



T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ



**FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLEN TİTANYUM ALTYAPILI
PORSELEN KRONLARIN KLİNİK TAKİBİ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Doktora Tezi

Elif Ezgi KAYA

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İzmir

2021

T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**Farklı Tekniklerle Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Kronların
Klinik Takibi ve Değerlendirilmesi**

Dt. Elif Ezgi KAYA

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

İzmir

2021

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Danışman : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

Üye : Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU

Üye : Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

Üye : Prof. Dr. Ebru Çal

Üye : Prof. Dr. Muhittin TOMAN

Üye : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

Önsöz

Titanyumun yüksek biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, yüksek mekanik özellikleri ve korozyona karşı direnci, bu metalin diş hekimliğinde kullanılan bir materyal olmasını sağlamıştır. Titanyumun biyouyumlu olması nedeniyle, günümüzde kullanılan metal altyapı alaşımlarına göre hastalarda özellikle de alerjik ve otoimmün rahatsızlığı olan kişilerde avantaj sağlar. Ancak titanyum uygulanabilirliği ve işlenebilirliği zor bir metaldir. Titanyumun porselenle bağlantısının da zor olması bu restorasyonların üretiminde kullanılan yöntemler içinde gerek döküm gerekse CAD/CAM (Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing) yöntemlerinin karşılaştırılması ve bu iki yöntem için klinik uygulanabilirliğini değerlendirmek için planladığımız bu çalışmada yöntemlere göre hastalara uygulanan kronların performanslarını değerlendirilmiştir. Bu amaçla planlanan doktora çalışmasının,

Doktora eğitimim süresince bana her konuda yol gösteren desteğini esirgemeyen, tez çalışmamı belirlenmesinde ve yürütülmesinde her aşamada destek olan, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle hem eğitim hem de hayatta yol göstericim olan yeri doldurulamaz öğrencisi olmaktan gurur duyduğum çok değerli hocam sayın Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a,

Doktoraya başladığım günden beri klinik ve akademik anlamda gelişmeye katkıda bulunan kendisinden çok şey öğrendiğim değerli hocam sayın Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU'na,

Tez izleme komitemden emekliliği nedeniyle ayrılan ve komitemde yer aldığı süreçte bilgileri ile çalışmamı yönlendiren sayın Prof. Dr. Özgür İNAN'a,

Tez izleme komitemde yer alan ve bilgileri ile çalışmamı yönlendiren sayın Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi sayın Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR'e,

Doktora eğitimim boyunca bana büyük destek veren ve her daim yanımda olan değerli sayın Dr. Dt. Ece TAMAC'a,

Çalışmamın istatistiksel analizlerin uygulanması ve yorumlanmasında bilgi ve desteğini benden esirgemeyen Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı Öğretim Üyesi sayın Doç. Dr. Timur KÖSE'ye,

Doktora eğitimim boyunca emeği geçen bilgi ve tecrübelerini paylaşarak pratik ve teorik olarak gelişmemde katkıda bulunan anabilim dalımızın değerli öğretim

üyelerine ve tezimin laboratuvar bölümlerini gerçekleştirdiğim Dental Labor ve çalışanlarına,

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, yanımda olan ve beni bugün olduğum insan yapan hayattaki en değerlilerim aileme; babam Ünsal KAYA ve annem Yasemin KAYA'ya , kardeşim Burak Kaan KAYA'ya,

Yoğun doktora eğitimi süresince yanımda olan ve beraber çalıştığım çalışma arkadaşlarıma ve meslektaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, Temmuz 2021

Elif Ezgi KAYA



Özet

FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLEN TİTANYUM ALTYAPILI PORSELEN KRONLARIN KLİNİK TAKİBİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ

Günümüz diş hekimliğinde metallere alternatif estetik materyaller bulunmasına rağmen sabit restorasyonlarda, metal altyapılı seramik restorasyonlar güncelliğini korumaya devam etmektedir. Titanyum ise diş hekimliğinde yüksek biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, düşük ısı iletkenliği, korozyona karşı yüksek direnciyle uzun yıllardır kullanılan bir metaldir. Ancak titanyum, işlenebilirliği ve porselenle bağlantısı zor bir metaryaldir. Bu kısa dönemli klinik prospektif çalışmada farklı tekniklerle üretilmiş titanyum altyapılı porselen kronların klinik olarak karşılaştırılmalı değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne molar dişlerindeki madde kaybı şikayeti ile başvuran ve bu şikayetlerinin kaplama ile tamamlanmasını talep eden hastalara 40 adet kron yapılmıştır. Birinci gruba 20 adet CAD/CAM, ikinci gruba 20 adet konvansiyonel döküm tekniğiyle titanyum altyapılı porselen kronlar yapılmıştır. Hastalar 0-3-6-12 ve 18 ay takip edilmiş, bu takip seanslarında World Dental Federation (FDI) kriterlerine göre alınan verilerin istatistiksel değerlendirmeleri yapılmıştır. Radyografik ve klinik muayeneleri yapılan hastaların diş preparasyonu dişin anatomik formuna uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Dişlerin preparasyonu tamamlandıktan sonra polivinil siloksan ölçü maddesiyle (Elite HD+ Maxi Tray Material, Zhermack, Italy) tüm diş arkının ölçüsü alınmıştır. Laboratuvar aşamasında, konvansiyonel yöntemle dökümü gerçekleştirilecek olan titanyum altyapılı seramik grubunun dökümü, ergitme argon atmosferi altında yüksek frekanslı indüksiyon cihazı (Dentaurum rematitan autocast; Ispringen, Deutchland) kullanılarak yapılmıştır. CAD/CAM yöntemiyle üretilen titanyum altyapıların hazırlanışı için elde edilen modeller dijital tarayıcıyla (7series 3D scanners, Dental Wings Inc, Canada) dijital ortama aktarıldıktan sonra dizaynı gerçekleştirilmiştir. CNC kazıma makinesinde (M30 Dental CNC Machine, Camcube, Canada) altyapıların üretimi tamamlanmıştır. Ardından tesviyeleri gerçekleştirilen titanyum altyapıları prova için kliniğe gönderilmiştir. Metal altyapıların uyumları klinikte ağız içinde kontrol edildikten sonra altyapılar, üst yapı seramiğinin yüklenmesi için tekrar laboratuvara gönderilmiştir. Altyapılara titanyum alt yapılar

için özel üretilmiş olan düşük ısı porseleni (Triceram, Dentaurem Germany) yüklenip dentin prova için kliniēe gönderilmiştir. Kenar uyumu, kontaktı ve oklüzyonu kontrol edildikten sonra restorasyonlar, glazre gönderilmiştir. Glazürü tamamlanan restorasyonların hasta aēzında son uyum kontrolleri tekrar yapılmıştır. Simantasyon, inko polikarboksilat simanla (Adhesor Carbofine, Spofa Dental, Czech Republic) retici firmanın nerileri doērultusunda toz-likit oranlarında karıştırılarak gerçekleştirilmiştir. 0, 6, 12 ve 18. aylarda kontrol seanslarına aērılan hastaların FDI kriterlerine estetik, fonksiyonel ve biyolojik özellikleri deēerlendirilmiřtir. 18 ay boyunca restorasyonların hiçbirinin yeniden yapılması gerekmemiştir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Çalışmada yer alan hastalarımızın kontrol seansında yapılan muayene ve yapılan aēız içi deēerlendirmelerinin sonucunda CAD/CAM ve döküm yöntemiyle üretilen restorasyonların başarılı sonuçlara sahip olduēu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Titanyum; titanyum altyapılı porselen kron; titanyum CAD/CAM milling; titanyum döküm

Abstract

Clinical Follow-Up And Evaluation Of Porcelain Veneering Titanium Produced By Different Techniques

Although there're alternative aesthetic materials to metals in today's dentistry, metal-based ceramic restorations continue to be up-to-date in fixed restorations. Titanium is a metal that has been used in dentistry for many years with its high biocompatibility, low density, low thermal conductivity and high resistance to corrosion. However, titanium is a difficult material to cast and bond with porcelain. In this short-term clinical prospective study, it was aimed to clinically compare titanium porcelain crowns produced by using different techniques. For this purpose, 40 crowns were made for the patients who have applied to Ege University Faculty of Dentistry with the complaint of loss of substance in their molar teeth and requested these complaints to be completed with veneers. 20 titanium porcelain crowns with CAD/CAM technique were made for the first group, and 20 titanium porcelain crowns were made for the second group by using conventional casting technique. The patients were followed for 0-3-6-12-18 months, and statistical evaluations were made according to the FDI criteria in these follow-up sessions. After patient's radiographic and clinical examinations, tooth preparation process was carried out accordingly. Following the preparation process, impressions were taken with polyvinyl siloxane impression material (Elite HD+ Maxi Tray Material, Zhermack, Italy). At the laboratory stage, the casting of restoration, which will be casted with the conventional method, was carried out using a high-frequency induction device (Dentaurum rematitan autocast; Ispringen, Deutschland) under a melting argon atmosphere. The models obtained for the preparation of titanium frameworks produced by the CAD/CAM method were transferred to the digital environment with a digital scanner (7series 3D scanners, Dental Wings Inc, Canada) and their design was carried out. The production of the restoration has been completed on the CNC milling machine (M30 Dental CNC Machine, Camcube, Canada). Then, the titanium frameworks were sent to the clinic for rehearsal. After the metal frameworks were tested in the mouth in the clinic, the frameworks were sent back to the laboratory for the restoration ceramic to be loaded. Low temperature porcelain (Triceram, Dentaurum Germany) specially produced for

titanium restoration was loaded on the restoration and sent to the clinic for dentin rehearsal. After checking the edge compatibility, contact and occlusion, the restorations were sent to the glaze. Final controls were carried out again in the patient's mouth of the restorations whose glaze was completed. Cementation process was carried out with zinc polycarboxylate cement (Adhesor Carbofine, Spofa Dental, Czech Republic) in powder-liquid ratios in accordance with the manufacturer's recommendations. The aesthetic, functional and biological characteristics of the patient's crowns who were called for control sessions at 0-6-12 and 18 months were evaluated according to the FDI criteria. For 18 months, none of the restorations required replacement. As a result of the statistical analysis, no significant difference was found between the two groups. As a result of the examination and intraoral evaluations made in the control session of our patients in the study, it was observed that the restorations produced by CAD/CAM and casting method resulted successfully.

Keywords: Titanium; titanium ceramic crown; titanium CAD/CAM milling; titanium cast

İçindekiler

Önsöz	i
Özet	iii
Abstract	v
Tablolar Dizini	ix
Resimler Dizini	x
Grafikler Dizini	xiii
Kısaltmalar Listesi	xiv
1 Giriş.....	1
2. Genel Bilgiler	2
2.1.Metal Seramik Restorasyonlar	2
2.1.1.Metal Altyapı Tasarımından Beklenen Özellikler	2
2.1.2.Metal-Seramik Restorasyonların Kullanım Alanları	2
2.1.3.Metal Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alaşımları ve Özellikleri	3
2.2.Titanyum için özel olarak geliştirilen porselenin yapısı	8
2.3. Titanyumun Porselenle Bağlantısı	9
2.4.Titanyumun Şekillendirilmesi	11
2.5.Diş Preparasyonunun Esasları	17
2.6.Güncel Restorasyon Klinik Başarı Değerlendirme Kriterleri	20
3. Gereç ve Yöntem.....	21
3.1.Hastaların Seçimi	21
3.2.Dişlerin Preparasyonu ve Ölçüsünün Alınması.....	23
3.2.1.Prepare Edilmiş Diş Örnekleri	24
3.3.1.Döküm Yöntemiyle Üretilen Titanyum Altyapıların Hazırlanışı.....	27
3.3.2.CAD/CAM Yöntemiyle Üretilen Titanyum Altyapıların Hazırlanışı	29
3.4. Metal Altyapıların Hasta Ağzında Kontrolü	32
3.5 Titanyum Altyapılara Porselen Yüklenmesi	34
3.6.Porselen Yüklenmiş Titanyum Altyapılı Kronların Klinikte Hastada Provası	39
3.7.Porselen Yüklenmiş Titanyum Altyapılı Kronların Laboratuvarında Glazürü ...	41
3.8. Restorasyonların Simantasyonu	43
3.9.Klinik Değerlendirme	44
3.9.1.Klinik Vaka Örnekleri	46
3.9.2. FDI Kriterleri	61
3.10.İstatistiksel Analiz	65
4. Bulgular.....	66

5.Tartışma.....	85
6. Sonuç ve Öneriler	100
7. Kaynaklar.....	101
8. Ekler	111
8.1. Ek-1: BAP Onay Belgesi.....	111
8.2. Ek-2: Etik Onay Belgesi.....	112
8.3. Onam Formu.....	114
Teşekkür.....	120
Özgeçmiş.....	121



Tablolar Dizini

Tablo 1: Medikal Uygulamalarda Kullanılabilen Titanyum Alaşımlarının Mekanik Özellikleri.....	5
Tablo 2: ISO 5832-2: 1999’a Göre Saf Titanyumun Kimyasal Yapısı.....	6
Tablo 3: Çalışmadaki Materyaller.....	22
Tablo 4:Restorasyonun Fırınlanma Cetveli	35
Tablo 5: FDI Kriterlerine Göre Hazırlanan Kontrol Çizelgesi	45
Tablo 6.1: CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi.....	66
Tablo 6.2: CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi.....	67
Tablo 7.1: Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi.....	68
Tablo 7.2: Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi.....	69
Tablo 8: Klinik Takip Skorlarının Pearson Ki-Kare Analizine Göre Sonuçları	70
Tablo 9: Postoperatif Hassasiyet Başlangıç Kontrolü İstatiksel Analizi	71
Tablo 10: Postoperatif Hassasiyet 3. ay Kontrolü İstatiksel Analizi	72
Tablo 11: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk 3. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi ...	74
Tablo 12: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi .	75
Tablo 13: Marjinal Adaptasyon 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	77
Tablo 14: Marjinal Adaptasyon 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	77
Tablo 15: Periodontal Dokuların Durumu 3. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	79
Tablo 16: Periodontal Dokuların Durumu 6. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	80
Tablo 17: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 6. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	80
Tablo 18: Periodontal Dokuların Durumu 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	81
Tablo 19: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	81
Tablo 20: Periodontal Dokuların Durumu 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	81
Tablo 21: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi	82

Resimler Dizini

Resim 1: Titanyumun allotropik yapısı.....	4
Resim 2: Titanyum Döküm Makineleri.....	13
Resim 3: Titanyum Döküm Makineleri.....	14
Resim 4: Eksiltme Tekniği Kullanılarak Üretilen Restorasyonlar.....	16
Resim 5: Basamak Çeşitleri.....	18
Resim 6: Basamak Çeşitleri.....	19
Resim 7: Basamak Çeşitleri.....	19
Resim 8: CAD/CAM Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no).....	24
Resim 9: Döküm Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no).....	24
Resim 10: CAD/CAM Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü 26 no).....	25
Resim 11: Döküm Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no).....	25
Resim 12: Alınan Ölçüler.....	26
Resim 13: Polivinil Siloksan Ölçü.....	26
Resim 14: Döküm Grubunda Kullanılan Yüksek Frekanslı İndüksiyon Cihazı (Dentaurum Rematitan Autocast; Ispringen, Deutchland).....	28
Resim 15: Döküm Grubunda Kullanılan Titanyum Metali	28
Resim 16: Preparasyonu Yapılan Diş Modelinin Dijital Ortama Taranıp Aktarılması İçin Kullanılan Cihaz.....	29
Resim 17: Preparasyonu Yapılan Diş Modelinin Dijital Altyapı Dizaynının Yapılması.....	30
Resim 18: Altyapının Kazınmaya Başlanmadan Önceki Hesaplamalarının Yapılması.....	30
Resim 19: CAD/CAM Grubunda Kullanılan Titanyum Blok.....	31
Resim 20: CAD/CAM Grubu Altyapıların Üretiminde Kullanılan Milling Cihazı.....	31
Resim 21: Alt Yapının Model Üzerindeki Görüntüsü.....	32
Resim 22: Alt Yapıların İç Uyumlarının Elastomerik Ölçü Maddesi Kullanılarak Kontrolü.....	33
Resim 23: Döküm Grubu Altyapının Ağız İçi Kontrolü (46 no).....	33
Resim 24: CAD/CAM Grubu Altyapının Ağız İçi Kontrolü (37 no).....	34
Resim 25.1: Altyapılara Porselen Yükleme Aşamasında Kullanılan Sırasıyla Bağlayıcı Ajan, Opak ve Porselen.....	36

Resim 25.2: Altyapılara Porselen Yükleme Aşamasında Kullanılan Sırasıyla Bağlayıcı Ajan, Opak ve Porselen.....	36
Resim 26.1: Altyapıya Porselen Yükleme.....	37
Resim 26.2: Altyapıya Porselen Yükleme.....	37
Resim 27: Restorasyonun Fırınlandığı Seramik Fırını.....	38
Resim 28.1: Porselen Pişirmesi Yapılmış Restorasyonun Tesviyesi.....	38
Resim 28.2: Porselen Pişirmesi Yapılmış Restorasyonun Tesviyesi.....	39
Resim 29: Döküm Grubu Restorasyonun Porselen Yüklenmiş Halinin Model Üzerindeki Görüntüsü.....	40
Resim 30: Döküm Grubu Restorasyonun Ağız İçi Dentin Provası (26 No).....	40
Resim 31: CAD/CAM Grubu Restorasyonun Ağız İçi Dentin Provası (46 No).....	41
Resim 32: Restorasyonların Glazüründe Kullanılan Materyaller.....	42
Resim 33: Restorasyonun Glazürünün Gerçekleştirildiği Seramik Fırını.....	42
Resim 34: Restorasyonların Yapıştırılmasında Kullanılan Polikarboksilat Siman.....	43
Resim 35: Simanın Restorasyon İçerisine Yerleştirilmesi.....	44
Resim 36: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no).....	46
Resim 37: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 ve 17 no).....	47
Resim 38: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no).....	47
Resim 39: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (36 no).....	48
Resim 40: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no).....	48
Resim 41: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no).....	49
Resim 42: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (27 no).....	49
Resim 43: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no).....	50
Resim 44: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (27 no).....	50
Resim 45: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no).....	51
Resim 46: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (36 no).....	51
Resim 47: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no).....	52
Resim 48: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no).....	52
Resim 49: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no).....	53
Resim 50: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no).....	53
Resim 51: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no).....	54
Resim 52.1: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (37 no).....	54

Resim 52.2: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü (37 no).....	55
Resim 53.1: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (16 no).....	55
Resim 53.2: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü (16 no).....	56
Resim 54.1: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (16 no).....	56
Resim 54.2: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 3. Ay Kontrolü (16 no).....	57
Resim 54.3: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 6. Ay Kontrolü (16 no).....	57
Resim 54.4: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü (16 no).....	58
Resim 54.5: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü (16 no).....	58
Resim 55.1: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (36 no).....	59
Resim 55.2: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 3. Ay Kontrolü (36 no).....	59
Resim 55.3: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 6. Ay Kontrolü (36 no).....	60
Resim 55.4: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü (36 no).....	60
Resim 55.5: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü (36 no).....	61

Grafikler Dizini

Grafik 1: Postoperatif Hassasiyet Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği.....	73
Grafik 2: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği	76
Grafik 3: Marjinal Adaptasyon Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği	78
Grafik 4: Periodontal Dokuların Durumu Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği	83
Grafik 5: Genel Ağız ve Diş Sağlığı Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği.....	84

Kısaltmalar Listesi

FDI: World Dental Federation

CAD/CAM: Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing

TiO₂: Rutil

TiCl₄ : Titanyum klorür

TiO₂: Titanyum oksit

EDM: Elektro erozyon ile işleme

TiN: Titanyum nitrüt

µm: mikrometre

Al₂O₃: alüminyum oksit

cpTi : ticari olarak saf titanyumun

1 Giriş

Metal altyapılı seramik kuronlar, günümüz diş hekimliğinde metal dökümünün kolay, porselenin estetik özelliklerinin iyi olması ve metale olan yüksek bağlanma dayanımı nedeniyle rutinde sıkça kullanılan bir sabit restorasyon seçeneğidir. Genellikle restorasyonlarda marjinal sonlanma bölgeleri subgingival alanda yer almaktadır. Bu nedenle kullanılacak metal altyapılar biyouyumlu materyallerden seçilmelidir (Naveen, 2011). Titanyum üstün mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle sabit restorasyonlarda kullanılan metaryallerin yerine önerilmektedir (Suárez, 2005). 1990'ların başından beri kıymetli ve baz metal alaşımlara alternatif olarak titanyum altyapılar kullanılmaktadır. İyi mekanik özellikleri, düşük ısı iletkenliği, yüksek biyouyumluluğu titanyumu kıymetli metal alaşımlara alternatif yapar. Ancak dökümünün ve porselenle bağlantısının zor oluşu bu materyalin dezavantajlarıdır (Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T., 2006). Gelişen teknolojiyle birlikte titanyumun dökümü geliştirilmiş ve titanyuma özgü düşük ısı porselenleri üretilmiştir. Ayrıca gelişen CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinin her alanında olduğu gibi titanyum altyapılı kronların üretilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde titanyum altyapıları üretebilen birçok sistem vardır (Uzun & Bayındır, 2010; Boeckler AF, 2009). Farklı tekniklerle üretilmiş titanyum altyapılı seramik kronları değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Bunların çoğu in vitro olarak yapılmış çalışmalardır. Konuyla ilgili yapılan klinik çalışmalar ise sınırlıdır (Hey, 2014; Han H. S., 2011).

