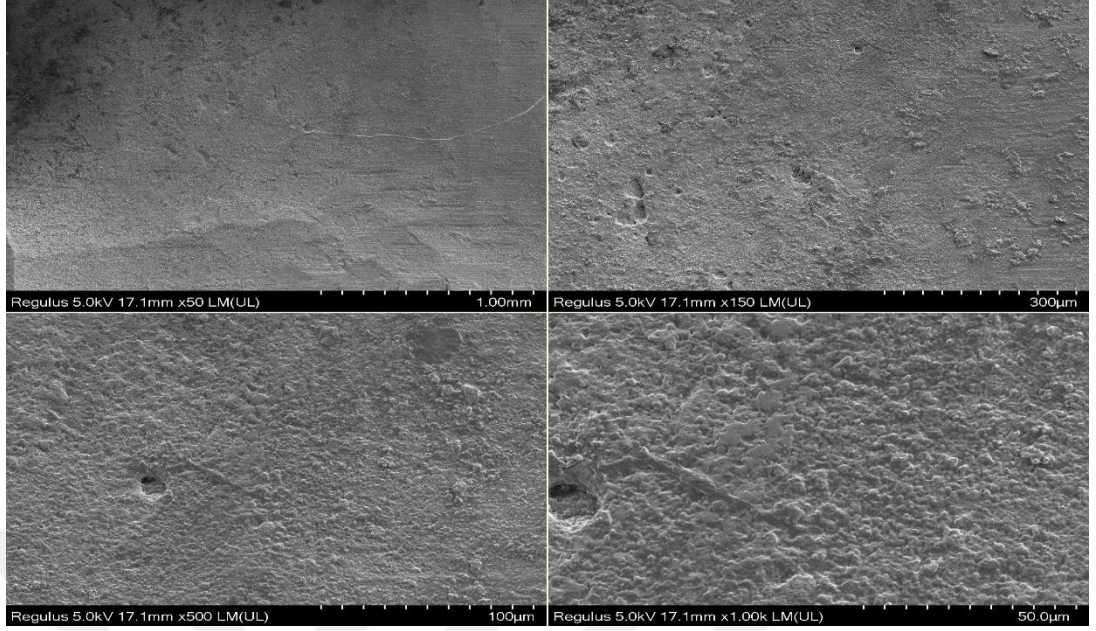
5.1.4. Alt Yapıların YüzeY Topografisinin Değerlendirilmesi

Konvansiyonel döküm yöntemi ile elde edilen Co-Cr alt yapı, DMLS teknolojisi ile üretilen Co-Cr alt yapı, zirkonya ve PEEK alt yapı materyallerinin yüzeY özellikleri taramalı elektron mikroskobu ile incelendi. DMLS teknolojisi ile elde edilen Co-Cr altyapıların dalgalı kenarlı, katmanlı bir karakteristik yüzeYi olduğu gözlemlendi (Resim 25).



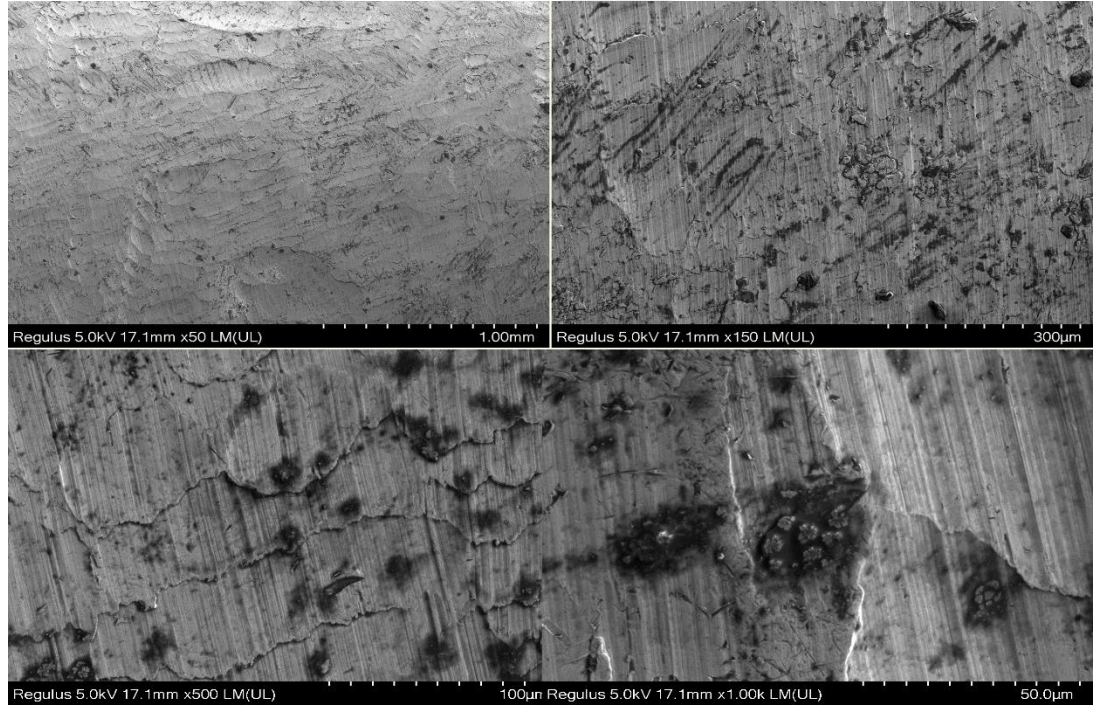
Resim 25. DMLS metal alt yapı SEM analizi yüzeY görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

Zirkonya altyapılar ise daha homojen dağılan mikro çukurcuklu bir yüzeye sahipti. (Resim 26).



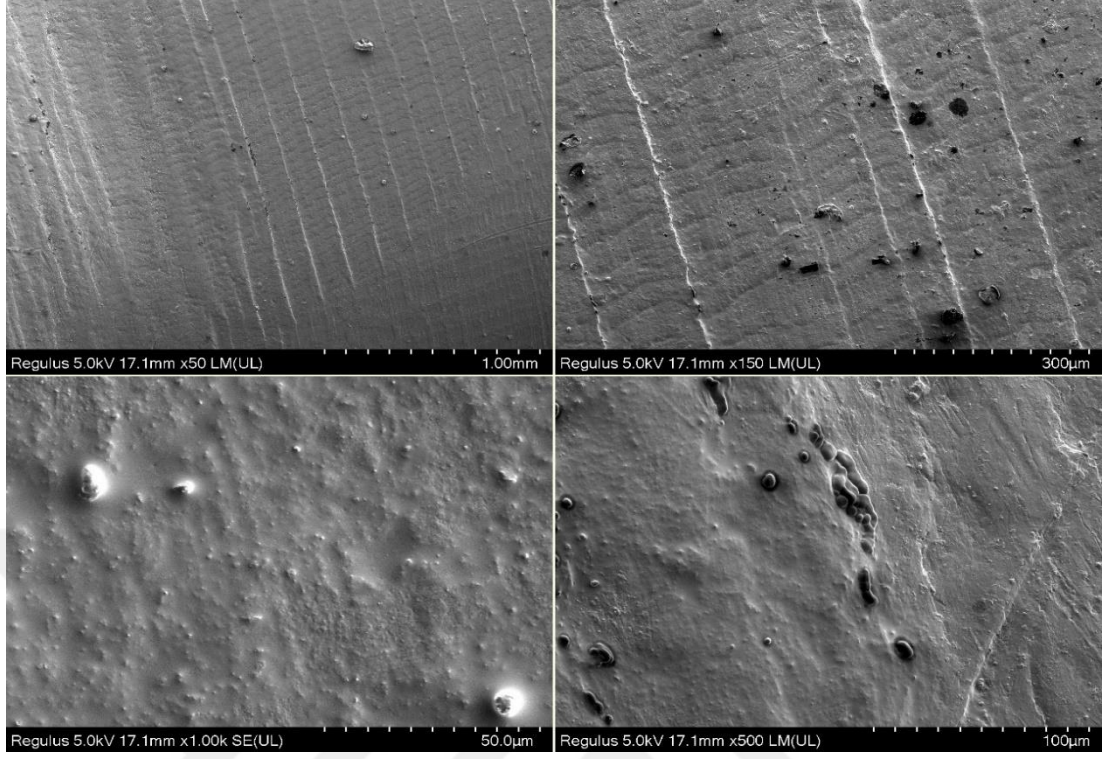
Resim 26. Zirkonya alt yapı SEM analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

