

T.C
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ TİTANYUM
ALTYAPILARIN KIRILMA DAYANIMLARININ VE MARJİNAL
UYUMLARININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan
Sevilcan PERÇİN

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ

Tez No:43

2024 - AFYONKARAHİSAR

T.C
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ TİTANYUM
ALTYAPILARIN KIRILMA DAYANIMLARININ VE MARJİNAL
UYUMLARININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan
Sevilcan PERÇİN

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ

Bu çalışma Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel
Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 23.DUS.001 proje
numarası ile desteklenmiştir.

2024 - AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI

Çalışmamızın gerçekleştirilmesi için Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 06.01.2023 tarihinde 2023/23 sayılı karar sayısı ile izin alınmıştır. (EK-1)



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca akademik bilgisi ve klinik tecrübesiyle her daim yoluma ışık tutan, emeğini ve desteğini her zaman hissettiğim kıymetli tez danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini her daim benimle paylaşan değerli hocalarım Doç. Dr. Server MUTLUAY ÜNAL, Dr. Öğr. Üyesi Özer İŞİSAĞ, Dr. Öğr. Üyesi Safa ÖZDEN ve Dr. Öğr. Üyesi Kevser KARAKAYA'ya,

Tezimin deney aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle bana destek olan hocam, Prof. Dr. Hakan Gürün'e,

Uzmanlık sürecinde her zaman yanımda olan kıymetli dostlarım Uzm. Dt. Onur ŞAHAR, Uzm. Dt. Ayşenur TANRIKULU, Arş. Gör. Dt. Sinan BİLİCİ, Uzm. Dt. Hatice TÜRKOĞLU, Arş. Gör. Dt. Murat Sıtkı ÖZMEN'e

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki bütün asistan arkadaşlarıma ve tüm yardımcı sağlık personeline,

Bana olan inançlarıyla, emekleri ve sevgileriyle her zaman yanımda olan, desteklerini hiç esirgemeyen; annem Şehnaz ÇELİK, babam Hüseyin ÇELİK ve anneannem Nuriye ŞAMLI'ya,

Öğrencilik zamanlarımızdan bugüne kadar her daim yanımda olan en büyük destekçim, canım eşim Mahmud Selim PERÇİN'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

EKLEMELİ İMALATLA ÜRETİLMİŞ TİTANYUM ALTYAPILARIN KIRILMA DAYANIMLARININ VE MARJİNAL UYUMLARININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Sevilcan PERÇİN

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş
Hekimliğinde Uzmanlık Tezi

Ağustos 2024

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ

ÖZET

Amaç: Titanyum alaşımı pek çok avantajına rağmen; dökümü zor ve kazıma yöntemi ile üretimi pahalı ve zaman alıcıdır. SLM (selektif lazer eritme) yöntemi ile kolayca üretilmesi bu dezavantajları ortadan kaldırmıştır. Protetik restorasyonların marjinal uyumu, restorasyonun uzun vadeli başarısı için hayati önem taşımaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, eklemeli imalatla (SLM) üretilmiş üç üyeli titanyum altyapıların, tabakalama porseleni ile kullanılan altyapı materyallerine alternatif olabilirliğini değerlendirmek amacıyla protetik diş tedavilerinde sıklıkla kullanılan altyapı materyalleri olan Co-cr ve zirkonyum ile marjinal uyum ve kırılma dayanımı açısından karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamız için mandibular 5 ve 7 numaralı dişlerin prepare edilmiş formunu temsil eden 5mm yüksekliğinde, 6 derece konverjans açılı, 1mm chamfer basamağa sahip paslanmaz çelik materyalinden üretilmiş metal güdükler elde edildi. İlgili tasarımın üzerine 20 adet direkt metal lazer sinter yöntemiyle üretilmiş Co-cr altyapı, 20 adet CAD/CAM milling yöntemi ile üretilmiş zirkonyum altyapı ve 20 adet SLM yöntemiyle üretilmiş titanyum (Ti6Al4V) altyapı oluşturuldu. Üretilen altyapıların marjinal uyumunun değerlendirilmesinde silikon replika tekniği kullanıldı. Oluşturulan silikon replikalar bukkolingual ve mesiodistal yönde 4 eşit parçaya ayrıldı. Ayrılan 4 kesit ile replikanın bukkal, lingual, mesial ve distal bölgeleri AFM (atomik kuvvet mikroskobu) mikroskobu altında 100X büyütmede incelendi.

Altyapılar daha sonra üzerlerine uygulanacak kuvvetin üç üyeli altyapıya ait gövdenin santral fossasına denk gelecek ve aynı zamanda oklüzal düzleme dik olacak şekilde kırma testine tabii tutuldu. Örneklerin maksimum kırılma kuvveti ve kırılma grafileri Newton (N) cinsinden kaydedildi. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis ve Man Whitney U istatistik testleri kullanıldı.

Bulgular: Marjinal aralık değerleri incelendiğinde en yüksek değer hem premolar hem de molar dişlerde zirkonyum altyapılarda görülürken, internal aralık değerleri karşılaştırıldığında materyaller arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Oklüzal aralık değerlerinde ise tüm örneklerde internal ve marjinal aralık değerlerinden yüksek bulunmuş, en yüksek oklüzal aralık değerini Co-cr alaşımı göstermiştir. Materyallerin kırılma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunmuş, en yüksek değeri titanyum alaşımı gösterirken onu Co-cr alaşımı ve zirkonyum takip etmiştir ($p<0.05$).

Sonuç: SLM yöntemi ile üretilen titanyum alaşımı, günümüzde tabakalama porseleni ile en çok kullanılan metal altyapı olan Co-cr ile karşılaştırıldığında marjinal uyum açısından anlamlı fark göstermezken; metal allerjisi olan hastalara iyi bir alternatif olan zirkonyum materyali ile karşılaştırıldığında ise marjinal uyum açısından anlamlı olarak düşük değerler göstermiştir. Bu sonuçlar eklemeli imalatla üretimi yapılmış titanyumun, altyapı materyali olarak kullanımının umut vadeditici olduğunu düşündürmekle birlikte bu çalışmanın sonuçlarını destekleyecek ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, Eklemeli imalat, Co-cr, Zirkonyum, Altyapı, Kırılma dayanımı, Marjinal uyum

IN VITRO EVALUATION OF FRACTURE STRENGTH AND MARGINAL FIT OF TITANIUM SUBSTRUCTURES PRODUCED BY ADDITIVE MANUFACTURING

Sevilcan PERÇİN

Afyonkarahisar Health Sciences University, Faculty of Dentistry,
Department of Prosthodontics Specialization Thesis

August 2024

Supervisor: Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ

ABSTRACT

Objective: Despite the many advantages of titanium alloy; casting is difficult and manufacturing by milling method is expensive and time consuming. Easily manufacturing with SLM method has eliminated these disadvantages. Marginal fit of prosthetic restorations is of vital importance for the long-term success of the restoration. Therefore, in our study, it was aimed to compare the marginal fit and fracture strength of three-member titanium substructures produced by additive manufacturing (SLM) with Co-cr and zirconium, which are frequently used substructure materials in prosthetic dental treatments, in order to evaluate their alternative potential to substructure materials used with layered porcelain.

Materials and Methods: For our study, metal dies made of stainless steel material with 5 mm height, 6 degree convergence angle, 1 mm chamfer step representing the prepared form of mandibular 5 and 7 teeth were obtained. 20 Co-cr substructures produced by direct metal laser sinter method, 20 zirconium substructures produced by CAD/CAM milling method and 20 titanium (Ti6Al4V) substructures produced by SLM method were created on the relevant design. Silicone replica technique was used to evaluate the marginal fit of the produced substructures. The created silicone replicas were divided into 4 equal parts in buccolingual and mesiodistal directions. With the 4 sections separated, the buccal, lingual, mesial and distal regions of the replica were examined under AFM microscope at 100X magnification. The frameworks were then subjected to a fracture test in such a way that the force applied to them would correspond to the central fossa of the pontic of the three-member framework and would also be perpendicular to the occlusal plane. The maximum fracture force and fracture radiographs of the samples were recorded in Newtons (N). Kruskal-Wallis and Man Whitney U statistical tests were used to evaluate the data.

Results: When the marginal gap values were examined, the highest value was seen in zirconium substructures in both premolar and molar teeth, while when the internal gap values were compared, no significant difference was found between the materials. In the occlusal gap values, it was found to be higher than the internal and marginal gap values in all samples, and the highest occlusal gap value was shown by

the Co-cr alloy. When the fracture strength values of the materials were compared, a significant difference was found between them, the highest value was shown by the titanium alloy, followed by the Co-cr alloy and zirconium ($p<0.05$).

Conclusion: Titanium alloy produced by SLM method does not show any significant difference in terms of marginal fit when compared to Co-cr, which is the most commonly used metal substructure with layered porcelain today; however, it showed significantly lower values in terms of marginal fit when compared to zirconium material, which is a good alternative for patients with metal allergy. Although these results suggest that the use of titanium produced by additive manufacturing as a substructure material is promising, further studies are needed to support the results of this study.

Keywords: Titanium, Additive manufacturing, Co-cr, Zirconium, Substructure, Fracture strength, Marginal fit



İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Sabit Protetik Tedaviler	3
2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler	4
2.3.1. Zirkonyumun Yapısı ve Özellikleri	4
2.3.2. Zirkonyanın Tanecik Yapısı.....	5
2.3.3. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri	6
2.3.4. Zirkonyanın Dönüşüm Toklaşması	6
2.3.5. Zirkonya İçerikli Seramiklerin Üretimi	7
2.4. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Tarihçesi.....	9
2.4.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Avantajları.....	10
2.4.2. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Dezavantajları	10
2.4.3. Metal Destekli Porselen Restorasyon Altyapılarında Kullanılan Alaşımlar	10
2.4.4. Yüksek Soy ve Soy Alaşımlar	11
2.4.5. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımlar	12
2.4.6. Titanyum ve Titanyum Alaşımları	13
2.5. Metal altyapıların üretim yöntemlerine göre sınıflandırılması	19
2.5.1. Konvansiyonel Döküm (Kayıp Mum) Tekniği	19
2.5.2. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Tekniği.....	20
2.5.3. Eklemeli İmalat Tekniği	22
2.6. Marjinal ve İnternal Uyum.....	28
2.6.1. Direkt Yöntem.....	28

2.6.2. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Aletleri Yardımıyla Yapılan Ölçüm Yöntemi	29
2.6.3. Silikon Replika Tekniği.....	29
2.6.4. Reçine Replika Tekniği	29
2.7. Kırılma Dayanımı.....	29
2.7.1. Kırılma Testleri	30
2.7.2. Bükülme Testleri	30
3. MATERYAL VE METOD	31
3.2. Altyapıların Hazırlanması	33
3.2.1. Direkt Metal Lazer Sinter Yöntemi ile Co-Cr Altyapıların Üretimi	33
3.2.2. CAD/CAM Milling Yöntemi ile Zirkonya Altyapıların Üretimi	35
3.2.3. SLM Yöntemi ile Titanyum Altyapıların Üretimi.....	38
3.3. Silikon Replikaların Hazırlanması	41
3.4. Marjinal Uyum Ölçümlerinin Yapılması.....	44
3.5. Kırılma Dayanımı Testinin Yapılması.....	47
3.6. Çalışmadaki Örneklem Sayısı ve İstatistiksel Analiz	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Oklüzal, İnternal ve Marjinal Aralık Değerleri	52
4.2. Kırılma Dayanımı Değerleri	55
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
7. KAYNAKLAR.....	74
EKLER.....	91

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar yardımı ile tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımı ile üretim)
CNC	: Computer Numeric Controlled (Bilgisayar Sayısal Kontrolü)
DLMS	: Direkt Lazer Metal Sinterizasyonu
HIP	: Hot Isostatic Pressing (Sıcak İsostatik Presleme)
PSZ	: Parsiyel Stabilize Zirkonyum
Y-PZS	: Yitriya stabilize zirkonya
TSBF	: Tam Sinterlenmiş Bloktan Freze
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selective Laser Melting (Selektif Lazer Eritme)
SLS	: Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
EBM	: Elektron Işını İle Ergitme Yöntemi
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
LCD	: Sıvı Kristal Ekran
DLP	: Dijital Işık İşleme
3Y-TZP	: %3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Y-TZP	: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali
PEEK	: Poliariletereterketon
ISO	: International Organization for Standardization
ASTM	: American Society For Testing And Materials
AFM	: Atomic Force Microscopy
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
°C	: Santigrat Derece

HV	: Vickers Sertlik Birimi
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal (N\mm ²)
n	: Örnek sayısı
Ni	: Nikel
Pt	: Platin
p	: Anlamlılık
Pd	: Palladyum
SS	: Standart Sapma
Ti	: Titanyum
µm	: Mikrometre (10 ⁻⁶ m)
Zr	: Zirkonyum
N	: Newton
kN	: Kilonewton
kW	: Kilowatt

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Alaşım tipi ve soy metal içeriği tablosu

Tablo 2.2: Tıp alanında kullanılan titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri

Tablo 2.3: Titanyum ve Co-Cr alaşımlarının mekanik özellik bakımından karşılaştırılması

Tablo 2.4: ISO 5832-2:1999 standardına göre saf titanyumun kimyasal yapısı

Tablo 3.1: Titanyum altyapı üretim parametreleri

Tablo 4.1: Oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri

Tablo 4.2: Premolar bölgenin oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri

Tablo 4.3: Molar bölgenin oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri

Tablo 4.4: Üç farklı materyalden oluşmuş üç üyeli altyapıların kırılma dayanımı değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri

Tablo 4.5: Üç farklı materyalin kırılma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1:** Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırması
- Şekil 2.2:** Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik yapılarının şematizasyonu
- Şekil 2.3:** Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik gösterimi
- Şekil 2.4:** Üretim teknolojileri
- Şekil 2.5:** Eklemeli imalatın ASTM F42 standardına göre sınıflandırılması
- Şekil 2.6:** EBM tekniği şematik gösterimi
- Şekil 2.7:** SLS tekniği şematik gösterimi
- Şekil 2.8:** SLM tekniği şematik gösterimi
- Şekil 2.9:** SLA tekniği şematik gösterimi
- Şekil 3.1:** Ana modelin şematik gösterimi
- Şekil 3.2:** Yapılan tasarım sonrası CNC cihazında üretimi yapılan metal güdükler
- Şekil 3.3:** Metal güdüklerin üstten görünümü
- Şekil 3.4:** Metal güdüklerin güçlendirilmiş paslanmaz çelik plaka üzerine sabitlenmesi
- Şekil 3.5:** Elde edilen modelin tarama yapıldığı cihaz
- Şekil 3.6:** Co-Cr alaşım tozu ve Co-Cr lazer sinter cihazı
- Şekil 3.7:** Co-Cr altyapının önden ve üstten görüntüsü
- Şekil 3.8:** 20 adet Co-Cr altyapı
- Şekil 3.9:** Zirkonyum altyapının program üzerindeki üç boyutlu tasarımı
- Şekil 3.10:** Zirkonyum altyapı kazıma cihazı
- Şekil 3.11:** Kullanılan zirkonyum blok
- Şekil 3.12:** Zirkonyum sinter cihazı
- Şekil 3.13:** Zirkonyum altyapının önden ve üstten görüntüsü
- Şekil 3.14:** 20 adet zirkonyum altyapı
- Şekil 3.15:** Eklemeli imalat üretim cihazı
- Şekil 3.16:** Isıl işlem cihazı
- Şekil 3.17:** Titanyum altyapıların önden ve üstten görüntüsü
- Şekil 3.18:** 20 adet titanyum altyapı
- Şekil 3.19:** Kullanılan yoğun ve akıcı kıvamlı A tipi silikon materyali

Şekil 3.20: Akıcı kıvamlı silikonun restorasyon içerisine yerleştirilmesi

Şekil 3.21: Restorasyonun parmak basıncı ile modele yerleştirilmesi

Şekil 3.22: a: Restorasyon içerisine yoğun kıvamlı silikonun yerleştirilerek polimerizasyonunun düz yüzey üzerinde sağlanması, b: Üstten görünümü

Şekil 3.23: Tek parça halinde restorasyon içerisinden çıkartılmış silikon replikalar

Şekil 3.24: 4 eşit parçaya ayrılmış silikon replika kesiti

Şekil 3.25: Oyun hamuru üzerine sabitlenmiş kesit

Şekil 3.26: İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görüntüsü

Şekil 3.27: Ölçümlerde kullanılan AFM mikroskobu

Şekil 3.28: 100x büyütülmüş görüntü

Şekil 3.29: a: Ölçümlerde kullanılan mikron cetveli, b: Cetvelin bilgisayarda görünümü

Şekil 3.30: Kırma cihazı

Şekil 3.31: Deney düzeneği şematik gösterimi

Şekil 3.32: Zirkonyum örneklerin kırılma öncesi ve sonrası

Şekil 3.23: Co-Cr örneklerin kırılma öncesi ve sonrası

Şekil 3.24: Titanyum örneklerin kırılma öncesi ve sonrası

Şekil 4.1: Materyal gruplarına göre oklüzal, internal ve marjinal aralık değerlerinin dağılımı

Şekil 4.2: Materyal gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit protez uygulamaları, eksik diş veya dişlerin yerine konulması ve fonksiyonun geri kazanılması için kullanılan tedavilerdir. Hastanın fonasyon, fonksiyon ve aynı zamanda estetik beklentilerinin de karşılandığı sabit protetik tedaviler, günümüzde hastalar tarafından talep edilen tedavilerden biri olmuştur (1).

Diş hekimliği pratiğinde önemli bir yeri olan porselen vb. kaplama materyalleri, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanıksız olduğu için metal altyapıyla desteklenmiştir (2). Metaller yüzyıllardır biyomalzeme olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (3). İyi mekanik özellikleri, mükemmel biyouyumlulukları ve olağanüstü metal-porselen bağ mukavemetleri sayesinde soy metal alaşımları yaklaşık 90 yıldan uzun bir süredir diş hekimliğinde kullanılmaktadır (4). Ancak yüksek maliyetleri nedeniyle yerlerini baz metal alaşımlarına bırakmışlardır (4,5). Baz metal alaşımları üstün mekanik özelliklere sahipken, zayıf biyouyumluluk ve düşük korozyon direnci gibi dezavantajları vardır (6). Sonuç olarak, soy alaşımların yüksek maliyeti ve baz metal alaşımlarının alerjenik ve kanserojen özellikleri hakkındaki endişeler, titanyumun protetik tedavilerde kullanımına olan ilgiyi arttırmıştır (3). Titanyum; yüksek mukavemet, düşük ağırlık, düşük elastisite modülü, düşük ısı iletkenliği, mükemmel korozyon direnci ve tipik soy metal malzemelerden daha düşük maliyeti bulunması gibi avantajları nedeniyle protetik diş hekimliğinde tercih edilen bir malzeme haline gelmiştir (7,8). Dahası, mükemmel biyouyumluluğu nedeniyle titanyum, hastanın metal alerjisi varsa sabit veya çıkarılabilir kısmi protezler için de tercih edilen bir malzemedir (9). Alerjik reaksiyon riski bulunan hastalarda bir diğer alternatif malzeme de sinterlenmiş zirkonyumdur (10). Zirkonyum, dayanıklılığı ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir materyaldir fakat sinterizasyon sürecinin uzun olması, sert bir malzeme olması nedeniyle CAD/CAM ekipmanlarında aşınmaya neden olması ve yüksek maliyeti olması gibi dezavantajlara sahiptir (11,12).

Sabit protetik tedavilerin ağızda kalma süresini; kullanılan materyalin fiziksel ve kimyasal özellikleri belirler. Malzemenin üretim tekniği bu özelliklerin belirlenmesinde önemli bir rol oynar (13). Üretim yöntemleri geçmişten günümüze kadar pek çok gelişim ve değişim göstermiştir. Geleneksel döküm yöntemi, metal-porselen restorasyonların üretiminde kullanılan ve teknik hassasiyet gerektiren ilk kullanılan yöntemlerdendir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli

Üretim (CAM) sistemleri, protetik diş tedavilerinde hızla benimsenmiştir. Bu teknolojilerin ilerlemesiyle, geleneksel ölçüm ve restorasyon hazırlama yöntemleri kısmen veya tamamen dijital süreçlerle yer değiştirmiştir (14). Bir ana bloktan malzeme çıkararak yapılan üretim tekniklerinin yanı sıra, malzeme ekleme yoluyla yapılan bilgisayar destekli üretim yöntemleri de güncel teknikler olarak yaygınlaşmıştır. Malzeme ıkarma prensibiyle alışan CAM teknikleri arasında frezeleme yöntemleri bulunur. Ekleyerek retim yapan CAM yöntemleri arasında ise stereolitografi, robocasting, toz yataklı pşkrtme ve seçici lazer sinterleme gibi yöntemler yer alır (15).

CAD/CAM sistemlerinde kazıma yapılan blokların büyük bir kısmı kullanılamaz hale gelip israf olduğundan eklemeli imalat bu soruna çözüm olarak ortaya çıkmıştır. 1980 yılında malzeme israfını elimine etmek ve aynı zamanda daha seri ve daha fazla sayıda üretim yapmak amacıyla eklemeli imalat sistemleri geliştirilmiştir. Eklemeli imalat tekniğinde, geleneksel sistemlerden farklı olarak katmanlar üst üste bindirerek üretim gerçekleşir. Tekniğe aynı zamanda ilaveli üretim ve hızlı prototipleme yöntemi de denmektedir. Eklemeli imalat tekniğinin en önemli özelliği birçok farklı şekle sahip modellerin seri, güvenilir ve aynı zamanda hesaplı olarak üretiminin sağlanabilmesidir. Bu yöntem ile metal, polimer ve seramik malzemeleri kullanarak modeller üretilir (16).

Yapılan literatür taramasında SLM yöntemi ile üretimi yapılmış titanyum altyapıların uyumunun değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sabit protetik tedavilerde titanyum altyapıların klinik olarak sağlayacağı avantajları eklemeli imalat teknolojisinin avantajları ile birleştirerek titanyum alaşımının klinikte güvenli ve başarılı bir şekilde hastalara uygulanabilmesinin değerlendirilmesi amacıyla; klinikte tabakalama porseleni ile birlikte rutinde kullanılan Co-Cr ve zirkonyum altyapıları ile eklemeli imalatla üretilmiş titanyum altyapıları marjinal uyum açısından kıyaslayarak, literatüre yeni bir perspektif kazandırılması hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Protetik Tedaviler

Sabit protez uygulamaları, tek bir diş eksikliğinden dişlerin birbirleriyle olan ilişkilerinin rehabilitasyonuna kadar çeşitli tedavi yöntemlerini kapsamaktadır. Sabit protetik tedaviler; kaybedilmiş dişlerin rehabilitasyonu; fonksiyon, fonasyon ve estetik açısından hastanın beklentilerini karşılayarak, hastanın kendine olan güvenini artırır ve psikolojik olarak büyük bir rahatlama sağlar (1).

Kron restorasyonu, prepare dişin üzerini kaplayan ve çeşitli yapıştırma simanları ile dişe yapıştırılan sabit protetik bir tedavidir. Herhangi bir nedenden yapısal bütünlüğünü kaybetmiş dişe uygulanan kron restorasyonu, dişe anatomik şeklini ve çiğneme etkinliğini geri kazandırmalıdır (1,17). Sabit protetik tedavilerin ağızda kalma süresini; kullanılan materyalin fiziksel ve kimyasal özellikleri, yapılan kronun marjinal uyumu gibi birçok faktör etkiler (13).

Sabit Protetik Restorasyonların İçeriklerine Göre Sınıflaması:

1. Metal içerikli (metal-seramik) restorasyonlar

1.1 Soy olmayan metal içerikli restorasyonlar

1.2 Soy metal içerikli restorasyonlar

1.3 Galvanik sistem

1.4 Altının deposizyonu

2. Metal içerikli olmayan restorasyonlar

2.1 Tam seramik restorasyonlar

2.2 PEEK altyapılı seramik restorasyonlar

2.3 Polietilen fiber ile güçlendirilmiş rezin tutuculu seramik restorasyonlar

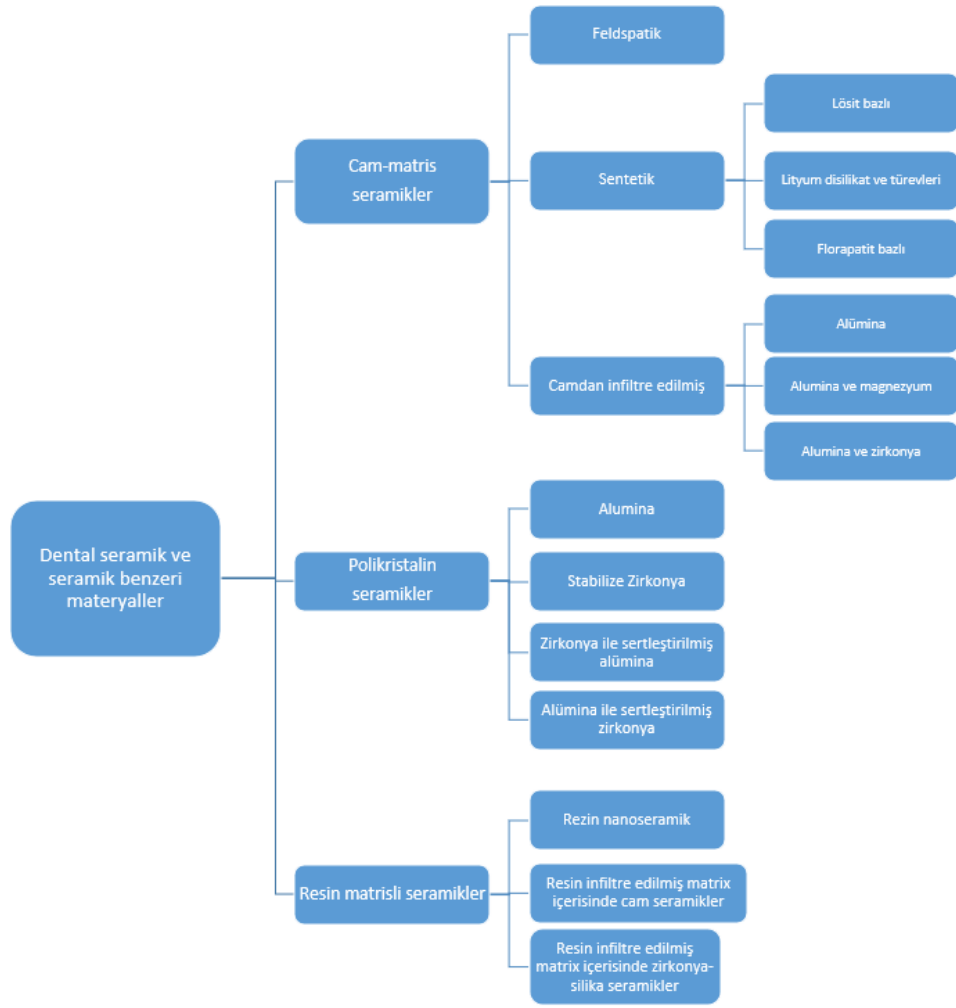
(18)

2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Protetik diş tedavilerinde metal altyapılı porselen kronlar uzun zamandır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Metal altyapılı porselenlerin mekanik özelliklerinin iyi olması en büyük avantajlarından fakat bazı hastalarda yaşanan alerjik reaksiyonlar biyouyumluluk problemlerini ortaya çıkarmış ve estetik özelliklerinin tatmin edici bulunmaması üzerine klinisyenler metal altyapıya sahip olmayan tam seramik restorasyonlara yönelmiştir (19).