İki farklı teknikle üretilmiş titanyum altyapılı kronların FDI kriterlerine göre 18 aylık kısa dönem takibini değerlendirmeyi amaçlayan bu çalışmada iki grup yer almaktadır. Birinci grup CAD/CAM yöntemiyle üretilen titanyum altyapılı seramik kronlardır. İkinci grup ise konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilen titanyum altyapılı seramik kronlardır. Bu iki gruptaki kronların hastalara simantasyonun ardından 0, 3, 6,12 ve 18. aylarda FDI kriterlerine göre klinik kontrolleri yapılarak performansları değerlendirilmiştir.

Çalışmanın H_0 hipotezi; “CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle ile üretilen titanyum altyapılı porselen restorasyonlar arasında fark vardır” şeklinde kurulmuştur.

2. Genel Bilgiler

2.1.Metal Seramik Restorasyonlar

Tüm seramik ve zirkon altyapılı restorasyonlar günümüzde oldukça sık kullanılmaya başlansa da metal altyapılı seramik restorasyonlar posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine dayanım göstermeleri, ekonomik açıdan daha uygun olmaları, metalin içeriğine göre biyouyumlu olmaları, iyi bir estetik sağlamaları ve klinik açıdan uygun marjinal ve internal uyuma sahip olmaları nedeniyle klinikte geniş bir kullanım alanına sahiptirler (Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011).

2.1.1.Metal Altyapı Tasarımından Beklenen Özellikler

Seramik metal bağlantısının başarısız olmasının önemli nedenlerinden biri uygun altyapı planlamasının olmamasıdır. Altyapı, restorasyonun uyumunda önceliklidir. Bu hem restorasyonun oturuşu hem de marjinal aralık açısından değerlendirilmelidir. Uygun bir şekilde hazırlanmış bir altyapı pasif uyumlu olmalı hem iç adaptasyonu hem de marjinalde bütünlüğe sahip olmalıdır. 120 µm'lik marjinal açıklık klinik olarak kabul edilebilir son sınırdır (Goldin, Boyd, G., & Hittelman E.L., 2005). Uygun bir şekilde okside edilmiş metal altyapının olması metal ile porselen arasındaki bağlantıyı artırabilir. Metal altyapı porselenin kendi başına oluşturamayacağı rijit bir desteklik oluşturur. Bu sebeple yapının direnci ve rijiditesi için metal, altyapı belli bir kalınlıkta hazırlanmalıdır. Aynı zamanda metal, estetiği tehlikeye atmayacak ve restorasyonun hacminin uygun ölçülerde olmasını sağlayacak kadar da ince hazırlanmalıdır. Bu kalınlık kullanılan alaşıma göre 0.3 mm ile 0.5 mm arasında değişir. Metal altyapı kayıp diş dokusunu restore edecek şekilde planlanmalı ve porselenin metal altyapı tarafından desteklenmesine uygun kalınlıkta olması gerekmektedir (Zaimoğlu & Can, 2011).

2.1.2.Metal-Seramik Restorasyonların Kullanım Alanları

Tek diş restorasyon yapılması gerektiğinde, köprü protezlerinde destek olarak, çeşitli protetik tedavilerde destek ve tutuculuk sağlamak için kron dışı ve kron içi elemanların yerleştirilmesi amacıyla, okluzal uyumun tekrardan şekillendirilmesi gerektiği durumlarda, estetik olarak anterior dişlerin splintlenmesi için periodontal protez olarak kullanılır (Yavuzylmaz, 1996).

2.1.3.Metal Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alaşımları ve Özellikleri

Diş hekimliğinde metal ve alaşımlarının kullanımı, 1900’lerde döküm yönteminin tanımlanmasıyla başlamıştır. Kullanılan ilk saf metal altın olmuştur. Saf metallerin özelliklerini yükseltmek amacıyla alaşımlar, birden çok metalin bir araya getirilmesiyle kullanılmaya başlanmıştır. Porselen tek başına basınca dayanıklıdır. Porselenin bükülme ve gerilmeye karşı direnci ise düşüktür. Tek başlarına jaket kronlar, inleyler ve fasetlerde kullanımı başarılıdır. Porselenin metal altyapı ile kullanılmaya başlanması estetik ve direncin birleşmesine sebep olmuştur. Metal destekli restorasyonlar yapılırken bu iki yapının birbirini tamamlamaları gerekmektedir. Bu noktada porselen kadar altyapı metaryalinin de özellikleri önemlidir. Seramik sistemlerinin gelişmesiyle, alaşımlar bu sistemlere bağlantı yapıp altyapı oluşturmuştur. Özellikle çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençli olacak şekilde alaşımlar geliştirilmeye başlanmıştır (Can, Ersoy, & Aksu, 2014; Tamaç, 2014).

2.1.3.1.Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum elementinin keşfedilişi, William McGregor tarafından 1791’ de gerçekleştirilmiştir. McGregor ilk olarak keşfettiği yapıya Maccanit adını vermiştir. Yapının keşfedilişinden 3 yıl sonra Klaproth adındaki Alman Kimyager rutil (TiO_2) minerallerini bulmuştur ve bulduğu yapıya Yunan mitolojisindeki titanlardan ilham alarak onların adını vermiştir. Titanyumun, Titanyum oksitten saf olarak elde edilebilmesi Matthew Albert Hunter’ın titanyum klorür ($TiCl_4$) ile sodyumu yüksek sıcaklıkta ısıtmasıyla 1910 yılında gerçekleşmiştir. Titanyumun saf olarak elde edilişi, Kroll processı yöntemi ile gerçekleştirilir. Yöntemi Dr. Wilhelm Kroll açıklamıştır. Yönteme göre titanyum saf hale getirilmek için karbon ve chlorine içeren bölgede ısıya tutulur. Bu kimyasal işlem sonunda $TiCl_4$ elde edilir. Ardından elde edilen bu bileşik sodyum ile indirgenerek titanyum süngeri elde edilir. Titanyum süngeri ingot haline getirmek için sünger, basınç altında veya argon atmosferinde işleme tabi tutulur (Acar A. , 2005; Özer, 1995; Wang & Fenton, 1996).

2.1.3.1.1.Titanyum Özellikleri

Titanyumun biyouyumluluğu, korozyona olan yüksek direnci, düşük yoğunluğu, yüksek dayanım gücü ve ağızda mekanik tat bırakmayışı diş hekimliğinde kullanım sebepleri olarak gösterilebilir. Özel döküm gereksinimi, döküm sonrası yumuşak ve

gözenekli yapıda oluşu, yüzeyine plak tutunması ve Co-Cr alaşımlarına göre daha az parlatılabilir oluşu ise dezavantajlarıdır (Can, Ersoy, & Aksu, 2014).

2.1.3.1.1.1. Titanyumun Fiziksel Özellikleri

Titanyumun atom numarası 22 olup periyodik tabloda bir geçiş elementidir. Atom ağırlığı 47,88'dir. Hafif bir metaldir. Yoğunluğu 25°C de 4.505 g/cm³' tür (Acar A. , 2005). Özgül ağırlığı altın alaşımlarının ¼ ü, Cr-Co alaşımlarının yarısı kadardır (Özer, 1995). Yoğunluğu, diş hekimliğinde protetik amaçla kullanılan altın, krom-kobalt ve nikel-krom alaşımlarından düşüktür (Wang & Fenton, 1996). Titanyumun farklı formlarında fiziksel özellikleri oksijen yardımı ile ayarlanabilir. Titanyum protetik amaçla kullanıldığında fiziksel özellikleri de dikkate alınmalıdır (Can, Ersoy, & Aksu, 2014).

Titanyum iki ayrı allotropik forma sahiptir. Oda sıcaklığında hegzagonal α fazı (Resim 1a) olarak bilinen formu kristal bir yapıya sahiptir. 885⁰C'nin üzerinde α fazı, β formunu (Resim 1b) oluşturur. Bu formu kübik bir yapıdadır. α ve β formları sıcaklık değişimleri ile yer değiştirebilirler. Yapıya farklı alaşımlar eklenerek oda sıcaklığında yüksek ısı formu bile sabitleştirilebilir. Dönüşüm sıcaklığını arttıran elementler α formunu sabitleştirenlerdir. Bunlar; alüminyum, kalay, zirkon, oksijen, bakır, azot ve karbon elementleridir. Dönüşüm sıcaklığını düşüren elementler ise β formunu sabitleştirenlerdir. Bunlar; krom, demir, tantalyum, mangan, molibden, niyobyum ve vanadyum elementleridir. Titanyumun alaşımları α , $\alpha+\beta$ ve β olarak 3 farklı formda bulunur (Özer, 1995; Can, Ersoy, & Aksu, 2014; Könönen & Kivilahti, 2001).



Resim 1: Titanyumun allotropik yapısı

a. Altıgen kristal yapı **b.** Kübik kristal yapı (Gürel K. , 2018)

Titanyumun erimesi 1668⁰C' de, kaynaması ise 3260⁰C 'de gerçekleşmektedir. Erime sıcaklığının yüksek olması sayesinde iyi bir ısı direncine ve boyutsal olarak stabiliteye sahiptir (Philips , 1991; Oyar, 2015). Titanyumun oda sıcaklığında ısı iletkenliği 21.4 w/m.K'dir. Birim zamanda gerçekleşen ısı artışı 105 Btu değerindedir. Titanyumun sahip olduğu bu ısı iletkenlik değeri sağlıklı bir minenin ($\approx 0,88$ w/mK) değerine benzerdir. Diğer dental alaşımlarla karşılaştırıldığında altın, alüminyum ve kobalttan düşüktür (Howard & Timothy , 1985; Jaffee & Promisel, 1970). Titanyumun ısısal

genleşme katsayısı, 15⁰C’de 8.35×10^{-6} olarak tanımlanır (Acar A. , 2005). Isısal genleşme katsayısı 1⁰C lik ısı değişiminde birim uzunlukta oluşan boyutsal değişimdir (Philips , 1991). Metal destekli restorasyonların ısı değişimlerinden olabildiğince az etkilenmesi istenir. Bu düşük ısısal genleşme katsayısına sahip olmaları demektir. Bu değer titanyumda, nikel ve alüminyuma göre oldukça düşüktür (Howard & Timothy , 1985; Jaffee & Promisel, 1970; Jorge, 2013).

Titanyumun oda sıcaklığındaki elastiklik modülü 105000-116000 N/mm² dir. Bu değer altın alaşımlarına uymaktadır (Özer, 1995). Titanyumun elektrik iletkenliği kötüdür. Elektrik iletkenliği metallerin atomik yapılarını etkilemektedir. Bakırınki yüz birim olarak düşünülürse titanyumun 3,1 dir (Howard & Timothy , 1985; Jaffee & Promisel, 1970; Starčuková, 2008). Titanyumun magnetik alandan etkilenme değeri, paslanmaz çelik ve alüminyum ile benzer olup çok düşüktür (Jaffee & Promisel, 1970; Gosavi, 2013). Günümüzde diş hekimliğinde kullanılmakta olan dental alaşımlar radyoopaktır. Titanyum 1.6 mm kalınlığına dek röntgen ışınlarını geçirebilme özelliği nedeniyle bu alaşımlardan ayrılır. Bu da titanyum altyapılı restorasyonlarda, restorasyonların marjinal sınırlarında sekonder çürüklerin teşhis edilebilmesine ve dökümlerin klinik kalitesinin değerlendirilebilmesine olanak sağlar (Özer, 1995).

2.1.3.1.1.2. Titanyumun Mekanik Özellikleri

Titanyum düşük yoğunluğa, yüksek sıcaklıklara dayanıma ve yüksek gerilme direncine (500 MPa) sahiptir. Titanyum alaşımlarının bileşimi alaşımın mekanik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Titanyumun alüminyum ve vanadyumla birleştirilmesi mekanik özelliklerine olumlu etki etmektedir (Tablo 1).

Tablo 1: Medikal Uygulamalarda Kullanılabilen Titanyum Alaşımlarının Mekanik Özellikleri

Materyal	Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)	Gerilme Direnci (MPa)	Elastik Modülü (GPa)	Uzama (%)
α formu				
CpTi grade 1	170	240	102.7	24
CpTi grade 2	275	345	102.7	20
CpTi grade 3	380	450	103.4	18
CpTi grade 4	485	550	104.1	15
α - β formu				

Ti-6Al-4V	825-869	895-930	110-114	6-10
Ti-6Al-4V ELI	795-875	860-965	101-110	10-15
Ti-6Al-7Nb	880-950	900-1050	114	8.1-15
Ti-5Al-2.5V	895	1020	112	15
β formu				
Ti-13Nb-13Zr	836-938	973-1037	79-84	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1000-1060	1060-1100	74-85	18-22
Ti-15Mo	544	874	78	21
Ti-15Mo-5Zr-3Al	838-1060	852-1100	80	18-25
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si	945-987	979-999	83	16-18
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	547.1	596.7	55	19
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	864	911	80	13.2

Yapılacak restorasyonda kullanılacak materyalin, yerine konulacak dokuya benzer mekanik özelliklerde olması materyallerin başarısını artırmaktadır. Bu sebeple titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri, Co-Cr ve paslanmaz çelik gibi diğer biyomateriyallere göre daha iyidir. Titanyum alaşımlarının elastiklik modülü kemiğe yakındır. Bu özelliği dental implant materyali olarak kullanılmasını açıklamaktadır (Uzun & Bayındır, 2010).

2.1.3.1.1.3. Titanyumun Kimyasal Özellikleri

İçeriğindeki farklı demir ve oksijen içeriklerine göre 4 çeşit ticari saf titanyum bulunabilir. Ticari saf titanyumun yapısı ISO 5832-2:1999'a göre Tablo 2' de gösterilmiştir (Acar A. , 2005).

Tablo 2: ISO 5832-2: 1999'a Göre Saf Titanyumun Kimyasal Yapısı

Saflik Derecesi	O	Saf (CpTi) Titanyum Grade				
		N	H	Fe	C	Ti
Derece 1	0.18	0.03	0.125	0.2	0.10	Kalanı
Derece 2	0.25	0.03	0.125	0.3	0.10	Kalanı
Derece 3	0.35	0.05	0.125	0.3	0.10	Kalanı
Derece 4	0.40	0.05	0.125	0.5	0.10	Kalanı

Titanyumun içerdği elementler olan karbon, azot ve hidrojen; oksijen ile çok çabuk reaksiyon verir. Titanyum, moleküler azotla tepkime yapan tek elementtir. Titanyumun tesviyesi esnasında oksijen ve hidrojen ile hızlı bir şekilde tepkime vermesi kıvılcım saçılmasına sebep olur. Bu özelliği titanyum ile çalışmayı zorlaştırır. Titanyumun sınıf sayısı arttıkça içerdği demir ve oksijen miktarı artmaktadır. Saf titanyuma eklenen azami miktarda demir, oksijen ve vanadyum metalin sertliğini ve direncini artırmaktadır. Metaldeki oksijenin artırılması titanyumun daha zor şekillendirilmesine sebep olmaktadır (Özer, 1995; Özcan, 2012).

2.1.3.1.1.4. Titanyumun Biyolojik Özellikleri

Korozyon, metal ve alaşımlarının bulundukları çevreyle kimyasal tepkimeye girerek metal niteliklerini kaybetmesidir (Özer, 1995). Metal yüzeyinde oluşan ve metali elektrokimyasal ataklara karşı koruyan pasif oksit tabakası etkisi ile korozyon direnci oluşur (Can, Ersoy, & Aksu, 2014). Canlılarda restoratif amaçla kullanılan materyallerde en önemli özelliklerden biri de korozyona olan dirençtir. Titanyumun demir, kobalt ve nikelden sonra yer alan bir elektrokimyasal gerilim değerine ($E_o = -1.75$) sahip olması nedeniyle yüksek derecede korozyona uğrayacağı düşünülebilir. Fakat Ticari olarak saf titanyum (CpTi) ve Ti-6Al-4V de korozyona karşı olan direnç yüksektir. Bunun sebebi materyal yüzeyinde oluşan yaklaşık 10 nm kalınlığındaki solid titanyum oksit (TiO_2) tabakasıdır. Oluşan bu tabaka klorid ve asitlere karşı dirençlidir. Tabaka hasar görse dahi hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Bir materyalin komponentlerinin serbestlenme miktarı toksik ve alerjik etkisini belirler. Bunun temel sebeplerinden biri korozyondur. Titanyumun yüksek korozyon direncine sahip olması yüksek düzeyde biyouyumlu olmasının ve alerjik olmayan yapısının nedenidir (Uzun & Bayındır, 2010; Özer, 1995; Çömlekoğlu, 2008).

2.1.3.1.2. Titanyumun Kullanım Alanları

Titanyum iyi derecedeki fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde endüstriyel alanda ve tıpta geniş bir kullanım alanına sahiptir. Uçak motorlarında, uzay endüstrisinde, optik alanda, spor malzemelerinde, tenis raketi, olta ve kayak takımlarında ve saatlerde kullanılmaktadır (Acar A. , 2005; Wang & Fenton, 1996; Oosthuizen, 2011).

2.1.3.1.3. Titanyumun Tıp ve Dişhekimliğinde Kullanımı

Titanyum ve alaşımları iyi mekanik özelliklere, düşük yoğunluğa ve mükemmel bir biyouyumluluğa sahiptir. Bu özellikleri ile osteointegre olması gereken dental ve

ortopedik implantlarda kullanılabilir (Kumar, Chauhan, Mittal, & Sharma, 2018; Sahar, Allah, & Quahtany, 1988; Hunt & Shoichet, 1985; Elias, Lima, Valiev, & Meyers, 2008). Titanyum tıp alanında; osteosentez biyomateryali olarak ortopedide, kemik kırıklarının tespit edilmesinde travmatolojide, kalp kapakçığı protezlerinde ve kalça eklem protezlerinde kullanılmaktadır (Özer, 1995). Diş hekimliğinde titanyum geniş bir kullanım alanına sahiptir. Dental implantlarda, yüzey kaplamasında, total, sabit ve parsiyel protezlerin yapımında, ortodontide tellerde, endodontide döner alet ve post yapımında, maksillofasiyal cerrahide, periodontolojide mebranlarda kullanım alanı bulmaktadır (Acar A., 2005; Elias, Lima, Valiev, & Meyers, 2008; Niinomi, 1998). TiO_2 yüksek kırılma indeksi, görünen ışığı emmemesi, toksik olmaması antimikrobiyal aktivitesi gibi özellikleriyle çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Tıp alanında biyoalgılama, kan pıhtılaşması gibi biyolojik uygulamalarda, ilaçların yapımında ve fotodinamik tedavide kullanım alanı bulur. Dişhekimliğinde ise TiO_2 , porselenlerde ve hazır takım dişlerde kullanılmaktadır (Özer, 1995; Kumar, Chauhan, Mittal, & Sharma, 2018).

2.2. Titanyum için özel olarak geliştirilen porselenin yapısı

Günümüzde kullanılan seramometal alaşımlara göre titanyum ısı genleşme katsayısı bakımından daha küçük katsayılara sahiptir. Sıcaklık arttıkça titanyumun reaktivitesi artacağından düşük sıcaklıklarda pişirilen ve daha az genleşme gösteren seramiklerin üretilmesi gerekmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler genellikle yüksek sıcaklıkta sinterize olduğu için titanyum kırılma eğilimindedir. Titanyum $882,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ve üzerinde faz değişimine uğramaktadır. Burada α fazından β fazına geçiş gösterir. Bu faz değişimi de seramiğin gerilimsiz sinterize olmasını zora sokmaktadır. Titanyum altyapılı restorasyonlarda kullanılacak seramiklerin bu nedenle $720-800\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında sinterize olmaları gerekir. Bu sıcaklığı elde etmek için seramiklerde alüminyum oksit içeriği düşürülmüş ve sodyum oksit içeriği yükseltilmiştir.