Döküm altyapılarda ise homojen olmayan girintili bir yüzey görüldü (Resim 27).



Resim 27. Döküm alt yapı SEM analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

PEEK alt yapılar, ise belirli mesafelerde yer yer katmanlar gözükse de diğer gruplara göre daha homojen ve düz bir yüzey yapısına sahipti (Resim 28).



Resim 28. PEEK alt yapı SEM analizi yüzey görüntüsü ($\times 50$, $\times 150$, $\times 500$, $\times 1k$)

6. TARTIŞMA

Elde edilen verilere göre bu çalışmanın boş hipotezi tamamen reddedilmiştir. Simantasyon öncesi ve sonrası grupların marjinal gap mesafelerindeki tutarsızlıkların karşılaştırılmasında önemli farklılıklar gözlemlenmiştir. Ayrıca gruplar birbirleriyle karşılaştırıldığında dikey marjinal uyumsuzluk değerleri açısından da anlamlı bir farklılık vardır.

Metal alt yapılar sahip oldukları fiziksel özellikler ve maliyetlerinin düşük olması sebebiyle uzun seneler protetik diş hekimliğinde rağbet görmüşlerdir. Fakat bu iyi özelliklerinin yanında birtakım dezavantajları da mevcuttur. Özellikle zamanla korozyona uğramaları ve bunun sonucunda oluşan yüzey pürüzlülüğü ve estetik beklentileri tam olarak karşılayamaması klinisyenleri biyo-uyumlu ve daha estetik alt yapı materyallerine yöneltmiştir (178). Bununla birlikte, metal kaynaklı alerji görülme sıklığının artması hastaların ve hekimlerin metal içermeyen alt yapıları tercih etmelerine neden olmaktadır. Ametal alt yapı materyallerinin protetik diş tedavisi uygulamalarına dâhil olması ile birlikte daha iyi estetik görünüme sahip ve biyo-uyumlu iyi kalitede protetik restorasyonlar yapılabilmektedir. Fakat metal alt yapılara göre üretim maliyetlerinin fazla olması önemli bir dezavantajdır (179).

Protetik diş tedavilerinde iyi bir estetik ve dayanıklılık özelliklerine aynı yapı içinde sahip olan protetik restorasyonlara olan ilginin artması neticesinde, metal alaşım alt yapıların yerini tam seramikler ve yüksek performanslı polimerler almıştır. Yüksek performanslı polimerler, yüksek kırılma dayanıklılıkları, üstün kuvvet dağılım kabiliyetleri ve şok absorbe etme kabiliyetleri sayesinde, metaller ve seramiklere alternatif olabilecek materyaller olarak üretilmişlerdir (180).

PEEK materyali, toz şeklinde veya tozların yüksek basınç altında sıkıştırılması ile elde edilen peletler veya bloklar halinde ticari amaçlı olarak üretilmektedirler. Toz haldeki veya pelet şeklindeki PEEK kullanılarak presleme yöntemi veya bloklar kullanılarak kazıma (milling) yöntemi ile protezler elde edilebilmektedir (181). Milling yöntemi, genellikle seri üretim yapılacak hallerde daha güvenilir bir yöntem olması yanında, presleme yöntemi ile üretim daha ekonomik bir yöntemdir. CAD/CAM teknolojisi ile zirkonya, seramik, kompozit ve polimer gibi materyallerden dental restorasyonların üretimi yapılarak standart ve tekrarlanabilir bir yöntem ortaya çıkmaktadır. Bu materyallerden biri olan zirkonya, sahip olduğu dayanıklılık ve estetik özellikleri sayesinde protetik diş hekimliği pratiğinde tercih edilen bir materyal haline gelmiştir. Ancak, sinterizasyon işleminin uzun sürmesi, sert bir materyal olması nedeniyle CAD/CAM enstrümanlarında aşınmaya sebep

olması önemli dezavantajlarından. Yüksek performanslı polimerler sınıfında olan PEEK, CAD/CAM sisteminde kullanılmaya uygun halde önceden hazırlanmış bloklar şeklinde piyasada mevcuttur. Ayrıca, bu materyallerin CAD/CAM sisteminde kolay şekillendirilebilme özelliği ve ekstra bir ısıl işlem gerektirmemesi sayesinde, zirkonya ile kıyaslandığında avantajlı durumdadır (182-185).

Sabit protetik restorasyon tedavilerinde kullanılan alt yapıların marjinal adaptasyonları incelemek için yapılan çalışmalar incelendiğinde; güdük materyali olarak kimi çalışmalarda standardize edilmiş metal güdüklerin (186-188), implant dayanaklarının (189) ve rezin modellerin kullanıldığı (190,191), bazı çalışmalarda ise çekilmiş insan dişlerinden faydalandığı (192,193) ve bu şekilde klinik ve laboratuvar aşamaların taklit edildiği görülmüştür.

Marjinal gap mesafesinin incelenmesi amacıyla çekilmiş dişlerin kullanıldığı durumlarda preparasyon tek bir kişi tarafından yapılmış olsa bile her numune de aynı standardı yakalamak zor olmaktadır. Diğer yandan metal güdüklerin üretim aşamalarının ve ölçülerinin kontrol altında olması, üretim sırasında ve incelemeler sırasında aşınmaya uğramaması gibi nedenler metal güdükleri diğer güdük modellerine göre daha avantajlı konuma sokmaktadır (194). Rosenrit ve arkadaşları; metal güdük, doğal diş ve polimer güdük üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kuronların uyumlarını SEM ile incelemişler, yapay güdükler ile doğal dişler arasında fark olmadığını bildirmişler (195). Klinik olarak diş hazırlığı, ölçüm tekniği ve simantasyon metodolojisi çalışmaları karmaşıktır ve ideal koşullardan uzaklaşılmasına sebep olmaktadır. Ayrıca bu durum in vivo yapılan araştırmaları zorlaştırmaktadır. In-vitro çalışmaların in-vitro yapılması in-vivo yapılan çalışmalarda elde edilemeyecek neticelere ulaşmamıza imkân vermektedir (151,196). Bu nedenle çalışmamız in-vitro olarak gerçekleştirildi ve çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla, prepare edilmiş premolar dişi taklit edecek şekilde CNC makinasında temel kesim prensipleri (197,198) dikkate alınarak metal güdükler elde edildi.