Günümüzde tam seramik restorasyonlar metal altyapıya sahip restorasyonlara alternatif olarak sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile

bu sistemde kullanılabilecek farklı tipte seramikler geliştirilmiştir. Seramiklerin sınıflandırılması aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (şekil 2.1) (20).



Şekil 2.1: Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırması

2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.3.1. Zirkonyumun Yapısı ve Özellikleri

1789'da kimyacı Martin Heinrich Klaproth, değerli taşların ısıtılmasıyla elde edilen materyallerden zirkonyum metalini keşfetti (21). Daha sonra, zirkonyumun seramik biyomalzeme olarak kullanılabileceği fikri ortaya atıldı. Bu fikrin desteklenmesinin sebepleri; zirkonyanın fiziksel olarak sert bir yapıya sahip ve dayanıklı olması, kimyasal ve boyutsal olarak stabil olması, sahip olduğu Young modulus'ünün paslanmaz çeliklere yakınlık göstermesidir. Zirkonyanın ilk medikal anlamda kullanımı 1969'da Helmer ve Driskell tarafından olmuştur. İlk olarak kalça eklem protezlerinde denenmiş fakat yıllar sonra başarısız sonuçlar verdiği görüldüğü için kullanımı azalmıştır (22). Şimdilerde zirkonyum diş hekimliği tedavilerinde

birçok alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Kron altyapılarında, braketlerde, kanal içi postlarda, implantlar ve implant dayanaklarında kullanımları vardır (23–26).

Zirkonyum elementi "Zr" ile gösterilir. D grubu elementlerindendir ve atom numarası 40'tır. Erime sıcaklığı 1852 °C, kaynama sıcaklığı 3580 °C, yoğunluğu 6,49 g/cm³ tür. Çeşitli bileşik halleri mevcuttur. Zirkonyum dioksit (ZrO₂) ve zirkonyum silikat (ZrSiO₄) zirkonyuma ait bileşiklerdir. Zirkonyum silikat için aynı zamanda zirkon ismi kullanılırken; zirkonyum oksite baddeleyit, zirkonya ve zirkonyum dioksit de denmektedir. Zirkonyanın elastik modülüsü 200 MPa'dır, bükülme direnci 900-1200 MPa'dır ve kırılma dayanımı 9- 10 MPa/m^{1/2}'dir. Diğer dental alaşımlara göre sertlik değeri 4 kat daha fazladır (1000 ile 1300 Vickers arası) (27,28). Zirkonyumun yüzeyinde oksit tabakası bulunur; bu tabaka zirkonyumun hava, asit ve neme karşı reaksiyon vermesini engeller böylelikle zirkonyum korozyona, yüksek sıcaklık değerlerine ve aşınmaya karşı oldukça dirençli hale gelir (21). Zirkonyumun biyouyumluluğu yüksektir, yapılan çalışmalarda herhangi bir yan etkiye sebebiyet vermemiştir (29–31). Materyalin termal iletkenlik seviyesinin düşük olması, pulpal irritasyon oluşumunu engeller (32).

2.3.2. Zirkonyanın Tanecik Yapısı

Zirkonya üç ayrı faza sahiptir (Şekil 2.2).

- 1) Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabil
- 2) Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabil
- 3) Kübik faz (k), 2680 °C'a kadar stabil

1) Kübik faz

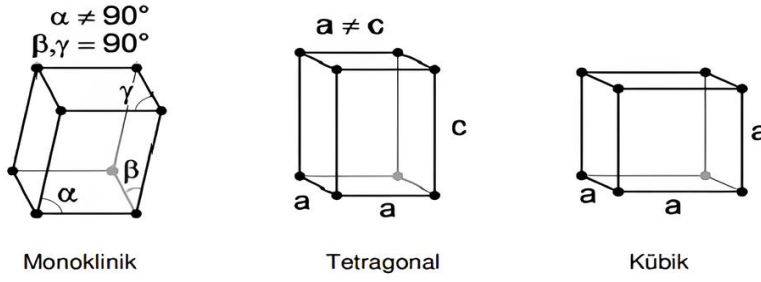
2370 °C'den erime noktası olan 2680 °C'ye (15 °C) kadar kararlıdır. Bu faz, florit tipi bir kristal yapıya sahiptir ve her bir Zr, eşit uzaklıktaki sekiz oksijenle tetrahedral olarak koordine edilir. Kübik zirkonya tek kristale sahiptir ve zirkonyum oksit formundadır. Tetragonal faza göre kırılma direnci ve sertliği azdır.

2) Tetragonal faz

1170 °C ile 2370 °C arasında kararlıdır. Tetragonal ZrO₂, bozulmuş CaF₂ yapısındadır.

3) Monoklinik faz

1170 °C'nin altında kararlıdır.



Şekil 2.2: Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik yapılarının şematizasyonu

2.3.3. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri

a) Monoklinik – tetragonal faz dönüşümü

Monoklinik fazdaki zirkonya oda ısısında 1170°C'a kadar karardır. Sinterlenme işlemi sonrasında soğutulurken 1170°C ile 970°C arasında polimorfik faz değişimine uğrar (33).

b) Tetragonal – kübik faz dönüşümü

Difüzyonsuz veya martensitik olan bu dönüşüm 2370 °C' de gerçekleşir. Bu formdaki kristal yapı CaF₂ ile aynı yapıya sahip olup, diğer oksitlerle ise benzerdir (34).

2.3.4. Zirkonyanın Dönüşüm Toklaşması

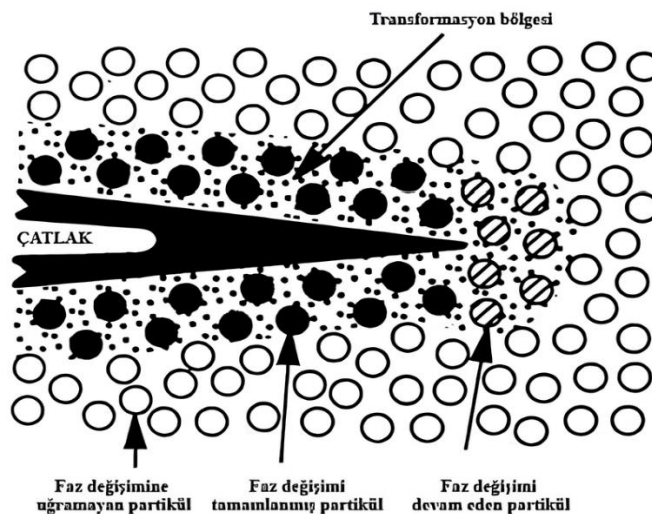
Zirkonyanın mekanik özelliklerinin gelişmesine katkı sağlayan en önemli reaksiyonlardan biri dönüşüm toklaşmasıdır ve iki yöntem ile açıklanmıştır.

1) Isısal genleşme katsayısı farkı: Kübik ve tetragonal fazların ısısal genleşme katsayıları birbirinden farklıdır. Tetragonal fazda görülen ısısal genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$, kübik fazda ise bu değer $10.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ 'dir. Böylelikle ısı değişimleri sırasında fazlar arasında görülen ısısal genleşme katsayı farkları zirkonya içerisinde iç gerilim ile birlikte mikroçatlaklar meydana getirir. Bu küçük çatlaklar oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtarak önüne geçmiş olur.

2) İç stres oluşumu: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş restorasyon ağız içinde oklüzal kuvvetlere mağruz kaldığında kübik matrikste baskı oluşur. Bu baskı aynı zamanda yapının içinde dağılmış olarak bulunan tetragonal fazın hacmi daha fazla olan monoklinik faza geçişine sebep olur. Görülen bu %3-5 oranındaki hacim artışı yapı içerisinde stres oluşturur. Meydana gelen stres çatlakların ilerlemesini engeller ve mevcut mekanik özelliklerin gelişmesine katkıda bulunur.

Kısmen stabilize zirkonya (PSZ); saf zirkonyumun içerisine stabilize edebilen oksitlerin (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ vb.) ilave edilmesi ile meydana gelir. Oda

Yapılan araştırmalarla, oda ısısında yalnızca tetragonal faza sahip Y_2O_3 miktarının ZrO_2 ağırlığının %3-6'ü olduğu tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) bulunmuştur. Bulunan seramiğin kırılma direnci ve sertlik değeri alüminadan yüksektir. Y-TZP (yttria ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri) 200MPa elastik modüle, 1000 MPa'dan fazla bükölme kuvvetine, 7-10 MPa/m2 kırılma sertliğine sahiptir. Yüksek mekanik özellikleri Y-TZP'nin tam seramikler için sıklıkla tercih edilen bir alt yapı materyali olmasını sağlamıştır (36,38,41).



2.3.5. Zirkonya İçerikli Seramiklerin Üretimi

a) Sinterlenmemiş Zirkonya Seramikler (Green Zirkonya, Dry Pressed)

7

sırasında b z lme oluşacağından restorasyon %20-25 oranında daha büyük oluşturularak oluşacak b z lme tolere edilir. Sinterlendikten sonra zirkonya büzülür ve böylelikle daha yoğun ve dayanıklı olması sağlanmış olur (42).

b) Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Non-HIP Presintered)

Bu zirkonya türüne aynı zamanda ‘Non- HIP’ veya ‘presintered’ de denilmektedir. HIP sözcüğü “Hot isostatic pressing” den gelir; bu, ısı ile presleme olarak da bilinen seramik üretiminde kullanılan özel bir sinterleme yöntemidir (27). Zirkonyum oksit tozunda bulunan bağlayıcı madde, tozun sıkıştırılarak blok formuna getirilmesine yardımcı olur. Zirkonyum oksit tozu basınç uygulaması sonra, iki ile beş saat 1350- 1550 C’de  n sinterlemeye tabi tutulur.  n sinterleme yapıdaki bağlayıcı maddenin yapıdan tamamen uzaklaşmasını sağlar.  n sinterlemenin sıcaklığı ve hızı materyalin özelliklerine etki edebilir. Isıtma hızlı olduğuunda bağlayıcı maddenin ortamdaki uzaklaşması da hızlı olur ve bu hız sebebiyle oluşan yanma ürünleri blok içerisinde çatlak oluşumuna neden olabilir (10,43).

Non- HIP blokların sinterlenme işlemi tamamlanmadığı için yoğunlukları %40 oranındadır. Bu blokların mekanik özellikleri düşük, por ziteteleri yüksektir. Üretimleri sırasında sinterizasyon sebebiyle meydana gelen %25lik b z lme olmadığından restorasyonlar daha büyük şekillendirilir (44,45). Non-HIP blokların HIP bloklara göre avantajı; daha kısa sürede ve daha az maliyetle şekillendirilmeleri ve renklendirilebilmeleridir (46).

c) Tam Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (HIP, Full-Sintered)

HIP zirkonyaların kimyasal yapısı Non-HIP zirkonyalarla aynı fakat sinterleme yöntemi farklıdır. Dayanıklılıkları ise Non- HIP zirkonyalara kıyasla %20 daha fazladır (47). HIP zirkonya bloklar öncelikle 1300 C’de sinterlenir ve böylelikle yoğunluğu %95’e ulaşır. Sonrasında 1400 ila 1500 C’de argon gazı ile yüksek basınç altında ısıtma işlemine tabi tutulur. Isıtma işleminden sonra blok gri-siyah renge sahip olur, oksitlenerek rengi beyaza dönene kadar sinterlenir. Sinterleme tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olur (48). HIP blokların sinterlenmesi aşındırmadan önce yapıldığından altyapı gerçek boyutlarda hazırlanır. Yapı çok sert olduğu için aşındırma işlemi zaman alıcıdır ve özel ekipmanlar gerektirir (21,23,49). Aşındırma zamanını kısaltmak için daha aşındırıcı ve kalın grenli frezler kullanılabilir fakat bu da yüzeyde pürüzlülük artışına sebep olur (50,51). Bu blokların zor işlenmesi en büyük dezavantajları iken sinterleme büzülmesi göstermemesi en büyük avantajıdır (40,47).

Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanıldığı Yerler

- Kron ve köprü protez altyapılarında
- Tam anatomik kron ve köprü restorasyonlarında
- Adeziv köprü protezlerinde
- İnley/ Onley restorasyonlarda
- Lamine uygulamalarında
- Post-kor restorasyonlarında
- İmplant üstü protez altyapılarında
- İmplant üstü tam anatomik kron ve köprü restorasyonlarında
- İmplant dayanağı olarak
- Hassas bağlantılı protezlerde
- İmplant materyali olarak
- Ortodontik braketlerde kullanılmaktadır (52)

2.4. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Tarihçesi

İlk porselen kron 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından takdim edilmiştir. Dr. Charles Land, ilk porselen jaket kronu platin folyo üzerine kendi ürettiği düşük ısı porselenini uygulayarak üretmiş fakat bu kronun çiğneme kuvvetlerine direnci çok düşük olmuştur. Land kendi üretimi olan jaket kronların patentini almış sonrasında kronların düşük olan fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla birçok çalışma yapmıştır. Dr. Land yaptığı bu çalışmalarla günümüzde kullandığımız metal destekli porselen restorasyonlara birçok katkıda bulunmuştur (53).

1962 yılında iki büyük buluş ile; estetik beklentileri karşılayan, tatmin edici mekanik ve fiziksel özelliklere sahip aynı zamanda da uzun klinik ömre sahip metal destekli porselen restorasyonlar kullanılmaya başlamıştır. Bu buluşlardan ilki M. Weinstein, S. Katz ve A. B. Weinstein tarafından piyasaya sunulan porselenlerdir.

Bu porselenlerin özelliği termal genleşme katsayılarının metal alaşımlarla uyumlu olmasıdır. İkinci buluş ise M. Weinstein ve A. B. Weinstein tarafından patenti alınan feldspatik porselenlerle kimyasal bağ yapabilen ve dental alaşımların yapısında kullanılabilen komponentlerdir. Bu gelişmeler sonrasında da metal destekli porselenleri geliştirmek için birçok çalışma sürdürülmüş, çalışmalar neticesinde metal destekli porselen restorasyonlar protetik tedavilerin en çok kullanılan uygulamalarından olmuştur (15).

2.4.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Avantajları

- 1) Tutuculukları yüksektir, bu nedenle köprü ayakları ve parsiyel protezler için en uygun kron türleridir.
- 2) Dental ark düzeninden sapmış ve oklüzal ilişkileri bozulmuş malpoze dişlerin ideal pozisyonlarına getirilmesinde kullanılırlar.
- 3) Üretiminde yeni klinik ve laboratuvar teknikleri kullanılmaktadır.
- 4) Hassas bağlantılı protezlerdeki diş ve erkek parçalarda kullanılabilirler.
- 5) Tam seramik kronlara kıyasla sahip olduğu metal sayesinde oklüzal kuvvetlere gösterdiği direnç daha yüksektir.
- 6) Uygun şekilde hazırlığı yapıldığında hem anterior hem posterior dişlerde uygulanabilir (54).

2.4.2. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Dezavantajları

- 1) Kron sınırları diş eti altında bulunduğunda diş etinin fizyolojik konumunu korumasına izin vermez.
- 2) Dişin canlılık kontrolünün yapıldığı vitalite testleri kron üzerinden yapılamaz.
- 3) Diş sert dokularında meydana getirilen madde kaybı fazladır.
- 4) Kron sınırları preperasyon sınırlarını tam örtmezse mikrosızıntı ve hassasiyet meydana gelebilir.
- 5) Diş eti ve porselen altından gri yansıma yaparak estetik gereksinimleri tam olarak karşılayamaz (54).

2.4.3. Metal Destekli Porselen Restorasyon Altyapılarında Kullanılan

Alaşımlar

En az iki metalin ya da metal olmayan bir element ile bir metalin belirli oranlar içinde erime yolu aracılığıyla karışmaları sonucu alaşımlar oluşur. Bu sayede saf haldeki elemente, farklı elementler eklenmiş ve elementin özellikleri geliştirilmiş olur (55).

Protetik diş hekimliğinde değişik birçok alaşım kullanılır. Bu alaşımlar işlevlerine, renklerine, fiyatlarına, kullanıldıkları yerlere, içeriklerine göre sınıflandırılır (15,53,56). Metal alaşımın içerisindeki metalin türü ve saflığı, alaşımın üretim şekli malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyen önemli etkenlerdir (53). Soy metal içeriklerine göre alaşımların sınıflandırması aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 2.1) (57).

Tablo 2.1: Alaşım tipi ve soy metal içeriği tablosu

Alaşım Tipi	Toplam Soy Metal İçeriği
Yüksek Soy (YS)	Ağırlıkça $\geq$ %40 Au ve $\geq$ %60 soy metal elementleri içermelidir.
Soy (S)	Ağırlıkça $\geq$ %25 soy metal elementler içerir.
Ağırlıklı olarak baz metal (ABM)	Ağırlıkça $<$ %25 soy metal elementler içerir.
Titanyum ve titanyum alaşımları	Ağırlıkça $\geq$ %85 Titanyum

*Soy metal elementler; Au, Pd, Pt, Rh, Tu, Ir ve Os içerir.

2.4.4. Yüksek Soy ve Soy Alaşımlar

Soy metaller korozyon ve oksidasyona uğramazlar, böylelikle ağız ortamında reaktif değildirler (53). Fakat fiyatları yüksek olduğu için günümüzde rutin tedavilerde kullanımı sınırlıdır.

En bilindik soy metal alaşımları şunlardır:

- Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd),
- Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag),
- Altın- Paladyum (Au-Pd),
- Paladyum-Gümüş (Pd-Ag),
- Paladyum-Bakır-Galyum (Pd-Cu-Ga),
- Paladyum-Galyum (Pd-Ga)

Altın-Platin-Paladyum alaşımları: Metal destekli porselen restorasyonlarda ilk kullanılan alaşımlardandır. İçerisinde bulunan altın, platin ve paladyum miktarlarında farklılıklar bulunabilmektedir (53). Bu alaşımlar, yeterli elastik modülü, sertlik direnci ve esneklik sağlasa da sarkma dirençleri düşüktür. Maliyet açısından daha uygun olan ve üstün mekanik özelliklere sahip alaşımların geliştirilmesiyle, bu alaşımların kullanımı azalmıştır (57).

Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları: Altın-Platin-Paladyum alaşımlara göre maliyeti daha düşüktür, sahip oldukları yüksek paladyum konsantrasyonu erime aralığını yükseltir ve yüksek sıcaklıklarda sünme direncini artırır. Teknik hassasiyet gerektirmemeleri, yüksek kararma ve korozyon dirençleri sayesinde uzun dönem başarı ile kullanılmışlardır (57).

Altın-Paladyum alaşımları: Gümüş içerikli alaşımlarda oluşan porselen renklenmesini ortadan kaldırmak amacıyla üretilmişlerdir. İyi derecede dökülebilirlikleri ve biyouyumlulukları vardır. Yüksek altın içeren alaşımlara göre elastik modülleri ve akma dirençleri yüksektir (15,53).

Paladyum-Gümüş alaşımları: Soy metaller içerisinde ilk defa altın içeriği çıkartılmış böylelikle maliyet düşürülmüştür. Bu alaşımlar yüksek elastiklik modülü ve akma direncine sahiptir. Dökülebilirliği ve porselen bağlantısı üst seviyededir (53). En büyük dezavantajı ise gümüş içeriğinin fazla olması sebebiyle porselen renklenmesi oluşmasıdır (58).

2.4.5. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımlar

İçeriklerinde bulunan metaller nikel, krom, kobalt ve alüminyumdur. Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarının üretim maliyetlerinin soy metal alaşımlardan çok daha düşük olması sebebiyle kullanımları çok yaygındır (15,56).

Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları: İçeriklerinde %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, %0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalum gibi elementler vardır (59). En önemli avantajlarından biri maliyetlerinin düşük olmasıdır. İçeriklerindeki elementler sertlik ve elastiklik katsayılarını belirler (56). Bu alaşımlar berilyum içeriklerine göre ikiye ayrılır. Nikel-krom-berilyum alaşımlarında berilyumun alaşıma kazandırdığı birçok avantaj vardır. Berilyum akışkanlık ve dökülebilirliği artırır bu da porselen ile oluşturulan bağlantıyı sağlamlaştırır. Aynı zamanda sıcaklık arttığında oluşan kalın yüzey oksit tabakasını azaltır. Ancak nikel alerjisi olan bireylerde kullanılamazlar. Berilyumun bazı dezavantajları da bulunmaktadır, uygun bir şekilde hazırlanması deneyim gerektirir ve sertliği yüksektir, karıştırdaki dişte aşınmaya sebep olur, lehimlenmesi zordur. Berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımları, berilyum içeren alaşımlara göre dökümü daha zordur, döküm bittikten sonra sınırlarında biçim bozuklukları görülebilir ve oksit tabakası oluşumu fazladır (53,58). Berilyum dökümü kolaylaştırır ve porselen bağlantısını güçlendirir, ancak toksik özelliklerinden dolayı kullanımı önerilmemektedir (54).

Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları: Kobalt-krom alaşımlarının bileşiminde genellikle %55 ile %80 arasında kobalt, %15 ila %25 arasında krom bulunur. Bunların yanı sıra, eser miktarda demir, alüminyum, molibden, rutenyum, galyum ve tungsten gibi elementler de içerirler. Krom katkısıyla birlikte, alaşımların korozyona ve lekelenmeye karşı dayanıklılığı artar. Molibden, ısıl genleşme katsayısını azaltırken, rutenyum döküm işlemlerini kolaylaştırır. Metal destekli porselen restorasyonlarda

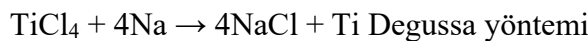
kullanılan kobalt-krom alaşımları, hareketli parsiyel protezlerde kullanılan alaşımlardan farklıdır çünkü karbon içermezler. Karbon karbitin kaynağıdır ve malzemenin dayanıklılığını artırır. Kobalt-krom alaşımları, genellikle nikel-krom alaşımlarından daha sert ve dayanıklıdır ve biyolojik uyumları genellikle daha iyidir (60). Bu alaşımlar, doğal olarak içinde az miktarda nikel bulundursa da bu miktar genellikle toksik sınırların altındadır (61). Araştırmalar, kobalt-krom alaşımlarının genellikle nikel-krom alaşımlarına göre daha iyi bir korozyon direncine sahip olduğunu göstermektedir. Ancak, daha sert oldukları için fiziksel olarak işlenmeleri daha zor olabilir. Molibden eklenmesi, alaşımın tanecik boyutunu küçülterek fiziksel özelliklerini iyileştirirken; krom oranının artırılması, alaşımın korozyona karşı direncini daha da arttırmaktadır (62).

2.4.6. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum alaşımlar baz metal alaşımlarından çok daha biyoyumlu olmalarına rağmen kullanımı halen yaygınlaşmamıştır. Yaygınlaşmamasının sebeplerinden biri titanyum alaşımlarının döküm işleminin zorluğu ve yüksek sıcaklıklar (17600°C-18600°C) gerektirmesidir. Aynı zamanda porselen ile bağlantıda etkisi yüksek olan oksit tabakasının oluşumunun zorlaşması da etkenlerden bir tanesidir (63).

2.4.6.1. Titanyumun Keşfi

1791 senesinde İngiliz kökenli Revenrend William Gregor, Cornwall-Monaccan'da içerisinde manyetik demir bulunan bir toprağı merceği altına almış ve toprak içerisindeki demiri ayrıştırarak yeni bir metal elde etmiş adına da Maccanit demiştir. İngiliz kökenli kimyagerin elde ettiği bileşik FeTiO_3 tir. Aynı zamanlarda birbirlerinden habersiz Alman kimyacı Heinrich Klaproth Macaristan sınırlarında bir toprakta ilk defa gördüğü bileşiğe Titan adını vermiş. Saf titanyum 1825'te Berzelius, 1910 yılında ise %99.9 saflık oranında titanyum M.A. Hunter tarafından elde edilmiştir. 1940 yılında W. Kroll TiO_2 bileşiğine klor ekleyerek TiCl_4 oluşturmuş sonrasında ekzotermal bir reaksiyon olan çelik reaktördeki indirgenme ile Mg, Na ve Ca ile indirgenmiş böylelikle titanyum süngerini oluşturmuştur. Titanyum blokların kalitesini arttırmak için blokları ikişer kez vakumlu fırında eritme işlemine tabi tutmuşlardır. Titanyum süngerini oluşturmak için şimdilerde Kroll veya Degussa yöntemi kullanılmaktadır (64).



2.4.6.2. Titanyumun Fiziksel Özellikleri

Ağırlık olarak titanyum elementi diğer alaşımlara göre daha hafiftir. Baz alaşımların yarısı, soy alaşımların ¼'ü ağırlığa sahiptir. Özgül ağırlığı 25°C sıcaklıkta 4.51 gr/cm³'tür. Ergime sıcaklığı ise yüksektir ($\approx 16000^{\circ}\text{C}$) bu yüzden döküm işleminde özel indüksiyon aletleri gerekir. Erime işlemi için magnezyum bağlı revetmanların genleşme katsayıları yetersiz kalır bu nedenle titanyumun erime işleminde revetmana zirkonyum partikülleri de dahil edilir.

Titanyum doğada iki allotropik formda bulunur. α -titanyum formu; oda sıcaklığında altıgen yapıya sahiptir, β -titanyum ise 8850°C 'nin üzerinde kübik ve stabil formudur. Sıcaklık artışı ile birlikte α , α' a yakın, α - β ve β fazları geçişleri olur. 8850°C sıcaklığın daha fazlasına maruz kalan materyalde fiziksel ve kimyasal değişimler gözlenir. Alfa fazının stabilizasyonunu sağlayarak dönüşüm ısını yükselten elementler; alüminyum, kalay, oksijen, azot ve karbondur. Beta fazının stabilizasyonunu sağlayarak dönüşüm ısını yükselten elementler ise krom, demir, mangan, molibden, niyobyum, tantalyum ve vanadyumdur (64).