Titanyum altyapılı restorasyonlarda kullanılan seramiklerde ısı genleşme katsayılarını ayarlayabilmek için renk pigmentleri konulamaz. Bu sebeple restorasyonlarda istenilen estetiğin elde edilmesi zordur.

Titanyum altyapılı restorasyonlarda kullanılan seramiklerin ergime sıcaklıkları düşük olduğundan, konvansiyonel dental porselenlere göre pişirme sırasında olan hatalardan kolayca etkilenebilir. Bu sebeple seramik fırınlarının hassas olarak ayarlanması gerekir. Titanyum altyapılı restorasyonlarda kullanılan seramiklerin ergime

sıcaklıklarının düşük olması seramiğin tekrarlanan fırınlanmalarında stabil kalması avantajına dönüşür (Özer, 1995).

2.3. Titanyumun Porselenle Bağlantısı

Titanyumun ağırlığı düşük ve biyouyumluluğu yüksektir. İyi derecede mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Bu özellikleri nedeni ile diş hekimliğinde oldukça ilgi çeken bir materyaldir. Ancak titanyumun yüzeyinde oluşan oksit tabakası sebebiyle titanyumun porselen ile bağlantısı diğer metal alaşımları kadar iyi değildir. Titanyumun kendine özgü sahip olduğu özelliklerden dolayı porselen ile uyumunu arttırmak için düşük ısıyla yeni porselen türleri oluşturulmuştur. Titanyumun porselene bağlantısının oluşturulabilmesi için değişik yüzey işlemleri önerilir. Bu işlemler yüzey geriliminin azaltılması, pürüzlülüğünün artması ve yüzeysel kimyasının değiştirilerek bağlantı dayanımını arttırabilmek amacı ile yapılır (Görler & Özdemir, 2013). Konvansiyonel metal porselen bağlantısını sağlamak için yüksek ısı gerekir. Fakat titanyum porselen bağlantısında ise düşük ısı istenir (Könönen & Kivilahti, 2001). Titanyumun-porselen bağlantısı için uygulanan yüzey işlemleri; Krom kaplama, Elektro erozyon ile işleme (EDM), Asit ve kostik banyo uygulamaları, Bağlayıcı ajanlar, Altın kaplama, Palladyum kaplama, Shot-peening (Bilyalama), Sodyum hidroksit anhidrizasyonu, Nitridizasyon (Titanyum nitrit kaplama), Kumlama, Silanizasyon, Nd-YAG lazerdir (Gürel K. , 2018).

EDM işlemi; kontrollü bir şekilde materyale şekil verilmesidir. Bu işlem ile titanyumun yüzey pürüzlülüğü artırılır. Bu şekilde porselenle aralarındaki bağlanma dayanımı artırılmış olur (Acar, İnan, & Haklacı, 2007).

Yapılan araştırmalarda kostik ve asit banyolarının ısıl işlemlerden sonra titanyum ve titanyum alaşımlı yüzeylerin temizliğinde endüstride başarıyla kullanıldığı bildirilmiştir. Bu solüsyonlardan bazıları nitrik, hidroklorik veya sodyum hidroksit sulu çözeltilerdir. Hidroflorik asit çözeltisi, titanyum için bir aşındırma ajanı ve yüzey modifiye edicidir. Burada modifikasyon, üretim sürecinden kaynaklanan kirlетici elementlerin ayrıştırılmasıyla yüzeyin daha iyi bir kaliteye sahip olmasını sağlamaktır. Cai ve arkadaşları çalışmalarında, titanyum yüzeyinde nitrik-hidroflorik ve kostik çözelti banyolarının kombinasyonunun porselen ile metal altyapı arasındaki bağ dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Troia ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, kostik banyo uygulamasının, kostik banyo uygulanmamış gruplara göre daha fazla bağlanma

dayanımına sahip olduğunu bulmuşlardır (Troia , Henriques, Mesquita , & Fragoso , 2008; Cai , Bunce , Nunn , & Okabe , 2001).

Titanyum kumlandıktan sonra üzerine bağlayıcı ajanlar uygulanır. Bağlayıcı ajanın ardından opak sürülme işlemi gerçekleştirilir. Titanyumun pişirilmesi esnasında oluşan oksit tabakayı, ince olarak dövülmüş 3 µm partikül büyüklüğündeki cam tozuna oksidasyonu azaltan katkı maddelerinin karıştırılması ile edilen bağlayıcı ajanı çözmektedir. Bağlayıcı ajanın pişirilmesi esnasında titanyum yüzeyinde oluşan ince oksit tabakaya porselen daha iyi yapışmaktadır. Ayrıca bu ajanlarla titanyumun yüzeyindeki andırkatlar da ıslanmış olacağından porselenin metale tutunması artacaktır (Özer, 1995).

Titanyum altyapılı porselen restorasyonlarda porselen ile titanyum arasındaki bağlantı, porselenin fırınlanmasında oluşan kalın titanyum oksit tabakası nedeniyle zayıf olmaktadır. Bu bağlanma dayanımı artırmak için kullanılan yöntemlerden biri de titanyum yüzeyini kaplamaktır. Park ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, titanyum ve seramik arasındaki bağlanma gücünün, titanyum yüzeyinin altın (Au) veya titanyum nitrüt (TiN) ile kaplanmasıyla arttığını bulmuşlardır. Lim ve arkadaşları ise titanyum altyapı yüzeyini titanyum nitrit ve altınla kaplayıp ardından porselen yüklemişlerdir. Gruplar arasındaki bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmada; kumlama yapılan titanyum altyapılı porselen kronların bağlanma dayanımlarını, nitrit ve altın ile kaplanmış olanlara göre daha az bulmuşlardır (Park , ve diğerleri, 2009; Lim , Kim , Lee, & Park , 2011).

Bilyalama diğer adıyla shot-peening, yüksek hızla materyal yüzeyine çarptırılan bilyaların tüm yüzeyde basma gerilme katmanı oluşturmaya sağlayan bir işlemdir. Bu şekilde materyalin yorulma ömrü ve korozyona karşı direnci artmaktadır (Unal, Karaoglanli, Varol, & Kobayashi, 2014; Wagner & Luetjering, 1981).

Sodyum hidroksit anodizasyonu; titanyum bağ gücünü ve dayanıklılığını artıran, materyal yüzeyinde pürüzlü ve kalın bir oksit tabaka oluşturan elektrokimyasal bir metottur. Çalışmalarda sodyum hidroksit anodizasyonu ile hazırlanan materyallerin yüksek bağ dayanımına sahip olduğu; farklı ısı, nem ve stres koşullarında iyi bir dayanıklılık sergiledikleri gözlenmiştir (Ingram & Ramani, 1997; Acar, İnan, & Haklacı, 2007).

Metalin yüzeyindeki keskin köşelerin ve dökümle oluşan revetman artıklarının uzaklaştırılması metalin yüzeyinin kumlanması ile gerçekleşmektedir. Kumlama, mekanik tutuculuğa ıslanma açısını arttırarak etki sağlar. Gilbert ve arkadaşlarının

yapmış oldukları çalışmada titanyumun yüzeyinin kumlanması titanyum-porselen bağlantısını zayıflatıldığını bildirmişlerdir (Gilbert , Covey , & Lautenschlager , 1994). Derand ve Hero titanyum-porselen bağlantısını incelemek için yapmış oldukları çalışmada, titanyum yüzeyinin alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin 250 µm çaplı olanlarıyla kumlanması 50 µm çapında olan partiküllere göre daha iyi bağlantı sağladığını görmüşlerdir (Derand & Hero, 1992). Papadopoulos ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, Al_2O_3 partiküllerinin çapının küçük tutulduğunda ıslanma açısının arttığını ve metalin yüzeyinde oluşan kontaminasyonun düştüğünü belirtmişlerdir (Papadopoulos, Tsetsekou , & Eliades , 1999).

Özcan ve Uysal yaptıkları çalışmada silanizasyon işleminin, porselenin titanyum üzerinde pişirilmesi esnasında oksijen difüzyon bariyeri oluşturacağını düşünmüşlerdir. Bu şekilde bağlanma dayanımının artacağını belirtmişlerdir. Çalışma sonucunda titanyum altyapılara yüklenen Duceratin ve Triceram porselenlerden, Duceratin grubunda silanizasyon sonrasında porselen bağlanma dayanımlarının arttığı gözlenmiştir. Triceram grubunda ise herhangi bir artış görülmemiştir (Ozcan & Uysal , 2005).

Kim ve Cho araştırmalarında titanyum ile porselen bağlantı direncinde Nd-YAG lazerle pürüzlendirme işleminin, asitle pürüzlendirmeye göre daha iyi dayanım sağladığını ve kumlama ile lazer pürüzlendirme arasında ise bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir (Kim & Cho , 2009).

2.4.Titanyumun Şekillendirilmesi

Titanyumun şekillendirilmesinde günümüzde birçok yöntem uygulanmaktadır. Bu şekilde titanyum; bar, bant, çekirdek, plaka ve restorasyon şekline getirilebilir. Bu yöntemler, makine ile aşındırma; freze ya da CAD/CAM, toz metalurjisi, kaynak, lehim, kıvılcımla aşındırma, soğuk şekillendirme (presleme, dövme), ısıyla şekillendirme (bükme, ısıtılarak form verme), dökümdür (Oyar, 2015).

Titanyum altyapılı seramik restorasyonlar için titanyum altyapının hazırlanmasında kullanılan yöntemler ise döküm, kıvılcımla aşındırma (spark erozyon), makine ile aşındırma; freze ya da CAD/CAM dir (Uzun & Bayındır, 2010; Sağlam, 1997).

2.4.1.Titanyum Altyapının Döküm Yöntemi ile Hazırlanışı

Titanyumun yüksek erime noktası (1680°C) ve oldukça reaktif oluşu nedeniyle dökümü zordur. Hava ile temasa geçtiğinde nitrojen, oksijen ve hidrojen gibi elementlerle kolayca tepkime verebildiği için okside olabilir. Bu sebeple titanyum

dökümünün, özel döküm sistemleri kullanılarak argon veya helyumla vakumlanmış ortamda ya da inert atmosferde gerçekleşmesi gerekir. Titanyumun yüksek erime ısısı, alaşıma %25 Co ilavesi ile 600°C'ye kadar düşürülebilmektedir. Bu durumda korozyon direncinde azalma gözlenmektedir. Korozyon problemi için alaşıma %5 Ni ilave edilmektedir. Ni ilavesi, alaşımın biyouyumluluğuna olumsuz etki etmektedir. Ayrıca seramik pota ve klasik revetman materyalleriyle reaksiyona girebilmesi titanyum ve alaşımlarının klasik döküm yöntemleriyle dökülebilmesini güçleştirmektedir. Bu sebeple döküm için titanyuma uygun olan bir revetman kullanılmalıdır. Bu revetman 1700 °C gibi ısılara dayanıklı, bu ısılarda bile materyalle tepkimeye girmeyecek yapıda olmalıdır. Revetman, materyalin soğuması esnasındaki büzülmeyle karşılayabilecek genişleme özelliğine sahip ve döküm işlemi gerçekleştikten sonra kolaylıkla materyalden ayrılacak nitelikte olmalıdır. İyi nitelikte bir döküm için revetman çok önemlidir. Titanyum dökümü için etil silikat bağlı, fosfat bağlı ve güçlendirilmiş revetmanlar geliştirilmiştir. Revetmanlara döküm esnasında titanyum ile tepkime vermemesi için refraktör ajanlar eklenmiştir. Aşınmalara ve ısının yükselmesine dirençli olan bu bileşikler magnezyum oksit (MgO), alümina (Al₂O₃), silika (SiO₂)' dir.

Revetman, döküm atmosferi ve pota materyalinin ergitilmiş titanyumun dökümü esnasında oluşan tepkimesi sonucu ortaya çıkan tabakaya alfa case tabakası denir. Bu tabaka oksijenden zengin olup biyolojik şartlarda nasıl tepki vereceği bilinmeyen titan bağlarından meydana gelir. Yapısının titan hidrid, titan nitrit, titan oksit ve titan karbidlerden meydana gelmesi titanyumun mekanik özelliklerini olumsuz etkilemekte yüzey sertliğinin artmasına ve duktilesinin azalmasına neden olmaktadır (Özer, 1995). Titanyumun, fosfat ve silika bağlı revetmanların içerdiği elementlerle kimyasal reaksiyon oluşturarak döküm sonrası yüzeyde, kırılgan ve sert olan alfa case tabakası oluşturması dökülmesini zorlaştırır. Titanyum dökümlerde, alfa case tabakası kalınlıklarının, revetmanların içeriğindeki değişikliklere bağlı olarak farklılık gösterdiği bulunmuştur. Titanyum alaşımlarının eritilmesi için indüksiyon ve elektrik ark yöntemleri kullanılmaktadır. Titanyum özel tasarlanmış döküm makinalarıyla dökülür. Bunun nedeni okside olmaya yatkın olması ve yüksek derecelerde erimesinden dolayıdır (Uzun & Bayındır, 2010; Oyar, 2015; Wu, 2017).

100-300 µm kalınlıktaki alfa case tabakası, kırılgan, boşluklu, çatlayabilen ve zor polisajlanabilen bir yüzeydir. Alfa case tabakası, seramikle titanyum arasındaki bağlantıyı olumsuz etkiler. Bu tabakanın kısmen de olsa bırakılması seramiğin

titanyum altyapıdan ayrılmasına sebep olabilir. Bu tabakanın kaldırılabilmesi için yüksek basınçlı su jeti ve lazer abrazyonu gibi özel teknikler gerekir. Alüminyum oksit ile kumlama ve sert metal frezleri de bu tabakanın uzaklaştırılmasında kullanılır (Özer, 1995; Wu, 2017; Boeckler AF, 2009). Özel döküm ekipmanları ve özel revetmanlar kullanılarak bu tabakanın olabildiğince az kalınlıkta olması amaçlanır. Titanyum altyapıların dökümü için geliştirilen döküm aletleri şunlardır:

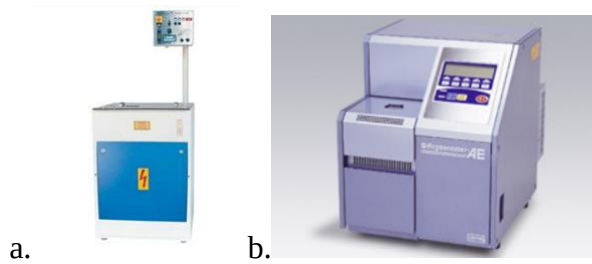
1. Yüksek frekans sahası içinde indüksiyon ergitme ve santrifüj döküm
2. Yüksek frekans sahası içinde indüksiyon ergitmeyle vakum ve basınç altında döküm
3. Argon atmosferde ışıık arkında ergitmeyle vakum ve basınç altında döküm
4. Argon atmosferde ışıık arkında ergitmeyle santrifüj döküm

2.4.1.1. Yüksek frekans sahası içinde indüksiyon ergitme ve santrifüj döküm

Döküm, titanyumla reaksiyona girmeyen özel seramik potalarla cihazların dikey ya da yatay yönde hareketli bir santrifüje sahip olduğu makinalarla gerçekleştirilir. Ergitme işlemi yüksek frekans indüksiyonuyla gerçekleştirilmektedir. Bu alanda kullanılan cihazlar Vacutherm-3 Titan (Linn) ve Titanus (Bego) ‘dur.

2.4.1.2. Yüksek frekans sahası içinde indüksiyon ergitmeyle vakum ve basınç altında döküm

Sistemde titanyum, potada eritilmez. Doğrudan manşetteki döküm konisinde eritilir. Homojen olarak metal eridiğinde üst oda argon gazı ile dolar ve döküm başlar. Bu sistemle dökümde kullanılan cihazlar Arvatronic PC 305 (Asahi Roentgen), Argoncaster AE (Shofu)’dir.



Resim 2: Titanyum Döküm Makineleri

a. Vacutherm-3 Titan (Linn) **b.** Argoncaster AE (Shofu)

2.4.1.3. Argon Atmosferde Işık Arkında Ergitmeyle Vakum Ve Basınç Altında Döküm

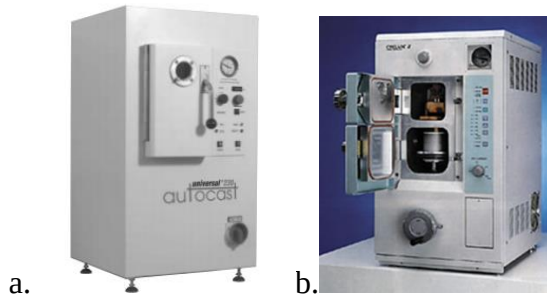
Bu sistemde iki oda içeren Castmatic (Dentaurum) veya Cyclarc (Morita) makineleri kullanılır.

a. Castmatic (Dentaurum)

Sistemin ana elemanları “castmatic” döküm aleti ve “rematitan plus” revetmanıdır. Saf titanyumun ergitilmesi ve dökümü “castmatic” adlı kapalı ve iki odalı bir döküm aletinde gerçekleştirilmektedir. Üst oda ergitme odasıdır. Bu odada ışık arkını oluşturan zıt kutuplu tungsten elektrotlar ve titanyumun ergitileceği bakır bir pota vardır. Alt oda döküm odasıdır. Bu oda da ise manşet yer almaktadır. Havası alınmış, argon gazı altında kapalı bir ortamda ergitme ve döküm işlemleri yapılmaktadır. Revetman olarak “rematitan plus” kullanılmaktadır. Bu revetman yüksek sıcaklık derecelerinde dayanıklıdır. İçeriğinde silisyum dioksit vardır. Manşetin 1000 °C’nin üzerinde bir sıcaklığa ulaşması dakikada sadece 5 °C arttırılarak gerçekleştirildiğinden, manşetin fırında uzun bir süre beklemesi gerekmektedir.

b. Cyclarc (Morita)

Döküm aleti birbiriyle bağlantılı iki küçük odadan oluşur. Üst oda titanyumun ergitme odasıdır. Alt oda içinde manşetin yer aldığı döküm odasıdır. Sistemde titan iskelet protez dökümleri için özel geliştirilen “Titavest” revetmanı kullanılmaktadır (Özer, 1995; Deac, 2006).



Resim 3: Titanyum Döküm Makineleri

a. Castmatic (Dentaurum) **b.** Cyclarc (Morita)

2.4.1.4. Argon Atmosferde Işık Arkında Ergitmeyle Santrifüj Döküm

Titaniumer (Ohara) sistemi kullanılmaktadır. Isıya dayanıklı olan seramik potada dikey konumlandırılmış santrifüj düzeneğinde argon atmosferinde ışık arkı aracılığıyla titanyum ergitilir. Soğuk haldeki manşete santrifüjle gönderilir.

Titanyumun döküm sonrası kalitesini değerlendirirken bazı parametreler vardır. Mikroskobik incelemeyle döküm yüzeyinde oluşmuş poroziteler gözlenebilir. Döküm kanallarının kırılma olmaı önemli bir kriterdir. Bu durum azot, hidrojen veya karbon ile titanyumun tepkimeye girdiğini göstermektedir. Bu şekilde gerçekleşmiş bir dökümde tesviye esnasında ince kenarlar kopabilmektedir. Radyografilerde döküm içinde oluşmuş boşluklar gözlenebilir. Döküm sonrasında metalde renklenme varlığı, titanyumun kontamine olduğunu gösterir. İyi kalitedeki bir dökümde kumlanmadan önce titanyum, gümüş renginde olmalıdır (Özer, 1995).

2.4.2. Titanyum Altyapının CAD/CAM Yöntemi İle Hazırlanışı

CAD/CAM yöntemi ilk 1980 yılında Procera (Nobel Biocare/University of Michigan, Ann Arbor, Michigan) sistemiyle Anderson tarafından açıklanmış olup titanyum restorasyonların döküm işlemine göre daha basit olarak üretilmesini sağlamaktadır. Günümüzde titanyum restorasyonları CAD/CAM yöntemiyle üretebilen birçok sistem mevcuttur (Uzun & Bayındır, 2010). CAD programı metaryalin geometrik yapısını tanımlar, CAM programı üretim yapar. Günümüzde CAD kullanılarak birçok restorasyon üretilmektedir. CAD/CAM sistemleri eksiltme ve ekleme yöntemlerini barındırır. Ekleme yöntemi tabakalı üretim olarak bilinir, bilgisayar ortamında hazırlanmış modelin 3 boyutlu bir şekilde üretilmesini sağlar. Eksiltme yöntemi ise bilgisayarda 3 boyutlu hazırlanan tasarımın bloklardan kazınması sonucu elde edilir (Strub JR, 2006).