Beuer ve arkadaşları (200); 4°, 8° ve 12°'lik taper açısına sahip diş kesimlerin uyumunu incelemişler ve uyumun taper açısı ile doğru orantılı arttığını bildirmişlerdir (199). Fakat diğer bir çalışmada ise Nakamura ve ark. taper açısının marjinal uyum üzerinde etkili olmadığını belirtmişlerdir. Alt yapıların marjinal adaptasyonlarını inceleyen in-vitro çalışmalara bakıldığında, kullanılan güdüklerin genellikle 6°'lik taper açısına sahip olduğu görülmüştür (201-204). Elde edilen bu veriler ışığında güdükler 6°'lik taper açısı ile hazırlanmıştır. Chamfer ve düz shoulder

(omuz) şeklinde kenar sonlamasının, restorasyonların marjinal adaptasyonuna etkisinin incelendiği bir çalışmada, chamfer kenar sonlanmasının daha iyi kenar uyumunun olduğu bildirilmiştir (205). Bottino ve ark. (206) yaptıkları çalışmalarında chamfer, shoulder ve shoulder kenar sonlanma çeşitlerinin marjinal adaptasyona etkisini incelemişler; en iyi servikal adaptasyonun chamfer şeklindeki kenar sonlanmalarında olduğunu (46–70 µm) rapor etmişlerdir. Biz de bu çalışmamızda, literatürde marjinal adaptasyonunun iyi olduğu belirtilen chamfer kenar sonlanmasıyla güdükler hazırlandı.

Araştırmamızda kullandığımız tüm alt yapıların hazırlık aşamaları alçı modeller üzerinde yapılmış olup, marjinal gap ölçümleri metal güdükler üzerinde yapılmıştır. Metal güdüklerin ana modelinin elde edilmesinde kullanılan ölçü yöntemi ve model elde etme işlemlerinin final restorasyonun marjinal adaptasyonun üzerinde etkili olabileceği bilinmektedir (207,208). Marjinal adaptasyonun incelendiği çalışmalarda, çift aşamalı ölçü tekniğinin sıklıkla kullanıldığı görülmüştür (196,209,210). Wöstman ve ark. (211), preparasyondaki basamak sınırının net olarak belirlenebildiği ve tükürükten izole edilebildiği durumlarda tek aşamalı ya da çift aşamalı ölçü yöntemleri arasında göz ardı edilebilecek düzeyde bir fark olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda incelediğimiz tüm örnekler için aynı prosedür uygulandığından ölçü tekniklerinin marjinal adaptasyon üzerine etkisi çalışmamızda değerlendirmeye dahil edilmemiştir.

Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), 8 numaralı tanımlamasında siman aralığının 25µm olması gerektiğini bildirmiştir (212). Shillinburg ve ark. (198) ise siman aralığının 20µm-40µm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Levine ve ark. (213) yapmış olduğu çalışmada da benzer değerlerde siman film kalınlığı olması gerektiği bulunmuştur. Bu veriler ışığında çalışmamızda siman aralığı 25µm olarak belirlenmiştir. Siman boşluğu basamaktan 0.5 mm yukarıdan başlayacak şekilde oluşturulduğu için marjinal adaptasyon üzerine bir etkisi olmayacaktır. Piemjai (214); farklı kuvvetler uygulayarak kronların marjinal adaptasyonlarını değerlendirmiştir. 25, 100 ve 300 Newton (N) kuvvet uyguladığı örneklerin marjinal adaptasyonlarının değişmediğini gözlemlemiştir. Weaver ve ark. (215) da kronun yerine yerleştirilirken uygulanan basınç miktarının marjinal gap mesafesi üzerine etki etmediğini belirtmişlerdir. İn vitro gerçekleştirdiğimiz çalışmamızda, simantasyon aşamasında ve sonrasında tüm alt yapılar sabit basınç uygulanmıştır.

Alt yapı ve basamak arasındaki marjinal adaptasyonu incelemek için çeşitli teknikler mevcut olmasına rağmen bu çalışmamızda birçok in-vitro yöntemde olduğu

gibi stereo mikroskop ile marjinal gap mesafesi incelenmiş ve ölçümleri yapılmıştır. Bu yöntem ile yapılan inceleme ve ölçüm sırasında restorasyon ve güdüğe herhangi bir zarar vermeden alt yapı ve basamak arasındaki mesafe kolay ve hızlı bir şekilde ölçülebilmektedir (216-218). Çalışmamızda, marjinal gap mesafesinin doğru bir şekilde ölçülebilmesi ve her bir güdükte aynı bölgelerin değerlendirilebilmesi için güdükler üzerinde belli aralıklar ile bölgeler belirlendi ve böylelikle yapılan ölçümlerin doğruluğu arttırılmaya çalışıldı.

Marjinal adaptasyon, sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısında büyük öneme sahiptir. Restorasyonun marjinal bölgesindeki uyumsuzluk; siman materyalinin ağız sıvılarına maruz kalmasına neden olur, bakteriyel dental plak birikimi meydana getirir ve bunun sonucunda oluşacak periodontal hastalıklar ve çürük; destek dişleri ve dolayısıyla restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz etkiler (219).

Groten ve ark. (220) yaptıkları bir çalışmada marjinal adaptasyon incelemelerinde ışık ve taramalı elektron mikroskopunu kullanmışlar ve elde edilen veriler arasında anlamlı bir fark olmadığını, her iki yöntem ile elde edilen verilerin güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Stereo mikroskop ile yapılan ölçümlerde dikey yöndeki marjinal uyumsuzluk ölçülebilirken yatay yöndeki uyumsuzluklar incelenememektedir. Vertikal yöndeki uyumsuzluğun klinik olarak simantasyondan sonra açıkta kalabilecek siman yüzeyi ve buna bağlı olarak oluşacak siman çözünmesi ve bu duruma bağlı olarak ortaya çıkabilecek komplikasyonlar açısından son derece önemlidir. Yatay yöndeki uyumsuzluklar çoğunlukla restorasyonun temizlenebilmesine, plak birikimine dolayısıyla periodontal hastalıklara neden olmaktadır (221).

Marjinal adaptasyonu incelemek için yapılan araştırmalarda, mesafe ölçümü amacı ile tercih edilen referans noktaları ve kullanılan terimler için araştırmacılar arasında farklılıklar görülmektedir. Holmes ve ark. (222) bu farklılıkları önlemek için çalışmalarında restoratif materyal ile prepare diş arasındaki birçok noktayı incelemiş ve kullanılan terimleri açıklamışlardır. Restorasyon ile dişler arasındaki uyumsuzluklar; restorasyonun iç yüzeyi, kenarları veya dış yüzeyi üzerinde yapılan ölçümler sayesinde belirlenebilmektedir. Uygulanan restoratif materyalin internal yüzeyi ve dişin aksenal duvarı arasındaki en kısa mesafe ölçümü "internal gap" olarak belirlenir. Bu mesafe ölçümü restoratif materyalin marjininde yapıldığında "marjinal gap" olarak adlandırılır. Restorasyonun çıkış yönüne paralel olarak, "dikey marjinal uyumsuzluk" ve dikey olarak "yatay marjinal uyumsuzluk" ölçülmektedir.