Titanyumun erimeye başladığı sıcaklık değeri 16680°C , kaynamaya başladığı sıcaklık değeri 32600°C 'dir. Yüksek erime sıcaklığı, titanyumun ısı direncini ve boyutsal stabilitesini artırır (65). Isı iletkenliği açısından titanyum diğer alaşımlardan ayrılır. Isı iletkenliği çelik alaşımına yakındır fakat altın, kobalt ve alüminyum gibi alaşımlara göre çok daha azdır. Titanyumun 250°C sıcaklığa sahipken ısı iletkenliği 21.4 w/m.K 16 ve birim zamandaki ısı artışı 105 Btu'dur. Bu değer mine dokusunun ısısal iletkenliği ile ($\approx 0,88 \text{ w/mK}$) yakınlık gösterir (66). Her 10°C sıcaklık artışında materyalde meydana gelen boyutsal değişime ısısal genleşme katsayısı denir. Titanyum 150°C 8.35×10^{-6} ısısal genleşme katsayısına sahiptir (67). Altın alaşımı titanyum alaşımından on dört kat daha fazla ısı iletkenliği gösterir. Titanyumun ısı iletkenliğinin düşük olması dentin dokusunun sıcak ve soğuktan etkilenmesine engel olur. 250°C titanyum $105000\text{-}116000 \text{ N/mm}^2$ elastik modülüne ve $8.5 \times 10^{-6} / \text{K}$ ısısal genleşme katsayısına sahiptir. Şu anda protetik diş tedavilerinin hepsinde kullanılan alaşımlar röntgenlerde radyoopak görüntü verir. Titanyum alaşımı ise 1.6mm'lik kalınlık değerine kadar röntgen ışınlarını geçirebilir. Titanyum bu özelliği ile kron altındaki dayanak dişin sahip olduğu sekonder çürüklerin tespit edilmesine olanak sağlarken materyalin klinik kalitesinin değerlendirilmesini de sağlamış olur (64).

2.4.6.3. Titanyumun Mekanik Özellikleri

Titanyum yoğunluğu az, gerilme direnci fazla ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır bu sebeple de 1950 yılından beri titanyuma muhteşem metal denmiştir. Tıp alanında kullanılan titanyumların mekanik özellikleri açısından karşılaştırılması tablo 2.2’de gösterilmektedir.

Tablo 2.2: Tıp alanında kullanılan titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri

Materyal	Gerilme Direnci (Mpa)	Kalıcı Deformasyon Direnci (Mpa)	Uzama (%)	Elastik Modülü (GPa)
α fazı				
CpTi grade 1	240	170	24	102.7
CpTi grade 2	345	275	20	102.7
CpTi grade 3	450	380	18	103.4
CpTi grade 4	550	485	15	104.1
$\alpha - \beta$ fazı				
Ti-6Al-4V	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-4V ELI	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	114
Ti-5Al-2.5V	1020	895	15	112
β fazı				
Ti-13Nb-13Zr	973-1037	836-938	10-16	79-84
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
Ti-15Mo	874	544	21	78
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852-1100	838-1060	18-25	80
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	596.7	547.1	19	55
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	911	864	13.2	80

Alaşımanın mekanik özellikleri; bileşimi, fazların dağılımı ve sıcaklığı gibi faktörlerle değişir. Örneğin titanyuma alüminyum ve vanadyum eklenmesi ile oluşan bileşiğin saf titanyuma oranla mekanik özellikleri daha gelişmiştir. Ti-6Al-4V alaşımı α - β fazlarının karışmasıyla oluşur. α fazı β fazına oranla yumuşak ve fleksibl özelliğe sahipken β fazı sıkı ve kuvvetlidir. Biyomateriyaller olarak nitelendirilen bazı metaller (Co-Cr, saf Nb, paslanmaz çelik, saf Ta vb.) içerisinde; biyoyumluluğu ve mekanik özellikleri en elverişli materyal titanyum ve alaşımlarıdır (68). Yerini taklit edeceği dokunun mekanik özelliklerini neredeyse birebir yansıtır bu da titanyumun en büyük avantajıdır. Co-cr ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri açısından karşılaştırılması Tablo 2.3'te gösterilmiştir.

Tablo 2.3: Titanyum ve Co-Cr alaşımlarının mekanik özellik bakımından karşılaştırılması

	Co-Cr	Titanyum	Ti-6Al-4V
Yoğunluk (g/cm ³)	8,9	4,5	4,5
Döküm sıcaklığı(°C)	1500	1700	1700
Çekme direnci (MPa)	850	520	1000
Elastiklik modülü (GPa)	190-230	110	85-115
Sertlik (VHN)	360-430	200	-
Esneklik (%)	2-8	20	14

2.4.6.4. Titanyumun Kimyasal Özellikleri

Bir geçiş elementi olan titanyum, 47.88 atom ağırlığına sahip ve paslanmaz çelikle benzerlik gösteren gümüş beyaz renge sahiptir (69). Titanyumun yeryüzü rezervi alüminyum, magnezyum ve demirden sonra en yüksek miktardadır. Oksijen, karbon, azot ve hidrojenle tepkimeye girebilir; bu özelliğe sahip olan tek element titanyumdur. Bu bileşenlerle reaksiyona girdiğinde, tesviye sürecinde materyalden

kıvılcım çıkar. Saf titanyumun kimyasal yapısı ISO 5832-2:1999 referans alınarak tablo 2.4'te verilmiştir.

Tablo 2.4: ISO 5832-2:1999 standardına göre saf titanyumun kimyasal yapısı

Saf (CpTi) Grade				
Element	1	2	3	4
Nitrojen	0,03	0,03	0,05	0,05
Karbon	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen	0,01	0,01	0,01	0,01
Demir	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum	99,48	99,31	99,19	98,94

Alaşımin sınıfına göre sayısı arttıkça paralel olarak içeriğindeki demir ve oksijen miktarı da artış gösterir. Az oranda demir, azot, oksijen ve karbon içeren titanyumun mekanik özellikleri saf titanyuma göre çok daha gelişmiştir. Titanyuma az oranda oksijen, vanadyum ve demir eklenmesi materyali daha sert hale getirir. Oksijen ve azot ilave edildiğinde ise esneklik sınırı ve çekme direnci yükselir, darbe direnci düşer. Malzemedeki oksijen miktarı arttıkça, malzemenin sünekliği azalır ve şekillenmesi daha zor hale gelir. Saf titanyuma önce azot, ardından sırasıyla hidrojen, karbon ve oksijen katıldığında daha sert hale gelir. Azotun oksijene nazaran materyale kazandırdığı sertlik miktarı fazladır, materyalin kırılgenliğini artırır.

2.4.6.5. Titanyumun Biyolojik Özellikleri

Metalik malzemelerin çevresel etkilerle girdikleri reaksiyon sonucu oksitlenme veya kimyasal aşınma durumuna korozyon denmektedir. Demir, kobalt ve nikel; titanyuma göre korozyona daha fazla uğrayan metallerdir. Titanyumun elektrokimyasal gerilim değeri -1.75'tir. Titanyumun iki saat oda sıcaklığında bulunması yüzeyinde 1.7 µm (mikrometre) oksit tabakası oluşturması için yeterlidir, oluşan oksit tabakası titanyumun yüzeyini korozyondan korur (11). Titanyumun korozyon direnci, oksijene duyduğu yüksek affinite kaynaklıdır. Titanyumun

yüzeyindeki oksit tabaka materyali asit etkilerinden, kimyasal ve termal etkenlerden korunur. Hava ve su ile yeniden oluşması, oksit tabakasının zarar gördüğünde tekrardan meydana gelmesini sağlar (69).

2.4.6.6. Titanyumun Tıp ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

Titanyum kimyasal olarak aktif bir materyal olmadığından medikal alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Yapay kalp kapakçığı, ortopedik eklemler gibi pek çok tıpta kullanılan malzemenin üretiminde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde implant tedavilerinde titanyum tercih edilir. Sebebi titanyumun elastik modülünün kemiğe benzerlik göstermesidir.

Titanyum ve alaşımlarının kullanıldığı alanlar;

1. Hareketli ve sabit protetik diş tedavilerinde
2. Kanal tedavisinde kullanılan döner alet sistemlerinde
3. Ortodontik tedavilerde
4. Kompozit malzemelerin içeriğinde
5. Adeziv siman içeriğinde
6. Protetik obturatörlerin üretiminde
7. Kök kanallarında kullanılan postlarda
8. Cerrahi ve periodontal alanda kullanılan güçlendirilmiş membranlarda
9. Çene cerrahisi maksillofasial alanında (70)

TiO₂ kullanımı en fazla tercih edilen beyaz renkli pigmenttir; kırılma indeksi yüksektir, ışık emme özelliği yoktur ve zehirli değildir. Diş hekimliğinde uzun yıllardır seramik, fluks ve hazır dişlerin içeriğinde TiO₂ kaynaklı beyaz pigment kullanılır (69).

Diğer alaşımlara göre titanyumun korozyon direnci yüksektir. 1990 yılı itibariyle titanyum sıklıkla kullanılan bir materyal haline gelmiştir; kullanımının yaygınlaşmasında üst düzey mekanik özelliği ve biyouyumluluğu aynı zamanda özgün ağırlığının düşük olması etkili olmuştur (3,71). Diğer metaller gibi titanyum metalinin de sahip olduğu dezavantajlar bulunmaktadır, bu dezavantajlar metalin dökümü ve titanyum-porselen bağlantısındaki zorluklar olarak karşımıza çıkmaktadır (72). Erimiş haldeki titanyum materyali saf olmayan ve kırılğan marjinal tabakaya sahiptir bunun sebebi revetman materyaline karşı fazla ilgili olmasıdır (73). Böylece marjinal uyumsuzluk, porselen ve titanyum altyapının bağlanması olumsuz yönde etkileyen α -case tabakasından kaynaklanır (74). Son yıllarda CAD/CAM teknolojisi ile üretilen materyallerin en başında titanyum alaşımı gelmektedir (75). Bunun en önemli nedeni spark erozyon, lazer kaynak ve kopya freze yöntemlerinde α -case tabakası oluşurken

CAD/CAM teknolojisi ile üretimde α -case tabakasının oluşmamasıdır (11). Bağlantı sorunlarını çözmek amacıyla değişik revetman malzemeleri, değiştirilmiş hava basıncı ve spark erozyonu; titanyum ve seramik bağlayıcı malzemeler oluşan kalın oksit tabakasının etkilerini ortadan kaldırmak için kullanılmıştır (76), (77).

Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımların sahip olması gereken özellikler;

- Alaşım porselenden daha yüksek ısıda erimelidir,
- Porselen bağlantısında önemli rol alan oksit tabakası yüzeyinde yeterli miktarda oluşabilmelidir,
- Yüzeyinde belirli oranda pürüzlülük olmalıdır,
- Porselene kıyasla termal genleşme katsayısı yüksek olmalıdır, böylelikle porselen fırınlama işleminde porselenin çatlaması engellenmiş olur,
- Bilhassa çiğneme kuvvetine fazla maruz kalan posterior bölgedeki kron ve köprülerde kullanılan alaşımlar kuvvetleri tolere edebilecek sertlik ve dayanıklılığa sahip olmalıdır,
- Porselenin pişirilme aşamasında deformasyon göstermemeli, yeterli bükülme direncine sahip olmalıdır,
- Metal altyapının kusursuz dökülebilmesi için alaşımın erime sıcaklığı aralığı geniş olmalıdır (63).

2.5. Metal altyapıların üretim yöntemlerine göre sınıflandırılması

- . Konvansiyonel döküm (kayıp mum) tekniği,
- . Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM),
- . Eklemeli imalat tekniği

2.5.1. Konvansiyonel Döküm (Kayıp Mum) Tekniği

Geleneksel kayıp mum tekniği, revetman içerisindeki mumun eritilmesiyle oluşan boşlukların, santrifüj yöntemiyle erimiş metal alaşımıyla tamamen doldurulmasını ifade eder. Metal alaşımı eritmek amacıyla indüksiyon ısıtıcılar veya pürmüz kullanılır. Bu amaçla kullanılan indüksiyon ısıtıcılar spesifik cihazlar gerektirdiğinden pürmüz kullanımına göre daha maliyetlidir. Soy olmayan metal alaşımlar soy metal alaşımlara göre daha uygun fiyatlı olması sebebiyle metal destekli porselen restorasyonlarda daha sık tercih edilir. Soy olmayan metal alaşımlar soy metal alaşımlara göre daha yüksek ısıda erir ve oksidasyona daha hızlı uğrar, bu iki sebepten dolayı dökümleri daha zordur. Döküm işleminden sonra erimiş haldeki metal soğuması esnasında bir miktar büzölmeye uğrar. Bu büzölme altyapının destek dişlerle olan

internal aralık mesafesinin azalmasına, siman aralığının artmasına, marjinal uyumun istenen değerlerin üzerine çıkmasına sebebiyet verebilmektedir. Aynı zamanda soy olmayan metal alaşımlar çok sert olduğundan tesviye ve parlatma işlemleri fazlasıyla uğraştırıcıdır (78).

Konvansiyonel döküm tekniği, birçok aşaması olan ve tekniği yüksek beceri gerektiren bir üretim şeklidir. Üretimi sırasında hassas olunmadığında veya küçük bir aksaklıkta; yüzeyde düzensizlikler, bozulmalar, pöröziteler, kenarların kısa veya eksik oluşumu gibi hatalar görülmesi ihtimali yüksektir. Yaşanan bu tarz problemler metal altyapının yeniden yapılmasını gerektirir ve bu da hem zaman kaybına hem de üretim maliyetinin artmasına sebebiyet verir (15). Bahsedilen tüm dezavantajlarına rağmen kayıp mum tekniği uzun yıllar kullanılmıştır (78).

2.5.2. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Tekniği

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım), üretimi yapılacak malzemenin bilgisayar üzerindeki üç boyutlu tasarımına denir. CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) ise bu tasarımın bilgisayarlardan destek alınarak üretilmesidir (79).

2.5.2.1. CAD-CAM Sistemlerin Yapısı

Sisteme ait üç ana bileşen bulunur. Bunlar;

- 1) Tarayıcı bölüm, şeklin geometrisini bilgisayar desteği ile sayısal verilere dönüştürür
- 2) Bu sayısal verilerin işlenmesini ve üretim kısmına gönderilmesini sağlayan yazılım
- 3) Alınan veriye göre malzemeye şeklini veren imalat cihazları (79).

2.5.2.2. Tarayıcılar

Yüzeylerin doğru bir şekilde ölçülerek nokta bulutları haline gelmesi ile üç boyutlu taramanın görüntüsü elde edilmiş olur. Preperasyonu yapılmış bir dişin alınan üç boyutlu tarama görüntüsünün kalitesi, sonuçta sahip olacağımız restorasyonun marjinal uyumunda belirleyicidir. Yakın zamanda diş hekimliğinde kullanılan tarayıcılar üç kategoriye ayrılmıştır (80).

- 1) Mekanik Tarayıcılar: Bu tarayıcılar yüzeyi taramak için pin, iğne veya top kullanır. İğne ve pin andırkat alanlarında iyi kayıt alamaz (80).
- 2) İntraoral Tarayıcılar: Dişler, yumuşak doku ve komşu dişler taranarak dijital kayıtlar oluşturulur. Tarayıcının ucunun yeri değiştikçe koordinatlar

kayacağından dijital ortama aktarım sırasında her zaman görüntüde kayıplar oluşur (81).

3) Optik Tarayıcılar: Beyaz veya renkli lazer ışınları ile yüzeyler taranır ve dijital ortama aktarılır (82).

2.5.2.3. Yazılım

Üreticiler, özel olarak geliştirilmiş yazılımlar tasarlarlar. Gerçekleştirilecek restorasyonun bilgileri farklı biçimlerde kaydedilebilir ve internet üzerinden aktarılabilir. Bu verilerin depolanmasında genellikle 'Standart Tesellasyon Dili' (STL) formatı endüstri standardı olarak kabul edilir, ancak sadece kendi kayıt formatlarını kullanan üreticiler de bulunmaktadır (83,84).

2.5.2.4. İmalat Cihazları

Verilerin işlenmesinden sonra imalat cihazları görevi devralır. Bu üniteler üretim şekillerine göre gruplara ayrılır.

a) Eksiltme Yöntemi ile Çalışan İmalat Cihazları

Freze cihazları: Bu ekipmanlar kullanılarak bir ana bloktan çıkarma yöntemiyle üretim yapılır. Bu ekipmanlar üç, dört veya beş eksenli olabilir. Bu durum, karmaşık geometrilili şekillerin işlenmesini basit hale getirmektedir (79).

b) Ekleme Yöntemi ile Çalışan İmalat Cihazları

Stereolitografi: Bu ekipmanlarda, fotopolimerin kullanımı yaygındır. Bu ekipmanlarda üretim, sıvı haldeki fotopolimer tabakasının lazer ışınıyla polimerizasyona uğraşması ile gerçekleşir.

Robocasting: Biyopolimerler ve belirli metallerle kullanılabilen sistemlerdir. Bu ekipmanlarda üretim, şırıngadan çıkan sıvı malzemenin aşağı yönlü hareket eden platformda sertleşmesi ile olur.

Toz Yataklı Püskürtmeli Üretim: Bu ekipmanlarda, toz malzemelerin üzerine sıvı bağlayıcı püskürtülerek üretim yapılır. Bu sistemlerle seramikler, polimerler ve metalik malzemelerin üretimi yapılabilir.

Seçici Lazer Sinterleme: Bu sistemde ise, toz partikülleri eritilmesi lazer ışınları ile yapılır ve sonrasında birleştirilerek üretim gerçekleşir. Metal ve polimerlerin üretimi bu yöntem ile sağlanabilir (15).

2.5.2.5. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

1) Geleneksel ölçü alma tekniklerine göre tarama işlemi hem daha kolay hem de hızlıdır

2) Aynı gün tek seans içerisinde uygun daimî restorasyon hazırlanarak hastaya teslim edilebilir

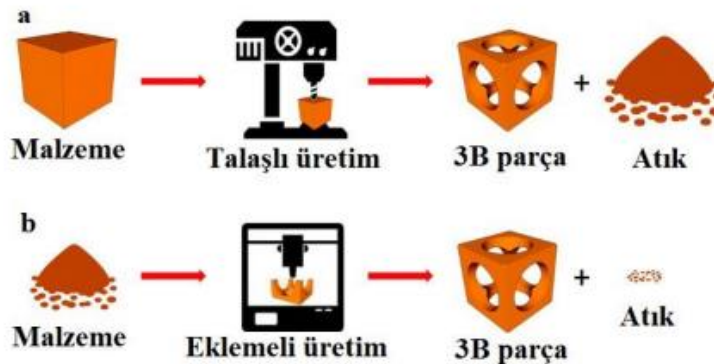
3) Elde edilen veriler bilgisayarda arşivlenebilir, gerekli yerlere iletilebilir ve kontrolleri kolaylıkla sağlanabilir (85,86).

2.5.2.6. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- 1) Satın alınması yüksek maliyetler gerektirir
- 2) Kullanılması eğitim gerektirir
- 3) Taramanın net olabilmesi için preperasyon marjinlerinin net olması şarttır, kan ve tükürük izolasyonu sağlanması gerekir (86,87).

2.5.3. Eklemeli İmalat Tekniği

CAD/CAM sistemlerinde kazıma yapılan blokların büyük bir kısmı kullanılamaz hale gelip israf olduğundan eklemeli imalat bu soruna çözüm olarak ortaya çıkmıştır. 1980 yılında malzeme israfını elimine etmek ve aynı zamanda daha seri ve daha fazla sayıda üretim yapmak amacıyla eklemeli imalat sistemleri geliştirilmiştir. Eklemeli imalat tekniğinde, geleneksel sistemlerden farklı olarak katmanlar üst üste binerek üretim gerçekleşir (şekil 2.4). Tekniğe aynı zamanda ilaveli üretim ve hızlı prototipleme yöntemi de denmektedir. ASTM (American Society for Testing and Materials), ilave üretimini; dijitalde elde edilen verilerin tabakalama yöntemiyle bileştirilip üç boyutlu modeller elde edilmesi olarak tanımlamıştır. Eklemeli imalat tekniğinin en önemli özelliği birçok farklı şekle sahip modellerin seri, güvenilir ve aynı zamanda hesaplı olarak üretiminin sağlanabilmesidir. (21) Bu yöntem ile metal, polimer ve seramik malzemeleri kullanılarak modeller üretilir (16).



Şekil 2.4: Üretim teknolojileri (88)

2.5.3.1. Eklemeli İmalat Sistemlerinde Üretim Aşamaları

Sistemde imalat süreci boyunca istenilen ürün üretilene kadar birçok aşamadan geçilir. Üretilmek istenen ürünün içeriği, mekanik ve fiziksel özelliği üretim basamaklarının sayısını belirler. Üretim aşamaları şu şekilde sıralanır:

1. Bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımın oluşturulması
2. Tasarımı yapılan modelin standart üçgen dil (ing. Standard Tessellation Language, STL) formuna dönüştürülerek kaydedilmesi
3. Kaydedilen STL dosyasının üretim yazılımının tanıyabileceği dilimleme şeklindeki forma dönüştürülmesi
4. Eklemeli imalat sistemleri ile üretim
5. Son işlemler (tozların temizlenmesi, destek yapıların sökümü vb.)

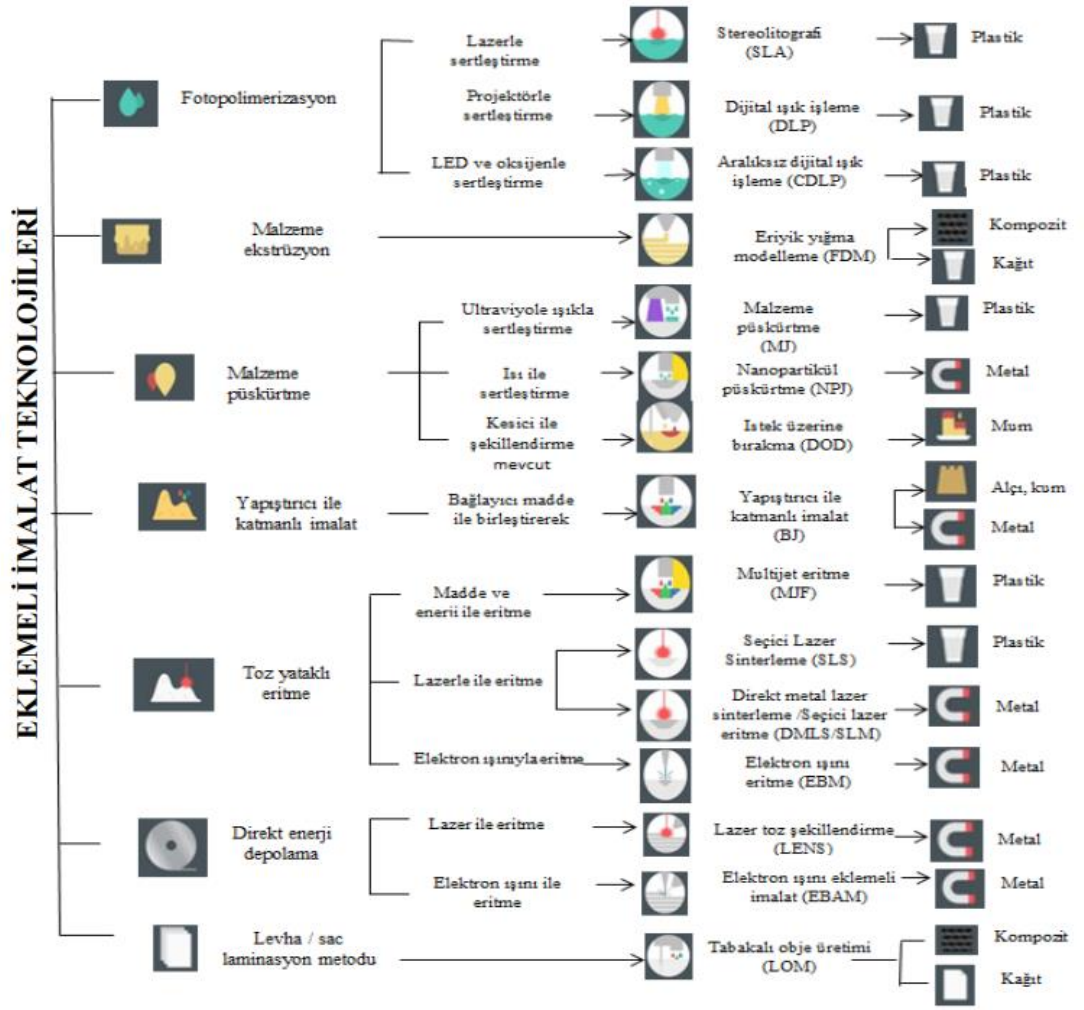
2.5.3.2. Eklemeli İmalat Sistemlerinin Avantajları

- İmalat süresini ve maliyeti düşürür,
- Ürün geliştirilmesini hızlandırır,
- Daha ayrıntılı, özel ve zor ürünlerin üretimini mümkün kılar,
- Modelleme hızını artırır,
- Tasarım aşamasında geçen süreyi azaltır,
- Tasarım ve üretim arasında uyum sağlar,
- Ürünlerin işlevselliğini sağlar (örneğin soğutma kanalları),
- Üretimde kullanılan makinelerin sayısını azaltır,
- Ürünlerin teslimat süresi kısalmır, fazla stok ihtiyacını kaldırır,
- Tasarımda serbestlik oluşturur,
- Kalıba gereksinim duyulmaz,
- Daha az malzeme kullanır, atık oranını azaltır,
- Lojistiği kolaylaştırır (89,90).

2.5.3.3. Eklemeli İmalat Teknolojisinde Sınıflandırma

Genellikle, eklemeli imalat, besleme materyalinin şekline bağlı olarak kategorize edilir. Besleme materyali; sıvı, toz, tel ve levha şeklinde olabilir.

Ana hatlarıyla, ASTM eklemeli imalat kategorisi, bu dinamik yapıya ve yüksek teknolojiye sahip üretim metodu için ASTM F42 standardı altında yedi farklı kategoriye ayrılmıştır (91). Bu yöntemler şekil 2.5'te sistematik olarak sunulmuştur.

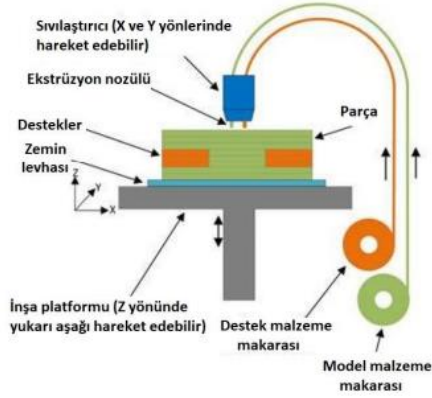


Şekil 2.5: Eklemeli imalatın ASTM F42 standardına göre sınıflandırılması (92)

Aşağıda ticari yönden en önemli eklemeli imalat teknikleri hakkında bilgi verilmiştir.