2.4.2.1. Eksiltme Teknikleri

Bu teknikle üretilen restorasyonlarda teknisyene bağlı hatalar kaldırılmış olup siman aralığı ve kenar bitimi dijital bir biçimde ayarlanabilir. Ayrıca yapılan modellemeler bilgisayar ortamında saklanabilir. Kazımayı gerçekleştiren cihazların boyutsal yaklaşımları ve çalışabilir aks sayıları gibi özelliklere bağlı olarak eksiltme tekniklerinde kullanılacak kazıma tekniklikleri değişir. Kazıyıcı uçların X, Y ve Z uzaysal yönü bulunur; bu üç yönün bulunduğu cihazlara üç akslı, üç yönle birlikte germe köprüsü bulunan cihazlara dört akslı, uzaysal 3 yöne ek germe köprüsü ve torna mili bulunan cihazlara ise beş akslı kazıyıcılar denir (Beuer F, 2008).

CAD/CAM sistemiyle ağız içi tarayıcılar kullanılarak dijital model elde edilebilir. Bu model üzerinde tasarım gerçekleştirildikten sonra kazıyıcı cihazda üretim gerçekleştirilir. Bu işlemler hepsi yeterli ekipman olduğu takdirde klinikte hasta başında gerçekleştirilebilir. Bir başka şekilde ise ağız içi tarayıcılarla dijital ya da

kesim işlemi sonrası konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçüye alçı dökümüyle elde edilen model laboratuvarda işleme girer. Dökülen model taranır ve görüntülerin dijital ortamda tasarımı gerçekleştirilir. Tasarımı gerçekleştiren restorasyon kazıma ünitesine üretimi için gönderilir. Mum ya da rezin materyalin modelajının tarama ünitesine yerleştirilerek kopyasının elde edilmesi kopya freze tekniğidir. Ünitenin bir tarafındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar materyali tararken diğer taraftaki uçlar restorasyonu oluşturacak prefabrike bloğu kazırlar (Ertürk , Çömlekoğlu, Çömlekoğlu , & Güngör , 2015; Tamaç, 2014).



Resim 4: Eksiltme tekniği kullanılarak üretilen restorasyonlar

2.4.2.1.1.Procera Sistemi

Andersson ve Oden 1993 yılında bu sistemi geliştirmişlerdir. Sistemin CAD yani dizayn kısmı laboratuvar ortamında gerçekleştirilirken, CAM yani üretimi yalnızca ABD ve İsveç'te gerçekleştirilmektedir (Gürel K. , 2018). Bu sistemde üretim spark erezyon, freze ve lazer kaynak sistemlerinin birlikte kullanılmasıyla oluşturulur. Dielektrik sıvı içerisinde olan elektrotlar aracılığıyla oluşturulan kıvılcımların materyali aşındırmasına spark erezyon denir.

2.4.2.1.2.DFE Sistemi

Titanyum ve diğer metal alaşımların şekillendirilebildiği bu sistemde kron ve köprülerin mum modelasyonu yapılır. Bu modelasyonlardan elde edilen kopyalar bakırla kaplanır, elektrot olarak hazırlanır ve materyale spark erezyon işlemi uygulanarak kron ve köprü restorasyonlar oluşturulur (Sağlam, 1997).

2.4.2.1.3.Zeno Tec Sistemi

Wieland tarafından 2005 yılında üretime geçirilmiş, laboratuvar tipi kazıcı ve tarayıcıdan oluşan bir sistemdir. Titanyum altyapılı restorasyonların yanı sıra, Cr-Co ve zirkon restorasyon alt yapılarının üretimi için kullanılır.

2.4.2.2.Ekleme Yöntemi

Bu yöntemde dijitalde oluşturulan modeller tabakalanarak birleştirilir ve 3 boyutlu hale getirilerek bitirilir. Sanal olarak oluşturulan modeldeki tüm tabakaların birleşmesi

dijital ortamdaki modelin şeklini yansıtır. Bu teknikteki en önemli avantaj farklı yapıdaki modellerin hızlı bir şekilde, ekonomik ve güvenilir olarak üretilebilmesine olanak tanımasıdır (Gürel K. , 2018). Seri bir şekilde prototipleme yöntemiyle seramik, metal ve polimer gibi materyallerden 3 boyutlu modeller elde edilebilir. Seçatif Lazer Sinterleme (SLS), Stereolitografi (SLA), Seçatif Lazer Eritme (SLM), Mürekkep Baskı Tekniği (Inkjet Printing Techniques), Tabakalı Nesne Üretimi (LOM), Kaynak Yükleme Modelleme (FDM) ekleme yöntemi teknolojileridir (Noort, 2012).

2.4.2.2.1. Seçatif Lazer Sinterleme

Carl Deckard'ın doktora çalışması şeklinde 1992 yılında oluşturulan sistem DTM şirketi (Direct Tooling Manufacture Corp. Austin, ABD) aracılığı ile piyasaya sunulmuştur. Bu teknik ile toz şeklindeki plastik, seramik, cam ya da metal karbondioksit lazer ışınıyla tabaka halinde birleştirilir (Kaleli & Saraç, 2014).

Seçatif Lazer Sinterleme teknolojisi kullanılarak toz halinde olan metallerin katmanlar halinde birleştirilmesi işlemine Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) adı verilir. 2005 yılından beri diş hekimliğinde restorasyonların oluşturulmasında kullanılan bu sistem, dental implant ve ortopedide analog implant üretiminde kullanımı daha öncedir (Akova, Ucar, Tukay, Balkaya, & Brantley, 2008).

2.4.2.2.2. Seçatif Lazer Eritme

Relizer tarafından 2009 yılında piyasaya çıkmıştır. SLS sisteminden farkı sistemde kullanılan lazer ışınıdır. İterbiyum lazer ışını toz partiküllerin tamamen erimesine neden olur (Kruth , Mercelis , & Van Vaerenbergh , 2005)

2.5. Diş Preparasyonunun Esasları

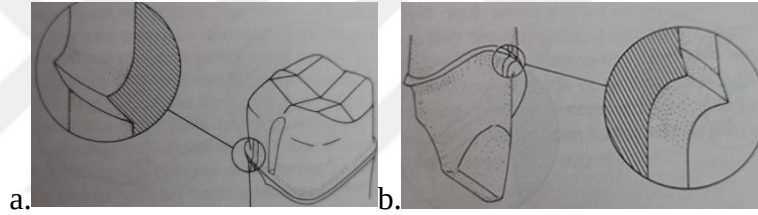
Protetik restorasyonlarla eksik diş dokusu tamamlanırken preparasyonda dişin madde bütünlüğü korunmalıdır. Restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için yeterli direnç ve tutuculuğa sahip olması beklenir. Kullanılan simanın yanında tutuculuk ve direnç preparasyonla sağlanır. Preparasyonda dişin karşılıklı duvarlarının paralellliği önemlidir. Koniklik açısının 0^0 - 16^0 arasında olması gerektiği söylenmektedir (Ertürk , Çömlekoğlu, Çömlekoğlu , & Güngör , 2015; Shillingburg H. , Hobo, Whitsett, Jacobi, & Brackett, 1997). Tek bir giriş yolunun olması tutuculuğu en yüksek dereceye ulaştırır. Yapılan restorasyon okluzal kuvvetlere karşı koyabilmelidir. Bunun için dişin okluzal yüzeyinde yeterli preparasyon yapılmalıdır. Bu miktar metal destekli seramik restorasyonlarda fonksiyonel olmayan tüberküllerde 1-1.5 mm, fonksiyonel tüberküllerde ise 1.5-2 mm kadar olmalıdır. Okluzal yüzeylerin diş morfolojisine

uyumlu hazırlanması simanın tutunacağı yüzeyi artırır. Alt dişlerde bukkal tüberküllerin bukkal eğimlerine, üst dişlerin ise palatinal tüberküllerinin palatinal eğimlerine geniş bizotaj yapılmalıdır.

Basamak, preparasyon yapılacak dişte servikal marjinde, horizontal yönde dişi çepeçevre sarıp belli açılarla oluşturulur. Basamakla, diş üzerine gelecek restorasyona yeterli mesafe oluşturmak, dişin sert ve çevre dokularını korumak istenir. Ayrıca düzgün bir basamak oluşturarak restorasyonun direncini arttırabilmek ve dişe gelen çiğneme kuvvetlerini dişin uzun aksına paralel iletebilmek amaçlanır. Günümüzde diş preparasyonu için 6 farklı basamak kullanılmaktadır (Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010; Zaimoğlu & Can, 2011).

2.5.1.Chamfer Basamak

Klinikte tam veneer kron restorasyonlarda tercih edilen basamak çeşididir. Bu basamakla bitirilen restorasyonlarda bitim çizgisinde en az gerilim olduğu belirtilmiştir. Yuvarlak uçlu elmas frezler kullanılarak preperasyon gerçekleştirilir.



Resim 5: Basamak Çeşitleri

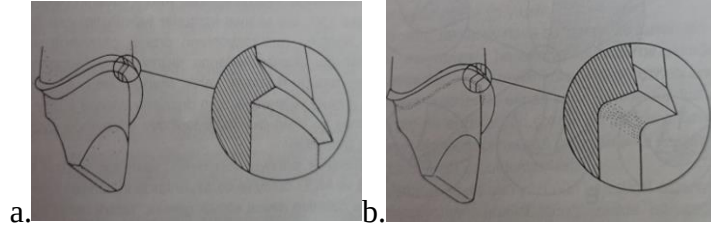
- a.** Chamfer Basamak **b.** Derin Chamfer Basamak (Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010)

2.5.2.Derin Chamfer Basamak

Metal desteksiz restorasyonlar için önerilen bu basamak geniş yarıçaplı iç açısı içerir. Shillingburg ve arkadaşları, metal desteksiz restorasyonlarda bu basamak çeşidinin kullanılmasının daha uygun olacağını belirtmişlerdir.

2.5.3.Shoulder Basamak

Köşeli ve 90 derecelik açıya sahiptir. Bu basamak tipi tam seramik restorasyonlarda uzun bir süre kullanılmıştır. Bunun sebebi de okluzal kuvvetlere sağladığı direnç ve porselendeki gerilimi azaltmasıdır. Ancak derin bir basamak şekli olduğu için diş doku bütünlüğünü korumaz ve marjindeki gerilimin artmasına sebep olur.



Resim 6: Basamak Çeşitleri

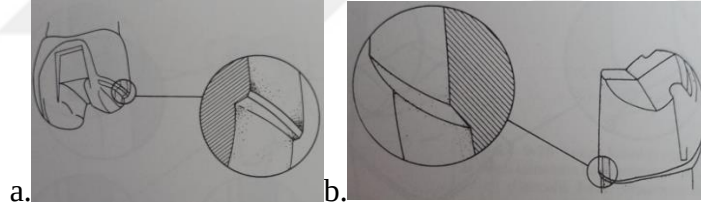
- a. Shoulder Basamak b. İç Açısı Yuvarlatılmış Shoulder Basamak**
(Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010)

2.5.4. İç Açısı Yuvarlatılmış Shoulder Basamak

Basamağın açısı 90 derecedir. Fakat basamağın genişliği iç açının yuvarlatılması sebebi ile daraltılmıştır. Bu şekilde klasik shoulder basamağa göre diş üzerindeki gerilim azaltılmıştır.

2.5.5. Bizotajlı Shoulder Basamak

Klinikte diş dokusundan fazla madde kaldırdığı için rutin olarak kullanılması tavsiye edilmez. Bizotaj ile simantasyondaki ve dökümdeki hatalar bir dereceye kadar telafi edilir. Onley ve overley restorasyonlarda okluzal basamak kısmında ve estetiğin geri planda olduğu metal seramik restorasyonlarda vestibül bitim çizgisinde kullanılır.



Resim 7: Basamak Çeşitleri

- a. Bizotajlı Shoulder Basamak b. Knife Edge (Bıçak Sırtı) Basamak**
(Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010)

2.5.6. Knife Edge (Bıçak Sırtı) Basamak

Diğer adı ile bıçak sırtı bitim çizgisindeki bu basamak restorasyon bitim kenarında dar açılı oluşturur. Bitiş çizgisi konfigürasyonu bıçak kenarını andırır. Bu bitiş çizgisinde restorasyonu ince bir şekilde mum objede işlemek ve dökmek zordur. (Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010; Zaimoğlu & Can, 2011). Knife Edge basamak; devrik dişlerin devrik yüzeylerine, aksiyel yüzeyi aşırı dışbükey olan dişlerde, diş eti altında bulunan diş kırıkları ve restorasyon diş eti altında defekt oluşturduğunda, kole bölgesinde abrazyon ve erozyon varlığında, diş eti altında çürük bulunduğu anda uygulanır (Reeves, 1991).

2.6.Güncel Restorasyon Klinik Başarı Değerlendirme Kriterleri

Restorasyonların klinik olarak takiplerinde anatomik form, renk uyumu, marjinal adaptasyon gibi kriterler değerlendirilir. Bu kriterlere ek olarak hassasiyet, sekonder çürük ve ağrı durumu gibi faktörlere bakılır (Anusavice , 1989).

Plak varlığını ve dokuların kanama potansiyelini değerlendirmek için ağız aynasından ve künt uçlu bir periodontal sondan yararlanılır (Carranza & Newman , 1996). Loe ve Silness plak indeksi ve gingival indeksi restorasyonun etrafındaki enflamasyonu belirlemede kullanılır. Hastaların kontralateral dişi, kontrol dişi olarak kabul edilir ve ölçümler bu dişe de gerçekleştirilir. Gingival indeks değerleri sayısal değerler değildir. Değerdeki artış enflamasyon miktarındaki artışı işaret eder (Mc Lean , 1980; Knoernschild & Campbell , 2000). 1971 yılında Cvar ve Ryge yapılan restorasyonların klinik başarısının değerlendirilebilmesi için United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini oluşturmuşlardır. Bu sistem restoratif materyallerin bozulma aşamasındaki farklılıklarını ölçer (Hickel, Peschke, Tyas , & Mjör, 2010). USPHS sistemi restorasyon başarısından çok restorasyon için kabul edilebilirliği tanımlayacak şekilde oluşturulmuştur. Marjinal renklenme, anatomik form ve marjinal adaptasyon gibi uzun süreçte klinik önem taşıyacak kriterlerdeki değişiklikleri belirtmede yeterli hassasiyette değildir. Bu nedenle daha sonrasında modifiye edilmiştir (Ryge, 1980). Kenar uyumu değerlendirmelerinde direk metodların yanında replika yöntemleri ile mikrometrik ölçümlerde elektron mikroskobu (SEM) kullanılabilmektedir (Raigrodski AJ, 2006). Bir diğer klinik değerlendirme sistemi ise 1973 yılında oluşturulan California Dental Association (CDA)'dır. Sistemde klinik olarak kabul edilebilir ya da kabul edilemez olarak iki temel kategori ile klinik başarı değerlendirilir. Bu iki temel grupta ikiye alt gruba sahiptir. Sistemde değerlendirmede kullanılan Romeo, Sierra, Viktor, Tango gibi kodlamaların her biri farklı bir anlama sahiptir. Tango koruyucu sebepler ile restorasyonun yakın bir süreçte değiştirilmesi veya yetersizliklerin tedavisi olması gerektiğini belirtir. Viktor mümkün olduğunca kısa sürede restorasyonun değiştirilmesi gerekliliğini ifade eder. Sierra restorasyon için ideal şartlarda uzaklaşıldığını, dikkatli olunması gerektiğini belirtir (Anusavice , 1989). 2007 yılında ise World Dental Federation (FDI)'ın onayladığı klinik değerlendirme sistemleri sunulmuştur. FDI kriterleri olarak belirlenen bu sistemde estetik, fonksiyonel, biyolojik olmak üzere üç farklı kategori vardır (Hickel, Peschke, Tyas , & Mjör , 2010).

3. Gereç ve Yöntem

Bu çalışmada farklı tekniklerle üretilmiş titanyum altyapılı porselen kronların klinik olarak karşılaştırılmalı değerlendirilmesi yapılmaya çalışıldı. Titanyum altyapılı porselen kronların yapımında kullanılan CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemlerine göre üretilmiş titanyum kronların 18 ay boyunca klinik takibi yapılarak klinik olarak başarıları değerlendirilmeye çalışıldı. Çalışmamız için %95 güven aralığı içinde, 0.90 ayırt etme gücünü elde edebilmek adına çalışmada değerlendirilmesi gereken en az kron sayısını belirleyebilmek için Ege Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı bünyesinde Power Analiz yapıldı. Her grup için 20 kron olmak üzere toplamda 40 kron restorasyonun uygulanmasına karar verildi. Çalışmada elde edilen ayırt etme gücü 1.00 olarak seçildi.

3.1.Hastaların Seçimi

Çalışmamız için Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurulu'na başvuruldu. Çalışmanın 18-10/15 nolu onayının kuruldan alınması ile hasta seçim prosedürüne geçildi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Polikliniği'ne başvuruda bulunan ve molar dişlerinde kron ihtiyacı olan hastalar çalışmaya katıldı. Yaşları 21 ile 61 arasında değişen hastalara 40 adet kron yapıldı. Çalışmada iyi bir ağız hijyeni olan, restorasyon yapılmasına engel teşkil edecek sistemik rahatsızlığı bulunmayan, endodontik tedavi sonrası kron endikasyonu almış veya periyodontolojik, endodontik açıdan sağlıklı olan fakat dişinde kırılma, aşınma ve renklenmesi olan hastalar dahil edildi. Diş etinde iltihap olan, diş furkasyonunda defekt ve açıklığa sahip olan, sondalama derinliği ve ataşman seviyesi normal değerlerde olmayan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar çalışma grubuna alınmadı. Her hastaya çalışma süreci anlatıldı. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu hastalar tarafından okundu, yazılı ve imzalı onayları alınarak bu formu doldurmaları istendi. Hastalara uygulanacak olan 40 kronun, 20 adet döküm tekniğiyle titanyum altyapılı seramik kron mu yoksa 20 adet CAD/CAM tekniğiyle titanyum altyapılı seramik kron uygulaması mı olacağı randomizasyonla belirlendi. Uygulanan restorasyonların klinik değerlendirmelerinin yapılması amacıyla hastalar 3, 6, 12 ve 18. aylarda düzenli olarak kontrollere çağırıldı.

Tablo 3: Çalışmadaki Materyaller

Materyal	Üretici firma
Ölçü Maddesi Elite HD Maxi tray material	Zhermack İtalya
Döküm Altyapı Titanyum Materyali Tritan	Dentaurum Almanya
CAD/CAM Altyapı Titanyum Materyali Starbond Ti5 Disc	Scheftner Almanya
Üstyapı Materyali Triceram	Dentaurum Almanya
Siman Adhesor Carbofine	Spofa Dental Çek Cumhuriyeti

3.2. Dişlerin Preparasyonu ve Ölçüsünün Alınması

Hastaların ilk seansında radyografik ve klinik muayeneleri yapıldı. Ağız içi fotoğrafları yüksek çözünürlükte alındı. Hastaların çene ilişkileri kesim öncesi kontrol edildi. Kesimde standardizasyonu sağlayabilmek adına elmas rehber frez (Meisinger 834, Düsseldorf, Almanya) kullanıldı. Kesimi yapılacak dişlere endodontik tedavi yapılmadıysa lokal anestezi yapıldı. Kesimde aksiyel yüzeylerde 1.0-1,5 mm okluzalde ise 1.5-2.0 mm'lik madde kaldırılarak diş kesimi gerçekleştirildi. Preparasyon dişin anatomik formuna uygun olarak gerçekleştirildi. Preparasyon esnasında uygun açılı elmas frezler kullanıldı. Bu şekilde 6-16 derecelik uygun koniklik açısı tutuculuk için sağlandı (Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010). Dişlerin büyük kısmının kanal tedavili olması nedeniyle kesim, diş etinin 0.1 mm altında gerçekleştirildi. İnce gren ve elmas frezler kullanılarak knife edge basamak uygulandı (Han, Yang , Lim , & Park, 2011; Poggio, 2012). Kesim, dişlerin keskin kalan kenarları yuvarlatılarak bitirildi. Kesim sonrası irreversible hidrokolloid ölçü (Cavex Holland BV, Haarlem, Neatherland) metaryeliyle geçici restorasyon hazırlamak için ölçü alındı. Geçici restorasyonlar akrilik rezinden (Temdent Classic Schütz Dental GmbH/Rosbach, Germany) yapıldı. Ojenölsüz çinko oksit içerikli metaryal (Cavex Temporary Cement, Cavex, Holland) ile geçici restorasyonların simantasyonları yapıldı.