Yatay ve dikey kenar uyumsuzluğunun açısal kombinasyonu “mutlak kenar uyumsuzluğu” olarak tanımlanmaktadır (52,223).

Klinik olarak; ağız içi ortamı, diş preparasyonu, ölçüm ve simantasyon işlemleri yapılan çalışmaları karmaşıktır, ideal koşullardan uzaklaşmaya neden olur. In vitro çalışmaları, in vivo olarak başarılması çok zor olan optimal ve standart koşulları deneysel olarak sağlayabilir (151). Çalışmamız her ne kadar in vivo ortamı birebir oluşturmasa da optimal ve standardize deneysel şartların oluşturulabilmesi için in vitro olarak gerçekleştirildi. Alt yapıların marjinal adaptasyonunun incelendiği çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı hakkında ortaya konulmuş herhangi bir standart veri bulunmamaktadır (225-227).

Gassino ve ark. (228) tarafından yapılan bir çalışmada, örneklem başına 18 ölçümün deneysel kuronlar için yeterli olduğu ve 90 ölçümün hastaya özgü kronlar için uygun olduğu düşünülmüştür. Gonzalo ve ark. (229) ise her örnek için 30'ar adet vestibül ve oral yüzeyden ölçümün yeterli olacağını bildirmişlerdir. Yeo ve ark. (230) ise in vitro marjinal adaptasyon çalışmalarında 50 noktada ölçüm yapmışlardır. Groten ve ark. (231) marjinal adaptasyon ölçümlerinin yapılacağı çalışmalarda ölçüm yapılacak bölge sayısının artırılmasının standart sapma miktarını azaltacağını ve daha güvenilir sonuçlar elde edileceğini belirtmişler, ölçüm yapılacak nokta sayısında ideal olanın 50 olduğunu, en azından 20-25 noktada ölçüm yapılması gerektiğini, 4-12 arası noktada ölçüm yapıldığında ise numune sayısının artırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada ise tüm çalışmalar dikkate alınarak 30 farklı noktadan ölçüm yapıldı.

Marjinal adaptasyon ölçümleri alt yapılara porselen üst yapı uygulaması yapılmadan gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda, dış faktörlerin etkisi göz ardı edilerek PEEK alt yapı, zirkonya alt yapı, DMLS alt yapı ve geleneksel döküm alt yapıların direkt olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Simantasyon işleminin, sabit restorasyonların marjinal gap mesafesini arttırdığı (163,193,229,232) çalışmalar mevcut olsa da simantasyon sonrasında marjinal gap mesafesinin azaldığı çalışmalarda mevcuttur (233,234). Analiz edilen tüm gruplarda simantasyon sonrasında marjinal gap mesafelerinde anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0,05$). Bu farklılık konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerindeki siman aralığı oluşturulmasıyla ilgili olabilir.

Gonzalo ve ark. (229) marjinal adaptasyon ile ilgili yaptıkları çalışmada ise, zirkonya alt yapıların konvansiyonel döküm metal altyapılara göre daha başarılı olduğunu ve vertikal marjinal tutarsızlıkların simantasyon sonrasında artsa da

anlamli bir fark oluşturmadığını bildirmiştir. Martinez ve ark. (235) zirkonya ve titanyumdan imal edilmiş abutmentler ile tam seramik kuronlar arasındaki marjinal adaptasyonu inceledikleri çalışmada simantasyondan sonra marjinal gap mesafesinin arttığını belirtmişlerdir. Bu sebeple ölçümlerimiz simantasyon öncesi ve sonrası olmak üzere iki farklı durumda gerçekleştirildi.

Sundar ve ark. (236) konvansiyonel döküm tekniği ile elde edilen Co-Cr altyapısına sahip tek kuronların marjinal gap mesafelerini, DMLS teknolojisi ile elde edilen Co-Cr altyapısına sahip tek kuronların marjinal gap mesafeleri ile karşılaştırmıştır. Porselen pişirme işleminden önce ve sonra DMLS teknolojisi ile elde edilen metal alt yapıların, konvansiyonel döküm tekniği ile üretilen altyapılara göre daha iyi marjinal uyum değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Porselenin fırınlanması DMLS teknolojisi ile üretilen alt yapıların marjinal gap mesafesini azalttığını, ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada da DMLS teknolojisi ile elde edilen alt yapıların en iyi marjinal uyuma sahip olduğu bulunmuştur.

Harish ve ark. (237) yaptıkları çalışmada geleneksel döküm yöntemi ile elde ettikleri Co-Cr esaslı altyapıların marjinal gap mesafesini ortalama 176.57µm, DMLS teknolojisi ile elde edilen Co-Cr altyapıların marjinal gap mesafesini ise ortalama 102.1 µm bulmuşlardır. Xu ve ark. (238) yaptıkları in vitro çalışmalarında DMLS yöntemi (102.86 µm) ile üretilen altyapıların marjinal gap mesafesini, geleneksel döküm yöntemi ile üretilen altyapıların marjinal gap mesafesinden (170.19 µm) kısa bulunmuşlardır.

Who ve ark. (239) yaptıkları in vitro çalışmalarında, DMLS teknolojisi ve geleneksel döküm yöntemi ile üretilen Co-Cr alt yapıları tek üyeli kuronların ortalama marjinal gap mesafelerini, DMLS grubunda 75 µm, geleneksel döküm metal grubunda 62.3 µm olarak bulduklarını belirtmişlerdir.

Yapılan başka bir in vitro çalışmada ise Park ve ark. (240) metal altyapılı tek üye kuronların ortalama marjinal gap mesafesi değerlerini; DMLS teknolojisi ile üretilen alt yapılarda 70.98 µm, CAD / CAM milling ile üretilen metal alt yapılarda 63.21 µm ve konvansiyonel döküm yöntemi ile üretilen metal alt yapılarda 36.96 µm olarak bulduklarını bildirmişlerdir.

Zeighami ve ark. (234) implant destekli protezlerde; PEEK, zirkonya ve kompozit altyapıları marjinal adaptasyon açısından değerlendirmişler ve şu sonuçlara ulaşmışlardır; simantasyon öncesi ölçümlerde zirkonya alt yapının marjinal açıklık değerleri 33.25±26.51 µm, PEEK alt yapının marjinal aralığı 92.40±40.00 µm ve