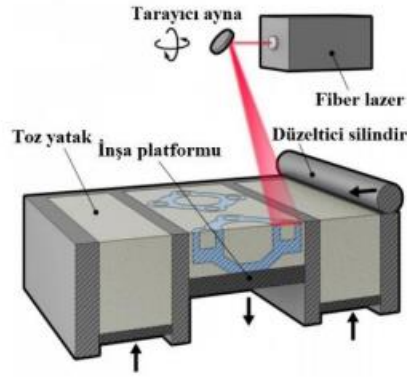
Elektron Işını İle Ergitme Yöntemi (EBM): Elektron ışını ile ergitme yöntemi, elektromanyetik spektrumun bir parçası olan elektron ışınları kullanılarak malzemelerin ısıtılması ve eritilmesini sağlayan bir tekniktir. Bu yöntem, genellikle yüksek sıcaklık ve hassasiyet gerektiren metal, seramik ve polimer gibi malzemelerin işlenmesinde tercih edilir. Elektron ışını ile ergitme sürecinde, yoğun elektron akışı malzemenin yüzeyine odaklanarak enerji transferi sağlar. Yoğun elektron akışı, malzeme yüzeyinde konsantre bir ısı birikimi oluşturur ve malzemenin erimesine yol açar. Bu yöntem, özellikle yüksek hassasiyet gerektiren ve ince detaylar barındıran parçaların üretiminde, lehimleme işlemlerinde ve yüzey modifikasyonunda kullanılır ve günümüzün en yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat teknolojilerinden biridir.

Şekil 2.6'da yöntemin şematik tasviri verilmiştir. Yöntemin en belirgin avantajları arasında geniş malzeme çeşitliliği, maliyetinin az olması, seri üretim için uygun olması, geri dönüşümlü malzemelerin kullanılabilirliği ve çevresel etkilerin az olması yer alır (93–95).



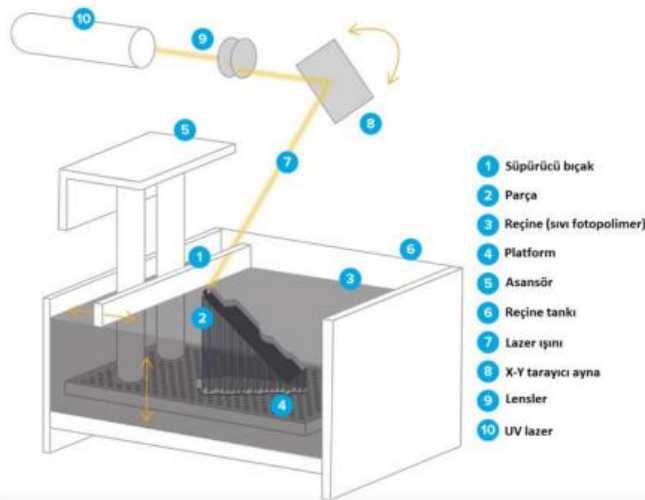
Şekil 2.6: EBM tekniği şematik gösterimi (93)

Selektif Lazer Sinterleme (SLS): Şekil 2.7'de yöntemin taslak görünümü verilmiştir. SLS, Carl Deckard 1992 yılında bir doktora projesi olarak ortaya çıkmış daha sonra DTM (Direct Tooling Manufacture Corp. Austin, ABD) tarafından piyasada yerini almıştır. Firma sonradan 3D Systems (Valencia, USA) bünyesine alınmış; 2004'te ise EOS (Electro Optical Systems, Munich, Germany), DTM ve 3D systems firmalarını bünyelerine alarak, kendi üretimleri olan cihazlarını oluşturmuşlardır (96). SLS sisteminde lazer enerjisinin birleştirme gücü kullanılır. Karbondioksit lazer ışını; plastik, metal, seramik ya da cam tozlarının tabakalar halinde birleşmesini sağlar. Materyaller ön ısıtmaya tabi tutulur bunun sebebi lazerin materyalleri eritecek güce sahip olmamasıdır. Metal tozlarının SLS yöntemi kullanılarak tabakalar şeklinde kaynaşp, karmaşık modeller oluşturmaya Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) denir. DMLS sisteminin dış hekimliğinde kullanımı 2005ten beri yaygınlaşmaya devam etmektedir.



Şekil 2.8: SLM tekniği şematik gösterimi (100)

Stereolitografi (SLA): Sistemi ilk olarak Charles W. Hull geliştirmiş sonrasında Amerika kaynaklı 3D systems 1986 yılında piyasaya sunmuştur (101). Şekil 2.9'da yöntemin taslak görünümü sunulmuştur. SLA tekniği, oda sıcaklığındaki fotopolimer reçine tabakasının ultraviyole lazer ışını kullanılarak kürleştirilmesine dayanır. SLA yöntemi diğer yöntemlere kıyasla daha hızlıdır, bu nedenle fonksiyonel parçalar seri bir şekilde üretilebilir. Üretim maliyetleri düşüktür ve aynı zamanda diğer yöntemlerle zor elde edilen detaylı karmaşık yüzeyler SLA yöntemi ile kolayca oluşturulabilir. Bu yöntem, karmaşık nanokompozitlerin etkili bir şekilde üretilmesi için ideal bir seçenektir (102). Dezavantajı ise kullanılan hammaddenin ve cihazların daha maliyetli olmasıdır (95).



Şekil 2.9: SLA tekniği şematik gösterimi (103)

Sıvı Kristal Ekran (LCD): LCD, tek bir lazer ışını yerine reçineyi sertleştirmek için tüm bir ışık katmanının projeksiyonunu kullanan ve teknolojiyi orijinal SLA'dan önemli ölçüde daha hızlı hale getiren ikinci nesil SLA'nın bir

parçasıdır. Bu teknolojinin en belirgin avantajı, diğer türlerden daha uygun fiyatlı olan ışık kaynağı sayesinde maliyetinin daha düşük olmasıdır. Yazdırma işlemi genellikle beş aşamada gerçekleşir: STL dosyası alımı, yazılım ayarları, dilimleme, nesne baskısı ve yıkama/postkür işlemleri (104).

Dijital Işık İşleme (DLP): DLP; 3D yazıcıları, elektrostatik enerji ile hareket ettirilen milyonlarca mikro aynayla donatılmış projektörler kullanır. Bu aynalar, UV ışığını yazıcı haznesine yansıtarak ve yönlendirerek baskı işlemini gerçekleştirirler. DLP teknolojisi, yüksek üretim hacmi gerektiren kullanıcılar için en uygun seçeneklerdendir. Temel avantajları arasında baskı hızı, yüksek doğruluk, hassasiyet ve yüksek çözünürlük bulunmaktadır. Ancak, SLA ve LCD 3D yazıcılardan daha maliyetlidirler (104).

2.6. Marjinal ve İnternal Uyum

Protetik restorasyonların marjinal uyumu, restorasyonun uzun vadeli başarısı için hayati önem taşır. Bir restorasyonun uyumu değerlendirilirken hem kenar hem de iç uyumu değerlendirilir. Marjinal aralığın uygun bir şekilde sağlanması; sekonder çürük riskini azaltır, diş eti tahribatını engeller, desimantasyon nedeniyle görülen kenar renklenmesini elimine eder, restorasyonun dayanım kuvvetini artırır (105). Marjinal uyumun ideal sağlanamadığı restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda belli bir miktarda çözünme görülür (106).

Marjinal uyumun ideal olarak sağlanmasında birçok faktör bulunur; diş kesiminin şekli, die spacer uygulanma şekli, materyal seçimi, porselinin fırınlanma prosedürü, internal uyumlandırma aşaması, simantasyon tekniği ve hekim tecrübesi bu faktörlerin en önemlileridir (107,108). Preperasyon bitimi ve kronun servikal marjini arasındaki bölgeye marjinal aralık denmektedir (109). Klinikte karşılaşılan morfolojik farklılıklar, yuvarlatılmış kenarlar ve bozukluklar marjinal uyumun tanımının standardize edilmesine engel olur (110,111).

Marjinal Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler

- 1- Direkt yöntem
- 2- Üç boyutlu yüzey tarama aletleri yardımıyla yapılan ölçüm yöntemi
- 3- Silikon replika tekniği
- 4- Reçine replika tekniği

2.6.1. Direkt Yöntem

Ölçümün hızlı ve kolay bir şekilde yapılabilmesinden dolayı marjinal uyumun ölçümünde en çok tercih edilen yöntemdir. Bu yöntemde restorasyon marjinlerinin

mikroskop görüntüleri fotoğraflanarak kenar uyumları değerlendirilir. Sonrasında bilgisayar destekli olarak kapsamlı ölçümler yapılır. Bu teknikte en büyük avantaj restorasyonda herhangi bir deformasyon oluşmamasıdır (112). Tekniğin olumsuz tarafı yöntem ile yalnızca marjinal açıklık ölçülebilmektedir. İnternal uyum da değerlendirilmek isteniyorsa örnekler üzerinde silikon replika yöntemi uygulanmalı ve ya örnekler üzerinden kesitler alınmalıdır (108).

2.6.2. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Aletleri Yardımıyla Yapılan Ölçüm

Yöntemi

Teknolojinin gelişmesi üç boyutlu yüzey tarama sistemlerinin de gelişmesinde etkili olmuştur. Kesilmiş dişin dışı ve üzerine uygulanmış kronun içi tarayıcı yardımı ile taranır bilgisayar ortamına aktararak karşılaştırılır. Krona herhangi bir deformasyon oluşmadan ölçüm yapılabilir ancak tarama aşaması veya tarayıcı kaynaklı hatalar oluşabilir, meydana gelen hatalar ölçümleri doğruluktan saptırır (113).

2.6.3. Silikon Replika Tekniği

Teknik sırasıyla; restorasyon içerisine akıcı kıvamdaki silikonun yerleştirilmesi, sabit bir yük altında model üzerine yerleştirilmesi, silikonun sertleşme işleminin tamamlanması ardından kron içerisinden çıkarılması ve replika oluşturulması işlemlerini içerir. Oluşturulan replika kesitlere bölünür ve mikroskop aracılığıyla büyütme yapılarak ölçümler yapılır. Teknikte krona herhangi bir deformasyon oluşmaz fakat silikonun oluşturabileceği hidrostatik basınç kronun ana modele tam oturmasına engel olabilir, sistemin en büyük dezavantajı budur (114,115).

2.6.4. Reçine Replika Tekniği

Bu teknikte karbonize olabilen akrilik replika eldesinde kullanılır. Oluşturulan replikalar mikroskop yardımı ile incelenir. Dublikatın silindirik şeklinde olması mikroskop ile çok sayıda ölçümün rahatlıkla yapılmasına olanak sağlar. Sistemin olumsuz tarafı ise akriliğin boyutsal değişime uğrayabilmesidir, bu boyut değişimi yapılan ölçümlerde ciddi yanlışlıklara yol açar (116).

2.7. Kırılma Dayanımı

Oral ortamda kullanılması düşünülen materyallerin dayanıklılığı yüksek ve mekanik özellik açısından üstün olması beklenir. Materyallerin kırıldığı zaman sahip olduğu maksimum stres değerine dayanıklılık denmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik gibi kırılabilirliği yüksek olan malzemelerin ağızda kalma süresini belirleyen özellik dayanıklılıklarıdır (117,118). Dayanıklılığı etkileyen birçok faktör

vardır; materyalin cinsi, kalınlık miktarı, elastikiyeti, saklanma ve yüklenme şekli, ısı faktörler bunlardan en önemlileridir (119).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yapısının ve ağızda kalabilme süresinin değerlendirildiği mekanik testler aşağıdaki gibi gruplara ayrılmaktadır:

1. Kırılma testleri
2. Bükülme testleri
 - a) Tek eksenli bükülme testleri
 - 3 nokta yükleme testi
 - 4 nokta yükleme testi
 - b) İki eksenli bükülme testleri
 - Halka üzerinde halka testi
 - Halka üzerinde top testi
 - Üç top üzerinde piston testi
3. Çekme testleri
4. Kesme testleri (120)

2.7.1. Kırılma Testleri

Bir materyale uygulanan gerilim sonrasında iki ve daha çok parçaya ayrılmasına kırılma denilmektedir. Kırılma dayanımı (fracture strenght) herhangi bir kuvvete maruz kalan materyalin kırılması sırasında sahip olduğu mevcut stresine denir. Materyallerin kırılma dayanımı değerlendirilirken; belirli bir kuvvet uygulanır ve uygulanan kuvvet gittikçe arttırılır, ilk çatlak oluşur sonrasında materyal tamamen kırılır (121).

Dişler çiğneme sırasında baskı kuvvetine daha fazla maruz kalır bu nedenle çiğneme mekanizmasında baskı dayanımını değerlendirmek önemlidir (121). Kırılma dayanımını değerlendirme amacıyla universal test cihazlarından yardım alınır. Cihazlarda kuvvet oklüzal ve insizal bölgelere denk getirilir (122,123). Restorasyonun ağız içinde deformasyona uğramadan bulunabilme süresini belirleyen en önemli parametre kırılma dayanımıdır (124).

2.7.2. Bükülme Testleri

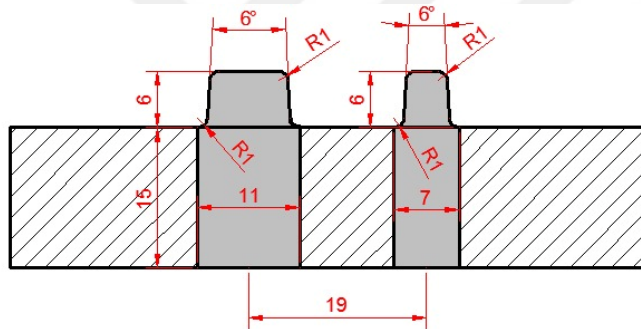
İki ucu sabitlenmiş materyalin tam orta bölgesinden uygulanan kuvvete materyalin cevap olarak gösterdiği dirence bükülme dayanımı (flexural strenght) denir (15). Bükülme testlerinde basma, makaslama ve çekme kuvvetleri eş zamanda oluşur, bu testlerle değerlendirilen materyallerin dirençleri kendi aralarında karşılaştırılır (60).

3. MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışması Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği fakültesi'nde yürütülmüştür. Kullanılan malzeme ve laboratuvar giderleri Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen 23.DUS.001 numaralı projeden sağlandı. Co-Cr ve zirkonyum altyapıların üretimi Özel Hisar Dental Diş Protez Laboratuvarı'nda titanyum altyapıların üretimi Artuk Aviation Savunma Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi'nde yapılmıştır. Altyapıların marjinal uyum ölçümü AKÜ Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi 'nde, kırılma dayanımı ölçümü ise Gazi Üniversitesi Malzeme ve Metalürji Mühendisliği Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılmak üzere mandibular 5 ve 7 numaralı dişlerin prepare edilmiş formunu temsil eden güdükler aşağıda gösterilen ebatlara göre tasarlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Ana modelin şematik gösterimi

Üretilen güdüklerin üç üyeli 5 ve 7 numaralı dişler arasında köprü altyapısı oluşturacak şekilde yerleştirileceği metal plaka üretildi. Oluşabilecek herhangi bir deformasyona karşı güdükler ve metal plakaya güçlendirme işlemi uygulandıktan sonra güdükler metal plaka üzerine sabitlendi.



Şekil 3.2: Yapılan tasarım sonrası CNC cihazında üretimi yapılan metal güdükler



Şekil 3.3: Metal güdüklerin üstten görünümü



Şekil 3.4: Metal g d kl rlerin güçlendirilmiş paslanmaz  elik plaka üzerine sabitlenmesi

3.2. Altyapıların Hazırlanması

3.2.1. Direkt Metal Lazer Sinter Yöntemi ile Co-Cr Altyapıların  retimi

Elde edilen ana model laboratuvar tarayıcısı (Dental Wings 7. Seri tarama cihazı) yardımı ile tarandı, STL dosyası ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Siman aralığı 30  ayarlanarak 0,5mm kalınlığında    üyeli altyapının bilgisayar destekli tasarımı yapıldı.



Şekil 3.5: Elde edilen modelin tarama yapıldığı cihaz

Co-Cr alaşım tozundan (Puresphere 43024, SENTESBİR) DMLS yöntemi ile (SİSMA, Mysint100 PM) 20 adet üç üyeli altyapıların üretimi tamamlandı. Sonrasında ise lazer sinter fırınında (Protherm Mos-B/160) 950 °C sıcaklıkta 1 saat boyunca ısıl işleme tabi tutuldu. Üretim sonrasında, deneyimli bir teknisyen tarafından altyapıların ana model üzerinde uyumlaması yapıldı.



Şekil 3.6: Co-Cr alaşım tozu ve Co-Cr lazer sinter cihazı



Şekil 3.7: Co-Cr altyapının önden ve üstten görüntüsü



Şekil 3.8: 20 adet Co-Cr altyapı

3.2.2. CAD/CAM Milling Yöntemi ile Zirkonya Altyapıların Üretimi

Elde edilen ana model laboratuvar tarayıcısı (Dental Wings 7. Seri tarama cihazı) yardımı ile tarandı, STL dosyası ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Siman aralığı 30 μ ayarlanarak 0,5mm kalınlığında üç üyeli altyapının bilgisayar destekli tasarımı yapıldı.



Şekil 3.9: Zirkonyum altyapının program üzerindeki üç boyutlu tasarımı

Yarı sinterlenmiş 3Y-TZP zirkonyum oksit bloklardan (VITA YZ HT, Germany) kopyalama/frezeleme yöntemi ile kazınarak (Yenadent D15) 20 adet üç üyeli zirkonya altyapı üretimi yapıldı. Elde edilen altyapılar sinterlendi (Tegra Speed MP1500) ve deneyimli bir teknisyen tarafından altyapıların ana model üzerinde uyumlaması yapıldı.



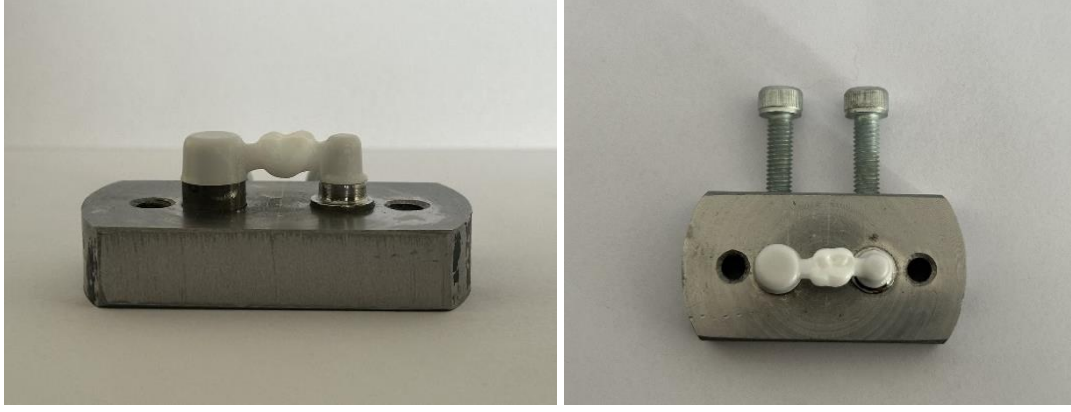
Şekil 3.10: Zirkonyum altyapı kazıma cihazı



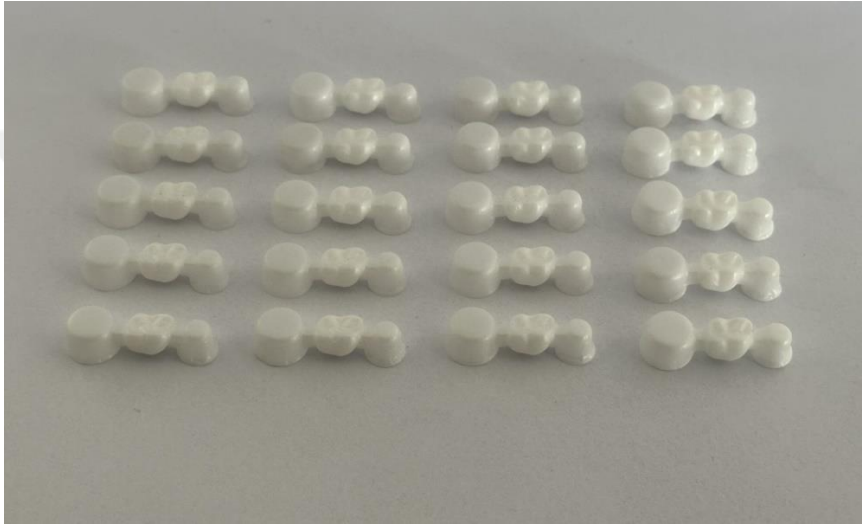
Şekil 3.11: Kullanılan zirkonyum blok



Şekil 3.12: Zirkonyum sinter cihazı



Şekil 3.13: Zirkonyum altyapının önden ve üstten görüntüsü



Şekil 3.14: 20 adet zirkonyum altyapı

3.2.3. SLM Yöntemi ile Titanyum Altyapıların Üretimi

Elde edilen ana model laboratuvar tarayıcısı (Dental Wings 7. Seri tarama cihazı) yardımı ile tarandı, STL dosyası ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Siman aralığı 30μ ayarlanarak 0,5mm kalınlığında üç üyeli altyapının bilgisayar destekli tasarımı yapıldı.

Dijital tasarımı üzerinden, eklemeli imalat cihazı (EOS M 290) ile titanyum alaşım tozlarından (EOS Titanium Ti64) 20 adet üç üyeli titanyum altyapı üretildi. Yapıdaki termal stresin giderilmesi amacıyla metal sinterleme fırınında (Nabertherm/LH120/12) kademeli olarak 4 saat $540\text{ }^{\circ}\text{C}$ ısıtılma ve sonrasında 4 saat soğutma işlemine tabii tutuldu. Üretim parametreleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 3.1: Titanyum altyapı üretim parametreleri

Parametre	Birimler
Tabaka Kalınlığı	0,06 mm
Tarama Mesafesi	0,12 mm
Lazer Hızı	1500 mm/sn
Lazer Gücü	280 W
Tarama Rotasyonu	67 °

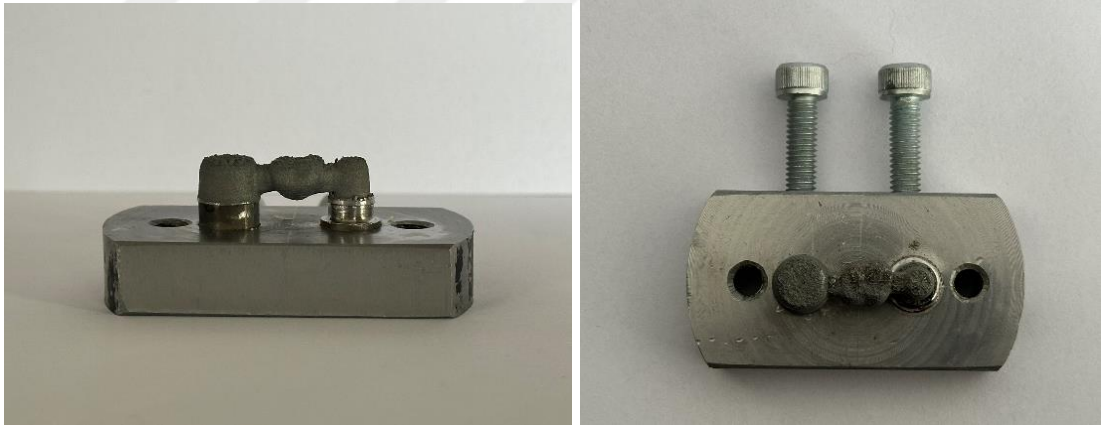
Isıl işlem prosedürü sonrasında altyapılar üretim destek çubuklarından ayrıldı, deneyimli bir teknisyen tarafından titanyum aşındırma frezleri kullanılarak (Acurata) ana model üzerinde uyumlaması yapıldı.



Şekil 3.15: Eklemeli imalat üretim cihazı



Şekil 3.16: Isıl işlem cihazı



Şekil 3.17: Titanyum altyapıların önden ve üstten görüntüsü



Şekil 3.18: 20 adet titanyum altyapı

3.3. Silikon Replikaların Hazırlanması

Üç farklı materyalden oluşmuş 20’şer adet 3 üyeli altyapıların üretiminin tamamlanmasının ardından marjinal uyumlarının değerlendirilmesine geçildi. Marjinal uyumu değerlendirmek amacıyla silikon replika tekniği kullanıldı.

Silikon replika tekniğinde, restorasyon ile preparasyon yüzeyi arasındaki boşluğu dublike edebilmesi için A tipi silikon materyalinin (Hydrorise, Zhermack İtalya) akıcı ve yoğun kıvamlı formları kullanıldı.

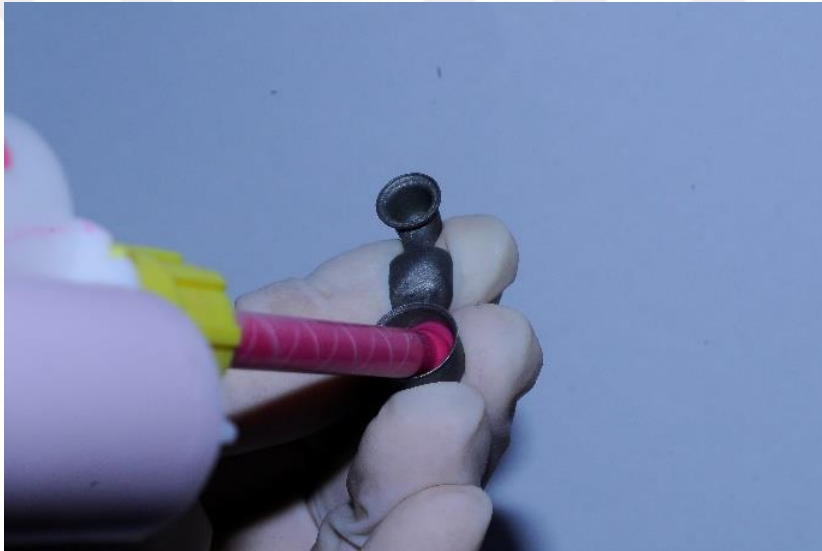


Şekil 3.19: Kullanılan yoğun ve akıcı kıvamlı A tipi silikon materyali

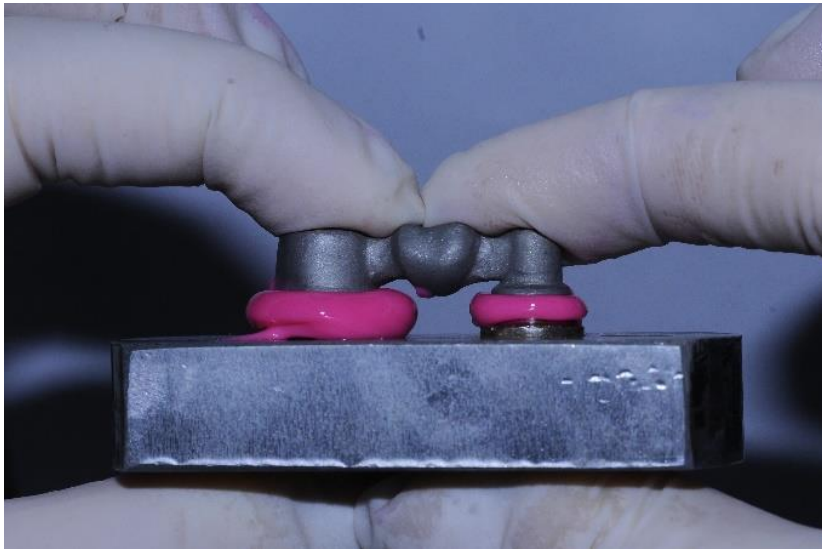
A tipi silikonun akıcı kıvamını restorasyon yüzeyine uygulayabilmek için silikon karıştırma tabancası (Dispenser D2; Zhermack SpA-İtalya), yoğun kıvamlı formu için ise karıştırma makinesi (Zhermack modulmix A) kullanıldı böylelikle homojenite ve standardizasyon sağlandı.