Kesim işlemi bittikten sonra restorasyonların ölçüsünü almadan önce diş eti oluşu içerisine retraksiyon ipi ("00" kord, Ultrapak, Ultradent products, Utah, USA) yerleştirildi. Retraksiyon ipi markanın kullanım talimatına uygun bir şekilde 1-3 dakika diş eti oluşunda bekletildi. Retraksiyon ipi bekleme süresinin sonunda nemlendirilerek diş eti oluşundan çıkarıldı. Dişlerin kurutulmasının ardından standart metal kaşıklarla polivinil siloksan ölçü maddesiyle (Elite HD+ Maxi Tray Material, Zhermack, Italy) sandwich tekniğiyle tüm diş arkının ölçüsü alındı. Karşıt çenenin ölçüsü için aljinat ölçü maddesi (Cavex Holland BV, Haarlem, Neatherland) kullanıldı. Tip IV sert alçı (Silky-Rock; Whip-Mix Corporation, Louisville, USA) elde edilen ölçülere dökülerek modeller oluşturuldu. Laboratuvar aşamasına başlandı.

3.2.1.Prepare Edilmiş Diş Örnekleri



Resim 8: CAD/CAM Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no)



Resim 9: Döküm Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no)



Resim 10: CAD/CAM Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (26 no)



Resim 11: Döküm Grubu Bir Dişin Kesimi Tamamlanmış Görünümü (46 no)



Resim 12: Alınan Ölçüler



Resim 13: Polivinil Siloksan Ölçü

3.3.Altyapıların Laboratuvarda Hazırlanması

Çalışmamızda yapılan restorasyonların laboratuvar işlemleri Dental Labor Özel Diş Protez Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.3.1.Döküm Yöntemiyle Üretilen Titanyum Altyapıların Hazırlanışı

Konvansiyonel yöntemle dökümü gerçekleştirilecek olan titanyum altyapılı seramik grubunun (Dentaurum Tritan; Ti min. %99,5, bal Fe, O, H, N, C) mum modelasyonu yapıldı. Sonrasında fosfat bağlı revetmana (Rematitan Plus, Dentaurum,Germany) alındı. Fırının içinde manşet, oda sıcaklığından 900°C'ye dek, sıcaklığı dakikada 30°C arttırarak ısıtıldı. Sıcaklık fırın içinde 900°C olunca manşet bu sıcaklıkta 50 dakika daha bekletildi. Sonrasında manşet soğumaya bırakıldı. Manşet, sıcaklık fırın içinde 430°C'ye düşünce bu sıcaklıkta 20 dakika daha bekletildi. Ön ısıtma işlemleri ve mumun eliminasyonu işlemleri tamamlanmış oldu. Döküm, ergitme argon atmosferi altında yüksek frekanslı indüksiyon cihazı (Dentaurum rematitan autocast; Ispringen, Deutchland) kullanılarak yapıldı. 1668°C'de 40 sn eritilen metal altyapı basınç altında döküldü. Manşetten çıkarılan titanyum altyapı rövetmandan temizlendi ve tij yolu kesildi. 250 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle kumlaması gerçekleştirildikten sonra tesviyesi sert metal frezleri ile düşük devirde (20000-25000 devir) tek yönlü olarak gerçekleştirildi. Altyapının tesviyesi esnasında fazla ısınmamasına özen gösterildi. Tesviye sonrası 125 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle kumlaması gerçekleştirildikten sonra model temizlenmek amacıyla buhar banyosuna sokuldu. Bu şekilde tesviyesi bitmiş olan titanyum altyapıları provası için kliniğe gönderildi.



Resim 14: Döküm Grubunda Kullanılan Yüksek Frekanslı İndüksiyon Cihazı
(Dentaurem Rematitan Autocast; Ispringen, Deutschland)



Resim 15: Döküm Grubunda Kullanılan Titanyum Metali

3.3.2.CAD/CAM Yöntemiyle Üretilen Titanyum Altyapıların Hazırlanışı

CAD/CAM yöntemiyle üretilen titanyum altyapıların hazırlanışı için elde edilen modeller dijital tarayıcıyla (7series 3D scanners, Dental Wings Inc, Canada) dijital ortama aktarıldı ve dizaynı gerçekleştirildi. Tasarım dişin kesim öncesi okluzal genişliğine uygun bir şekilde tasarlandı. Altyapıların tasarımı 30 µm siman aralığı bırakılacak, altyapı kalınlığı 0.4 mm olacak şekilde ayarlandı. CNC kazıma makinesinde (M30 Dental CNC Machine, Camcube, Canada) altyapıların üretiminde 98 x 12 mm boyutlarında Grade 5 Titanyum blok disk (Starbond Ti 5 disc, Scheftner, Germany) kullanıldı. Üretilen altyapıların tesviyesi düşük devirde (20000-25000 devir) tek yönlü olarak gerçekleştirildi. Altyapının tesviyesi esnasında fazla ısınmamasına dikkat edildi. 125 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle kumlaması gerçekleştirildikten sonra model temizlenmek amacıyla buhar banyosuna sokuldu ve ardından provası için kliniğe gönderildi.



Resim 16: Preparasyonu Yapılan Diş Modelinin Dijital Ortama Taranıp Aktarılması İçin Kullanılan Cihaz



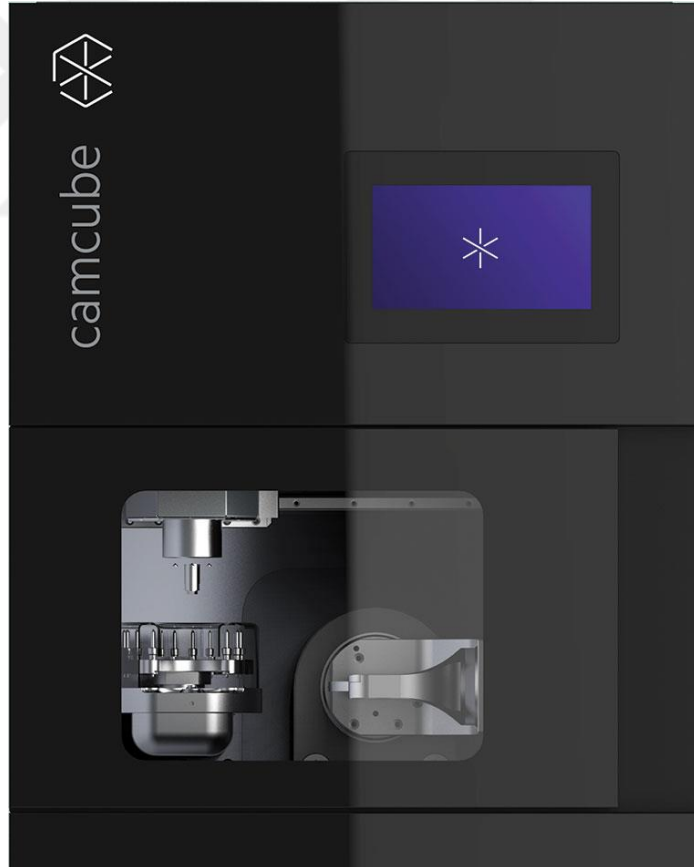
Resim 17: Preparasyonu Yapılan Diş Modelinin Dijital Altyapı Dizaynının Yapılması



Resim 18: Altyapının Kazınmaya Başlanmadan Önceki Hesaplamalarının Yapılması



Resim 19: CAD/CAM Grubunda Kullanılanan Titanyum Blok



Resim 20: CAD/CAM Grubu Altyapıların Üretiminde Kullanılan Milling cihazı

3.4. Metal Altyapıların Hasta Ağzında Kontrolü

Metal altyapıların kontrolleri, kliniğe gönderildikten sonra model üzerinde ve ağız içerisinde gerçekleştirildi. Kenar ve internal uyumları, akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü maddesi (Oranwash L, Zhermack, Rovigo, Italy) ve sond yardımıyla kontrol edildi. Altyapının aşırı teması bulunan internal yüzeylerinde minimal olacak şekilde aşındırmayla siman aralığının daha homojen olması sağlandı. Altyapının kapanışı da kontrol edilip oklüzyondaki gerekli porselen mesafesi gözlenip kayıt mumu ısırtılarak kayıt alındı. Bu şekilde uyumları kontrol edilmiş ve ayarlanmış titanyum altyapılar üst yapı seramiğinin yüklenmesi için tekrar laboratuvara gönderildi.



Resim 21: Alt Yapının Model Üzerindeki Görüntüsü



Resim 22: Alt Yapıların İç Uyumlarının Elastomerik Ölçü Maddesi Kullanılarak Kontrolü



Resim 23: Döküm Grubu Altyapının Ağız İçi Kontrolü (46 no)



Resim 24: CAD/CAM Grubu Altyapının Ağız İçi Kontrolü (37 no)

3.5 Titanyum Altyapılara Porselen Yüklenmesi

Altyapılar üretici firma önerisine (Esprident, Dentaaurum, Germany) göre 120 µm'lık Al_2O_3 ile kumlandı. Altyapılar kumlandıktan sonra 10 dakika beklendi ve üzerine vakum altında bağlayıcı ajan (Bonder, Triceram, Dentaaurum, Germany) uygulandı. Bağlayıcı ajanının ardından opak sürülme işlemi 2 kez gerçekleştirildi ve vakum altında fırınılandı. Ardından titanyum alt yapılar için özel üretilmiş olan düşük ısı porseleni (Triceram, Dentaaurum Germany) yüklendi, modelajı yapıldı. Restorasyonların fırınlanması seramik fırınında (Programat P 310 Ivoclar Vivadent AG Schaan, Liechtenstein) Tablo 4'de belirtilen sıcaklıklarda vakum altında yapılmıştır. Ardından tesviyesi yapılan restorasyonların hasta ağızında klinikteki provaları gerçekleştirildi.

Tablo 4:Restorasyonun Fırınlanma Cetveli

Fırınlama Aşamaları	Kurutma Süresi	Düşük Sıcaklık	Yüksek Sıcaklık	Isı Artış Oranı	Vakum Başlangıç	Vakum Azalmış	Vakum Süresi
Bonder (Bağlayıcı ajan)	4 dk	500 C ⁰	795 C ⁰	65 C ⁰ /dk	500 C ⁰	795 C ⁰	Vakumlu 1 dk
1. Opak	4 dk	500 C ⁰	795 C ⁰	65 C ⁰ /dk	500 C ⁰	795 C ⁰	Vakumlu 1 dk
2. Opak	4 dk	500 C ⁰	795 C ⁰	65 C ⁰ /dk	500 C ⁰	795 C ⁰	Vakumlu 1 dk
1. Dentin	6 dk	500 C ⁰	755 C ⁰	55 C ⁰ /dk	500 C ⁰	755 C ⁰	Vakumlu 1 dk
2. Dentin	4 dk	500 C ⁰	755 C ⁰	55 C ⁰ /dk	500 C ⁰	755 C ⁰	Vakumlu 1 dk
Glazür	2dk	500 C ⁰	750 C ⁰	55 C ⁰ /dk	-	-	Vakumsuz



Resim 25.1: Altyapılara Porselen Yükleme Aşamasında Kullanılan Sırasıyla Bağlayıcı Ajan, Opak ve Porselen



Resim 25.2: Altyapılara Porselen Yükleme Aşamasında Kullanılan Sırasıyla Bağlayıcı Ajan, Opak ve Porselen



Resim 26.1: Altyapıya Porselen Yüklemesi



Resim 26.2: Altyapıya Porselen Yüklemesi



Resim 27: Restorasyonun Fırınlandığı Seramik Fırını



Resim 28.1: Porselen Pişirmesi Yapılmış Restorasyonun Tesviyesi



Resim 28.2: Porselen Pişirmesi Yapılmış Restorasyonun Tesviyesi

3.6.Porselen Yüklenmiş Titanyum Altyapılı Kronların Klinikte Hastada Provası

Klinikte kronların dentin provasında; renk ve şekil bakımından uyum kontrolleri yapıldı. Restorasyonların aproksimal kontakları ayarlandı. Sond aracılığıyla kenar uyumlarına bakıldı ve okluzyonları kontrol edilerek erken temas noktaları 80 µm kalınlığında çift taraflı artikülasyon kağıdının kırmızı tarafı (Cemel, Almanya) ile belirlenerek giderildi. Restorasyon glazür uygulaması için laboratuvara gönderildi.



Resim 29: Döküm Grubu Restorasyonun Porselen Yüklenmiş Halinin Model Üzerindeki Görüntüsü



Resim 30: Döküm Grubu Restorasyonun Ağız İçi Dentin Provası (26 No)



Resim 31: CAD/CAM Grubu Restorasyonun Ağız İçi Dentin Provası (46 No)

3.7.Porselen Yüklenmiş Titanyum Altyapılı Kronların Laboratuvarında Glazürü

Glazür işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapıldı. Glaze (IPS Ivocolor Glaze Powder, Mixing Liquid Longlife, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulamasının ardından restorasyon seramik fırınında (Programat P300, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) vakumsuz olarak 750 derecede fırımlandı (Tablo.4). Restorasyon tamamlanmış oldu. Son kontrolleri için kliniğe gönderildi.



Resim 32: Restorasyonların Glazüründe Kullanılan Materyaller



Resim 33: Restorasyonun Glazürünün Gerçekleştirildiği Seramik Fırını

3.8. Restorasyonların Simantasyonu

Restorasyonların hasta ağızında uyum kontrolleri tekrar yapıldı. Prepare dişlerin üzerindeki geçici siman artıkları polisaj fırçası ve pomza yardımı ile temizlendi. Restorasyon içine akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü materyali (Oranwash L, Zhermack, Rovigo, Italy) yerleştirilip hastaya habitüel kapanışında ısırması istendi. Maddenin sertleşmesinin ardından akıcı silikon metaryali restorasyon ile birlikte ağızdan çıkartıldı ve sertleşmiş ölçü materyalinin homojinitesi kontrol edildi. Son aşama olarak restorasyonun marjinal uyumuna, aproksimal kontaklarına, kapanışta yüksekliğinin olup olmamasına bakıldı. Hastanın okluzyon tipi, çalışan ve denge taraf temasları, protruziv ve lateral hareketler kontrol edildi. Simantasyon, çinko polikarboksilat simanla (Adhesor Carbofine, Spofa Dental, Czech Republic) üretici firmanın önerileri doğrultusunda toz-likit oranlarında karıştırılarak gerçekleştirildi. Siman artıkları simanın sertleşmesi beklendikten sonra dikkatli bir şekilde temizlendi.



Resim 34: Restorasyonların Yapıştırılmasında Kullanılan Polikarboksilat Siman



Resim 35: Simanın Restorasyon İçerisine Yerleştirilmesi

3.9.Klinik Değerlendirme

Kronların simantasyonlarının ardından 18 ay boyunca hastaların klinik olarak takibi gerçekleştirildi. Hastalar başlangıçta, 3., 6., 12. ve 18. aylar içerisinde kontrollere çağırıldı. Klinik takipler FDI kriterlerine göre yapıldı. Çalışmada FDI kriterlerinde bulunan yapışık mukozanın durumu, radyografik değerlendirme ve okluzal aşınma değerleri göz ardı edildi. Her hastaya kontrol çizelgesi oluşturuldu. Kontrol seanslarında bu veriler toplanarak kayıt altına alındı. Klinik değerlendirmeler, belirtilen aralıklarda sond ve ayna yardımıyla yapıldı. Değerlendirmeler 2 deneyimli klinisyen ile her değerlendirme seansında fotoğraf çekimi gerçekleştirilerek yapıldı. Cohen Kappa analizi, değerlendirmeyi gerçekleştiren iki klinisyen hekim arasındaki uyumluluğu belirleyebilmek için kullanıldı ve Kappa değeri 0.74 olarak bulundu.

Tablo 5: FDI Kriterlerine Göre Hazırlanan Kontrol Çizelgesi

		1	2	3	4	5
Vizit Tarihi:						
RESTORASYONUN ESTETİK ÖZELLİKLERİ	Yüzey Parlaklığı					
	Yüzey Renklenmesi					
	Marjinal Renklenme					
	Renk Uyumu ve Saydamlık					
	Estetik Anatomi Form					
RESTORASYONUN FONKSİYONEL ÖZELLİKLERİ	Materyalin Kırılması ve Tutuculuğu					
	Marjinal Adaptasyon					
	Aproksimal Anatomi Form					
	Hasta Görüşü					
RESTORASYONUN BİYOLOJİK ÖZELLİKLERİ	Postoperatif Hassasiyet					
	Sekonder Çürük					
	Periodontal Dokuların Durumu					
	Genel Ağız ve Diş Sağlığı					

3.9.1.Klinik Vaka Örnekleri

Yapılan titanyum altyapılı restorasyonlar 18 ay boyunca başlangıçta, 3, 6, 12 ve 18 aylık süreçlerde kontrol edildi ve FDI kriterleriyle klinik takipleri gerçekleştirildi. Titanyum altyapılı seramik restorasyonların uygulandığı bazı örnek vakalar resim 30 ile resim 41 arasındadır.



Resim 36: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no)



Resim 37: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 ve 17 no)



Resim 38: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no)



Resim 39: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (36 no)



Resim 40: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no)



Resim 41: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no)



Resim 42: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (27 no)



Resim 43: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no)



Resim 44: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (27 no)



Resim 45: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no)



Resim 46: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (36 no)



Resim 47: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (16 no)



Resim 48: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no)



Resim 49: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no)



Resim 50: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (46 no)



Resim 51: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron (26 no)



Resim 52.1: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon
Sonrası Görünümü (37 no)



Resim 52.2: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü
(37 no)



Resim 53.1: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası
Görünümü (16 no)



Resim 53.2: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü (16 no)



Resim 54.1: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (16 no)



Resim 54.2: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 3. Ay Kontrolü
(16 no)



Resim 54.3: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 6. Ay Kontrolü
(16 no)



Resim 54.4: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü
(16 no)



Resim 54.5: CAD/CAM Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü
(16 no)



Resim 55.1: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron Simantasyon Sonrası Görünümü (36 no)



Resim 55.2: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 3. Ay Kontrolü (36 no)



Resim 55.3: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 6. Ay Kontrolü (36 no)



Resim 55.4: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 12. Ay Kontrolü (36 no)



Resim 55.5: Döküm Grubu Titanyum Altyapılı Porselen Kron 18. Ay Kontrolü (36 no)

3.9.2. FDI Kriterleri

A. Restorasyonun Estetik Özellikleri:

a) Yüzey Parlaklığı

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyonun yüzey parlaklığında bir değişiklik yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, restorasyonun yüzey parlaklığı hafif azalmış, polisajla düzeltilebilir.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyonun yüzey parlaklığı azalmış ancak kabul edilebilir düzeyde.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyonun yüzey pürüzlü, polisajla düzeltilemiyor, tamir edilebilir.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyonun yüzey çok pürüzlü, plak retansiyon alanları var, yenilenmesi gereklidir.

b) Renklenme

i. Yüzey Renklenmesi

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyonda yüzey renklenmesi yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi/hafif renklenme var, restorasyondaki renklenme polisajla giderilebilir.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyonda orta derecede renklenme var, estetik olarak kabul edilebilir.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyondaki renklenme estetik olarak kabul edilemez.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyondaki renklenmeye müdahale gerekir.

ii. Marjinal Renklenme

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyonda marjinal renklenme yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, restorasyonda hafif renklenme var, polisajla giderilebilir.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyonda orta derecede renklenme var, estetik olarak kabul edilebilir.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyondaki renklenme estetik olarak kabul edilemez.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyona müdahale gerekir.

3) Renk Uyumu ve Saydamlık

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyon renginde bir değişiklik yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, restorasyon renginde hafif değişiklik var.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyon renginde orta derecede değişiklik var, restorasyonun estetiği kabul edilebilir.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyon renginde lokalize olarak değişiklik var, kabul edilebilir.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyon renginde genel olarak değişiklik var.

c) Estetik Anatomik Form

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, klinik olarak anatomik formu idealdir.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, anatomik form normalden biraz farklı durumdadır.

3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyonun anatomik formu normalden farklı, estetik olarak kabul edilebilir.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyon estetik olarak kabul edilemez, düzeltme gerekir.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyon estetik olarak kabul edilemez, değiştirilmesi gereklidir.

B. Restorasyonun Fonksiyonel Özellikleri

a) Materyalin Kırılması ve Tutuculuğu

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyonda kırık yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, restorasyonda küçük çatlak var.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyonda geniş çatlak var.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyonda hafif kırık mevcut.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyonun yarısından fazlası kırık, yenilenmesi gereklidir.

b) Marjinal Adaptasyon

1. Klinik olarak çok iyi, restorasyon tüm kenar boyunca dişe sıkıca adapte, restorasyona sond takılmıyor.
2. Klinik olarak iyi, restorasyon kenarının dişe adaptasyonu iyi değil ve restorasyonda sondun takıldığı açıklık var.
3. Klinik olarak kabul edilebilir, sond diş ve restorasyon arasındaki bir aralığa giriyor.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyonda ufak marjinal kırıklar mevcut.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyon kırılmış, sallanıyor ya da düşmüş.

c) Aproksimal Anatomik Form

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, aproksimal aşınma yok, diş ipi restorasyon kontaklarından normal geçebiliyor.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, aproksimal kontaklar çok sıkı, diş ipi restorasyon kontaklarından zor geçiyor.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, hafif aproksimal aşınma var, diş ipi restorasyon kontaklarından rahat geçebiliyor.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyonda aproksimal aşınma var, kontaklarda gıda sıkışması mevcut.