kompozit alt yapıyı ise $63,17 \pm 46,02$ μm olarak belirtmişler. Simantasyondan sonra yapılan ölçümlerde tüm altyapıların mutlak marjinal tutarsızlıklarının önemli ölçüde azaldığını, zirkonya ve kompozit altyapıların marjinal gap değerlerinin kabul edilebilir olduğunu ve PEEK altyapıların marjinal adaptasyonlarının kabul edilebilirliğin sınırında olduğunu bildirmiştir. Simantasyon sonrası ölçüm değerleri; zirkonya alt yapının marjinal gap değeri $27,33 \pm 23,50$ μm , PEEK alt yapının marjinal aralığı $86,50 \pm 48,97$ μm ve kompozit alt yapıyı ise $48,92 \pm 42,09$ μm olarak belirtmişler. Zirkonya alt yapılar simantasyon öncesi ve sonrasında PEEK alt yapılardan daha iyi marjinal adaptasyon göstermiştir. Zirkonya esaslı alt yapılar ile PEEK esaslı alt yapılar arasındaki bu farklılık bizim çalışmamızda elde ettiğimiz verileri desteklemesine karşın bizim çalışmamızda (Alt yapıların simantasyon öncesine ait ortalama marjinal gap mesafe değerleri(μm); PEEK alt yapı $86,07 \pm 21,00$, Zirkonya alt yapı $35,91 \pm 4,06$. Simantasyon sonrası ortalama değerler; PEEK alt yapı $96,44 \pm 22,02$, Zirkonya alt yapı $42,70 \pm 3,24$) bu verilerin aksine simantasyon sonrası marjinal gap mesafesinde artış meydana gelmiştir. Bunun sebebi; Zeighami çalışmasında implant abutment kullanmış olması ya da alt yapıların geçici siman kullanılarak simantasyon yapılması etkili olmuş olabilir.

Huang ve ark. (241), Konvansiyonel metal altyapılar ile lazer sinterleme Co-Cr altyapıların marjinal adaptasyon açısından kıyasladıkları çalışmalarında lazer sinter teknolojisi ile üretilen Co-Cr altyapıları daha başarılı bulmuşlardır.

Başka bir çalışmada ise Ghodsi ark. (242) zirkonya ve kompozit altyapıları replika tekniği ile marjinal gap mesafelerini değerlendirmiş ve zirkonyanın diğerlerine göre daha iyi marjinal ve internal adaptasyona sahip olduğunu bildirmiştir. Gonzalo ve ark. (229) marjinal adaptasyon ilgili yaptıkları çalışmada ise, zirkonya alt yapıların konvansiyonel döküm metal altyapılara göre daha başarılı olduğunu ve marjinal vertikal tutarsızlıklar simantasyon sonrasında artsa da anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmiştir. Dahl ve ark. (243) ise farklı altyapı materyallerine sahip tek kuron protezlerini karşılaştırdıkları çalışmada, zirkonya 39 ± 32 (μm) ve DMLS Co-Cr 63 ± 24 (μm) alt yapıların kabul edilebilir marjinal adaptasyon değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızdaki, zirkonya $35,91 \pm 4,06$ (μm) ve DMLS Co-Cr $27,87 \pm 4$ (μm) altyapıların marjinal adaptasyon değerleri ile benzerlik göstermektedir.

Jin ve ark. (244) yaptığı çalışmada implant abutmentlerinin; titanyum ve PEEK alt yapıları marjinal adaptasyon açısından taramalı elektron mikroskobu ile incelemişler ve PEEK alt yapıların metal alt yapılara alternatif olabileceğini

bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalar; çalışmamızdaki PEEK alt yapılardan simantasyon öncesi 86.07 ± 21 (μm) simantasyon sonrası ise 96.44 ± 22.02 (μm) marjinal gap mesafesi değerleri klinik olarak kabul edilebilir olmasıyla benzerlik göstermektedir.

Doddy ve ark. (245) yaptıkları bir in-vitro çalışmada 15 numuneden oluşan 3 grupta konvansiyonel döküm tekniği ile üretilen metal alt yapıları, DMLS teknolojisi ile üretilen metal alt yapıları ve CAD/CAM yöntemi ile üretilen zirkonya alt yapıların marjinal uyumlarını sem altında incelemişler ve aynı standart model üzerinde CAD/CAM zirkonya alt yapıların daha iyi uyum gösterdiğini belirtmişlerdir.

Görüş ve ark. (246) implant destekli abutmenlerde kullanılan alt yapı tasarımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında freze yöntemi ile elde edilen metal alt yapıları, DMLS yöntemi ile elde edilen metal alt yapıları ve zirkonya alt yapıların marjinal adaptasyonlarını kıyaslamışlar ve zirkonya alt yapıların marjinal adaptasyonunu döküm alt yapılar ve DMLS ile üretilen alt yapılardan daha iyi bulmuşlardır.

Yıldırım ve ark (247), yaptıkları çalışmada konvansiyonel döküm ve DMLS grupları, zirkonya alt yapılara kıyasla daha iyi marjinal adaptasyon göstermiştir. Nelson ve ark. (248), konvansiyonel döküm metal, milling zirkonya, CAD/CAM zirkonya ve DMLS Co-Cr altyapıların karşılaştırıldığı çalışmada ise DMLS Co-Cr altyapıların en iyi marjinal adaptasyona sahip olduğu bildirilmiştir. Konvansiyonel metal altyapıların ile DMLS teknolojisi ile elde edilen metal altyapıların marjinal adaptasyon açısından kıyaslandığı çoğu çalışmada DMLS teknolojisi ile elde edilen metal altyapılar daha başarılı bulunmuştur (235,236,240,249).

Bu çalışmanın limitasyonları olarak, in vitro yapılması ve in vivo deney ortamını tam yansıtamaması, paslanmaz çelik die ların diş anatomisini ve fizyolojisini tam olarak yansıtamaması, marjinal adaptasyon ölçümlerinin lokalizasyonu ile ilgili kabul görmüş bir standardın olmaması, PEEK materyalinin hazırlanma yöntemi ve kullanılacak siman tipi hakkında yeterli çalışmanın olmaması sayılabilir. Buna ek olarak, bu sonuçları doğrulamak için daha fazla klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dâhilinde, aşağıdaki sonuçlar çıkarıldı:

1. Farklı altyapı materyallerinin simantasyon öncesindeki ve sonrasındaki marjinal adaptasyon değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulundu.
2. Laser sintered Co-Cr, zirkonya ve PEEK alt yapıların marjinal gap değerleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.
3. Laser sintered Co-Cr ve zirkonya; konvansiyonel döküm metal ve PEEK alt yapılara göre daha iyi marjinal adaptasyona sahiptir.
4. PEEK polimerinin, alt yapı materyali olarak kullanımı umut verici olsa da özellikle marjinal adaptasyon konusunda yeterli klinik çalışmaların olmamasından uzun vadeli ileri klinik araştırmalara ihtiyaç vardır.
5. PEEK polimerinden elde edilen alt yapıların freze yöntemi yerine DMLS yönteminde olduğu gibi katmanlı olarak 3B yazıcı ilkesi ile çalışan cihazlar ile üretimi üzerine çalışmalar yapılarak daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlanabilir

KAYNAKLAR

1. 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):1252–1258.
2. Ural Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve CAD/CAM uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi* 2011; 86(1): 27-38.
3. 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 Oct;54: 184-90.
4. Özkömür A, Ekren O. Döküm tekniğinin sabit protetik diş tedavisinde kullanılan Co-Cr alaşımlarının mikrosertlik ve mikroyapı özellikleri üzerine etkisi. *cumj* 43 (2018): 539-544
5. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*. 2009 Jan;25(1):94-102.
6. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 2005 Feb;93(2):143-7.
7. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov;98(5):389-404.
8. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003 Jul;90(1):31-41.
9. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):83-96.
10. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*. 2017 10;61(4):797-819.
11. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials: *Elsevier Health Sciences by Mosby*, 2012 (13): 265-271
12. Ronald E. Goldstein, Stephen J. Chu, Ernesto A. Lee, Christian F.J. Stappert-*Goldstein's esthetics in dentistry*. John Wiley & Sons, 7 Ağu 2018(14): 560
13. Zeighami S, Hemmati Y, Falahchai SM. Effect of Ceramic Thickness and Cement Color on Final Shade of All Ceramic Restorations: A Systematic Review. *Sch. Acad. J. Biosci.*, 2017; 5(6):425-432