Silikon replikalar hazırlanırken aşağıdaki basamaklar takip edildi:

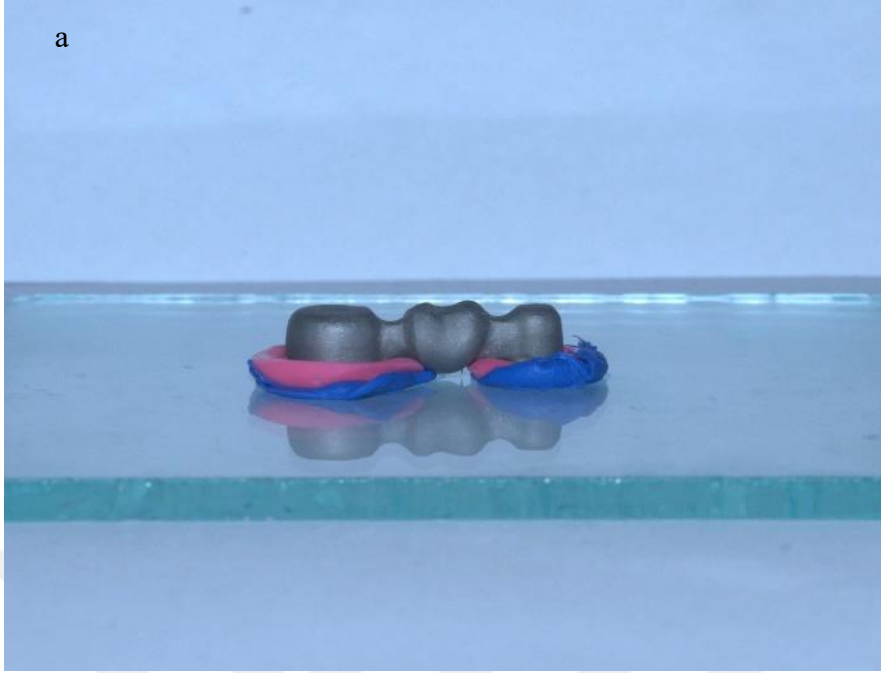
- 1- Restorasyonun içersine akıcı kıvamlı silikon sıkıldı ve parmak basıncı ile modele yerleştirildi.
- 2- Üretici firmanın talimatlarına uyularak polimerizasyon için iki buçuk dakika beklenildi.
- 3- Restorasyon içersinde kalan polimerizasyonu tamamlanmış akıcı silikon üzerine replikaya destek olması amacıyla farklı renkte koyu kıvamlı silikon malzemesi yerleştirildi, düz bir siman camı üzerine yerleştirilerek koyu kıvamlı silikonun polimerizasyonu beklendi.
- 4- Polimerizasyon tamamlandıktan sonra replikalar tek parça halinde restorasyondan ayrıldı.



Şekil 3.20: Akıcı kıvamlı silikonun restorasyon içersine yerleştirilmesi



Şekil 3.21: Restorasyonun parmak basıncı ile modele yerleştirilmesi



Şekil 3.22: a: Restorasyon içerisine yoğun kıvamlı silikonun yerleştirilerek polimerizasyonunun düz yüzey üzerinde sağlanması, b: Üstten görünümü

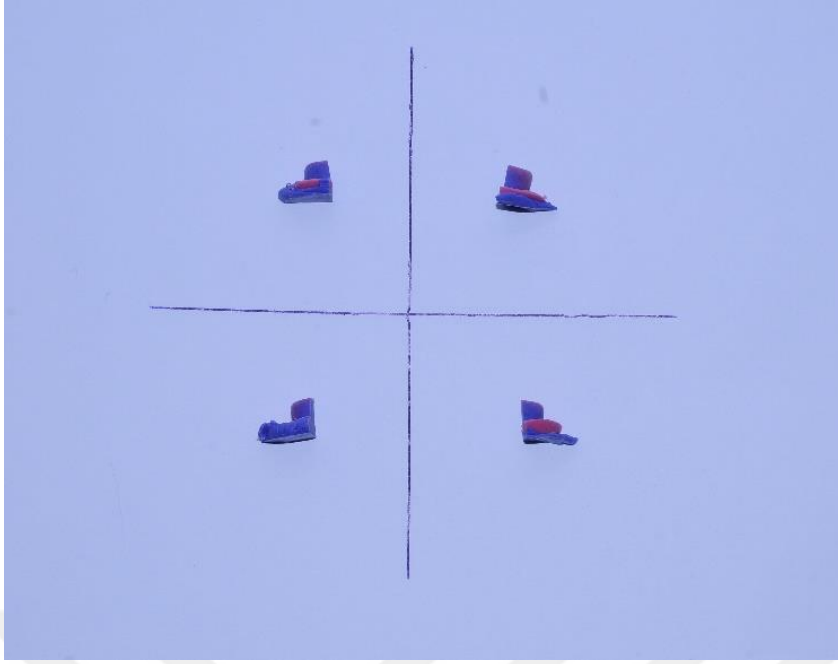


Şekil 3.23: Tek parça halinde restorasyon içerisinden çıkartılmış silikon replikalar

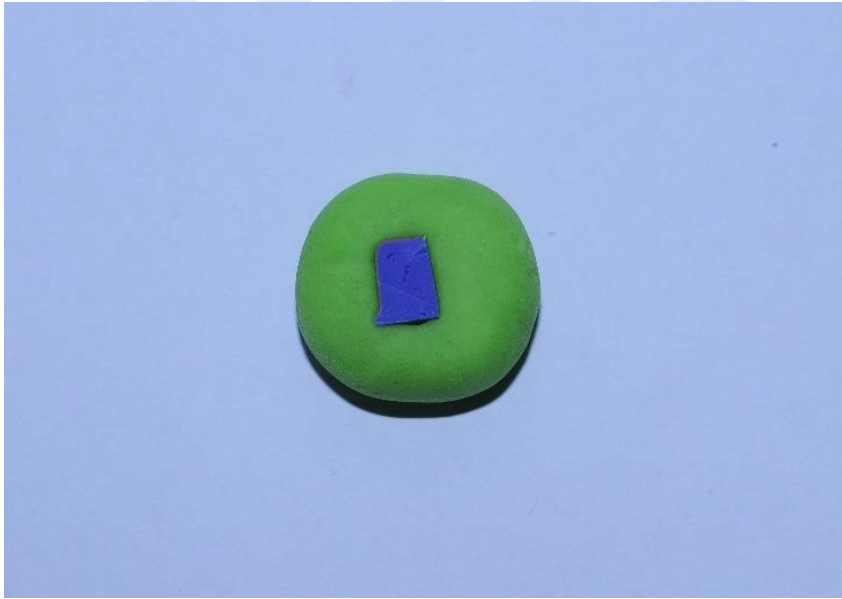
3.4. Marjinal Uyum Ölçümlerinin Yapılması

Oluşturulan silikon replikalar keskin bir bistüri (15 numaralı bisturi ucu, Plusmed, Türkiye) ile bukkolingual ve mesiodistal yönde 4 eşit parçaya ayrıldı. Ayrılan 4 kesit ile replikanın bukkal, lingual, mesial ve distal bölgeleri ayrı ayrı değerlendirildi.

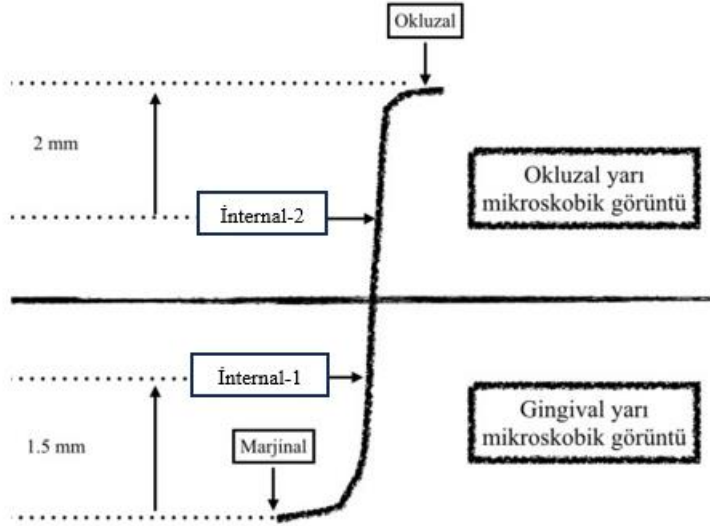
4 eşit parçaya bölünen replika farklı renkte bir oyun hamuruna sabitlendi. Sabitlenen kesitler Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde (TUAM)'da AFM (Atomik kuvvet mikroskobu) mikroskobu (Park Systems, XE-100E) altında 100X büyütmede incelendi. Büyütme altında her kesitin oklüzal, internal 1 (marjinal yüzeyin 1,5mm yukarısı), internal 2 (oklüzal yüzeyin 2mm aşağısı) ve marjinal bölgeler üzerinde ölçüm yapıldı. Ölçümler mikron cetveli yardımı ile yapıldı.



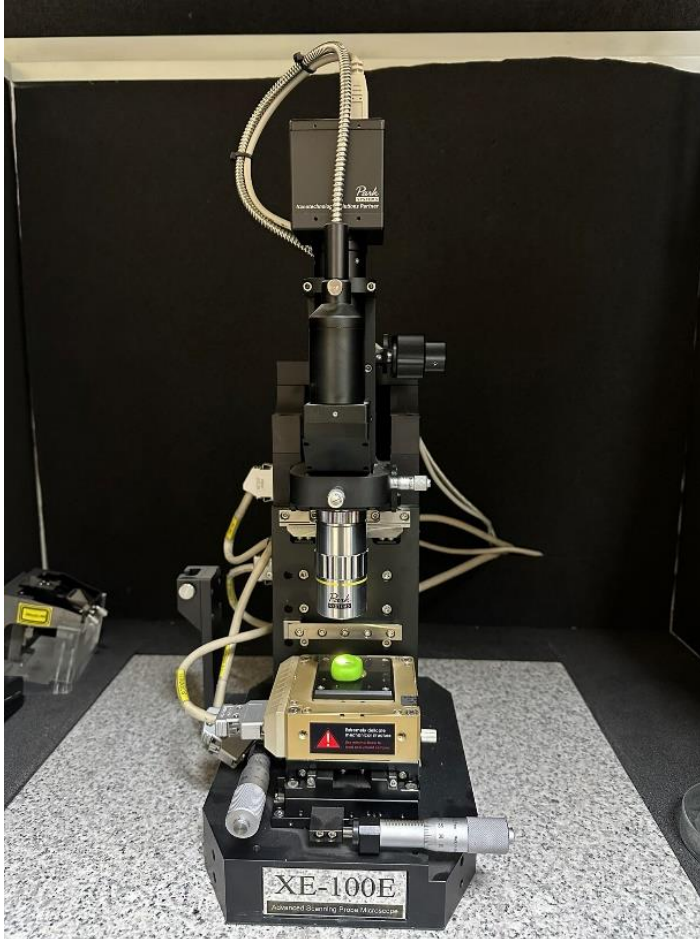
Şekil 3.24: 4 eşit parçaya ayrılmış silikon replika kesiti



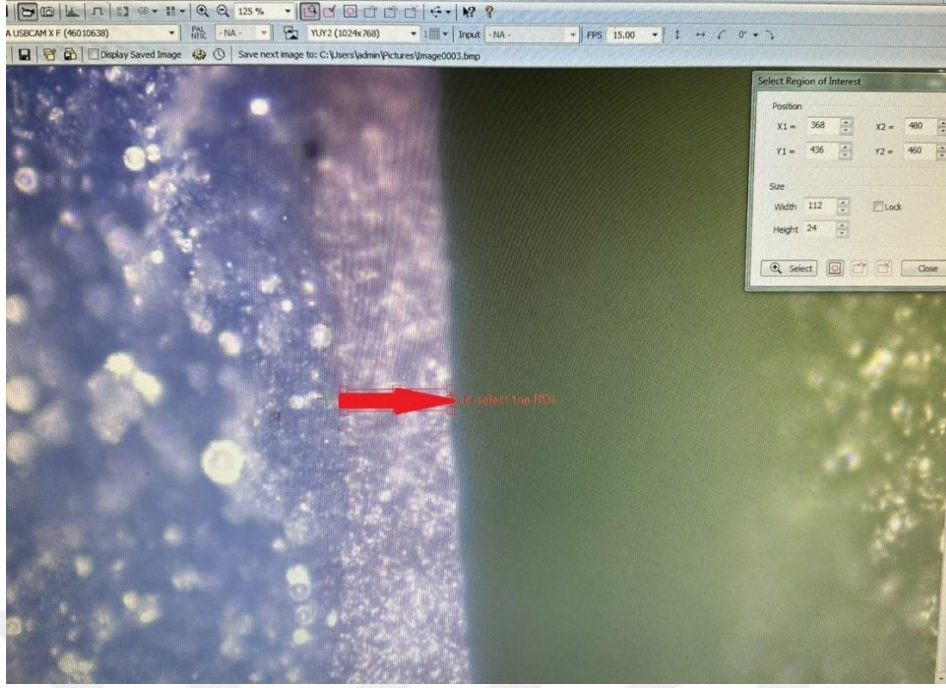
Şekil 3.25: Oyun hamuru üzerine sabitlenmiş kesit



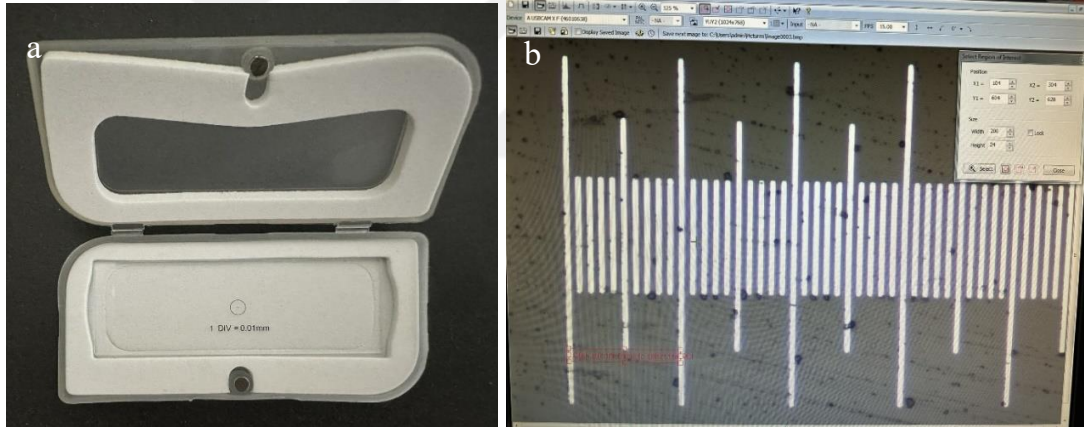
Şekil 3.26: İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görüntüsü



Şekil 3.27: Ölçümlerde kullanılan AFM mikroskobu



Şekil 3.28: 100x büyütülmüş görüntü



Şekil 3.29: a: Ölçümlerde kullanılan mikron cetveli, b: Cetvelin bilgisayarda görünümü

Her kesitten; oklüzal, internal 1, internal 2 ve marjinal olmak üzere 4'er ölçüm böylelikle her replikadan 16 ölçüm toplamda 1920 adet ölçüm yapıldı ve sisteme kaydedildi.

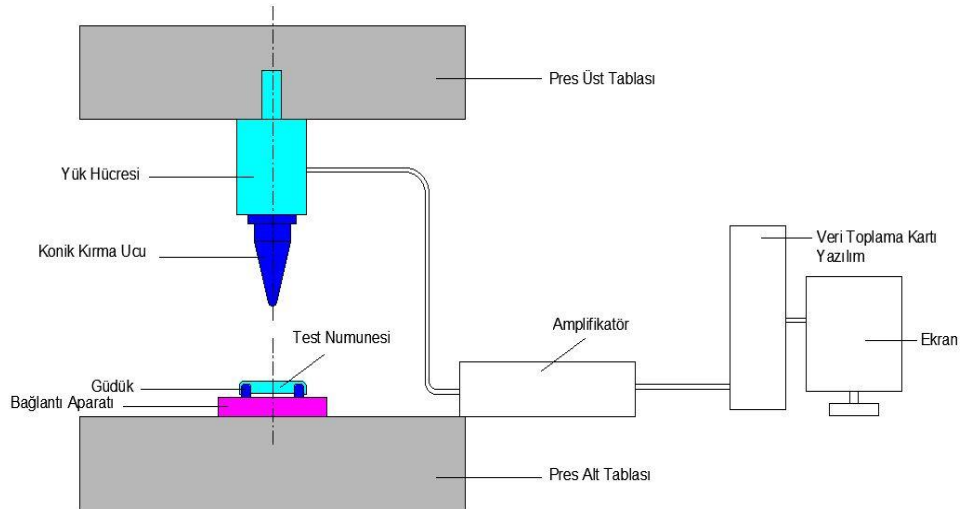
3.5. Kırılma Dayanımı Testinin Yapılması

Zirkonyum, co-cr ve titanyum altyapıların kırılma dayanımlarını değerlendirmek için Gazi Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği araştırma laboratuvarında bulunan ve yüksek kuvvetler uygulanmasına

imkân tanıyan hız kontrollü endüstriyel hidrolik press (30 Ton Hidrolik C Tipi Pres, Şahinler) kullanıldı. Press makinesinin gücü 4 KW, presleme kuvveti 600 kN'dur.



Şekil 3.30: Kırma cihazı



Şekil 3.31: Deney düzeneği şematik gösterimi

Deneyler sırasında yükleri ölçmek için presin üst tablasına bir yük hücresi takılmıştır. Yük hücresi 120 kN kapasiteye sahiptir ve saniyede 10000 veri okuyabilir. Yaptığımız çalışmada veri miktarı saniyede 2000 veri olarak ayarlanmıştır. Belirlenen veri sayısı grafiklerin elde edilmesi için yeterli olmuştur.

Altyapılar, üzerlerine uygulanacak kuvvetin üç üyeli altyapıya ait pontiğin santral fossasına denk gelecek ve aynı zamanda oklüzal düzleme dik olacak şekilde kullandığımız kırma cihazına yerleştirildi. Kuvvet hızı 1,5 mm/dk seçildi ve 5mm çapında, 48 HRC (Rockwell C) sertliğe sahip AISI 1.2379 soğuk iş takım çeliğinden oluşturulmuş kırma ucu ile altyapı arasına 40 µm kalınlığında artikülasyon kağıdı yerleştirildi. Artikülasyon kağıdının kuvvetin homojen dağılımına yardımcı olması hedeflendi ve yerleştirilen kağıt ile kuvvetin uygulandığı yer teyit edildi. Örneklerin maksimum kırılma kuvveti ve kırılma grafipleri Newton (N) cinsinden kaydedildi ve grupların kırılma paternleri incelendi. Sonuçlar yük hücresi, veri toplama kartı, amplifikatör ve bir bilgisayar yazılımı kullanılarak deney düzeneğinden bilgisayara aktarıldı.



Şekil 3.32: Zirkonyum örneklerin kırılma öncesi ve sonrası



Şekil 3.23: Co-Cr örneklerin kırılma öncesi ve sonrası



Şekil 3.24: Titanyum örneklerin kırılma öncesi ve sonrası

3.6. Çalışmadaki Örneklem Sayısı ve İstatistiksel Analiz

Çalışmadaki örnek sayısını belirlemek için çok sayıda literatür ve istatistiksel değerlendirme yapılmıştır. Çalışmanın örneklem büyüklüğü G-Power yazılım programı ile planlanmıştır (Versiyon 3.1.9.6, Hamburg, Almanya). Bu değerlendirmeler dikkate alındığında %95 güven, 0,42 etki büyüklüğü ve %81,692 test gücü ile her grupta 20 örneğin değerlendirilmesi gerektiği belirlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 20 (IBM Company, Chicago, IL, Amerika Birleşik Devletleri) paket programı ile değerlendirilmiştir.

Verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varyansları sağlanamadığından Kruskal-Wallis ve Man Whitney U istatistik testleri kullanılmıştır.

Gruplar arası farklılık incelenirken; anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup $p < 0,05$ olması durumunda gruplar arası anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise gruplar arası anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Oklüzal, İnternal ve Marjinal Aralık Değerleri

Çalışmada incelenen materyal gruplarında belirlenen oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerleri ve bu değerler arasında fark olup olmadığını belirlemek için kullanılan Kruskal Wallis H Testi sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Kruskal Wallis Testi sonuçları (n=20) (µm)

	Kobalt-Krom		Titanyum		Zirkonyum		P ^x
	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	
Premolar oklüzal (µm)	295,92 ± 32,49	286 (268-370)	248,17 ± 22,21	251 (202,5-282)	250,67 ± 16,86	246,5 (231- 274)	0,00
Premolar internal (µm)	88,91 ± 12,51	150,5 (140-163)	88,75 ± 17,84	88,37 (67,5- 120,25)	85,31 ± 7,6	85,87 (69- 97,5)	0,770
Premolar marjinal (µm)	129,63 ± 4,16	128,81 (122,5-137)	129,5 ± 15,48	132,25 (100,5-157,5)	156,05 ± 24,86	150,75 (125,5 – 191)	0,00
Molar oklüzal (µm)	316,55 ± 60,67	347 (231- 382)	262,82 ± 26,86	258,5 (227-303)	262,82 ± 25,45	254,5 (215,5- 310,75)	0,024
Molar internal (µm)	136,71 ± 32,78	142,37 (73,75- 175,75)	127,81 ± 25,96	135,5 (92,75- 166,75)	134,27 ± 16,42	139,5 (98,5- 150,5)	0,332
Molar marjinal (µm)	123,15 ± 30,38	131,5 (71- 160)	119,92 ± 25,3	118 (89,5- 166,25)	148,33 ± 11,92	149,5 (126,5- 165,25)	0,002

x: Kruskal Wallis testi

Örneklere yapılan Kruskal Wallis Testi sonucunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Premolar altyapılarda oklüzal bölge değerlendirildiğinde en yüksek oklüzal aralık değerini Co-Cr altyapı (295,92 µm) gösterirken onu zirkonyum (250,67 µm) ve titanyum altyapılar (248,17 µm) takip etmiştir. Premolar oklüzal bölgede gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. (p<0.05)
- Premolar altyapılarda internal 1 ve internal 2 olarak iki ayrı bölgeden yapılan ölçüm değerlerinin ortalaması internal aralık değeri olarak kaydedilmiş olup internal aralık değerlerine bakıldığında gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. (p>0.05)
- Premolar altyapılarda marjinal aralık değerlendirildiğinde en yüksek marjinal aralık değerini zirkonyum altyapı (156,05 µm) gösterirken onu Co-Cr (129,63 µm) ve titanyum altyapılar (129,5 µm) takip etmiştir. Premolar marjinal bölgede gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. (p<0.05)

- Molar altyapılarda oklüzal bölge değerlendirildiğinde en yüksek oklüzal aralık değerini Co-Cr altyapı (316,55 μm) gösterirken onu zirkonyum ve titanyum altyapılar (262,82 μm) eşit oklüzal aralık değerleri göstererek takip etmiştir. Molar oklüzal bölgede gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).
- Molar altyapılarda internal 1 ve internal 2 olarak iki ayrı bölgeden yapılan ölçüm değerlerinin ortalaması internal aralık değeri olarak kaydedilmiş olup internal aralık değerlerine bakıldığında gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).
- Molar altyapılarda marjinal aralık değerlendirildiğinde en yüksek marjinal aralık değerini zirkonyum altyapı (148,33 μm) gösterirken onu Co-Cr (123,15 μm) ve titanyum altyapılar (119,92 μm) takip etmiştir. Molar marjinal bölgede gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Materyal gruplarına göre oklüzal, internal ve marjinal aralık değerlerinin dağılımı şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1: Materyal gruplarına göre oklüzal, internal ve marjinal aralık değerlerinin dağılımı

Premolar ve molar bölgede üç farklı materyalden elde edilmiş altyapıların oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerleri ve değerlendirmede kullanılan Mann-Whitney U testi sonuçları Tablo 4.2 ve 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Premolar bölgenin oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve Mann-Whitney U testi sonuçları (n=20) (µm)

Premolar	Kobalt-Krom	Titanyum	Zirkonyum	P ^x
Oklüzal	295,92 ± 32,49 ^a	248,17 ± 22,21 ^b	250,67 ± 16,86 ^{bc}	ab: 0,00 ac: 0,00
İnternal	88,91 ± 12,51	88,75 ± 17,84	85,31 ± 7,6	> 0,05
Marjinal	129,63 ± 4,16 ^a	129,5 ± 15,48 ^a	156,05 ± 24,86 ^b	ab < 0,05

x: Mann-Whitney U testi (Aynı satırdaki farklı üst simge harfler gruplar arasında istatistiksel anlamda fark olduğunu göstermektedir)

Tablo 4.3: Molar bölgenin oklüzal, internal ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve Mann-Whitney U testi sonuçları (n=20) (µm)

Molar	Kobalt-Krom	Titanyum	Zirkonyum	P ^x
Oklüzal	316,55 ± 60,67 ^a	262,82 ± 26,86 ^b	262,82 ± 25,45 ^{bc}	ab: 0,02 ac: 0,017
İnternal	136,71 ± 32,78	127,81 ± 25,96	134,27 ± 16,42	> 0,05
Marjinal	123,15 ± 30,38 ^a	119,92 ± 25,3 ^a	148,33 ± 11,92 ^b	ab < 0,05

x: Mann-Whitney U testi (Aynı satırdaki farklı üst simge harfler gruplar arasında istatistiksel anlamda fark olduğunu göstermektedir)

Mann-Whitney U testi sonucunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Premolar bölgede oklüzal aralık değerleri incelendiğinde titanyum ve zirkonyum altyapıların kobalt-krom altyapılar ile arasında anlamlı fark bulunurken, titanyum ve zirkonyum altyapılar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.
- Premolar bölgede internal aralık değerleri incelendiğinde üç grup arasında da anlamlı fark bulunmamaktadır.
- Premolar bölgede marjinal aralık değerleri incelendiğinde titanyum ve kobalt-krom altyapıların zirkonyum altyapılar ile arasında anlamlı fark bulunurken, titanyum ve kobalt-krom altyapılar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.