5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyonda aproksimal aşınma fazla, kontaklardan metal zımpara geçebiliyor.

d) Hasta Görüşü

1. Klinik olarak çok iyi, hasta restorasyondan estetik ve fonksiyonel olarak çok memnundur.
2. Klinik olarak iyi, hasta restorasyondan estetik ve fonksiyonel olarak memnundur.
3. Klinik olarak kabul edilebilir, hasta restorasyondan estetik ve fonksiyonel olarak memnun değil ama kullanabiliyor.
4. Klinik olarak iyi değil, hastanın restorasyonla ilgili memnun olmadığı bazı şeyler var.
5. Klinik olarak kabul edilemez, hasta restorasyondan hiç memnun durumda değil.

C. Restorasyonun Biyolojik Özellikleri

a) Postoperatif Hassasiyet

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyon yapılan dişte postoperatif hassasiyet yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, restorasyon yapılan dişte postoperatif hassasiyet hafif.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, restorasyon yapılan dişte postoperatif hassasiyet tolere edilebilir.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, restorasyon yapılan dişte postoperatif hassasiyet fazla.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, restorasyon yapılan dişte postoperatif hassasiyet şiddetli.

b) Sekonder Çürük

1. Klinik olarak restorasyon çok iyi, restorasyona komşu bölgede sekonder çürük yok.
2. Klinik olarak restorasyon iyi, küçük ve lokalize demineralize alanlar mevcut.
3. Klinik olarak restorasyon kabul edilebilir, geniş demineralize alanlar mevcut.
4. Klinik olarak restorasyon iyi değil, mine seviyesinde kavitasyon mevcut.
5. Klinik olarak restorasyon kabul edilemez, derin dentin çürükleri mevcut.

c) Periodontal Dokuların Durumu

1. Klinik olarak periodontal dokuların durumu çok iyi, plak ve kanama yok.
2. Klinik olarak periodontal dokuların durumu iyi/restorasyon yüzeyinde hafif plak var, dişeti enflamasyonu yok.

3. Klinik olarak periodontal dokuların durumu kabul edilebilir, restorasyon yüzeyinde hafif plak var, dişetinde hafif enflamasyon mevcut.
4. Klinik olarak periodontal dokuların durumu iyi değil, restorasyon yapılan dişin 2/3'ünü kaplayan plak mevcut, dişetinde ileri derecede enflamasyon var.
5. Klinik olarak periodontal dokuların durumu kabul edilemez, ileri derecede gingivitis veya periodontitis mevcut.

d) Genel Ağız ve Diş Sağlığı

1. Klinik olarak hastanın genel ağız ve diş sağlığı çok iyidir.
2. Klinik olarak hastanın genel ağız ve diş sağlığı iyidir.
3. Klinik olarak hastanın genel ağız ve diş sağlığı kabul edilebilir.
4. Klinik olarak hastanın genel ağız ve diş sağlığı iyi değildir.
5. Klinik olarak hastanın genel ağız ve diş sağlığı kabul edilemez (Hickel, Peschke, Tyas , & Mjör , 2010; Karagözlüoğlu, 2015).

3.10.İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bölümü'nde, IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25 (Released 2017, Armonk, NY: IBM Corp.) paket programında gerçekleştirilmiştir. Tüm hipotez testleri $\alpha = 0.05$ önem seviyesinde uygulanmıştır. İn vivo gerçekleştirilen bu çalışmada FDI kriterleri ile elde edilen klinik takip bulgularına ait olan istatistiksel sonuçlar Pearson Ki-Kare analizi ile değerlendirildi.

Çalışmanın H_0 hipotezi; “CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle ile üretilen titanyum altyapılı porselen restorasyonlar arasında fark vardır” şeklinde kurulmuştur.

4. Bulgular

18 aylık takip süresi sonunda CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle ile üretilen titanyum altyapılı porselen restorasyonlara ait tüm veriler toplanarak birer tabloda birleştirildi. Hastaların Tablo 6 ve Tablo 7 'de; başlangıçta, 3., 6., 12. ve 18. aylar içerisinde çağrıldıkları kontrollerin FDI kriterlerine göre skorlamaları görülmektedir.

Tablo 6.1: CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi

CAD/CAM Altyapılı Titanyum		Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler			
Skor		Y.P.	Y.R.	M.R.	R.S.	E.F.	M.T.	M.A.	A.F.	H.G.	P.H.	S.Ç.	P.D.	G.D.
Başlangıç	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	19	20	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3.Ay	1	20	20	20	20	20	19	20	20	20	20	20	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0

Y.P.: Yüzey Parlaklığı, **Y.R.:** Yüzey Renklenmesi, **M.R.:** Marjinal Renklenme, **R.S.:** Renk Uyumu ve Saydamlık, **E.F.:** Estetik Anatomik Form, **M.T.:** Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, **M.A.:** Marjinal Adaptasyon, **A.F.:** Aproximal Anatomik Form, **H.G.:** Hasta Görüşü, **P.H.:** Postoperatif Hassasiyet, **S.Ç.:** Sekonder Çürük (Dişin Bütünlüğü), **P.D.:** Periodontal Dokuların Durumu, **G.D.:** Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Tablo 6.2: CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi

CAD/CAM Altyapılı Titanyum		Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler			
Skor		Y.P.	Y.R.	M.R.	R.S.	E.F.	M.T.	M.A.	A.F.	H.G.	P.H.	S.Ç.	P.D.	G.D.
6.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12.Ay	1	20	20	20	20	20	18	19	20	20	20	20	18	18
	2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0
18Ay	1	20	20	20	20	20	20	19	20	20	20	20	17	16
	2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	2	3
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	1
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Y.P.: Yüzey Parlaklığı, **Y.R.:** Yüzey Renklenmesi, **M.R.:** Marjinal Renklenme, **R.S.:** Renk Uyumu ve Saydamlık, **E.F.:** Estetik Anatomik Form, **M.T.:** Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, **M.A.:** Marjinal Adaptasyon, **A.F.:** Aproximal Anatomik Form, **H.G.:** Hasta Görüşü, **P.H.:** Postoperatif Hassasiyet, **S.Ç.:** Sekonder Çürük (Dişin Bütünlüğü), **P.D.:** Periodontal Dokuların Durumu, **G.D.:** Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Tablo 7.1: Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi

Döküm Altyapılı Titanyum		Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler			
Skor		Y.P.	Y.R.	M.R.	R.S.	E.F.	M.T.	M.A.	A.F.	H.G.	P.H.	S.Ç.	P.D.	G.D.
Başlangıç	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	19	20	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	19	20	19	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	18
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Y.P.: Yüzey Parlaklığı, **Y.R.:** Yüzey Renklenmesi, **M.R.:** Marjinal Renklenme, **R.S.:** Renk Uyumu ve Saydamlık, **E.F.:** Estetik Anatomik Form, **M.T.:** Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, **M.A.:** Marjinal Adaptasyon, **A.F.:** Aproksimal Anatomik Form, **H.G.:** Hasta Görüşü, **P.H.:** Postoperatif Hassasiyet, **S.Ç.:** Sekonder Çürük (Dişin Bütünlüğü), **P.D.:** Periodontal Dokuların Durumu, **G.D.:** Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Tablo 7.2: Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Restorasyonların 18 Aylık Değerlendirilmesi

Döküm Altyapılı Titanyum		Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler			
Skor		Y.P.	Y.R.	M.R.	R.S.	E.F.	M.T.	M.A.	A.F.	H.G.	P.H.	S.Ç.	P.D.	G.D.
12.Ay	1	20	20	20	20	20	20	19	20	20	20	20	17	17
	2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	3	2
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18Ay	1	20	20	20	20	20	20	19	20	20	20	20	19	19
	2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Y.P.: Yüzey Parlaklığı, **Y.R.:** Yüzey Renklenmesi, **M.R.:** Marjinal Renklenme, **R.S.:** Renk Uyumu ve Saydamlık, **E.F.:** Estetik Anatomik Form, **M.T.:** Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, **M.A.:** Marjinal Adaptasyon, **A.F.:** Aproksimal Anatomik Form, **H.G.:** Hasta Görüşü, **P.H.:** Postoperatif Hassasiyet, **S.Ç.:** Sekonder Çürük (Dişin Bütünlüğü), **P.D.:** Periodontal Dokuların Durumu, **G.D.:** Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Restorasyonların 18 aylık klinik takibi sonucunda elde edilen verilerin Pearson Ki-Kare testi ile değerlendirilmesi yapılmıştır. Her iki grupta yapılan değerlendirmeler sonucunda tüm kriterler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Başlangıç, 3, 6, 12, 18 aylık yapılan kontrollerde her iki grup arasında FDI değerlendirme kriterleri açısından anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

Tablo 8: Klinik Takip Skorlarının Pearson Ki-Kare Analizine Göre Sonuçları

ZAMAN	FDI KRİTERLERİ	SKOR	CAD/CAM GRUBU		DÖKÜM GRUBU		<u>P</u> <u>Değeri</u>
			Olay Sayısı	Olay Yüzdesi	Olay Sayısı	Olay Yüzdesi	
BAŞLANGIÇ	P.H.	2	1	5.0%	1	5.0%	1.000
3 AY	M.T.	5	1	5.0%	0	0.0%	1.000
	P.H.	2	0	0.0%	1	5.0%	1.000
	P.D.	2	0	0.0%	1	5.0%	1.000
6 AY	P.D.	2	0	0.0%	2	10.0%	0.487
	G.D.	3	0	0.0%	2	10.0%	0.487
12 AY	M.T.	5	2	10.0%	0	0.0%	0.487
	M.A.	2	1	5.0%	1	5.0%	1.000
	P.D.	2	1	5.0%	3	15.0%	0.363
		3	1	5.0%	0	0.0%	0.363
	G.D.	2	1	5.0%	2	10.0%	0.834
		3	1	5.0%	1	5.0%	0.834
18 AY	M.A.	2	1	5.0%	1	5.0%	1.000
	P.D.	2	2	10.0%	1	5.0%	0.274
		3	2	10.0%	0	0.0%	0.274
	G.D.	2	3	15.0%	1	5.0%	0.323
		3	1	5.0%	0	0.0%	0.323

Y.P.: Yüzey Parlaklığı, **Y.R.:** Yüzey Renklenmesi, **M.R.:** Marjinal Renklenme, **R.S.:** Renk Uyumu ve Saydımlık, **E.F.:** Estetik Anatomik Form, **M.T.:** Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, **M.A.:** Marjinal Adaptasyon, **A.F.:** Aproximal Anatomik Form, **H.G.:** Hasta Görüşü, **P.H.:** Postoperatif Hassasiyet, **S.Ç.:** Sekonder Çürük (Dişin Bütünlüğü), **P.D.:** Periodontal Dokuların Durumu, **G.D.:** Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Tablo 9: Postoperatif Hassasiyet Başlangıç Kontrolü İstatiksel Analizi

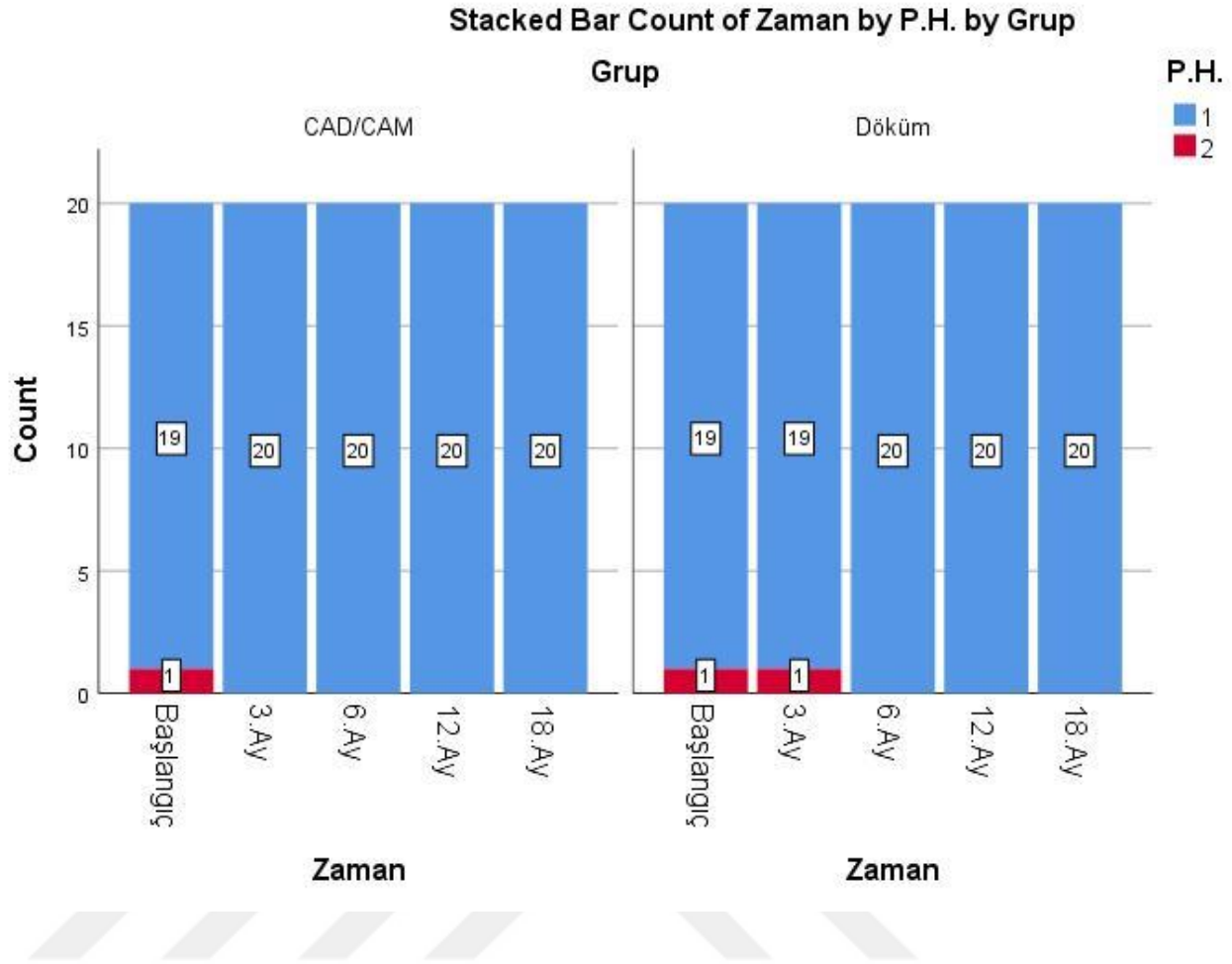
	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	.000a	1	1.000		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	.000	1	1.000		
Fisher's Exact Test				1.000	.756
Linear-by-Linear Association	.000	1	1.000		
N of Valid Cases	40				

Başlangıçta yapılan kontrollerde döküm ve CAD/CAM kron uygulanan hastaların ikisinde hafif derecede postoperatif hassasiyete rastlanmıştır. Preparasyona bağlı olduğu düşünülen bu hassasiyetler değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (Tablo 9).

Tablo 10: Postoperatif Hassasiyet 3. ay Kontrolü İstatiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	1.026 ^a	1	.311		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	1.412	1	.235		
Fisher's Exact Test				1.000	.500
Linear-by-Linear Association	1.000	1	0.317		
N of Valid Cases	40				

3. ayda döküm kron uygulanan dişlerin birinde hafif derecede, hassasiyete rastlanmıştır. Periodontal dokusunda da plak olan hastanın, hafif hassasiyet nedeniyle fırçalamasının o bölgede eksik olduğu belirlenmiştir. Dişin diğer takiplerinde hassasiyet geçmiştir. Postoperatif hassasiyet ilerleyen süreçte iki grup içinde de 6, 12, 18 ve 24. aylarda görülmemiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 10).



Grafik 1: Postoperatif Hassasiyet Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği

Tablo 11: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk 3. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

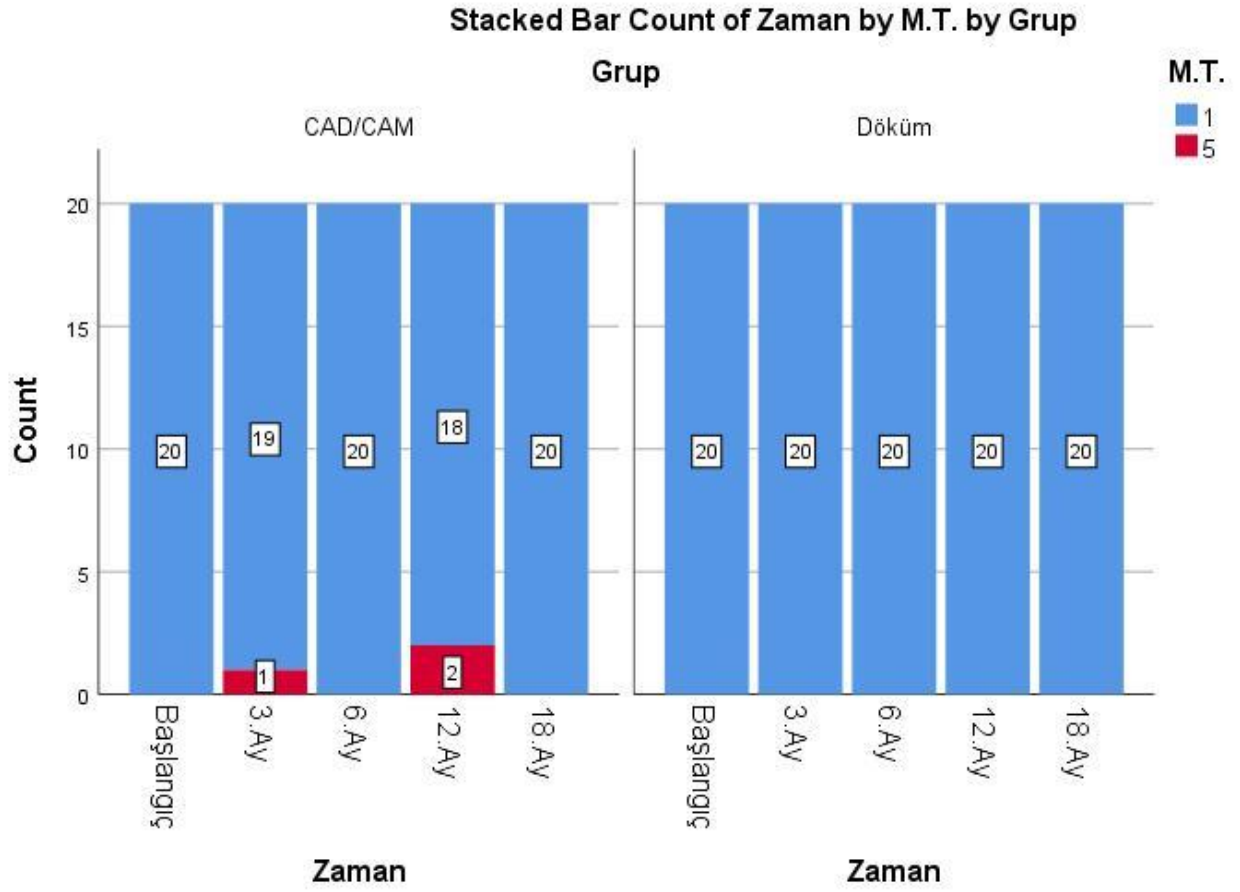
	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	1.026 ^a	1	.311		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	1.412	1	.235		
Fisher's Exact Test				1.000	.500
Linear-by-Linear Association	1.000	1	0.317		
N of Valid Cases	40				

Üçüncü ayda CAD/CAM grubunda bir hastada porselen atması gözlenmiştir. Hastanın kronu çıkarılıp laboratuvarında tamir edildikten sonra tekrar yapıştırılmıştır. Diğer aylarda hasta restorasyonu sorunsuz kullanmıştır. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 11).

Tablo 12: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	2.105 ^a	1	.147		
Continuity Correction ^b	.526	1	.468		
Likelihood Ratio	2.878	1	.090		
Fisher's Exact Test				.487	.244
Linear-by-Linear Association	2.053	1	.152		
N of Valid Cases	40				

12. ayda iki hastada porselen atması gözlenmiştir. İki hastada kronun yerinden sökülüp tamir edilmesi gerekmiştir. Hastaların restorasyonları çıkarılıp laboratuvarında tamir edildikten sonra tekrar simantasyonu gerçekleştirilmiştir. Diğer aylarda hasta restorasyonlarını sorunsuz kullanmış ve hastaların daha sonraki klinik kontrollerinde herhangi bir probleme rastlanmamıştır. Bu 3 olguya ait farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 12).