14. Boscato N, Hauschild FG, Kaizer MdR, Moraes RRd. Effectiveness of Combination of Dentin and Enamel Layers on the Masking Ability of Porcelain. *The Braz. Dent. J.* 2015 Dec;26(6):654-9
15. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2010 May;103(5):275-82.
16. Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength *J Dent Res.* 1996 Jun;75(6):1414-7.
17. Atala MH, Gul EB, "How to Strengthen Dental Ceramics". *Int J Dent Sci Res*, vol. 3, no. 1 (2015): 24-27.
18. John F. McCabe, Angus W. G. Walls. *Applied Dental Materials* John Wiley & Sons, 7 May 2013: 113-115
19. Powers MJ, Sakaguchi RL (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Edition. CV Mosby, St. Louis; 267-269, 211-238.
20. Anusavice KJ. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent Clin N Am.* 1985; 29: 789-803.
21. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2001.
22. Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin N Am.* 1985 Oct;29(4):779-87.
23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials- E-Book*. Elsevier Health Sciences, 14 Mar 2014: 372-385
24. Craig RG, and Power JM. "Restorative Dental Materials," 11th Edition, Mosby-Year Book Inc., St Louis, 2002. 515
25. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin N Am.* 2004 Apr;48(2): vii-viii, 499-512. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.010>
26. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehabil.* 2005 Mar;32(3):206-12.
27. Çömlekoğlu ME, Dündar M, Güngör M, Aladağ A, Artunç C. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler *Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2008; 29: 81-92

28. Okazaki Y, Ishino A, Higuchi S. Chemical, Physical, and Mechanical Properties and Microstructures of Laser-Sintered Co–25Cr–5Mo–5W (SP2) and W–Free Co–28Cr–6Mo Alloys for Dental Applications. *Materials*. 2019 Dec 4;12(24):4039.
29. Duran İ. Diş Hekimliğinde Metal Alaşımları *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(3):164-9
30. Açıklan A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milledme yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *Gazi Üni Diş Hek Fak Derg* 2011;28(3):169-76.
31. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental waxes, casting investments and casting procedures. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, eds. *Phillip's Science of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis-Missouri, WB Saunders; 2012. p.194-230
32. Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2013;23(3):430-5
33. 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
34. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal ceramic crowns fabricated with laser sintering technology. *Int J Prosthodont* 2011;24(1):46-8
35. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont* 2012;21(8):641-4.
36. Ersu B, Yüzügül B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 2008;32(2):58-72.
37. Uçar Y, Gürbüz GA, Erken O. Diş Hekimliğinde Lazer Sinterizasyon ve Diğer Tabakalı Üretim Yöntemleri *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2015;1(1):13-22
38. Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(4):389–392.
39. Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2007; Suppl 2: 33-422
40. Shen J. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Butterworth-Heinemann. 5 Sept. 2013. 255-262
41. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry *J Mass Dent Soc*. 2009 Summer; 58: 28-9
42. Jones C. The rise and fall of the smile in 18th-century Paris A study in dentistry *Medicographia*. 2016; 38:110-121

43. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011 Jun; 56:84-96.
44. Tatal Z, Şener Y ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*. 2015.
45. Efeoğlu A, Demirhan Erdemir A, Öncel Ö. *Başlangıçtan Günümüze Diş Hekimliği*. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2000:97
46. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century *J Prosthet Dent* 2001; 85:61-6.
47. McLean JW. *The Science and Art of Dental Cramics*, Vol II. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, Berlin, Rio de Janerio, Tokyo, 1980: 47
48. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 136-43
49. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar*. 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 2-15
50. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th Edition. Mosby Elsevier, China (2006) ; 745, 209-251, 431.
51. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996. doi:10.1177/10454411960070020201
52. COŞKUN A., YALUĞ Suat. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2002, 5.2: 1-5.
53. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013. p. 291-451.
54. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*: Elsevier Health Sciences by Mosby, 2012 (13): 141-142
55. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.)
56. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options, *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33: 50, 52-8
57. Otto T, de Nisko S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays, *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 122-8.
58. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns, *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 44-9.

59. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications, *Dent Mater* 2008; 24: 299-307
60. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements, *Eur J Oral Sci.* 1995; 103: 186-189
61. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material, *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 636-645.
62. Tokgöz-Çetindağ M, Meşe A. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg.* 2016; 26(3): 524-533.
63. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Int J Prosthodont.* 2004; 13: 141-9.
64. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000 Sep;28(7):529-35.
65. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Perschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM Technologies, *Metaterials.* 2010; 33: 700-13.
66. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered YTZ-P crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue, *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 434-42.
67. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M, Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns, *Quintessence Int.* 2005; 36: 105-113.
68. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics, *Dent Mater.* 2013; 29: 1201-8.
69. Raigrodski AJ. Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review, *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 531-44.
70. Fradeani M, Redemagni M, An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study, *Quintessence Int.* 2002; 33: 503-10.
71. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials, Part II, Zirconia based dental ceramics, *Dent Mater.* 2004; 20: 449-56

72. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers, *Dent Mater J.* 2013; 32: 865-71.
73. Sultan H, Balkaya MC. Zirkonya Alt Yapı Uygulamalarının Klinik Başarısı *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):113-9
74. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın Yapısı *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):77-83
75. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002; 18:590-5
76. Şen N, Us ÖY, Turp Volkan, Şen D. Monolitik Zirkonya. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):127-32
77. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater J.* 2008; 24:289-98.
78. Seyfioğlu Polat Z, Mutluay Ünal S, Nigiz R. CAD/CAM Uygulamaları. Protetik Diş Tedavisinde CAD/CAM Uygulamaları. 1. Baskı. Ankara: *Türkiye Klinikleri*; 2018. p.33-9
79. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater J.* 2007; 23:106-14.
80. Karataşlı B, Alpkılıç DŞ. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):94-103
81. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computeraided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137:1289-96
82. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K J. Marginal Fit of Alumina- and Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD/CAM System. *Oper Dent.* 2001; 26: 367-74.
83. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based threeunit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14:231-8
84. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans* 2016;45(48):19 194-215

85. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent.* 2001; 4(4):243-62.
86. Simsiriwong J, Shrestha R, Shamsaeş N, Lugo M, Moser RD. Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater* 2015; 5:388-397.
87. Chen F, Ou H, Lu B, Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 53:427–433
88. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res* 2018;8(2):84-92
89. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. Poli Eter Eter Keton (PEEK) Lifleri. *Cumhuriyet Üni Fen-Edeb Fak Fen Bilim Derg.* 2017;38(2):168–186.
90. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Valittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J.* 2018;37(1): 49-58.
91. R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, John Wiley and Sons, New York, 1988;313-320
92. Kurz SM, Devine JN. Peek Biomaterials in Trauma, *Orthopedic and Spinal Implants. Biomaterials* 2007;28(2):4845-4869
93. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification—A Review. *Int J Dent.* 2015; 2015:1-7.
94. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan;60(1):12-9.
95. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resinsand industrially fabricated CAD/CAM blocks versusglass–ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J.* 2012; 31, 377-383.
96. Nicholson JW. *The Chemistry of Polymers*, 5th Edition. The Royal Society of Chemistry. 2017: 18-19
97. Carraher Jr. CE. *Carraher's Polymer Chemistry*, Ninth Edition CRC Press; 2016; 130,143,665
98. McKeen L. Fluorinated Coatings and Finishes Handbook: *The Definitive User's Guide, Second Edition.* William Andrew, 2015: 70-130

99. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. *Materials*. 2015 Jul 27;8(8):4751-67.
100. Mylläri V, Ruoko T, Järvelä P. The effects of UV irradiation to polyetheretherketone fibres – Characterization by different techniques. *Polym Degrad Stab*. 2014 Nov;109:278-84.
101. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *J Med Life*. 2019 Jan;12(1):5-9.
102. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *The Int J Mol Sci*. 2014 Mar 28;15(4):5426-45.
103. Heary RF, Parvathreddy N, Sampath S, Agarwal N. Elastic modulus in the selection of interbody implants. *J Spine Surg*. 2017 Jun;3(2):163-7.
104. Zoidis P, Bakiri E, Papathanasiou I, Zappi A. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *Gen Dent*. 2017 Sep-Oct;65(5):37-40
105. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):680-2.
106. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res* 2015 Nov;26(11):1297-301.
107. Stock V, Schmidlin P, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, et al. PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers—A Comparison of Retention Forces. *Materials*. 2016 Mar 10;9(3):187.
108. Stawarczyk B, Eichberger R M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12.
109. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 2017 Mar;117(3):335-9.
110. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Med Device Technol*. 2008 Jan-Feb;19(1):8, 10-1.

111. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone – A suitable material for fixed dental prostheses *J Biomed Mater Res B Appl Biomater s.* 2013; 101: 1209–1216.
112. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020 Apr;108(2):240-50.
113. Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Dec; 64:173-86.
114. Korn P, Elschner C, Schulz M, Range U, Mai R, Scheler U. MRI and dental implantology: Two which do not exclude each other. *Biomaterials.* 2015 Jun; 53:634-45.
115. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011. doi:10.4317/medoral.16.e50
116. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11):74-81.
117. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):365-72.
118. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. . *J Dent Implant.* 2015;5(1):39. doi:10.4103/0974-6781.154430
119. Günal B, Ulusoy M, Durmayüksel T, Kurtulmuş YS. Seramik abutmentlerin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 2015; 25: 156-148.
120. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *MATER PLAS.* 2016: 53(3) / 394-8
121. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnärztl Implantol.* 2013; 29:148-159
122. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Lackmann J, Spintig T, Müller W-D. The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis. 2nd International PEEK Meeting, Washington, D.C. 2015. April 23-24.

123. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Mater.* 2012; 28:273–8.
124. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2016;25(7):580-4.
125. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent.* 2015 Nov;114(5):666-73.
126. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, & Markose S. A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18-23.
127. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):637-641.
128. Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Braz Dent J* 2016;27(6):693-9.
129. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent.* 2017 Mar;117(3):419-25.
130. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J* 2016;35(4):668-74.
131. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res-Part B Appl Biomater.* 2013 Oct;101(7):1209-16.
132. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater* 2007; 55: 6365–71.
133. Tipton P. *High performance polymers* -Part one. Private Dentistry. October, 2015:60-65.
134. Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era J Calif Dent Assoc. 2006 Feb;34(2):135-47.
135. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):339-47.

136. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int.* 2012 Jun;43(6):457-67.
137. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012 Dec;16(6):1669-77.
138. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2014 Apr;111(4):310-7.
139. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials.* 2016 Jun;32(6): e127-e136.
140. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig.* 2014 Jan;18(1):163-70.
141. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2016 Dec;20(9):2493-500.
142. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1278-88.
143. 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.
144. 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 Mar 9;6:22832
145. Ouyang L, Zhao Y, Jin G, Lu T, Li J, Qiao Y, et al. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials.* 2016 Mar; 83:115-26.
146. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater.* 2017 Sep;33(9):990-4.

147. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. 2020 Feb;29(2):136-41.
148. 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 Jan;63(1):52-7.
149. Rosenstiel SF, Martin FL, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed, Mosby, St. Louis, 2006:2-10
150. Bankoglu GM, Dogan A, Turhan BB, KARAKOCA- NEMLİ S. Evaluation of marginal and internal adaptations of posterior all-ceramic crowns fabricated with chair-side CAD/CAM system: an in vitro study. *Acta Odontologica Turcica*. 2017; 35(1): 8-1
151. 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 Prosthet Dent* 2013; 3:97-111.
152. Metiner C, Türker Ş, Keleş M. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon. *Eur J Dent*. 2019; 3(1): 35-43.
153. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971 Aug 3;131(3):107-11.
154. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 2004;138–145
155. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001; 85:363-376.
156. Zaimoglu A, Can G (2004) Sabit protezler, *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, Ankara
157. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett, LD et al. *Fundamentals of Fixed 4th Edition Prosthodontics*. Quintessence. 2012: 237-240
158. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials* John Wiley & Sons, 7 May 2013: 212-233.
159. Dietschi, D; Spreafico R. Adhesive Metal-Free Restorations: Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior *Teeth Arch Dermatol*. 2011.
160. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM Technology: Options for practical implementation *J Prosthodont Res*.2016;60(2):72-84.

161. Kümbüloğlu TÖ, Türk AG. (2018). "Geçmişten Günümüze Ölçü Maddeleri ve Yöntemleri." *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, vol.4, pp.51-56.
162. Pilo R, Cardash HS. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 1998;79(6):621-5.
163. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447-54.e10.
164. Anusavice KJ. *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement*. Quintessence publishing Co. Inc. Chicago, 1989
165. Emiroglu S, Evren B, Kulak Ozkan Y. Effect of Cements at Different Temperatures on the Clinical Performance and Marginal Adaptation of Inlay-Onlay Restorations In Vivo. *J Prosthodont*. 2016;25(4):302-09
166. Van Dijken J, Hörstedt P. Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J Dent*. 1994;22(5):265-72.
167. Bugurman BB, Turker SB. Clinical gap changes after porcelain firing cycles of zirconia fixed dentures. *J Adv Prosthodont*. 2014 Jun; 6(3):177-184.
168. Wolfart S, Wegner SM, Halabi A, Kern M. Clinical Evaluation of Marginal Fit of a New Experimental All-Ceramic System Before and After Cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16:587-92.
169. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressuresintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17:59-64.
170. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35(2):116-22.
171. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Oral Rehabil* 2005; 32:346-55
172. Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* 2009;37(1):65-75
173. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820-6.
174. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):575-84.
175. <https://egematal.ege.edu.tr/files/egematal/icerik/SEM.pdf> 08.01.2020