- Molar bölgede oklüzal aralık değerleri incelendiğinde titanyum ve zirkonyum altyapıların kobalt-krom altyapılar ile arasında anlamlı fark bulunurken, titanyum ve zirkonyum altyapılar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.
- Molar bölgede internal aralık değerleri incelendiğinde üç grup arasında da anlamlı fark bulunmamaktadır.
- Molar bölgede marjinal aralık değerleri incelendiğinde titanyum ve kobalt-krom altyapıların zirkonyum altyapılar ile arasında anlamlı fark bulunurken, titanyum ve kobalt-krom altyapılar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.

4.2. Kırılma Dayanımı Değerleri

Çalışmada incelenen materyal gruplarında belirlenen kırılma dayanım değerleri ve bu değerler arasında fark olup olmadığını belirlemek için kullanılan Kruskal Wallis Testi sonuçları Tablo 4.4' de gösterilmiştir.

Tablo 4.4: Üç farklı materyalden oluşmuş üç üyeli altyapıların kırılma dayanımı değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Kruskal Wallis Testi sonuçları (n= 20) (N)

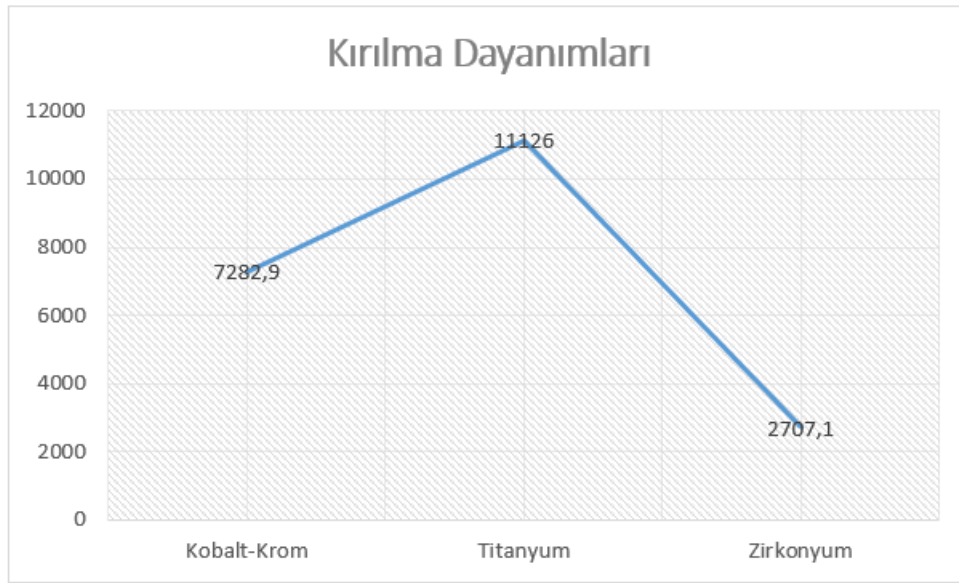
	Kobalt-Krom		Titanyum		Zirkonyum		P ^x
	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	Ortalama ± SS	Medyan (Min-Maks)	
Kırılma Dayanımları (N)	7282,9 ± 745,4	7085 (6344-8867)	11126 ± 1337,5	11551 (9141-12877)	2707,1 ± 914,5	2985,5 (1341- 3978)	0,00

x: Kruskal Wallis testi

Örneklere yapılan Kruskal Wallis Testi sonucunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Farklı üç materyalden üretilmiş üç üyeli altyapıların kırılma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek kırılma dayanım değerini titanyum grubu (11126 N) gösterirken onu kobalt-krom grubu (7282,9 N) ve zirkonyum grubu (2985,5 N) takip etmiştir.
- Kobalt-krom, titanyum ve zirkonyum grupları arasında kırılma dayanımları açısından anlamlı farklılık bulunmuştur. (p<0.05)

Materyal gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı şekil 4.2' de gösterilmiştir.



Şekil 4.2: Materyal gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin dağılımı

Üç farklı materyalden elde edilmiş üç üyeli altyapıların kırılma dayanımı değerleri ve değerlendirmede kullanılan Mann-Whitney U testi sonuçları tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5: Üç farklı materyalin kırılma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve Mann-Whitney U testi sonuçları (n=20) (N)

	Kobalt-Krom	Titanyum	Zirkonyum	P ^x
Kırılma	7282,9 ^a	11126,0 ^b	2707,1 ^c	<0,05

x: Mann-Whitney U testi (Aynı satırdaki farklı üst simge harfler gruplar arasında istatistiksel anlamda fark olduğunu göstermektedir)

Mann-Whitney U testi sonucunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Üç farklı materyalden oluşturulmuş altyapıların kırılma dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırılması yapıldığında kobalt-krom ve titanyum grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Üç farklı materyalden oluşturulmuş altyapıların kırılma dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırılması yapıldığında zirkonyum ve titanyum grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Üç farklı materyalden oluşturulmuş altyapıların kırılma dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırılması yapıldığında kobalt-krom ve zirkonyum grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$).

5. TARTIŞMA

Estetik anlamda üstün olmalarına rağmen, porselenin kırılğan yapısı nedeniyle protetik uygulamalarda metal altyapıların kullanılması kaçınılmaz hale gelmektedir. Metal porselen restorasyonlarında kullanılan metal altyapılar, sert malzemeler olmalarına rağmen yüksek yoğunlukları nedeniyle ağırlık problemi oluşturabilirler. Bunun yanı sıra, dokuda alerjik reaksiyonlara sebep olabilme ve korozyon riskleri nedeniyle hem protezin yapısında hem de dokuda bozulmalara yol açabilme potansiyelleri vardır. Bu nedenle, titanyum gibi alternatif bir metalin altyapı malzemesi olarak kullanılması için araştırmalar sürdürülmektedir (125). Titanyum temelli materyaller, mükemmel biyolojik uyumlulukları, korozyona karşı yüksek dirençleri ve düşük yoğunlukları sebebiyle protetik tedavilerde büyük ilgi görmeye başlamıştır (126). Aynı zamanda, estetik beklentilerin öncelikli olduğu durumlarda ve/veya alerjik reaksiyon riski bulunan hastalarda sabit kuron ve köprü uygulamalarında kullanılabilecek alternatif bir malzeme olan sinterlenmiş zirkonyum da değerlendirilmektedir (10). Zirkonyum, dayanıklılığı ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir materyaldir fakat sinterizasyon sürecinin uzun olması, sert bir malzeme olması nedeniyle CAD/CAM ekipmanlarında aşınmaya neden olması ve yüksek maliyeti olması gibi dezavantajlara sahiptir (11,12).

Eklemeli imalat teknolojisi, sunduğu önemli avantajlar sayesinde farklı sektörlerde tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir ve farklı ürün türlerinde uygulanabilir. Özellikle metal işleyen eklemeli imalat teknolojilerinin tasarım ve üretim süreçlerini değiştirmesi, karmaşık geometrilerin tasarımını mümkün kılması ve üretim döngülerine hızlıca yanıt verebilmesi sayesinde kullanım alanı genişlemiştir. Hafif, dayanıklı, sıcaklık ve korozyona karşı dirençli malzemelerin teknolojiye entegre edilmesiyle yüksek performanslı kompleks bileşenlerin üretimi kolaylıkla yapılabilir olmuştur. Bu kabiliyetleri sayesinde eklemeli imalat teknolojisi, tıp ve diş hekimliği alanlarında da tercih edilmektedir (127). Diş hekimliği alanında, gelişen teknolojilerle birlikte, metal altyapıların üretim yöntemlerinde de değişiklikler meydana gelmiştir. Farklı üretim teknikleri kullanılarak yapılan metal alt yapılar, restorasyonların kenar ve iç uyumunu etkileyebilir.

Marjinal ve internal uyumun incelendiği araştırmalarda, çeşitli yöntemler denenmiştir. Ölçümlerin in vivo veya in vitro olması, kullanılan değişik restoratif

materyaller, porselenin fırınlanması öncesinde veya sonrasında yapılan karşılaştırmalar, preparasyonun basamak şekli, örnek sayısı ve her bir örnek için yapılan ölçüm sayısı gibi faktörlerin marjinal ve internal uyumu etkilediği gözlemlenmiştir. Farklı koşullar altında gerçekleştirilen bu çalışmalarda, marjinal ve internal uyum sonuçları değişiklikler göstermiştir (128,129).

Sabit protetik tedavilerde iyi bir marjinal adaptasyon, protezlerin biyolojik ve mekanik olarak stabil kalmasını sağlayan en kritik unsurdur (17,34,130,131). Bu sebeple; sabit protetik tedavilerde titanyum altyapıların klinik olarak sağlayacağı avantajları eklemeli imalat teknolojisinin avantajları ile birleştirerek titanyum alaşımının klinikte güvenli ve başarılı bir şekilde hastalara uygulanabilmesinin değerlendirilmesi amacıyla; klinikte oldukça yaygın olarak kullanılan ve altın standart haline gelmiş Co-Cr ve zirkonyum altyapılar ile eklemeli imalatla üretilmiş titanyum altyapıları marjinal uyum açısından kıyaslayarak, literatüre yeni bir perspektif kazandırılması hedeflenmiştir.

Akademik araştırmalarda başarılı sonuçlar elde edilebilmek için yeterli veri sayısına sahip olmak gereklidir. Örnek sayısı, örnekler üzerindeki ölçüm noktaları ve yapılan istatistiksel testler, istatistik analiz gücünü belirleyen önemli faktörlerdir. Farklı malzemelerle üretilen tek kron restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarına dair yapılan çalışmalarda, araştırmacılar genellikle gruplardaki örnek sayısını 5-10 (11,132–134), 12-20(135–137) olarak belirtmişlerdir. Örnek sayısının azalması genellikle standart sapmanın genişlemesine, artması ise standart sapmanın azalmasına neden olabilir. Bu nedenle yaptığımız araştırmada her grubun örnek sayısı 20 adet olacak şekilde çalışılmıştır.

Marjinal uyumun değerlendirildiği araştırmalara bakıldığında; bazı çalışmalarda farklı tipte metal güdüklerin(138–144), rezin modellerin (145–148) ve implant dayanaklarının (149) kullanıldığı, bazılarında ise çekilmiş dişlerin kullanıldığı ve bu şekilde klinik aşamaların taklidinin yapıldığı görülmektedir (150–154). Çekilmiş dişler üzerinde çalışıldığında, preparasyon işlemleri tek bir araştırmacı tarafından yapılsa dahi tamamıyla standart bir preperasyon sağlanması zordur. Metal güdüklerin ise, preparasyon işlemlerinin kolayca standartlaştırılabilmesi, üretim ve ölçüm süreçlerinde aşınma olmaması gibi avantajları bulunmaktadır (108). Rosentritt ve ekibi, doğal diş, metal alaşımı ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kron restorasyonlarının marjinal uyumunu SEM (Scanning Electron Microscope) ile değerlendirmiş ve yapay güdükler ile doğal dişler arasında marjinal

uyum açısından bir fark olmadığını belirtmişlerdir (155). Bu sonuçlar ışığında, çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için, temel preparasyon kuralları (156,157) dikkate alınarak CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşımlı premolar ve molar şekilli güdükler kullanıldı. Daha sonra, tüm marjinal uyum ölçümleri tek bir ana model üzerinde gerçekleştirildi.

Temel preparasyon kuralları içerisindeki bir diğer önemli kriter de taper açısıdır. Beuer ve ekibi 4°, 8° ve 12° taper açılarına sahip diş preparasyonlarının uyumunu araştırdılar ve uyumun taper açısıyla arttığını gözlemlediler (158). Ancak Nakamura ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, taper açısının marjinal uyum üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirmiştir (159). Altyapıların marjinal adaptasyonuna bakan in vitro çalışmalar, kullanılan güdüklerin çoğunlukla 6°'lik taper açısı ile hazırlandığını göstermektedir (143,154,160,161). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kullanılan metal güdükler 6°'lik taper açısıyla hazırlandı.

Han ve ekibinin, çeşitli basamak tiplerinin titanyum altyapılı seramik kronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri araştırmada, shoulder ve chamfer basamak tiplerinin istatistiksel açıdan birbirinden farklı olmadıkları tespit edilmiştir (136). Bottino ve diğerleri çalışmalarında chamfer ve shoulder basamak çeşitlerinin marjinal uyum üzerine etkisini araştırmışlar ve sonuç olarak chamfer şeklinde basamak tipinin en iyi adaptasyonu gösterdiğini bildirmişlerdir (162). Bu nedenle bizim çalışmamızda, literatürde marjinal adaptasyonunun iyi olduğu belirtilen chamfer basamak tipi ile hazırlanmış güdükler kullanıldı. Chamfer basamak tipinin kullanılmasını destekleyen bir diğer çalışma da Han ve arkadaşları tarafından, sabit protez metal altyapılarının; TSBF (tam sinterlenmiş bloktan freze) üretim yöntemi ve kayıp mum tekniğiyle Ti alaşımı kullanılarak oluk, omuz ve bıçak sırtı basamak tasarımlarına sahip preparasyonu yapılmış dişlere uygulandığı çalışmadır. Bu çalışmada altyapıların marjinal uyumları kesit alma yöntemiyle incelenmiştir ve çalışmadan çıkarılan verilere göre; hem TSBF üretim yöntemiyle ($59.8 \pm 14.9 \mu\text{m}$) hem de kayıp mum tekniğiyle ($52.2 \pm 14.2 \mu\text{m}$) elde edilen sabit protez metal altyapılarında oluk basamak tasarımı, daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri oluşturmuştur. Oluk şeklindeki basamak tasarımını, sırasıyla kayıp mum tekniğiyle üretilen omuz şeklinde basamağa sahip alt yapılar ($55.2 \pm 20.0 \mu\text{m}$), TSBF üretim yöntemiyle elde edilen omuz şeklinde basamağa sahip alt yapılar ($67.0 \pm 14.1 \mu\text{m}$), kayıp mum tekniğiyle üretilen bıçak sırtı şeklinde basamağa sahip alt yapılar ($76.1 \pm 9.4 \mu\text{m}$) ve TSBF üretim yöntemiyle elde edilen bıçak sırtı basamak şekline sahip alt yapılar ($80.7 \pm 10.4 \mu\text{m}$) takip etmiştir. Marjinal

aralık değerlerini hem basamak tasarımı hem de üretim yöntemleri istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde etkilemiştir (136).

Amerikan Diş Hekimleri Derneği (ADA), 8 numaralı kılavuzunda siman aralığı değerinin 25µm olmasının ideal olacağını belirtmiştir (161). Shillinburg ve çalışma arkadaşları ise siman aralığı değerinin 20µm-40µm arasında olması gerektiğini ifade etmişlerdir (157). Levine ve ekibi yaptıkları araştırmada benzer değerlerde siman aralığının uygun olduğunu bulmuşlardır (163). Bu bulgular doğrultusunda, çalışmamızda siman aralığı 30µm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Literatürde metal destekli porselen restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde temel olarak üç farklı yöntem kullanılmıştır. Bu metotlar, direkt teknik, silikon replika tekniği ve kesit alma tekniğidir. Direkt yöntem, kron restorasyonu ile diş arasındaki mesafenin marjin bölgesinde ölçülmesi ilkesine dayanır. Bu yöntemin birçok avantajı bulunmaktadır. Ağız içinde uygulandığında doğrudan gözlem yapılabilir. Uygulanması basit ve maliyeti düşüktür, ayrıca diğer tekniklere kıyasla daha hızlı tamamlanır. Diğer yöntemlerde olduğu gibi karmaşık prosedürlere gerek olmadığı için ölçüm sonuçlarının etkilenme riski daha düşüktür. Ancak, direkt metotun bazı dezavantajları vardır. Bu teknikle iç uyum ölçülememektedir, bu da yöntemin kullanımını önemli ölçüde sınırlar. Ayrıca, in-vitro çalışmalarda mikroskop kullanımı şarttır. Marjinal bölge ölçümü sırasında hangi noktadan ölçüm yapılacağı konusunda belirsizlikler olabilir. Yöntem ağız içinde uygulandığında sayısal ölçümler yapılması zordur. Diş rengi ile aynı renkte bir siman kullanıldığında siman ayırt edilemeyebilir bu da yöntemin diğer bir dezavantajıdır (128).

Silikon replika metodu, kron ile diş arasındaki mesafenin bir aracı malzeme kullanılarak kaydedilmesi sonrasında bu malzemenin kalınlığının ölçülmesi olarak tanımlanır. Yöntemin birçok avantajı bulunmaktadır. Bu teknikle internal ve marjinal uyum ölçülebilir. Oluşturulan replikanın istenilen bölgesinden kesit alınabilir. Yıkıcı bir teknik değildir. Tekniğin dezavantajları da bulunmaktadır. Replika yapımında kullanılan elastomerik ölçü malzemesi, kron çıkartılırken yırtılabilir. Ayrıca, kronun yerine yerleştirilmesi sırasında elastomerik ölçü malzemesinin hidrostatik basıncı nedeniyle uyum sorunları yaşanabilir, restorasyon model üzerine tam oturmayabilir. Ölçümlerde kullanılacak mikroskop ve özel ekipmanlar gereklidir. Silikon replika tekniğindeki aşamalar, ölçüm sonuçlarının doğruluğunu etkileyebilir (128).

Kesit alma yönteminde; restorasyon simante edilir ve ölçüm yapılacak bölgeden kesitler alınır. Ölçümler, alınan kesitler üzerinde mikroskop kullanılarak gerçekleştirilir. Siman kalınlığı ölçüldüğünden görüş kesintisiz olur. Bu yöntem uzun vadeli ve aşamaları fazla olan çalışmalara olanak tanımaz çünkü yıkıcı bir metottur ve alınabilecek kesit sayısı kısıtlıdır (128). Bu zamana kadar yapılan çalışmalarda, sıklıkları az olsa da tek başına veya diğer yöntemlere ek olarak kullanılan başka yöntemler de vardır. Bunlardan bazıları; profil projeksiyon metodu, dijital mikrometre tekniği ve mikro bilgisayarlı tomografidir (128). İnternal ve marjinal uyum ölçümlerinde kullanılan tüm temel yöntemler ve dezavantajları değerlendirildi ve sonuç olarak yürüttüğümüz çalışmamızda silikon replika tekniği kullanılmasına karar verildi.

Bugüne kadar yapılan araştırmalara bakıldığında; internal ve marjinal uyum ölçümleri için farklı sayıda ve yönde kesitler alındığı bildirilmiş olup kesitler üzerinde birçok noktadan ölçüm yapıldığı görülmüştür. Günümüzde ölçüm noktalarının sayısı ve yönü konusunda standardizasyon sağlanamamıştır (108,164,165). Groten ve ekibinin çalışmasında, marjinal uyumuna bakılan kronlarda ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılmasının standart sapmayı azaltıp elde edilen sonuçların klinik açıdan güvenilirliğini artacağı öne sürülmüştür. İdeal olarak 50 olmak üzere, en azından 20-25 noktadan ölçüm yapılması önerilmektedir. Ölçüm sayısının 4-12 arasında olduğu durumlarda ise örnek sayısının artırılması daha uygun bulunmuştur (110). Farklı üretim yöntemleriyle üretimi yapılmış sabit protez metal altyapıların iç ve marjinal uyumuna bakılan bir çalışmada; kesit alma metodu kullanılarak mesiodistal yönde kesit alınmıştır ve her bir kesik diş üzerinde 11 adet olmak üzere toplamda 22 noktadan ölçüm yapılmıştır. Bu noktalardan 8'i marjinal aralık ölçümünde, 8'i aksiyal aralık ölçümünde ve diğer 6 nokta ise oklüzal aralık ölçümünde kullanılmıştır (145). Tamac ve arkadaşları bu çalışmadan farklı olarak, her bir sabit proteze ait silikon replikalardan mesiodistal ve bukkolingual yönlü 2 adet kesit aldıktan sonra her bir kesitteki 13 noktadan ölçüm yapmıştır. Bu noktaların 4'ü marjinal aralık ölçümünde, 4'ü aksiyal aralık ölçümünde diğer 5 nokta ise oklüzal aralık ölçümünde kullanılarak incelenmiştir (166). Bir başka çalışmada ise mesiodistal yönde merkezi olarak 1 kesit alınmış, bukkolingual yönde ise 3 simetrik kesit elde edilmiştir. Alınan kesitler üzerinde 4 farklı noktada marjinal aralık ölçümleri, 6 noktada da oklüzal aralık ölçümleri yapılmıştır (167).

Shokry ve arkadaşlarının, Ti, Ti-6Al-7Nb ve Cr-Ni metal alaşımlarından üretilen sabit protezleri kullandığı bir araştırmada; marjinal uyum ölçümleri mikroskop altında çevresel olarak 8 farklı noktadan gerçekleştirilmiştir (11). Shokry ve arkadaşlarına benzer şekilde Ti alaşımı kullanılarak yapılan sabit protez metal altyapılarını incelendiği farklı bir araştırmada; iç ve marjinal aralık ölçümleri bukkolingual ve mesiodistal yönlü kesitler ile birlikte 5 ayrı noktadan gerçekleştirilmiştir (136). Sabit protezlerin; Co-Cr ve Cr-Ni alaşımları ile imal edilerek kullanıldığı bir araştırmada ise, elde edilen silikon replikalardan labiolingual yönlü tek bir kesit alınmış ve toplamda 5 ayrı nokta internal uyumu değerlendirmek için kullanılmıştır. (168).

Çalışmamızda, incelenen araştırmalar doğrultusunda ölçüm için oluşturduğumuz replikalardan ilk olarak bukkolingual sonrasında mesiodistal yönde eşit olacak şekilde 4 parça elde edilerek, her parça üzerinden 4'er ölçüm yapıldı. Böylelikle her replikadan 16 ölçüm toplamda 1920 adet ölçüm yapıldı.

Silikon replikaların oluşturulması sırasında uygulanan basınçlar hakkında farklı fikirler bulunmaktadır. Çalışmalarda standartı sağlamak için silikon replikaların yerleştirilmesinde sabit bir kuvvetin kullanılması önemlidir. Bazı araştırmacılar sabit bir yük kullanırken, diğerleri ise aynı kişi tarafından uygulanan parmak basıncının standardizasyonu sağlayabileceğini ileri sürmüşlerdir. (166,169,170). Kim ve arkadaşları yaptıkları araştırmada, replikaları 50 N parmak basıncı kullanarak oluşturmuşlardır. Parmak basıncını standartlaştırmak için, uygulanan kuvvetleri elektronik bir ölçekle senkronize etmişlerdir (169). Tamac ve ekibi ise benzer bir çalışmada, silikon malzemesinin sertleşmesini esnasında 2 dakika boyunca parmak basıncı uygulamışlardır (166). Bizim çalışmamızda da, oluşturulan kronların içine akışkan kıvamdaki silikon malzeme yerleştirildikten sonra, sertleşme işlemi esnasında tek kişi tarafından oklüzal düzleme dik bir şekilde uygulanan parmak basıncı kullanıldı.

Literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda tabakalama porseleni uygulanmış çalışmalar çoğunlukta, tabakalama porseleni uygulanmadan koping veya altyapılar üzerinden değerlendirilmenin yapıldığı çalışmalar da mevcuttur. Bazı çalışmalarda copingler ve üzerlerine kaplama porseleni uygulanmış kronlar arasında marjinal uyum değerlendirmeleri yapıldığında anlamlı fark bulunmamıştır (124,171). Iwai ve arkadaşları, altyapı veya kopinglerin esas olarak kaplamalı kuronların genel adaptasyonunu tanımladığını savunmuşlardır (172).

Yaptığımız araştırma, porselen fırınlaması esnasında oluşabilecek dış etkiler göz ardı edilerek metal, zirkonyum ve titanyum esaslı altyapıların doğrudan üretim sonuçlarını değerlendirilmeyi amaçlamıştır. Bu sebeple çalışmada marjinal uyum ölçümleri, üst yapı porseleni uygulanmadan altyapılar üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Simantasyon prosedürünün marjinal aralıkta artışa neden olduğu ve farklı üretim tekniklerinin marjinal uyum üzerindeki etkisinin hassas olarak incelenmesini engellendiği bilinmektedir (111,139,173). Bu sebeple çalışmamızda marjinal uyum ölçümleri simantasyon işlemi gerçekleştirilmeden yapıldı.

Çalışmalarda, araştırmacılar kabul edilebilir marjinal aralık değerleri ile ilgili birçok farklı görüş ortaya koymuştur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) (2012) tarafından önerilen kabul edilebilir marjinal aralık değeri 25 ile 40 µm arasındadır. Ancak bu değerler neredeyse hiçbir restorasyonda görülmemektedir. Tek üyeli kronlar üzerinde yapılan çalışmalar; elde edilen sonuçların %50'sinden fazlası marjinal aralık değerinin 150 µm'yi aştığını göstermiştir (170). Tamac ve ekibi tarafından gerçekleştirilen çalışmada, 120 µm marjinal aralığa sahip kronların klinik ömrü açısından uzun dönemde daha başarılı olduğu gözlemlenirken (166), çalışmalarında kronların klinik ömürlerini değerlendiren Suarez ve ekibi ve McLean ve ekibi (151, 152) klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 50-120 µm arasında olması gerektiğini; başka bir çalışmada ise marjinal aralık değerinin en fazla 200 µm olması gerektiğini belirtmişlerdir (174,175). Kim ve ekibi, ideal marjinal açıklıkla ilgili fikir birliğinin eksik olduğunu vurgulamış ve yaptıkları araştırma sonucu premolar dişler için 132,10 µm, molar dişler için ise 128,0 µm marjinal aralık değerini bulmuşlardır (169). Yaptığımız çalışmada bulduğumuz tüm marjinal aralık değerleri kabul edilebilir sınırlarda bulundu ve Kim ve ekibin çalışması ile paralel olarak; premolar bölgede Co-Cr altyapıların marjinal aralık değerleri ortalama 129,6 µm iken titanyum altyapıların marjinal aralık değerleri ortalama 129,5 µm bulundu. Molar bölgede ise marjinal aralık değerleri ortalama 123,1 µm iken titanyum altyapıların marjinal aralık değerleri ortalama 119,9 µm bulundu. Sonuçlar karşılaştırıldığında, titanyum alaşımının üretim maliyeti, biyouyumluluk ve ağırlık açısından Co-Cr alaşımına göre daha avantajlı olması ile birlikte rutin protetik tedavilerde kullanılan Co-Cr alaşımı ile benzer kabul edilebilir marjinal uyum değerleri gösterdiği tespit edilmiştir.