Grafik 2: Materyalin Kırılması ve Tutuculuk Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği

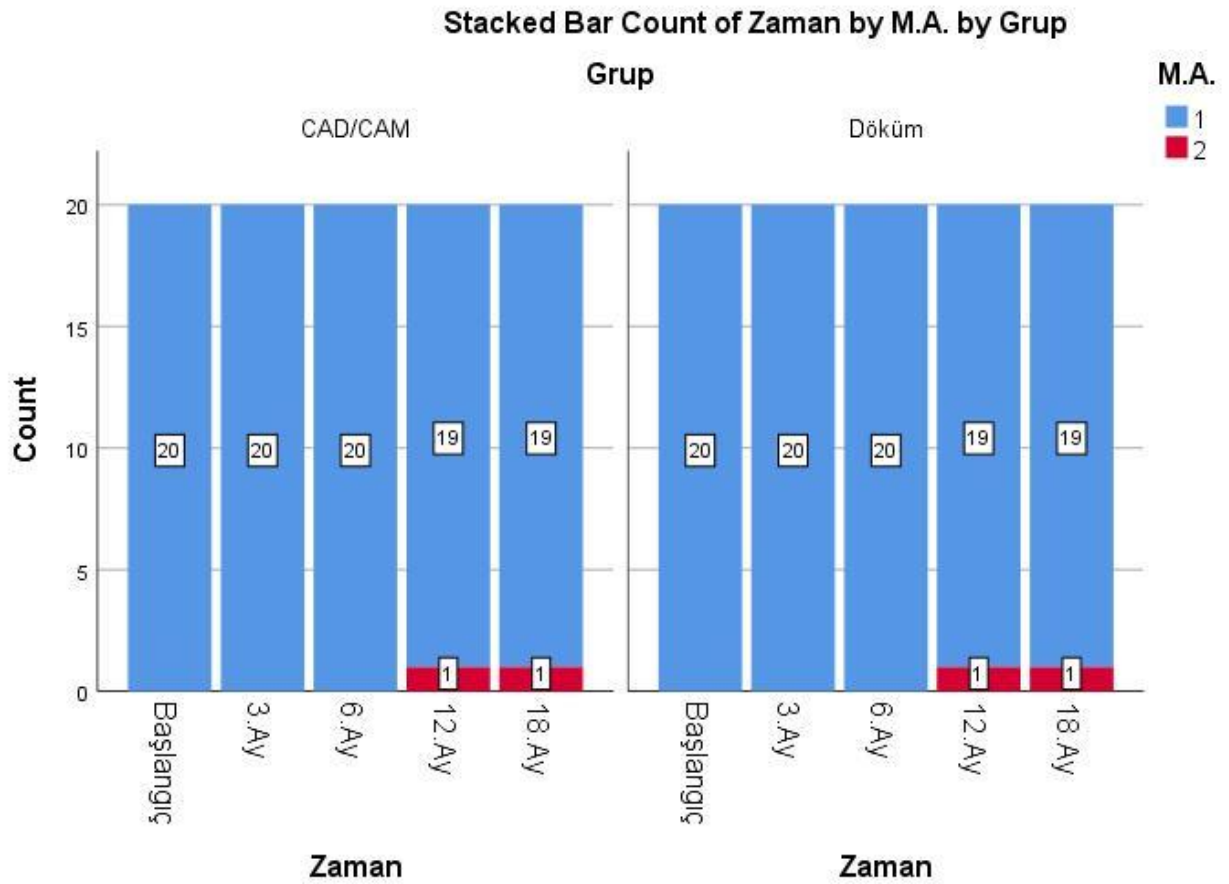
Tablo 13: Marjinal Adaptasyon 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	.000a	1	1.000		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	.000	1	1.000		
Fisher's Exact Test				1.000	.756
Linear-by-Linear Association	.000	1	1.000		
N of Valid Cases	40				

Tablo 14: Marjinal Adaptasyon 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	.000a	1	1.000		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	.000	1	1.000		
Fisher's Exact Test				1.000	.756
Linear-by-Linear Association	.000	1	1.000		
N of Valid Cases	40				

12. ayda her iki gruptan birer hastada marjinalde çok hafif açıklık gözlemlenmiştir. Açıklık gözlenen hastaların diş etinde plak ve ağız diş sağlığında da eksiklik olduğu görülmüştür. Aynı hastaların marjinallerindeki durum değişmeden açıklığın aynı derecede kabul edilebilir şekilde 18. ayda da gözlemlenmiştir. Hastalardan CAD/CAM grubundakinin periodontal dokularının ve genel ağız diş sağlığındaki durumun iyileştiği gözlenirken, döküm grubunun sadece genel ağız ve diş bakımında gelişme gözlenmiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 13 ve 14).



Grafik 3: Marjinal Adaptasyon Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği

Tablo 15: Periodontal Dokuların Durumu 3. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	1.026 ^a	1	.311		
Continuity Correction ^b	.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	1.412	1	.235		
Fisher's Exact Test				1.000	.500
Linear-by-Linear Association	1.000	1	0.317		
N of Valid Cases	40				

Başlangıçta yapılan değerlendirmede döküm ve CAD/CAM kronların periodontal durumları klinik olarak çok iyidir. 3. ayda döküm grubu bir hastada diş etinde hafif plağa rastlanmıştır. Bunun sebebinin de aynı hastada daha önce olmayan dişte hassasiyet gözükümüştür. Bu hassasiyete bağlı dişe etini fırçalayamadığını söylemiştir. Bu hassasiyet daha sonraki kontrollerde gözlemlenmemiştir. Ağız bakımına bağlı olduğu düşünülen bu durum bir hastada diğer kontrolde de iyileşerek gözlenirken diğer aylarda hastaların değerlendirmelerinde bu eksikliklerinin tamamlandığı ve sorunun kalmadığı gözlenmiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 15).

Tablo 16: Periodontal Dokuların Durumu 6. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	2.105 ^a	1	.147		
Continuity Correction ^b	.526	1	.468		
Likelihood Ratio	2.878	1	.090		
Fisher's Exact Test				.487	.244
Linear-by-Linear Association	2.053	1	.152		
N of Valid Cases	40				

Tablo 17: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 6. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	2.105 ^a	1	.147		
Continuity Correction ^b	.526	1	.468		
Likelihood Ratio	2.878	1	.090		
Fisher's Exact Test				.487	.244
Linear-by-Linear Association	2.053	1	.152		
N of Valid Cases	40				

Tablo 18: Periodontal Dokuların Durumu 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	2.029 ^a	2	.363
Likelihood Ratio	2.461	2	.292
Linear-by-Linear Association	.000	1	1.000
N of Valid Cases	40		

Tablo 19: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 12. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	.362 ^a	2	.834
Likelihood Ratio	.368	2	.832
Linear-by-Linear Association	.100	1	.752
N of Valid Cases	40		

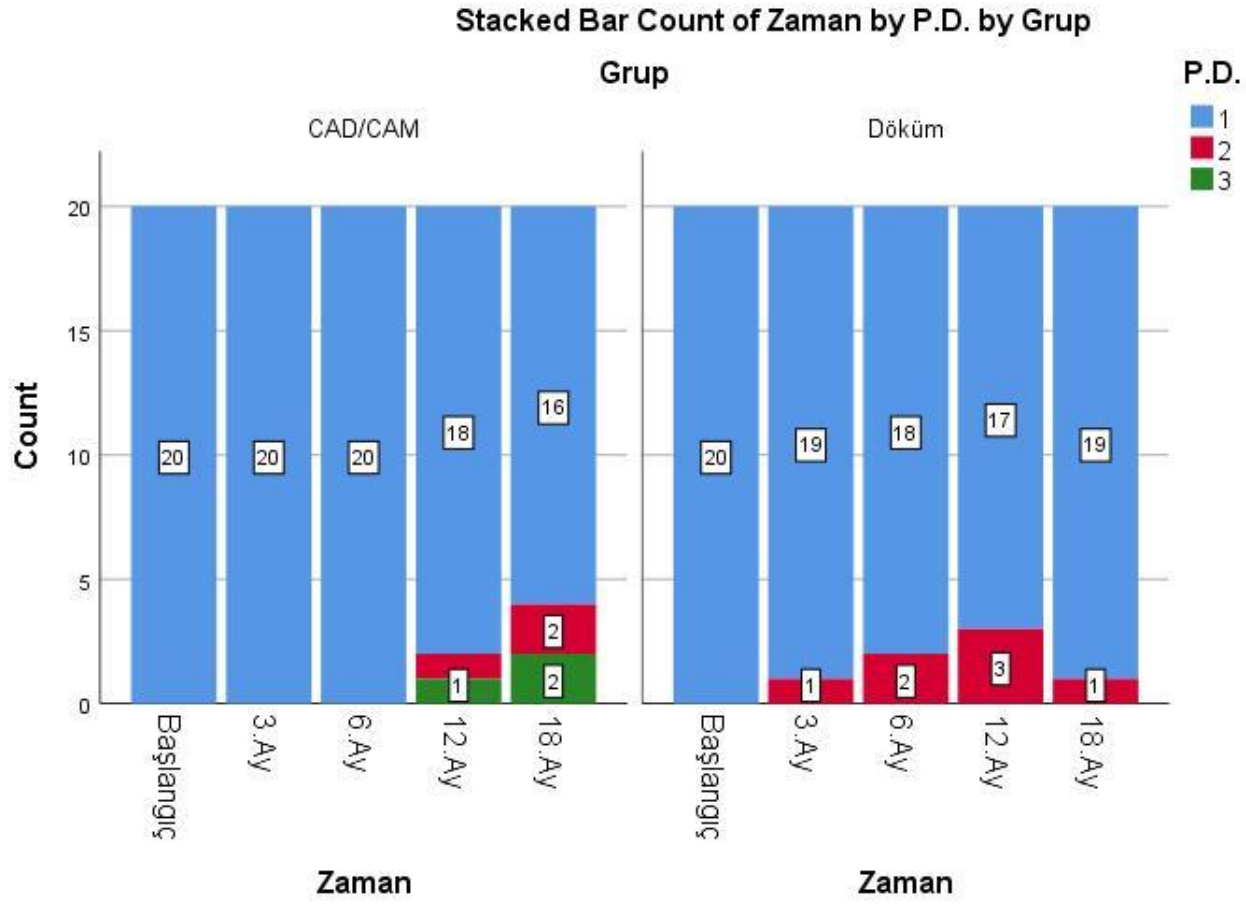
Tablo 20: Periodontal Dokuların Durumu 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	2.590 ^a	2	.274
Likelihood Ratio	3.370	2	.185
Linear-by-Linear Association	2.494	1	.114
N of Valid Cases	40		

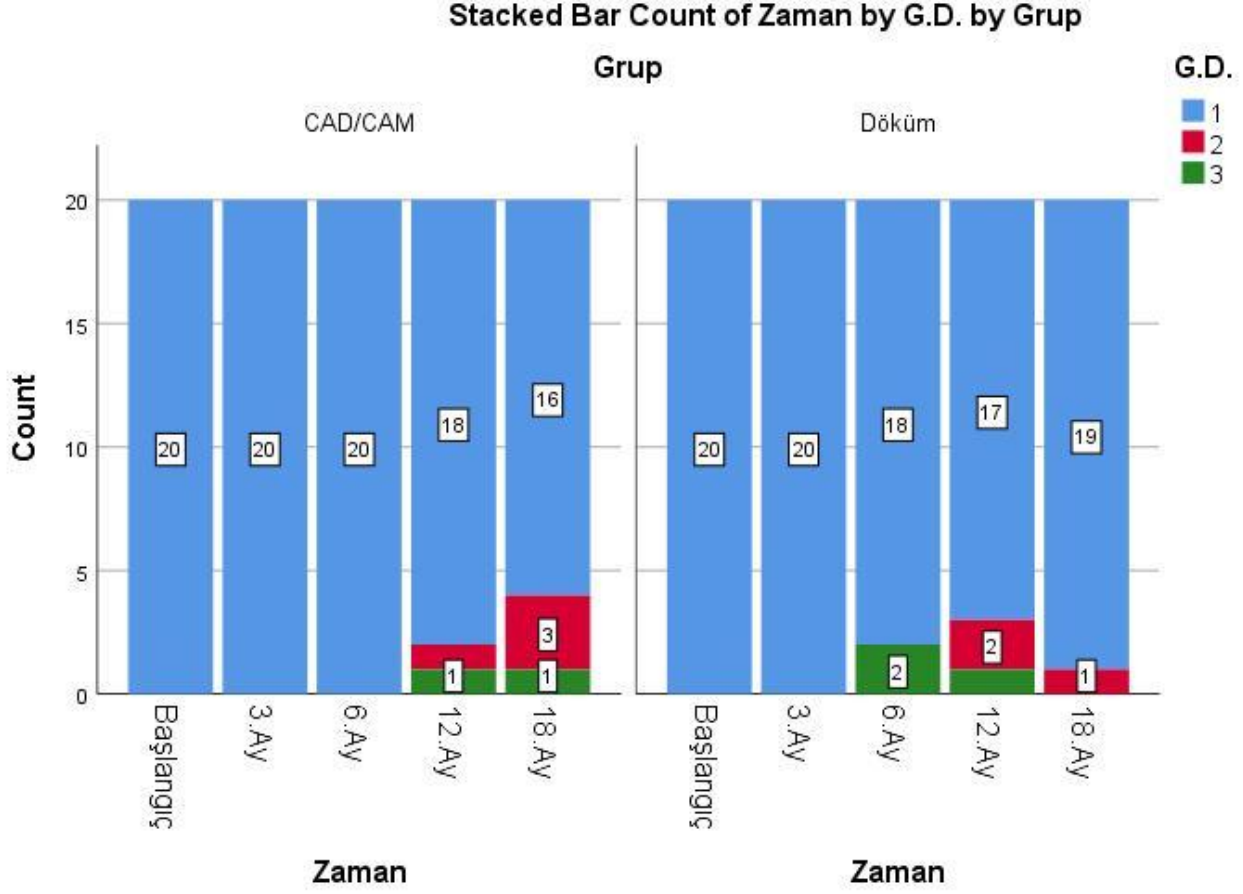
Tablo 21: Genel Ağız ve Diş Sağlığı 18. ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	2.257 ^a	2	.323
Likelihood Ratio	2.690	2	.261
Linear-by-Linear Association	2.197	1	.138
N of Valid Cases	40		

6. ayda döküm grubu 2 kronda enflamasyon olmaksızın restorasyon yüzeyinde hafif plak vardı. CAD/CAM grubu bir hastanın 12 ve 18. ay kontrollerinde diş yüzeylerinde plak ve hafif derece enflamasyon gözlemlenmiştir. Aynı hasta 18. ayda ağız diş sağlığı bakımını belli bir düzeyde düzeltmiştir. Döküm grubunda 12. ayda iki hastada enflamasyon olmadan hafif plak mevcut olup, 18. ayda da CAD/CAM grubu iki hastada hafif enflamasyon olmaksızın plak gözlenmiştir. CAD/CAM grubu iki hastada hafif enflamasyonla birlikte hafif plak mevcuttur. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 16,17,18,19,20 ve 21).



Grafik 4: Periodontal Dokuların Durumu Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği



Grafik 5: Genel Ağız ve Diş Sağlığı Kriterinin 18 Ay Boyunca Değişimi Gösteren Frekans Grafiği

Her iki çalışma grubunda da yüzey parlaklığı, marjinal renklenme, yüzey renklenmesi, estetik anatomik form, renk uyumu ve saydamlık, hasta görüşü, aproksimal anatomik form, sekonder çürük yönünden FDI değerlendirme kriterlerinde hiçbir değişim olmamıştır.

Her iki grupta 18 ay boyunca kronlarda yeniden yapılmalarını gerektirecek herhangi bir durum yaşanmamış ve hastalar 18. ay sonuna kadar kronlarını sorunsuz olarak kullanmışlardır.

5.Tartışma

Çeşitli nedenlerle kaybedilmiş veya harabiyete uğramış dişlerde fonksiyon, estetik ve fonasyonu yerine getirmek için yapılan restorasyonlar genelde sabit protetik restorasyonlardır. Bu tip restorasyonlar posterior diş kayıplarının restorasyonunda sıklıkla kullanılan, başarısızlığın düşük ve uzun süren çalışmalarla desteklenmiş bir tedavi çeşididir. Bu bölgedeki restorasyonlarda çoklukla mekanik özellikleri yüksek olan materyallerin kullanılması önerilmektedir. Bu restorasyonlarda pekçok farklı metal kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonlar ise diş hekimliğinde yıllardır altın standart olarak görülen ve kullanılan restorasyonlardır. Başlangıçta kıymetli metal alaşımlarıyla yapılan bu restorasyonlar pahalı olması sebebiyle yerlerini CoCr, NiCr ve titanyuma bırakmıştır (Walton, 2013; Năpănkangas, 2011; Pjetursson, 2015; Joias, 2008; Sipahi, 2012; Koizumi, Takeuchi, Imai, Kawai, & Yoneyama, 2019).

Metal destekli seramik restorasyonlar yüksek bağlanma mukavemetleri, kolay üretilibilmeleri ve kabul edilebilir estetik görünüşleri ile yaygın olarak kullanılmaktadır. Restorasyonların sınırları diş eti seviyesinde ya da diş etinin hemen altında bitebildiğinden kullanılan metal alaşımların biyouyumlu olması gereklidir (Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019).

Titanyum 1960' lardan itibaren diş hekimliğinde dahil olmak üzere birçok mekanik uygulama için özellikleri sebebiyle popüler bir biyomalzeme haline gelmiştir. Günümüzde diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara artan bir eğilim olmasına rağmen bu tür malzemelerle alakalı kırılma veya chipping gibi başarısızlıklar hala rapor edilmektedir (Raigrodski, Hillstead, Meng, & Chung, 2012). Bu durum metal altyapılı seramik restorasyonların endikasyonları için hala kullanım alanı olduğunu göstermektedir (Wang & Fenton, 1996). Öte yandan; titanyum implant malzemesi olarak diş hekimliğinin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Kıymetli metal alaşımlarının yüksek maliyeti ve baz metal alaşımlarının potansiyel biyolojik tehlikeleri, ticari olarak saf titanyumun ve bazı alaşımlarının diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasının en önemli nedenleri arasında belirtilmiştir (Özcan, 2012; Koizumi, Takeuchi, Imai, Kawai, & Yoneyama, 2019).

Genellikle restorasyonlarda marjinal sonlanma bölgeleri subgingival alanda olmaktadır. Bu nedenle kullanılacak metal altyapılar biyouyumlu materyallerden seçilmelidir (Naveen, 2011).

Titanyum yüksek biyouyumluluğu, düşük ısı iletkenliği, düşük ağırlığı, yüksek korozyon direnci sebebi ile baz ve soy metal alaşımlarına alternatif olarak yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Wang & Fenton, 1996; Tschernitschek H, 2005). Titanyumun sahip olduğu birçok avantaja rağmen dökümünde porselen ile bağlanması ve titanyum üzerine porselen pişirilmesi zordur (Troia , M., Henriques, G., Mesquita , M., & Fragoso , W., 2008).

Birçok olumlu özelliğinin yanında titanyumun diş hekimliği ve tıp alanında kullanılmasının en önemli sebebi yüksek biyouyumluluğudur (Uzun & Bayındır, 2010). Literatürde titanyum alerjisi bildirilmiştir. Fakat bu oran nikel ve krom gibi metal alerjilerine göre oldukça düşüktür. Titanyum alerjisi ile ilgili bildirilen çalışmalar ortopedik implantlarla ilgilidir (Çömlekoğlu, 2008). Birçok araştırma titanyumun diğer metallere kıyasla canlı tarafından daha iyi kabul edildiğini göstermektedir (Oyar, 2015; Özcan, 2012).

Yapılan çalışmaların in vitro ya da in vivo olması elde edilebilecek sonuçları farklılaştırabilmektedir. Laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş çalışmalarda preparasyon için standardizasyon sağlanabilir. İn vivo çalışmalarda ise hastaya bağlı birçok faktör olmasına rağmen kontrol daha da zorlaşsa da sonuçlar in vitro çalışmalara göre daha güvenilir ve değerlidir. Çalışmamızda kesimi yapılacak dişlerin periodontal dokularının sağlığını, hastaların oral hijyen alışkanlığını, dişlerin sağlam doku miktarını, aksiyel duvarın açılarını, dişlerin kanal tedavili olup olmamasını belirli bir standartta sağlamak mümkün olamamıştır (Keskin Özyer, 2019).