176. Kapakin K. Transmission Elektron Mikroskobu. *Yüzüncü Yıl Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*. 2007; 18(1): 110-105.
177. <http://www.rotalab.com/tr/urunler/optik-mikroskoplar/stereo-mikroskop-zoom-mikroskop.html> 08.01.2020
178. Opydo W, Opydo-Szymaczek J. Metallic dental materials in patient's oral cavity acting as electrodes of electrochemical cells. *Mater Corros*. 2004 Jul;55(7):520-3.
179. Shetty S, Shenoy K, Shetty R, Bhat V, Ragher M, Abhishek CK. PEKK (Polyetherketoneketone) as a prosthetic material-a review. *Int J Recent Sci Res*, 2018; 9(4), 25724-25726
180. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel)*. 2017 Dec 15;5(4):35.
181. Merk S, Wagner C, Stock V, Eichberger M, Schmidlin P, Roos M, et al. Suitability of Secondary PEEK Telescopic Crowns on Zirconia Primary Crowns: The Influence of Fabrication Method and Taper. *Materials*. 2016 Nov 8;9(11):908.
182. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*. 2014 Oct;58(4):208-16.
183. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dentl Mater J*. 2009;28(1):44-56.
184. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dentl Mater*. 2011 Dec;27(12):1273-8.
185. Persson AS, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*. 2009 Jul;25(7):929-36.
186. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. *J Oral Rehabil*. 2009 Feb;36(2):142-9.
187. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):216-27.
188. Gonzalo E, Suárez MJ, 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.

189. Karatasli IÖ, Kursoglu P, Capa N, Kazaoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J*. 2011;30(1):97-102.
190. Örtorp A, Jönsson 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 Apr;27(4):356-63.
191. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*. 2011 Aug;15(4):527-36.
192. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the Marginal Adaptation of Zirconium Dioxide Crowns in Preparations with Two Different Finish Lines. *J Prosthodont*. 2012 Jun;21(4):291-5.
193. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2009 Apr;101(4):239-47.
194. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):346-55.
195. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In-vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 387-391
196. Taylor, M. J., & Lynch, E. (1993). Marginal adaptation. *J Dent*. 21(5), 265–273.
197. Van Noort R. Introduction To Dental Materials. Second Edition. Mosby, England, 2002: 231-246
198. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence, 3rd edititon, Chicago. Quintessence Yayıncılık 1997 İstanbul; 117, 127, 128-130, 149-151, 279, 309.
199. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD-CAM fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 2009; 40: 243-250.
200. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003 May-Jun;16(3):244-248.

201. 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 Sep;92(3):250-257.
202. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont*. 2007 Jul-Aug;16(4):233-237.
203. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2011 Nov;27(11):1119-1126.
204. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent*. 2004 Jun;91(6):554-560.
205. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996; 17:1891-5
206. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence int*. 2007;38(7): e425-32.
207. Gavelis J, Morency J, Riley E, Sozio R. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown. *J Prosthet Dent*. 2004 Jul;92(1):1-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.03.024
208. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1994 Mar-Apr;7(2):149-154.
209. Çağlar İ, Yeşil Duymuş Z, Ateş S. Di hekimliğinde kullanılan ölçü sistemlerinde güncel yaklaşımlar: Dijital ölçü. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015; 25: 140-135.
210. Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA (2012). Marginal and internal discrepancy related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD-CAM system. *J Prosthodont*. 21: 94-100.
211. Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M (2008). Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Prosthodont*. 36: 508-551.
212. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 91: 554-560.

213. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 1989, 62: 175-178
214. Piemjai M. Effect of seating force, marginal design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001; 14:412-6.
215. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991; 66:747-53.
216. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent.* 2012 Apr;6(2):163-8.
217. Kocaağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1) 102-108
218. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Invest.* 2016 May;20(4):799-806.
219. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2012;6(2): 42-48.
220. Groten M, Girthofer S, Pröbster L (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24: 871-881.
221. Akbar JH, Petrie CS, Mary P, Walker MP, Williams K, Eick JD (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD-CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 15: 155-163.
222. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 25:405-8
223. Junhei Fujimoto *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4th Edition Elsevier Health Sciences, 2006: 219
224. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J.* 2018 Feb 22;12(1):160-72.
225. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003 Nov-Dec;16(6):587-92.

226. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont*. 2011 Dec;3(4):196-203.
227. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont*. 2019 Mar;28(3):299-304.
228. Gassino G, Monfrin SB, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: A new in vitro 360 degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004; 17:218-23
229. Gonzalo E, Suarez MJ, 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;102: 378-84
230. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three allceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64
231. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83: 40-49.
232. Ural C, Burgaz Y, Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int* 2010; 41:585-90
233. Karaman T, Ulku SZ, Zengingul AI, Guven S, Eratilla V, Sumer E. Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont* 2015 Jun;7(3):257-63.
234. 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 Jul/Aug;32(4):361-363.
235. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Pradies G. Marginal Discrepancy of Monolithic and Veneered All-Ceramic Crowns on Titanium and Zirconia Implant Abutments Before and After Adhesive Cementation: A Scanning Electron Microscopy Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. (2013) 28(2) 480-487
236. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings—An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2014 Oct; 58(4), 252–258.
237. Harish V, Mohamed Ali SA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasish B, Febel H. Evaluation of Internal and Marginal Fit of Two Metal Ceramic System – In-Vitro Study. *J Clin Diagn Res* 2014; 8: 53–6.

238. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1437-40.
239. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 179-86.
240. Park JK, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *The J Adv Prosthodont* 2015; 7: 122-8.
241. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 623-7.
242. Ghodsi S, Zeighami S, Meisami Azad M. Comparing Retention and Internal Adaptation of Different Implant-Supported, Metal-Free Frameworks. *The International Journal of Prosthodontics*. 2018 Sep/Oct; 31(5):475-477.
243. Dahl BE, Dahl JE, Rønold HJ Digital evaluation of marginal and internal fit of single-crown fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2018 Dec;126(6):512-517.
244. Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, Jiang S, Zhao BD. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2019 Oct;122(4):383-388
245. Doddy L, Reddy S, Reddy S, R N. Comparative Evaluation of the Marginal Adaptation of Cast Ni-Cr Copings, Direct Metal Laser Sintering Co-Cr Copings, and Computer-aided Design and Computer-aided Manufacturing Zr Copings: An In-vitro Study. *Cureus*. 2019 Nov 7: e6091. DOI 10.7759/cureus.6091
246. Görüş Z, Üner DD. Evaluation of Marginal Fits of Crown Substructure Designs in Implant-Supported Abutments. *Med Sci Monit*. 2018; 24:7778–7784. Published 2018 Oct 31.
247. Yildirim B, Paken G. Evaluation of the Marginal and Internal Fit of Implant Supported Metal Copings Fabricated with 3 Different Techniques: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2019 Mar;28(3):315-320.
248. Nelson N, K S J, Sunny K. Marginal Accuracy and Internal Fit of Dental Copings Fabricated by Modern Additive and Subtractive Digital Technologies. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017 Mar;25(1):20-25.

249. Chaar MS, Passia N, Kern M. Long-term clinical outcome of posterior metal-ceramic crowns fabricated with direct metal laser-sintering technology. J Prosthodont Res.[publishd online: February 13, 2020]. 10.1016/j.jpor.2019.