Yaptığımız literatür taraması sonucunda, farklı materyallerin ve farklı üretim tekniklerinin marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmakla beraber

sonuçları birbirleriyle paralellik göstermemektedir. Farklı üretim metotlarıyla üretilmiş sabit protez Co-Cr altyapılarının marjinal uyumuna bakılan, çalışmamızla benzerlik gösteren bir araştırmada; geleneksel kayıp mum tekniği, FEMAD (Freze edilmiş mum alt yapıların dökümü) tekniği, TSBF (tam sinterlenmiş Co-Cr bloktan freze) tekniği ve SLS (seçici lazer sinterleme) yöntemi kullanılmıştır. Her bir grupta 8, toplamda 32 adet olan sabit protez metal alt yapıları, ilk olarak daylara simante edilmiş sonrasında kesit alma yöntemiyle marjinal uyumları değerlendirilmiştir. Bulgulara göre, en iyi marjinal uyum SLS üretim tekniği ile elde edilmiştir ($69.5 \pm 35.25 \mu\text{m}$). Sonrasında sırasıyla, geleneksel kayıp mum tekniği ($102.25 \pm 48.75 \mu\text{m}$), FEMAD üretim tekniği ($136.25 \pm 55.13 \mu\text{m}$) ve TSBF üretim tekniği ($188.25 \pm 107 \mu\text{m}$) gelmiştir (145). Yaptığımız çalışmada SLS yöntemiyle üretilmiş Co-Cr altyapıların marjinal aralık değerleri yukarıdaki çalışmadan yüksek çıkmıştır. Bunun sebebinin çalışmada marjinal uyum ölçümleri kesit alma yöntemi ile yapılırken bizim yaptığımız çalışmada silikon replika tekniği kullanılması olduğunu düşünmekteyiz.

Uçar ve ekibi yürüttükleri çalışmada lazer sinterize ve döküm Co-Cr alt yapıların iç uyumunu araştırmışlar ve aralarında belirgin bir fark bulamamışlardır (168). Ancak, Örtorp ve meslektaşları, üç üyeli sabit protezlerin üretiminde tercih edilen lazer sinterize Co-Cr alt yapıların döküm metal altyapılara göre daha iyi marjinal uyum sergilediğini, en yüksek marjinal aralık değerinin ise freze yöntemiyle üretilen metal alt yapılarda olduğunu gözlemlemişlerdir (145). Örtorp ve meslektaşları ile benzer bir şekilde çalışmamızda SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr altyapıların marjinal aralık değerleri freze yöntemi ile üretilen zirkonyum altyapılara göre daha düşük çıkmıştır. Bir başka çalışmada Shokry ve ekibi, sabit protezlerin TSBF üretim yöntemiyle Ti alaşımı ve kayıp mum tekniği üretim yöntemiyle de Ti, Ti-6Al-7Nb ve Cr-Ni temel metal alaşımları kullanılarak üretiminin yapmış, marjinal uyum incelemeleri için direkt yöntem kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, TSBF tekniği ile Ti alaşımı kullanılarak üretilen altyapılar, seramik uygulanmadan önce ve sonra en düşük ortalama marjinal aralık değerlerini ($24.1 \pm 1.9 \mu\text{m}$ ve $35.6 \pm 5.5 \mu\text{m}$) sergilemiştir. Kontrol grubu olan kayıp mum tekniği ile üretilen Cr-Ni alaşımından altyapılar ise tabakalama seramiği uygulanmadan önce ve sonra ($92.8 \pm 4.7 \mu\text{m}$ ve $94.0 \pm 1.6 \mu\text{m}$) en yüksek ortalama marjinal aralık değerlerini sergilemiştir (11). Çalışmamızda da Ti alaşımlı altyapıların marjinal uyumu Co-Cr alaşımlı altyapıların marjinal uyumundan daha düşük çıkmıştır. Böylelikle rutinde altın standart olarak

kullandığımız Co-Cr alaşımına göre Ti alaşımının marjinal uyum açısından avantajlı olduğu tespit edilmiştir.

Ortorp ve arkadaşlarının çalışmasında, Co-Cr alaşımı kullanılarak dört farklı üretim yöntemiyle sabit protez metal alt yapıları elde edilmiş sonrasında alt yapıların internal uyum ölçümleri, kesit alma tekniği kullanılarak hem aksiyal hem de oklüzal yüzlerde olacak şekilde ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, SLS üretim yönteminin oklüzal aralık değerleri en düşük bulunmuştur ($140\pm54.5 \mu\text{m}$). Bu yöntemin ardından sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ($164.5\pm67.5 \mu\text{m}$), konvansiyonel kayıp mum tekniği üretim yöntemi ($172\pm67.5 \mu\text{m}$) ve TSBF üretim yöntemi ($278\pm133.5 \mu\text{m}$) takip etmiştir. İnternal aralık değerleri incelendiğinde ise; SLS üretim yöntemiyle elde edilen sabit protez metal alt yapıları en düşük ortalama internal aralık değerleri göstermiştir ($55.62\pm30.12 \mu\text{m}$). Bu üretim yöntemini sırasıyla TSBF üretim yöntemi ($60.75\pm46.25 \mu\text{m}$), FEMAD üretim yöntemi ($63.13\pm33 \mu\text{m}$) ve kayıp mum tekniği üretim yöntemleri ($133\pm49.5 \mu\text{m}$) izlemiştir. (145). Bir çalışmada ise; sabit protez Co-Cr altyapılarının üretiminde 3 farklı üretim yöntemi kullanılmıştır. Bunlar; TSBF üretim yöntemi, SLS üretim yöntemi ve geleneksel kayıp mum tekniği üretimdir. Araştırmada internal uyumun değerlendirilmesi için silikon replika yöntemi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en düşük ortalama oklüzal aralık değerleri geleneksel kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile üretilmiş sabit protezlerde ($201.09\pm67.18 \mu\text{m}$) gözlemlenmiştir. Bu üretim yöntemini sırasıyla; TSBF üretim yöntemi ($265.73\pm90.72 \mu\text{m}$) ve SLS üretim yöntemleri ($290.39\pm112 \mu\text{m}$) takip etmiştir. En düşük ortalama internal aralık değerleri ise TSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezlerde ölçülmüştür ($117.5\pm30.69 \mu\text{m}$). Bu üretim yöntemini sırasıyla; geleneksel kayıp mum tekniği üretim yöntemi ($121.38\pm30.69 \mu\text{m}$) ve SLS üretim yöntemleri ($139.025\pm30.69 \mu\text{m}$) takip etmiştir (166). Park ve arkadaşlarının çalışmasında da marjinal aralık değerleri internal bölgeden oklüzal bölgeye doğru artış göstermiş ve en büyük değerler oklüzal bölgede ölçülmüştür (176). Yukarıdaki çalışmalar ve daha önceden yapılmış birçok çalışmada (145,166,177) oklüzal aralık değerlerinin internal aralık değerlerinden yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da yapılan araştırmalarla paralel olarak tüm ortalama oklüzal aralık değerleri internal aralık değerlerinden yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, oklüzal bölgelerden ölçülen marjinal açıklık değerlerinin yüksek çıkmasının sebebinin ağız içi tarama cihazının keskin kenarları net olarak ölçememesine bağlı olarak kenarların yuvarlatılması olduğunu düşünmektedir. Bu durumun, alçının optik özellikleri, kamera

kullanımı, kenarların yuvarlatılmaması ile ilgili olabileceği bildirilmiştir (166). Restorasyonların oklüzal yüzeylerinde marjinal açıklığın yüksek çıkması bu sebeplere bağlanabilir.

Zirkonya altyapılı seramiklerde marjinal uyum, diş kesiminin şekli, aşındırma işlemi, aşındırma frezlerinin boyutu, aşındırma sırasında kullanılan su soğutması gibi faktörlerden etkilenmektedir (178). Subaşı ve ekibi, farklı basamak türlerine sahip Zirkonzahn altyapılar üzerinde gerçekleştirdikleri araştırmada, shoulder basamak grubunda ortalama 112.60 µm ve chamfer basamak grubunda ortalama 119.80 µm marjinal uyum değerleri bulmuşlardır (142). Karataşlı ve ekibi de Zirkonzahn (112.11 µm) için benzer sonuçlara, ulaşmışlardır (149). Çalışmamızda, zirkonyum altyapıların ortalama marjinal aralık değeri 148,3 µm olarak bulundu. Bu değer yüksek çıkmasının, altyapılarda tek üyeli kronlar yerine, bizim çalışmamızda üç üyeli kronların kullanılmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Farklı üretim şekilleriyle üretilmiş metal ve farklı zirkonyum içerikleri ile üretilmiş zirkonyum alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada; Chamfer kenar şekli bitimi olan gruplarda da en düşük marjinal aralık değerleri Lava alt yapılarında belirlenmiştir. Onu döküm metal altyapılar, DLMS metal alt yapılar, freze metal altyapılar ve DC-Zirkon altyapılar izlemiştir. En yüksek marjinal aralık değerleri ise Zirkonzahn alt yapılarında tespit edilmiştir (179). Çalışmamızda da bu çalışma ile paralel olarak en yüksek marjinal aralık değerini zirkonyum altyapılar gösterirken onu Co-Cr ve titanyum altyapılar takip etmiştir.

Sabit bölümlü protezlerde, kullanılan materyalin fiziksel özellikleri ve tasarımı ile ilişkili olarak, artan kuvvetlerle birlikte dayanaklarda ve gövdelerde deformasyonlar meydana gelebilir. Diş hekimliğinde materyal testlerinin ideali "in-vivo" yöntemli çalışmalar olsa da, bu koşulların sağlanması hem maliyetli hem de zor olabilir. Ayrıca, birçok parametrenin eşit koşullarda değerlendirilmesinin zorluğu nedeniyle, dental materyallerin test edildiği çalışmalarda "in-vitro" yöntemlerin tercih edilmesi yaygınlaşmıştır (60). Bu bilgiler ışığında çalışmamız in vitro olarak planlandı.

Protez materyalinin sağlamlığı, protezlerin uzun vadeli klinik performansı ve stabilitesinde kritik bir rol oynar. Protez materyali, işlev sırasında oluşan stresin protez bileşenlerine, diş dokularına, varsa implant ile ilgili alanlara ve kemik-implant ara yüzüne iletimi konusunda önemli bir etkiye sahiptir (180–182). Bu yüzden de özellikle uzun köprülerde protez altyapı malzemesinin seçiminde kırılma direnci kritik bir

faktördür. Birçok çalışmada kırılma dayanımı değerlendirmeleri tek üyeli kronlar üzerinde yapılırken, çalışmamızda üç üyeli kronlar üzerinde yapılmasının sebebi üye sayısının arttırılma kırılma dayanımı değerinin öneminin artmasıdır.

Eğilme dayanımı, her iki ucundan desteklenen bir malzemenin ortasına uygulanan kuvvete dayanma yeteneğidir (4). Seramiklerin kırılma doğası nedeniyle, tasarım sürecinde eğilme dayanımının bilinmesi ve tasarımın buna göre modifiye edilmesi oldukça önemlidir. Bazı çalışmalarda seramik malzemelerin dayanıklılığı yüzey sertliğine göre ölçülmüştür ancak en güvenilir ve standart sonuçlar genellikle eğilme mukavemeti ölçüm testleriyle elde edilmektedir (183). Kırılma materyallerin sağlamlığını değerlendirmek için kırılma dayanımı testleri kullanılır. Kırılma dayanımı testleri güvenilir ve anlamlı bir ölçüm yöntemidir (184). Kırılma malzemelerde kullanılmak üzere iki eksenli testlerin daha güvenilir olduğu ifade edilir. Bu testler, malzemenin merkezinde maksimum gerilme streslerinin oluşmasını sağlar ve kenar başarısızlıklarını ortadan kaldırır (185). Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO) ve Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ANSI/ADA) tarafından önerilen üç ve dört nokta bükme testlerinin kırılma malzemelerin dayanıklılığını ölçmek için basit, hassas ve güvenilir bir yöntem olduğu birçok çalışma tarafından desteklenmiştir (185–187). Bu çalışmaların ışığında çalışmamızda, iki adet metal güdük dayanak üzerine oturtulan köprü restorasyonları pontiğin santral fossasından uygulanan kuvvetle test edilerek kırılma testi kullanıldı.

Üç üyeli köprü restorasyonların dayanıklılığını değerlendirmek için yapılan araştırmalarda kuvvet gövdenin oklüzal fossasına uygulanmıştır (188–191). Bu sebeple, çalışmamızda da Co-Cr, zirkonyum ve titanyumdan üretilmiş üç üyeli alt yapılar test edilirken kuvvetler gövdenin oklüzal fossasından uygulanmıştır. Motta ve ekibinin yaptığı bir çalışmada, üç noktalı eğme testlerinin uygulandığı plakalardaki stres dağılımı ile köprü restorasyonlarına gövdenin oklüzalinden uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin dağılımının çok yakın olduğu ifade edilmiştir (192).

Oh ve Anusavice, restorasyon ile çelik kırma ucu arasına 40 µm kalınlığında artikülasyon kağıdı yerleştirdikten sonra üç nokta eğme testlerini uygulamıştır (193). Bu yöntemle, restorasyon ile çelik bilye uç arasındaki stresin daha homojen bir şekilde dağılması amaçlanmıştır. Bizim çalışmamızda da örnekler teste tabi tutulurken artikülasyon kağıdı kullanılarak kuvvetin homojen bir şekilde dağıtılması amaçlanmış ve çelik uç ile alt yapı üzerindeki temas noktasının kontrolü sağlanmıştır.

Kırılğan malzemelerin test edilmesinde, ortamın, tasarımın ve boyutların standartlaştırılmasının yanı sıra uygulanan kuvvetin hızı da önemlidir. Yüklemenin hızı arttıkça, malzemede çatlağın ilerlemesi için yeterli zaman olmayabilir, bu da dayanıklılığın artmasına ve verilerin yanlış sonuçlanmasına neden olabilir. Bu sebeple, düşük bir yüklenme hızı gereklidir (194). Çalışmamızda bu bilgiler ışığında kullandığımız test makinesinin hızı 1.5 mm/dak olarak ayarlanarak kırma işlemi gerçekleştirildi.

Bazı çalışmalarda elastisite modülleri dentine benzer olduğu için rezinden üretilmiş kalıplar kullanılırken (195,196), bazılarında ise bizim çalışmamızda olduğu gibi metalden üretilmiş kalıplar kullanılmıştır (132,188,197–202). Dayanak görevi görecektayların şeklinin ve boyutlarının standardizasyonu metalden üretilmiş kalıplarla daha iyi sağlanmaktadır (132,202). Aynı zamanda doğal veya rezin dişlerle karşılaştırıldığında metal kalıpların yapılan testler sırasında deforme olma ihtimali düşüktür (203,204). Çalışmamızda kullanılan güdüklerin kırılma ihtimalinin düşük olduğu öngörülse de; üzerine güçlendirme işlemi uygulandı. Çubuk şekilli, silindirik veya disk şeklindeki örneklerin yerine; prepare edilmiş gerçek boyut ve formlarda premolar ve molar dişleri temsil edecek şekilde boyutları standardize edildi. Dolayısıyla bu standardizasyon, aynı koşullardaki gruplarla karşılaştırma yapılmasına olanak sağlamıştır.

Konnektör boyutu ve tasarımının kırılma direnci üzerine etkisini değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır. Hafezeqoran ve ark. kırılma direnci üzerine yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya (Sirona inCoris TZI, Sirona Dental Systems GmbH) köprüleri konnektör boyutları 9 mm² ve 12 mm² kesit alanlarına sahip olacak şekilde gruplandırmıştır. Üniversal test cihazı kullanılarak yapılan bu çalışmada ortalama kırılma kuvveti; 9 mm²'lik örnekler için 1327.4±196.37 N ve 12 mm² 'lik örnekler için 1599.8±167.09 N olarak belirlenmiştir. Sonuç olarak, konnektör kesit alanı ile kırılma direnci arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir (205). CAD-CAM sistemiyle üretimi yapılan, Y-TZP alt yapılı üç üye köprülerin kırılma dirençlerinin ve stres dağılımının araştırıldığı bir başka çalışmada, köprülerin konnektör kesit alanları 9 mm² ve 16 mm² olacak şekilde seçilmiştir. Kırılma işlemi sona erdiğinde, 16 mm²'lik kesit alanına sahip örnekler, 9 mm²'lik kesit alanına sahip örneklerle göre daha yüksek kuvvetlerde kırılmış ve stres dağılımı daha dengeli olmuştur. Çekme stresleri karşılaştırıldığında; 9 mm²'lik örneklerde stresler konnektör etrafında, 16 mm²'lik örneklerde ise pontiklerin altında stres birikimi olduğu gözlemlenmiştir (189).

Yaptığımız çalışmada üç ayrı materyalin kırılma dirençlerinin aynı koşullarda karşılaştırılması hedeflendiği için bütün altyapıların konnektör boyutu 9 mm² seçildi. Böylelikle altyapılar arasında standardizasyon sağlandı.

İn vitro çalışmalarda yapay yaşlandırmanın dahil edilmesi araştırmacılar tarafından tartışılan ve net bir sonuca varılamamış bir konudur. Pek çok yazar, araştırmalarında sadece statik yük kullanmış ve bu da kuronların kırılma direncini değerlendirmek için baskı kuvvetlerinin yeterli olduğunu ortaya koymuştur (188,195,199,206,207). Diğer yazarlar ise, ağız ortamındaki koşulları taklit etmek için çalışmalarına yapay yaşlandırmayı dahil etmişlerdir (198,200,208–211). Her iki yöntemi karşılaştıran sonuçlar tartışmalıdır; bazı yazarlar yaşlandırmanın altyapıların direnci üzerinde hiçbir etkisi olmadığını iddia ederken (198,212–216) bazıları yapay yaşlandırmanın ardından kırılma direncinde bir azalma gözlemlemiştir (217). Taranan literatür doğrultusunda çalışmamızda altyapılara yapay yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır.

Malzemelerin mekanik özellikleri, sabit protetik tedavilerde malzeme seçiminde önemli bir kriterdir; özellikle de arka bölge restorasyonları söz konusu olduğunda dayanıklılıkları uzun vadeli başarı ile doğrudan ilişkili olacağından bu durum daha da önemli hale gelir. Çiğneme veya yutma sırasında oluşan ısırma kuvvetleri, farklı kaynaklarda 10 ve 120N aralığında değişen değerlerle ifade edilmiştir (218–220). Posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 200 N ile 360 N arasında değiştiğini gösteren çalışmalar olduğu gibi (218,221,222) bazı araştırmalar bu değer 250 ile 900 N arasında olduğunu belirtmektedir (223,224). Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların çiğneme kuvvetini artırabileceği de bilinmektedir (225). Bir çalışmada, bruksizm vakalarında maksimum ısırma kuvvetinin altı katına kadar çıktığı gözlemlenmiştir (226). Parafonksiyonel kuvvetler 1000 N'a kadar ulaşabilir ve restoratif materyallerin direncini sağlamak için bu sınır referans alınmalıdır (200,206). Çalışmamızda, test edilen malzemelerin tümü 1000 N'den yüksek kırılma değerleri gösterdi ve böylece klinik çiğneme yüklerine dayanabildi. Kırılma değerleri içerisinde en yüksek değeri titanyum alaşımından üretilmiş altyapılar, sonrasında sırasıyla Co-Cr alaşımı ve zirkonyum gösterdi. Çalışmamızın sonuçlarından yola çıkarak alerjik bireylerde ve uzun köprüler ile rehabilite edilecek hastalarda zirkonyum altyapı yerine titanyum altyapıların tercih edilmesinin mekanik olarak daha büyük avantaj sağlayacağını ve restorasyonun ömrü açısından daha uzun sağkalım göstereceğini düşünmekteyiz.

Geleneksel zirkonya bloklar, genellikle 900-1200 MPa eğilme direnci gösterirler(21,23). Bu değerler çok üyeli restorasyonların yapımına olanak tanır. En sık tercih edilen zirkonya türleri, işleme ve sinterlemeden sonra en yüksek dayanıklılığa ve tokluğa sahip olan itriyum ile stabilize edilmiş Y-TZP formuna aittir (21,227). Y-TZP restorasyonlarında yaygın olarak kullanılan bir TZP türü, saf zirkonyanın %3'ü kadar itriyum oksit eklenerek oluşturulan 3Y-TZP'dir (21,228). Ancak, 3Y-TZP zirkonyaların ana dezavantajı, düşük translüsensi ve opak özellik göstermeleridir (229,230). Opasite sorununa çözüm getirmek ve anatomik olarak konturlu restorasyonlar üretebilmek için translüsensisi daha fazla olan monolitik zirkonya geliştirilmiştir (231,232). Translüsensinin artmasıyla restorasyonlar estetik açıdan kabul edilebilir olmuştur. Aynı zamanda mekanik avantajlara da sahip olduğundan translüsensisi artmış zirkonyaların kullanım sıklığı günden güne artmıştır. Zamanla "yüksek yarı saydam" zirkonya, lityum disilikat restorasyonlarına alternatif olarak gösterilmiştir (233). Monolitik zirkonyaların geliştirilmesi için içerdikleri itria oranları farklı oranlarda((4Y-PSZ), (5Y-PSZ)) artırılarak parsiyel stabilize zirkonyalar üretilmiştir (234).Bu zirkonyaların kırılma dayanımı geleneksel zirkonyalardan belirgin şekilde düşük olmasına rağmen, elastik modülleri birbirine yakındır (200-210 GPa). Lityum disilikat ile karşılaştırıldığında ise (95-105 GPa) parsiyel stabilize zirkonyaların elastik modül değerleri daha yüksektir (235). Birbirinden farklı zirkonya (örneğin, Katana, Kuraray Noritake) malzemelerin incelendiği bir araştırmada, stabilizasyonu artırmak amacıyla zirkonyaya eklenen itriyumun mol yüzdesinin azaltılmasının, malzemenin mekanik özelliklerini geliştirdiği ve kırılma direncini arttırdığı belirtilmiştir (236). Yaptığımız çalışmanın amacı, dayanıklılığı yüksek olan titanyum alaşımının kırılma direncini, rutin tedavilerde yaygın olarak kullanılan Co-Cr alaşımı ve zirkonyum ile karşılaştırmaktır. Bu nedenle, zirkonyumun yüksek dayanıklılığa sahip formu olan 3Y-TZP içerikli VITA YZ HT bloklardan faydalanıldı ve kırılma kuvveti ortalama 2707 N olarak tespit edildi. Çalışmamızda bulunan sonuçların yapılan diğer araştırmalardan yüksek bulunmasının sebebinin kimyasal olarak farklı bileşenlere sahip zirkonya kullanılması ve kuvvetin farklı koşullarda uygulanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Farklı materyallerin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Suárez ve arkadaşlarının yaptığı Metal-seramik, Lav Zirkonya, Lava Plus, VITA In-Ceram YZ ve IPS e-max ZirCAD 3 üyeli köprülerin termomekanik yaşlandırma sonrası üç nokta kırılma testine tabi tutulan çalışmalarında, veneer

seramiğinin kırılma yükü ve toplam kırılma yükü kaydedilmiştir. Metal seramik restorasyonlar, zirkonya üç üyeli köprü tasarımlarına göre daha yüksek toplam kırılma yükü (7958.15 N) göstermiştir. Toplam kırılma yükleri sırasıyla Lava plus 2181.67 N, Lava Zirkonya 1966.27 N, IPS e-max ZirCAD 1908.74 N, VITA In-Ceram YZ 1869.84 N olmuştur (200). Bir çalışmada milling yöntemi ile üretilmiş metal grubu, zirkonya ve PEEK grupları ile karşılaştırılmış ve metal grubu 10.000 N'yi aşan en yüksek kırılma yükü değerlerini göstermiştir. Elde edilen sonuçlar Co-Cr altyapıları üzerine yapılan önceki çalışmalardan daha yüksek çıkmıştır. Aynı çalışmada zirkonya grubunda en düşük kırılma yükü değerleri (1859 N) elde edilmiştir (237). Yukarıdaki çalışmalar ile paralel olarak çalışmamızda Co-Cr alaşımının kırılma dayanımı değeri zirkonyumdan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.

Literatürde direkt altyapılar üzerine kırılma dayanımını değerlendiren çalışma sayısı oldukça azdır ve çalışmaların birçoğunda tabakalama porseleni uygulaması sonrasında restorasyonlar kırılma işlemine tabii tutulmuştur. Bununla birlikte yaptığımız literatür taramasında titanyum materyalinin tabakalama porseleni uygulaması sonrası kırılma dayanımının çalışmamızda kullandığımız materyallerle kıyaslandığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Jin ve ekibinin araştırmasında, PEEK (BioHHP) ve titanyum malzemelerinden üretimi yapılmış altyapıların kırılma dayanımları incelenmiştir. Araştırmada, kırılma dayanımını incelemek amacıyla CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş iki implant üstü 3 üyeli PEEK (N=10) ve titanyum (N=10) alt yapıya sahip vida destekli protezler elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, titanyum grubunda ortalama kırılma değeri 1945 N iken, PEEK grubunda 1504 N olarak belirlenmiştir. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Titanyum grubunda altyapılarda kırık oluşmamış fakat veneer kırığı meydana gelmiştir. PEEK grubunda ise veneer kırık görülmezken altyapı kırığı tespit edilmiştir (238). Yukarıdaki çalışmada elde edilen kırılma değerlerinin, kendi çalışmamızdan daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, titanyum altyapının değil, üst yapı porseleninin kırılmasından kaynaklanmaktadır. Bizim çalışmamızda ise, altyapılar üzerine üst yapı porseleni uygulaması olmadan kırılma dayanımı değerlendirilmiştir.

Literatürde eklemeli imalat ile üretimi yapılmış titanyum üzerine kırılma dayanımını değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak titanyum altyapının kırılma dayanımının incelendiği çalışmamızla paralellik gösteren bir araştırmada, güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum (Ti-6Al4V) materyallerinden CAD/CAM

tekniği ile üretilen implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapılarının termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasındaki kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda ortalama kırılma değerleri en yüksek Titanyum grubunda (14800.20 ± 3442.296 N) bulunurken, bunu zirkonya (7318.702 ± 1385.1207 N) ve PEEK grubu (3448.998 ± 486.5770 N) izlemiştir. Kırılma dayanımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (239). Yaptığımız çalışmada bu çalışma ile benzer olarak ortalama kırılma değerleri sırasıyla titanyum grubunda 11126 N, Co-Cr grubunda 7282,9 N ve zirkonyum grubunda 2707,1 N bulundu. Üç grup arasında da kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi.

Bu tez çalışmasında altyapıların dayanıklılığı direkt  üyeli köprü altyapıları üzerine kırma testi yapılarak değerlendirilmiştir. Ancak bu altyapılar üzerlerine veneer porseleni uygulanarak klinikte kullanıldığı için; restorasyonun hem marjinal uyumu hemde kırılma dayanımı açısından değerlendirilmesinde tabakalama porseleni uygulandıktan sonra yapılacak ölçümler önem kazanmakta ve veneer porseleni uygulanarak yapılacak ileriki çalışmalarla sonuçlar değerlendirilmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Eklemeli imalatla üretilmiş titanyum altyapıların marjinal uyumlarının ve kırılma dayanımlarının in vitro olarak değerlendirilmesini amaçlayan bu araştırmanın sınırları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) En yüksek marjinal aralık değerleri hem premolar hem de molar dişlerde anlamlı olarak zirkonyum grubunda görülmüştür. Bu tez çalışmasında elde edilen tüm marjinal uyum değerleri, literatürde klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında çıkmıştır. Bu sonuçların ışığında eklemeli imalatla üretilmiş titanyum altyapıların klinikte marjinal uyum açısından başarılı bir şekilde kullanılabileceği öngörülüp bu çalışmanın sonuçlarını destekleyecek daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.
- 2) İnternal aralık değerleri karşılaştırıldığında materyaller arasında anlamlı fark bulunmamıştır.
- 3) Okluzal aralık değerleri tüm örneklerde internal ve marjinal aralık değerlerinden yüksek bulunmuştur. Titanyum ve zirkonyum grupları arasında okluzal aralık değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken, en yüksek okluzal aralık değeri anlamlı olarak Co-Cr alaşım grubunda görülmüştür.
- 4) Her ne kadar materyal farkı olsa da kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin marjinal aralık değerleri yöntemi ile ekleme yöntemi ile üretilen materyallerin marjinal aralık değerlerinden anlamlı olarak daha yüksek çıkmıştır. Bu tez çalışmasına göre altyapı üretiminde eklemeli yöntem marjinal uyum açısından daha avantajlı görünmekle birlikte, iki farklı üretim yönteminin kıyaslandığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.
- 5) Materyallerin kırılma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunmuş; en yüksek değeri titanyum alaşımı grubu göstermiştir, onu Co-Cr alaşımı ve zirkonyum grupları takip etmiştir. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre Co-cr alaşımı ve zirkonyum altyapıların ileri bruksizimli ve/veya uzun köprüler gibi sabit protetik tedavilerde mekanik olarak yetersiz kalabildiği durumlarda eklemeli imalatla üretilmiş titanyum altyapılar alternatif olarak düşünülebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Özkömür A, Ekren O. Döküm tekniğinin sabit protetik diş tedavisinde kullanılan Co-Cr alaşımlarının mikrosertlik ve mikroyapı özellikleri üzerine etkisi. Cukurova Med J. 30 Eylül 2018;43:539-44.
2. Sproesser O, Schmidlin P, 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. 01 Ekim 2014;54.
3. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int Berl Ger 1985. Haziran 1996;27(6):401-8.
4. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials [İnternet]. Elsevier Health Sciences; 2012 [a.yer 18 Mayıs 2024].
5. Yılmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. J Dent. Mart 1999;27(3):215-22.
6. Akagi K, Okamoto Y, Matsuura T, Horibe T. Properties of test metal ceramic titanium alloys. J Prosthet Dent. Eylül 1992;68(3):462-7.
7. Cai Z, Shafer T, Watanabe I, Nunn ME, Okabe T. Electrochemical characterization of cast titanium alloys. Biomaterials. Ocak 2003;24(2):213-8.
8. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J. Haziran 1993;43(3):245-53.
9. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. Int J Prosthodont. 1994;7(5):440-7.
10. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. Assem Autom. 2003;23(4):382-90.
11. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. J Prosthet Dent. Ocak 2010;103(1):45-52.
12. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2006;95(3):237-42.
13. 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. Şubat 2005;93(2):143-7.
14. Roberts M. Strategies for integrating new restorative materials with digital technology and sound restorative principles. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. Ocak 2013;34(1):52-7, 59.
15. Kenneth-j-anusavice. Phillips' Science of Dental Materials, 12e. St. Louis, Missouri; 2012.

16. Akın E. dişhekimliğinde porselen. Yenilik Basımevi; 1978.
17. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. Ocak 2009;25(1):94-102.
18. Çelik H, Göncü Başaran E, ZengiNgül Aİ, Koçoğlu H. Sabit Protezlerde Altyapı Materyalleri Ve Sınıflandırmaları. Selcuk Dent J. 31 Aralık 2021;8(3):868-74.
19. Bayındır DDF, Uzun AGDİH. TAM SERAMİK KURON SİSTEMLERİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 01 Şubat 2007;2007(2).
20. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28(3):227-35.
21. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. Ocak 1999;20(1):1-25.
22. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. Şubat 2006;27(4):535-43.
23. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. Mart 2008;24(3):299-307.
24. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod. Aralık 1994;106(6):605-14.
25. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. Int J Periodontics Restorative Dent. Nisan 2004;24(2):147-53.
26. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Dent. 1995;7(2):73-80.
27. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials. Eylül 2004;25(20):5045-52.
28. Lin JD, Duh JG. Fracture Toughness and Hardness of Ceria- and Yttria-Doped Tetragonal Zirconia Ceramics. Mater Chem Phys. 03 Şubat 2003;78:253-61.
29. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, vd. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials. Şubat 1999;20(4):371-6.
30. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent. Ağustos 1992;68(2):322-6.
31. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. Ocak 1998;14(1):64-71.
32. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent. Kasım 2001;86(5):520-5.

33. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. May 1994;71(5):453-61.
34. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*. 2001;26(4):367-74.
35. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Mart 2008;24(3):289-98.
36. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev*. 01 Temmuz 2008;44(1):3-21.
37. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. 1999;2(1):9-35.
38. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1977;38(2):216-25.
39. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*. Temmuz 2004;31(7):682-8.
40. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 01 Kasım 2007;35(11):819-26.
41. 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 Off Publ Acad Dent Mater*. Haziran 2004;20(5):449-56.
42. Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T, Watzek K. Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations. İçinde: *Journal Of Dental Research*. Int Amer Assoc Dental Research Adr/Aadr 1619 Duke St, Alexandria, VA 22314 ...; 2003. s. B194-B194.
43. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*. Nisan 2001;4(2):89-106.
44. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop*. Ekim 2000;(379):94-112.
45. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. Ocak 2005;33(1):9-18.
46. Rieger W, Kobel S, Weber W. Processing and properties of zirconia ceramics for dental applications. *Spectr Dialogue Repr* March. 2008;
47. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. Ağustos 2010;37(8):641-52.

48. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. Eylül 2003;90(3):247-54.
49. Blatz M, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 01 Temmuz 2003;34:542-7.
50. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*. 01 Ağustos 2003;255:975-89.
51. Yin L, Huang H. Ceramic Response to High Speed Grinding. *Mach Sci Technol*. 30 Aralık 2004;8.
52. Karataşlı B, Alpkılıç Dş. Zirkonyanın Diş Hekimliği'nde Kullanım Alanları. 2017 [a.yer 11 Mayıs 2024]
53. Naylor WP, DDS Goodacre CJ, Sakamoto S. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 2nd edition. Quintessence Pub Co; 2017. 232 s.
54. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Şubat 2009;18(2):188-94.
55. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. Nisan 2002;87(4):351-63.
56. MSD SFRB, MSD MFLD, editörler. Contemporary Fixed Prosthodontics. 5th edition. St. Louis, Missouri: Mosby; 2015. 888 s.
57. Kolektif, Kılıçarslan MA. Phillips Diş Hekimliği Malzeme Bilimi. 2022.
58. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4th edition. Hanover Park, IL: Quintessence Pub Co; 2008. 425 s.
59. Bezzon OL, de Mattos M da G, Ribeiro RF, Rollo JM. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthet Dent*. Kasım 1998;80(5):570-4.
60. PhD RC, PhD JMP, Powers J. Restorative Dental Materials. 11th edition. St. Louis: Mosby; 2001. 672 s.
61. Çömlekoğlu ME, Dünder M, Güngör MA, Aladağ A, Artunç C. Allergy in Dentistry: Casting Alloys, Polymers and Ceramics. *J Ege Univ Sch Dent*. 2008;29(2):81-92.
62. 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. *Mater Basel Switz*. 04 Aralık 2019;12(24):4039.
63. Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials, 13e. 13th edition. Mosby; 2011. 416 s.

64. Özer H. Saf titanyumun ve üç değişik baz metal alaşımının seramikle bağlantı dirençlerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir; 1995 [a.yer 11 Mayıs 2024].
65. Phillips RW. Skinners Science of Dental Materials. Subsequent edition. Philadelphia, Pa: W B Saunders Co; 1991. 615 s.
66. Howard H, Gall T. Metals Handbook American Society for Metals. Met Park OH. 1985;
67. DF W. Titanium and titanium alloys. DF Williams Biocompat Clin Implant Mater. 1981;9-44.
68. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2010;2010(3):213-20.
69. Özer H, User A, Toksavul S. Baz metal alaşım alt yapılı ve titanyum metal alt yapılı seramik kronların kırılma direnci değerlerinin karşılaştırılması olarak araştırılması. Ege Üniv Diş Hekim Fakülte Derg. 1999;(20):14-9.
70. Acar A. Döküm yoluyla elde edilen titanyuma farklı yüzey işlemleri uyguladıktan sonra 3 tip titanyum porseleni ile bağlantısının değerlendirilmesi. 2005 [a.yer 30 Haziran 2024]
71. Oruç S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. J Prosthet Dent. Mart 2000;83(3):314-8.
72. Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. Dent Mater J. Haziran 1990;9(1):91-9.
73. Hey J, Beuer F, Bense T, Boeckler AF. Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results. J Prosthet Dent. Ağustos 2014;112(2):150-4.
74. Adachi M, Mackert JR, Parry EE, Fairhurst CW. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. J Dent Res. Haziran 1990;69(6):1230-5.
75. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. J Prosthet Dent. Eylül 1995;74(3):223-9.
76. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Herö H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. Scand J Dent Res. Haziran 1990;98(3):268-72.
77. Al Hussaini I, Al Wazzan KA. Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. J Prosthet Dent. Ekim 2005;94(4):350-6.
78. Açıkalin A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2011;28(3):169-76.

79. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 01 Haziran 2008;204:505-11.
80. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol QDT* [İnternet]. 2005 [a.yer 18 Mayıs 2024];28.
81. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin.* 2002;46(2):405-26.
82. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* [İnternet]. 2001 [a.yer 18 Mayıs 2024];14(2).
83. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear. *J Dent Res.* Kasım 1997;76(11):1799-807.
84. Reiss B. Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):69-75.
85. Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Dent.* 2009;5(4):70-4.
86. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int.* 1989 [a.yer 18 Mayıs 2024];20(5).
87. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2007;28(8):422-4.
88. Jamie D. 3D Printing vs CNC Machining: Which is best for prototyping?- 3Dnatives. 2018.
89. Despeisse M, Ford S. The Role of Additive Manufacturing in Improving Resource Efficiency and Sustainability. İçinde: Umeda S, Nakano M, Mizuyama H, Hibino H, Kiritsis D, Von Cieminski G, editörler. *Advances in Production Management Systems: Innovative Production Management Towards Sustainable Growth.* Cham: Springer International Publishing; 2015 [a.yer 18 Mayıs 2024]. s. 129-36. (IFIP Advances in Information and Communication Technology; c. 460).
90. Mellor S, Hao L, Zhang D. Additive manufacturing: A framework for implementation. *Int J Prod Econ.* 2014;149:194-201.
91. Annual Book of ASTM Standards: 2012. Electrical insulation and electronics. Electrical insulating liquids and gases; Electrical protective equipment. Section 10. Vol. 10.03.
92. F42 Committee. Terminology for Additive Manufacturing Technologies. ASTM International; [a.yer 30 Haziran 2024].
93. Gebisa AW, Lemu HG. Investigating effects of fused-deposition modeling (FDM) processing parameters on flexural properties of ULTEM 9085 using designed experiment. *Materials.* 2018;11(4):500.

94. Çelik K, Özkan A. Eklemeli imalat yöntemleri ile üretim ve onarım uygulamaları. Düzce Üniversitesi Bilim Ve Teknol Derg. 2017;5(1):107-21.
95. Özsoy K, Duman B. Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baskı) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanılabilirliği. Int J 3D Print Technol Digit Ind. 2017;1(1):36-48.
96. Kaleli N, Saraç D. Protetik diş tedavisinde lazer sinterleme sistemleri. Ondokuz Mayıs Üniv Diş Hekim Derg [Internet]. 2014 [a.yer 24 Temmuz 2024];15(3).
97. Anderl R, Schmid HJ, Kage M, Karg MCH. Additive manufacturing. Acatech-Natl Acad Sci Eng Ger. 2017;
98. Kruth JP, Mercelis P, Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting. Rapid Prototyp J. 01 Şubat 2005;11:26-36.
99. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS-Development history and state of the art. Proc 4th LANE 2004 Sept 22-24. 01 Ocak 2004;
100. Selective Laser Melting and Milling, SLMM [Internet]. [a.yer 30 Haziran 2024].
101. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28(1):3-12.
102. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. Compos Part B Eng. 2018;143:172-96.
103. Formlabs. [a.yer 24 Temmuz 2024]. Stereolithography 3D Printing: From the 1980s to Now.
104. Dijital Diş Hekimliği - Adım Adım Rehber ve Vaka Atlası [a.yer 24 Temmuz 2024].
105. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. J Oral Rehabil. 01 Kasım 2010;37:866-76.
106. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. J Prosthet Dent. Kasım 2005;94(5):430-4.
107. Ushiwata O, Moraes J. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for Toolmakers microscope. J Prosthet Dent. 01 Nisan 2000;83:362-6.
108. Balkaya M, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown Systems. J Prosthet Dent. 01 Nisan 2005;93:346-55.
109. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. J Oral Rehabil. Ekim 2005;32(10):753-8.

110. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*. Ocak 2000;83(1):40-9.
111. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil*. Aralık 1997;24(12):871-81.
112. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. Ekim 1991;66(4):426-31.
113. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*. 2004;17(6):680-5.
114. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):419-24.
115. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. Nisan 2005;113(2):174-9.
116. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*. 26 Haziran 2004;196(12):766-70; discussion 760, quiz 780.
117. Albakry M, Guazzato M, Swain M. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 06 Ağustos 2003;
118. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Ağustos 2011;27(8):786-95.
119. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Şubat 2010;26(2):e78-93.
120. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*. Aralık 1990;69(12):1791-9.
121. Craig RG. *Restorative dental materials*. 9th ed. St. Louis: Mosby; 1993. xix, 581 s.
122. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Eylül 1999;15(5):359-62.
123. Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, Özcan M. Evaluation of zirconia and zirconia-reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. Eylül 2020;32(6):560-8.

124. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*. Temmuz 1999;26(7):582-93.
125. Jorge JRP, Barao VAR, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 [a.yer 25 Mayıs 2024];28(2).
126. Özcan M, Hämmerle C. Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls. *Materials*. 2012;5(9):1528-45.
127. Koc B, Demir E, Canyurt O, Salancı M, Bilgin G, Pehlivanogullari B, vd. Eklemeli İmalat Teknolojileri Yol Haritası Çalıştayı Sonuç Rapor. 2020.
128. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Temmuz 2013;22(5):419-28.
129. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. Nisan 2018;119(4):545-51.
130. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):109-16.
131. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):529-35.
132. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. Aralık 2009;102(6):378-84.
133. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*. Nisan 2017;61(2):106-12.
134. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*. Ağustos 2014;112(2):249-56.
135. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. Ağustos 2017;118(2):200-7.
136. Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent*. Eylül 2011;106(3):191-7.

137. Saber FS, Abolfazli N, Mahboub F, Razavi FE. The effect of occlusal surface relief of dies on marginal adaptation of metal-ceramic casting copings. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Haziran 2013;22(4):287-91.
138. Baig MR, Tan KBC, Nicholls JJ. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*. Ekim 2010;104(4):216-27.
139. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent*. Şubat 2011;105(2):108-14.
140. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008;21(5):398-9.
141. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. Eylül 2009;13(3):343-9.
142. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent*. Nisan 2012;6(2):163-8.
143. 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*. Eylül 2004;92(3):250-7.
144. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. *J Oral Rehabil*. Şubat 2009;36(2):142-9.
145. 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 Off Publ Acad Dent Mater*. Nisan 2011;27(4):356-63.
146. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Aralık 2008;17(8):621-6.
147. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil*. Nisan 2010;37(4):283-91.
148. 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*. Ağustos 2011;15(4):527-36.
149. Karataşlı O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu 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.
150. van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, vd. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants

in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S111-120.

151. 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 Off J Am Coll Prosthodont.* Haziran 2012;21(4):291-5.

152. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* Nisan 2009;101(4):239-47.

153. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2006;15(3):155-63.

154. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2007;16(4):233-7.

155. 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(5):387-91.

156. Noort RV. *An Introduction to Dental Materials.* 2nd edition. Edinburgh ; New York: Mosby; 2002. 312 s.

157. Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE, Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* Subsequent edition. Chicago: Quintessence Pub Co; 1997. 582 s.

158. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int Berl Ger 1985. Mart* 2009;40(3):243-50.

159. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):244-8.

160. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* Kasım 2011;27(11):1119-26.

161. 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.* Haziran 2004;91(6):554-60.

162. 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 Berl Ger 1985.* 2007;38(7):e425-432.

163. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent.* Ağustos 1989;62(2):175-8.

164. 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;16(6):587-92.
165. 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.* 01 Aralık 2011;3:196-203.
166. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* Ekim 2014;112(4):909-13.
167. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* Ekim 2008;24(10):1311-5.
168. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* Ekim 2009;102(4):253-9.
169. 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.* Mayıs 2013;5(2):179-86.
170. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* Aralık 2014;112(6):1437-40.
171. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J.* Eylül 2007;26(5):659-64.
172. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand.* Ağustos 2008;66(4):214-8.
173. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* Mart 2003;89(3):268-74.
174. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):229-32.
175. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 03 Ağustos 1971;131(3):107-11.
176. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont.* Nisan 2015;7(2):122-8.
177. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* Mart 2006;95(3):194-200.

178. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand*. Kasım 2005;63(6):361-6.
179. Ateş SM. Değişik yöntemlerle hazırlanmış metal alt yapılar ile zirkonya esaslı alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarının karşılaştırılması. [a.yer 25 Mayıs 2024]
180. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci*. 2013;55(3):239-44.
181. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*. Eylül 2013;71(5):1243-9.
182. Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. Fracture strength of three-unit implant supported fixed partial dentures with excessive crown height fabricated from different materials. *J Dent Tehran Iran*. 2016;13(6):400.
183. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1992;5(5):409-14.
184. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Ağustos 2007;23(8):1018-29.
185. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 1996;9(5):434-9.
186. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995;8(3):239-46.
187. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Temmuz 1990;6(3):181-4.
188. López-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Rodríguez V, Suárez MJ. Fracture resistance and failure mode of posterior fixed dental prostheses fabricated with two zirconia CAD/CAM systems. *J Clin Exp Dent*. Nisan 2015;7(2):e250-253.
189. Borba M, Duan Y, Griggs JA, Cesar PF, Della Bona Á. Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Nisan 2015;31(4):413-22.
190. Tatar K. CAD/CAM sistemi ile üretilen cam seramik köprü restorasyonlarda üye sayısının ve konnektör tasarımının kırılma dayanımı üzerine etkisi. [a.yer 25 Mayıs 2024]
191. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Vult von Steyern P, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil*. Temmuz 2007;34(7):503-7.

192. Motta AB, Pereira LC, da Cunha ARCC, Duda FP. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs*. Nisan 2008;32(4):283-91.
193. Oh WS, Anusavice K. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 01 Mayıs 2002;87:536-42.
194. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*. 1996;9(6):563-71.
195. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*. Haziran 2004;91(6):561-9.
196. Lawson NC, Jurado CA, Huang CT, Morris GP, Burgess JO, Liu PR, vd. Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Temmuz 2019;28(6):659-65.
197. Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez MJ. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J*. 29 Kasım 2017;36(6):816-21.
198. Lopez-Suarez C, Tobar C, Sola-Ruiz MF, Pelaez J, Suarez MJ. Effect of Thermomechanical and Static Loading on the Load to Fracture of Metal-Ceramic, Monolithic, and Veneered Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Şubat 2019;28(2):171-8.
199. Rodríguez V, Castillo-Oyagüe R, López-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Suárez-García MJ. Fracture Load Before and After Veneering Zirconia Posterior Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Ekim 2016;25(7):550-6.
200. López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent*. Haziran 2018;73:97-104.
201. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12.
202. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J*. 26 Temmuz 2017;36(4):387-93.
203. Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig*. Mart 2015;19(2):401-11.

204. Eroğlu Z, Gurbulak AG. Fatigue behavior of zirconia-ceramic, galvano-ceramic, and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Ekim 2013;22(7):516-22.
205. Hafezeqoran A, Koodaryan R, Hemmati Y, Akbarzadeh A. Effect of connector size and design on the fracture resistance of monolithic zirconia fixed dental prosthesis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2020;14(4):218-22.
206. Augstin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont*. 2012;25(3):294-300.
207. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*. 2013;32(1):42-7.
208. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int Berl Ger 1985*. Eylül 2009;40(8):655-62.
209. Ambré MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Temmuz 2013;22(5):377-82.
210. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*. Eylül 2006;33(9):682-9.
211. Fardin VP, de Paula VG, Bonfante EA, Coelho PG, Bonfante G. Lifetime prediction of zirconia and metal ceramic crowns loaded on marginal ridges. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Aralık 2016;32(12):1543-54.
212. Yang R, Arola D, Han Z, Zhang X. A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent*. Ekim 2014;112(4):878-85.
213. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. Haziran 2010;18(2):50-4.
214. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent*. Ağustos 2012;108(2):96-101.
215. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci*. Ağustos 2008;116(4):381-6.

216. Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*. Ağustos 2015;114(2):266-71.
217. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater*. Eylül 2008;4(5):1440-7.
218. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*. Ocak 1976;3(1):57-67.
219. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*. 2004;49(10):805-16.
220. BULUT AC, ATSÜ SS. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2015 [a.yer 25 Mayıs 2024];26(1).
221. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 't Hof MA, Witter DJ, Kalk W, vd. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J Dent Res*. Temmuz 2000;79(7):1519-24.
222. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* [İnternet]. 2002 [a.yer 25 Mayıs 2024];15(1).
223. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. Haziran 2018;119(6):987-93.
224. Lan TH, Liu PH, Chou MMC, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J Prosthet Dent*. Ocak 2016;115(1):76-83.
225. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil*. Mayıs 2001;28(5):485-91.
226. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*. Ağustos 1986;56(2):226-9.
227. Ruhle M, Claussen N, Heuer AH. Microstructural studies of Y 2 O 3-containing tetragonal ZrO 2 polycrystals (Y-TZP). İçinde: *Science and technology of zirconia II*. 1983 [a.yer 26 Mayıs 2024].
228. 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 Off Publ Acad Dent Mater*. Aralık 2002;18(8):590-5.
229. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, vd. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for

- dental restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Aralık 2016;32(12):e327-37.
230. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Kasım 2008;24(11):1506-11.
231. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Ekim 2014;30(10):1195-203.
232. Zhang F, Spies BC, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller WD, vd. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Aralık 2019;35(12):1776-90.
233. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, vd. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. Mayıs 2017;60:70-6.
234. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. Şubat 2018;97(2):140-7.
235. Yan J, Kaizer MR, Zhang Y. Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *J Mech Behav Biomed Mater*. Aralık 2018;88:170-5.
236. Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Närhi T. Fracture Load of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. Aralık 2020;29(9):787-91.
237. Rodríguez V, Tobar C, López-Suárez C, Peláez J, Suárez MJ. Fracture Load of Metal, Zirconia and Polyetheretherketone Posterior CAD-CAM Milled Fixed Partial Denture Frameworks. *Mater Basel Switz*. 18 Şubat 2021;14(4):959.
238. Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, vd. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. Ekim 2019;122(4):383-8.
239. Erol KU. Güçlendirilmiş polietereeterketon, zirkonya ve titanyum materyallerinden elde edilen implant üstü parsiyel hibrit protezlerin alt yapılarının termomekanik yaşlandırma sonrası marjinal uyum, kırılma dayanımları ve kırılma tipleri açısından değerlendirilmesi. Evaluation of marginal adaptation, fracture strength and fracture types in implant supported HYBRİD prosthesis made of polyetheretherketon, zirconia and titanium materials after thermomechanical aging procedure. 2021 [a.yer 24 Temmuz 2024]

EKLER

EK-1: ETİK KURUL ONAYI

	T.C. AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	06.01.2023
Birimi : Tıbbi Etik Kurul Başkanlığı Kodu : 2011-KAEK-2 Sayı : 2023/23 Konu : Tıbbi Etik Kurul Kararı		
Sayın; Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi AFYONKARAHİSAR		
İlgi: Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 06.01.2023 tarih ve 2023/23 sayılı kararı. Sorumluluğunuzda yürütülecek olan “Eklemleri İmalatla Üretilmiş Titanyum Altyapıların Kırılma Dayanımlarının ve Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi” başlıklı çalışmanıza ilişkin alınan ilgi sayılı Etik Kurul Kararı ekte gönderilmiştir. Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.		
		Prof. Dr. Dağıstan Tolga ARIÖZ Etik Kurul Başkanı
EK: 1-İlgi sayılı karar (1 sayfa)		
Ali Çetinkaya kampüsü, Afyon – İzmir Yolu 8.Km 03200 / AFYONKARAHİSAR Ayrıntılı bilgi için irtibat: Bülent ÜNAL Telefon: 0. 272.2463301–2463304 Faks: 0. 272.2462707 e-posta: klinikarastirmalar@aku.edu.tr		

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	06.01.2023	Toplantı Numarası	2023/1	Toplantı Saati	09:00	Etik Kurul Kodu
23- Dr. Öğr. Üyesi Nergiz UZ'un sorumluluğunda yürütülecek olan "Eklemeli İmalatla Üretilmiş Titanyum Altyapıların Kırılma Dayanımlarının ve Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" konulu <u>Girişimsel Olmayan</u> Klinik Araştırmalar için başvuru dosyası incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Sağlık Bakanlığı'nın 13.04.2013 tarih 28617 sayılı Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmeliği ve yayımlanan kılavuzlarında belirtilen hususlar dikkate alınarak, sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.						