Farklı teknikle üretilmiş titanyum altyapılı seramik kronları karşılaştırmayı amaçladığımız in vivo çalışmamızda, literatürdeki birçok benzer çalışma gibi molar dişlere restorasyonlar uygulamayı tercih ettik (Boeckler AF, 2009; Hey, 2014; Park J. M., 2016; Chai J. M., 1997).

Çalışmamızda örnek sayımız her iki gruptan 20 adet olmak üzere 40 kron olarak belirlendi. Bu sayıya da yaptığımız güç analizi ile ulaştık. Hastalara uygulanacak olan 40 kronun, 20 adet döküm tekniğiyle titanyum altyapılı seramik kron mu yoksa 20 adet CAD/CAM tekniğiyle titanyum altyapılı seramik kron uygulaması mı olacağı randomizasyonla belirlendi (Walter , M., Reppel , D., Böning, K., & Freesmayer , W., 1999).

Çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalarda olduğu gibi iyi bir ağız hijyeni olan, restorasyon yapılmasına engel teşkil edecek sistemik rahatsızlığı bulunmayan, endodontik tedavi sonrası kron endikasyonu almış veya periyodontolojik, endodontik

açıdan sağlıklı olan fakat dişinde kırılma, aşınma ve renklenmesi olan hastalar dahil edildi. Diş etinde iltihap olan, diş furkasyonunda defekt ve açıklığa sahip olan, sondalama derinliği ve ataşman seviyesi normal değerlerde olmayan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar çalışma grubuna alınmamış ve her hastaya çalışma süreci anlatılmıştır (Boeckler AF, 2009; Hey, 2014).

Diş preperasyonu destek dişlerin devamlılığı, stres dağılımı ve restorasyonun retansiyonu açısından önemlidir. Yeo ve ark. (2003) taper açısının marjinal uyum üzerine etkisini değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında açı değerini 6 ile 15 derece arasında bulmuşlardır (Yeo I, 2003). Şhillingburg ve ark. (2010) 16 derecelik taper açısını klinik olarak kabul edilebilir en yüksek değer olarak bildirmişlerdir. Şhillingburg ve ark. (2010)'na göre diş preperasyonu sırasında oluşturulan basamak restorasyonun statik gücünü arttırıp çiğneme kuvvetinin dişe daha dengeli gelmesini sağlar. Ayrıca marjinal sınırdaki kronun oturmasını ve uyumunu etkilemektedir (Shillingburg H. , Hobo, Whitsett , Jacobi , & Brackett, 2010). Çalışmalarda preperasyonun basamak şeklinin marjinal uyuma etkisi değerlendirildiğinde farklı sonuçlar bildirilmektedir. Bu farklı sonuçlar restorasyonlarda farklı materyallerin kullanılması ve marjinal uyum değerlendirmesinde yöntemlerin farklı olması ile açıklanabilir (Euan R, 2014). Bizde çalışmamızda preperasyonu dişin anatomik formuna uygun olarak 6-16 derecelik koniklik açısı sağlayarak gerçekleştirdik.

Dişlerin büyük kısmının kanal tedavili olması nedeniyle kesim, diş etinin 0.1 mm altında gerçekleştirildi (Naveen, 2011).

Birçok yazar çalışmalarında titanyum altyapılı seramik kronların marjinal uyumlarını incelemiştir. Fakat literatürde titanyum altyapılı seramik kronların marjinal konfigürasyonun nasıl olması gerektiğine dair çok az bilgi bulunmaktadır (Han, Yang, Lim , & Park, 2011). Literatürde titanyum altyapılı seramik restorasyon çalışmalarında shoulder, chamfer ve knife edge basamak çeşitlerinin kullanıldığı görülmektedir (Boeckler AF, 2009; Han H. S., 2011; Hey, 2014; Walter , M., Reppel , D., Böning, K., & Freesmayer , W., 1999; Takeuchia, ve diğerleri, 2020; Wang & Fenton, 1996). Çalışmamızda ise klinikte rutin olarak kullanılan bir basamak çeşidi olduğu için knife edge basamak konfigürasyonunu kullanmayı tercih ettik. Literatürde knife edge basamak uyumunun değerlendirmesi ile ilgili birçok farklı çalışma ve görüş bulunmaktadır. Ancak, knife edge basamak klinik rutinde sıklıkla kullanılan ve literatürde de kabul edilir sonuçları olan bir basamak çeşitidir. Poggio ve ark (2012) yaptıkları in vivo çalışmalarında 51 adet anterior ve 51 adet posterior diş knife edge

basamak kullanarak kesimi gerçekleştirip üzerine zirkonya altyapılı seramik restorasyon uygulamışlardır. CDA kriterlerini kullanarak basamak şeklini değerlendirmek istemişlerdir. Bu retrospektif değerlendirme sonuçlarında, knife edge basamağın diğer basamak çeşitlerine benzer sonuçlar verdiğini ve daha az invaziv olduğunu belirtmişlerdir (Poggio, 2012).

Goujat ve ark (2019) yaptıkları çalışmada siman aralığının 30 µm ile 140 µm arasında değiştiğini söylemişlerdir (Goujat A, 2019). Shim ve ark (2015) yapmış oldukları çalışmalarında 40 µm ve 80 µm siman aralıklarını değerlendirmişler ve her ikisinin de klinik olarak kabul edilebilir değerler olduğunu bulmuşlardır (Shim JS, 2015). Araştırmacılar marjinal aralık için farklı görüşlere sahiptir. McLean ve von Fraunhofer klinik olarak kabul edilebilecek marjinal aralığın en fazla 120 µm olabileceğini bildirmişlerdir (McLean JW, 1971). Çalışmalarda titanyum altyapılı seramik kronlar için 120 µm'nin klinik olarak kabul edilebilir bir aralık olduğu bildirilmiştir (Marcela, 2012; Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019). Çalışmamızda altyapıların tasarımı 30 µm siman aralığı bırakılacak şekilde gerçekleştirilmiştir.

Wöstmann ve ark (2008) yaptıkları çalışmalarında klinik uygulamalarda marjinal sınırının net olarak ölçüde çıkabilmesi için sulkus kuru olduğu sürece alınan ölçünün tek aşamalı ya da iki aşamalı ölçü tekniği olması arasında marjinal uyumları açısından farkı olmadığını belirtmişlerdir (Wöstmann B, 2008). Çalışmamızda kesim işlemi bittikten sonra retraksiyon işlemi yapılmış ardından polivinil siloksan ölçü maddesiyle sandwich tekniği uygulanarak tüm diş arkının ölçüsü alınmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlarda altyapıların üretilmesinde farklı üretim teknikleri kullanılmaktadır (Işık, 2018). Titanyum altyapılı seramik restorasyonlar diş hekimliğinde farklı teknikler ile üretilmektedir (Contreras, 2002). Biz ise çalışmamızda iki farklı üretim tekniğini kullandık. Bunlar kovansiyonel döküm ve CAD/CAM teknikleridir.

Çalışmalarda döküm yönteminin, CAD/CAM yöntemine göre daha az bir marjinal aralığa sahip olduğu gözlemlenmiştir ve vertikalde marjinal adaptasyon için dökümün altın standart olduğunu söylemişlerdir (Tan, P., Gratton, D., Diaz-Arnold, A., & Holmes, D, 2008).

CAD/CAM tekniğiyle üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumları çeşitli in vivo ve in vitro çalışmalarla incelenmiştir. Klinik çalışmalar CAD/CAM tekniği ile üretilmiş altyapıların fonksiyonunu ve kullanılabilirliğini kabul eder, yapılan klinik çalışmalar tek diş restorasyonlarında uzun dönem ağızda kalma oranlarının

konvansiyonel restorasyonlarla karşılaştırılabilir düzeyde olduğunu göstermiştir (Tamim, 2014).

Çalışmamızda döküm yöntemiyle üretilen restorasyonlar, diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılan ve bu süreçte geliştirilmiş ergitme argon atmosferi altında yüksek frekanslı indüksiyon cihazı kullanılarak yapıldı (IDA, 1982; Al Wazzan, 2007; Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019; Oruç, 2000).

Çalışmamızda CAD/CAM yöntemiyle üretilen titanyum altyapıların hazırlanışı için elde edilen modeller dijital tarayıcıyla (7series 3D scanners, Dental Wings Inc, Canada) dijital ortama aktarıldı ve dizaynı gerçekleştirildi. CNC kazıma makinesinde (M30 Dental CNC Machine, Camcube, Canada) altyapıların üretimi gerçekleştirildi (Witkowski, Komine, & Gerds, 2006; Boeckler AF, 2009; Tan, Gratton, Diaz-Arnold, & Holmes, 2008; Besimo, Jeger, & Guggenheim, 1997; Hey, 2014; Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019; Han H. S., 2011; Persson, Andersson, & Bergman, 1995).

Titanyumun işlenmesi esnasında alfa case tabakası adı verilen reaktif oksijen açısından zengin bir tabaka oluşur (Hey, 2014). Bu tabaka, kırılabilen gözenekli yapıdadır ve bu tabaka titanyumun porselene bağlanmasını doğrudan etkiler (Sadeq, Cai, Woody, & Miller, 2003).

Haag ve Nilner (2007) çalışmalarında alfa case tabakası oluşumu nedeniyle döküm yöntemiyle üretilmiş titanyum altyapılarının seramikle bağlantısının dayanımının düşük olduğunu söylemişlerdir (Haag & Nilner, 2007). Konvansiyonel döküm tekniğiyle titanyum altyapı üretiminde kalın alfa case tabakasının oluşması titanyum yüzeyindeki sertliği iç yapıya göre arttırır. Titanyum altyapıda kırığa sebep olan bu tabakanın azaltılabilmesi tesviye ve polisaj işlemleriyle olabilmektedir (Besimo, Jeger, & Guggenheim, 1997). Çalışmamızda restorasyon üzerindeki alfa case tabakasını kaldırmak için 250 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle kumlama gerçekleştirildikten sonra tesviyesi sert metal frezleri ile düşük devirde tek yönlü olarak gerçekleştirilmiştir.

Titanyum altyapı üretim yöntemlerinden biri olan CAD/CAM frezelemesinin en önemli avantajı kalın oksit tabaka oluşumunu engellemesi ve homojen olan yüzeyin elde edilebilmiş olmasıdır (Taira, Matsumura, Yoshida, Tanaka, & Atsuta, 1998).

Saf titanyum ve alaşımlarının kron ve köprü restorasyonlarında uygulanabilmesi için oldukça fazla çaba sarf edilmiştir. Titanyumun dökümü yapılabilir fakat zor olan titanyumun oksidasyonunu önlemektir (Derand & Hero, 1992).

Literatürde titanyum ile porselen arasındaki bağlantının iyileştirilmesinin ara tabakaların oksit tabakasının yapısını kontrol ederek gerçekleştirilebildiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Gilbert , Covey , & Lautenschlager , 1994; Wang & Fung, 1997; Wang, Meyers, & Katz, 1998; Atsü & Berksun, 2000; Yamada, Onizuka, Sumii, & Swain, 2004).

Titanyumun döküm problemlerini çözebilmek amacıyla çeşitli yöntemler bildirilmiştir. Oksidasyonu engellemek için kumlama, bilyeli dövme, bağlayıcı ajanlar, silikon kaplama, sodyum hidroksit anotlama, asit ve kostik banyoları, nitrür kaplama, EDM kullanılmaktadır (Troia , M., Henriques, G., Mesquita , M., & Fragoso , W., 2008; Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019; Acar, İnan, & Haklacı, 2007). Çalışmamızda ise kumlama ve titanyuma özgü bağlayıcı ajanlar kullanıldı.

Kumlama işlemi yıllardır rutinde kullanılan bir yüzey işlemidir. Reyes ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada titanyum yüzeyinde kumlama, asit ve bağlayıcı ajan kullanımının bağlanma direncini artıran başlıca yüzey işlemleri olduğunu söylemişlerdir (Reyes, ve diğerleri, 2001).

Derant ve ark. (1992) yaptıkları çalışmada titanyum yüzeylerini 50 µm ve 250 µm partikül büyüklüğündeki alüminayla kumlamışlar ve bağlanma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta 250 µm partikül büyüklüğüyle yapılan kumlamada bağlanma direncinin daha fazla arttığını belirtmişlerdir. Sebep olarak küçük boyutlu alüminayla kumlamada partiküllerinin titanyum yüzeyine gömülmüş olmasını göstermişlerdir (Derand & Hero, 1992). Biz de üretici firmanın önerileri doğrultusunda titanyum altyapıları tesviye öncesi 250 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle tesviye sonrası ise 125 µm çaplı Al₂O₃ partikülleriyle kumladık.

Bağlayıcı ajanlar oksit tabakanın formasyonunu kontrol ederek titanyum ile porselen arasındaki bağlantının artmasını sağlayabilirler (Gilbert , Covey , & Lautenschlager, 1994; Curtis, Dossett, Prihoda, & Teixeira, 2015; Wang, Meyers, & Katz, 1998). Çalışmamızda, kullandığımız porselene özgü bağlayıcı ajan (Bonder, Triceram, Dentaurem, Germany) kullanıldı.

Alaşımlar için porselen üst yapı yıllardır başarıyla kullanılan bir yöntemdir. İlk başlarda çoğunlukla yüksek altın içeren alaşımlara porselen kaplanıyordu. Ancak günümüzde birçok altyapı materyaline porselen uygulanabilmektedir (Derand & Hero, 1992; Atsü & Berksun, 2000). Titanyumun sahip olduğu birçok avantaja rağmen dökümün porselen ile bağlanması ve titanyum üzerine porselen pışırılması zordur (Troia , M., Henriques, G., Mesquita , M., & Fragoso , W., 2008).

Adachi ve ark (1990) yaptıkları çalışmalarında titanyumun titanyum oksitiyle bağlantısını ve oksitlenme mekanizmalarını incelemişlerdir. Porselenin fırınlanması esnasında oksit tabakanın bağlantısının bozulduğunu gözlemlemişlerdir. Bu durumun da ortamda bulunan oksijen ve porselendeki oksitlerin azalmasından kaynaklandığını söylemişlerdir (Adachi, Mackert Jr, Parry, & Fairhurst, 1990).

Titanyum ile porselenin bağlantısını porselenin fırınlama sıcaklığıyla titanyum ile porselen arasındaki ısısal genleşme katsayısı arasındaki uyumsuzluk etkilemektedir. 800 °C üzerine çıkıldığında titanyumun yüzeyinde kalın ve zayıf bir bağlantı oluşturan oksidasyon tabakası oluşur (Könönen & Kivilahti, 2001). 800 °C üzerindeki sıcaklıklar titanyum altyapıda kalın bir oksidasyon tabakası oluşturacağından bağlanmanın kuvvetli olabilmesi için porselenin düşük ısıda olması gerekir. Ayrıca porselenin termal genleşme katsayısı titanyumunkine yakın veya biraz üzerinde olmalıdır. 750 °C civarında pişme sıcaklıklarına ve yeterli genleşme katsayılarına sahip porselenler günümüzde mevcuttur (Derand & Hero, 1992).

İnan ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada döküm ve frezelenmiş titanyumun porselenle olan bağlantısında fark olmadığını bildirmişlerdir (İnan, Acar, & Halkacı, 2006). İşeri ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada iki farklı titanyum uygulanan porselenin titanyumla olan bağlantı dayanıklılığını incelemişlerdir. Vita Titankeramik porselen kullanılan örneklerde frezelenmiş titanyum örneklerin, döküm titanyum örneklerle göre düşük bağlantı dayanımını olduğunu, Triceram kullanılan grupta ise döküm ve frezelenmiş titanyumun porselenle arasındaki bağlantı dayanıklılığında fark olmadığını belirtmişlerdir (İseri U, 2011).

Çalışmamızda kullandığımız porselen sistemi olarak 800 °C altında fırınlama sıcaklığına sahip olan ve kalın oksit tabakası oluşumunu önlemede yeterli olan ve ısısal genleşme katsayısı titanyumla uyumlu olan titanyum altyapılar için özel üretilmiş olan düşük ısı porselenini (Triceram, Dentaurem Germany) kullandık.

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan konvansiyonel simanlar, çinko fosfat siman, polikarboksilat siman ve cam iyomer simanlardır (Jivraj , Kim , & Donovan, 2006). 1968 de Smith tarafından oluşturulan çinko polikarboksilat simanlar diş dokusuna adezyon özelliği olan ilk simanlardır. Çinkofosfat simanın likitinin poliakrilik asitle değiştirilmesi ile oluşturulan bu simanların dokudaki irritasyonu çok düşüktür (Ali, Edwards, & Nicholson, 2010). Avinash ve ark.'ının (2019) yaptıkları çalışmada çekilmiş molar dişlere titanyum diskleri simante etmişlerdir. Siman olarak da cam iyomer siman, çinko fosfat siman ve çinko polikarboksilat simanı kullanmışlar ve bu

simanların dayanımını incelemişlerdir. Çalışma sonucunda çinko polikarboksilat simanın diğer simanlara kıyasla daha yüksek bağ dayanımı olduğunu bulmuşlardır (Avinash, Reddy, & Jayakar Shetty, 2019). Literatürde titanyum abutmentlerle restorasyon arasında çinko polikarboksilatla simantasyon gerçekleştirildiğinde yüksek bağ dayanımı olduğu bildirilmiştir (Mehl , Harder , Wolfart , Kern , & Wolfart , 2008; Worni , ve diğerleri, 2015). Çalışmamızda restorasyonların simantasyonunu çinko polikarboksilat simanla (Adhesor Carbofine, Spofa Dental, Czech Republic) üretici firmanın önerileri doğrultusunda toz-likit oranlarında karıştırarak gerçekleştirdik.

Marquillier ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada klinik değerlendirme yöntemlerini araştırmışlardır. Çalışmalarında, 2007 yılında yayınlanmış olan FDI kriterlerinin 2017 yılına kadar olan sürede indirekt ve direkt restorasyonların değerlendirilmesinin yapılmasında kullanma oranlarını değerlendirmiştir. 2016 yılında yayınlanmış araştırmaların %50'si, 2017 yılında yayınlanmış araştırmaların ise %87,5'i bu kriterler kullanılarak değerlendirme yapılmıştır. Genele bakıldığında ise son 10 yıl içinde kullanım oranının %16.3 olduğu belirtilmiştir (Marquillier T, 2018). Çalışmamızda değerlendirme kriteri olarak seçtiğimiz FDI kriterleri diğer kullanımda olan kriterlere göre daha detaylı incelemeye olanak verdiği için seçilmiştir. Literatürde titanyum restorasyonları FDI kriterleri kullanarak değerlendiren bir çalışma olmadığı çalışmamızın alanında faydalı olacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda döküm ve CAD/CAM olmak üzere iki farklı üretim tekniğiyle üretilmiş titanyum altyapılı porselen kronları FDI kriterleriyle 3,6,12 ve 18 aylık süreçlerde takip ederek değerlendirmek amaçlanmıştır.

Çalışma sonucunda her iki grupta da yüzey parlaklığı, marjinal renklenme, yüzey renklenmesi, estetik anatomik form, renk uyumu ve saydamlık, hasta görüşü, aproksimal anatomik form, sekonder çürük yönünden FDI değerlendirme kriterlerinde hiçbir değişim olmamıştır. 18 aylık klinik takip sonucunda kron yenilenmesi ve endodontik tedaviye ihtiyaç duyulmamıştır.

Başlangıçta yapılan kontrollerde döküm ve CAD/CAM kron uygulanan hastaların ikisinde hafif derecede postoperatif hassasiyete rastlanmıştır. Preparasyona bağlı olduğu düşünülen bu hassasiyetler değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Schmitter ve ark. (2012) çalışmalarında diş preparasyonun ardından oluşan hassasiyeti immedat hassasiyet, mikrosızıntıya bağlı oluşabilecek hassasiyeti ise ikincil hasasasiyet olarak tanımlamışlardır (Schmitter M, 2012).

Çalışmamızda bu restorasyonların devam eden kontrollerinde hassasiyet gözlenmemiştir.

3. ayda döküm kron uygulanan dişlerin birinde hafif derece hassasiyete rastlanmıştır. Periodontal dokusunda da plak olan hastanın, hafif hassasiyet nedeniyle fırçalamasının o bölgede eksik olduğu belirlenmiştir. Dişin diğer takiplerinde hassasiyet geçmiştir. Rutinde o bölgede zedelenme ya da fırça kılı gibi bir batma olabileceği düşünülmektedir. Postoperatif hassasiyet ilerleyen süreçte iki grup içinde de 6, 12, 18 ve 24. aylarda görülmemiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Literatürde çalışmamıza benzer çalışmalar sınırlı olup döküm ve CAD/CAM yöntemiyle titanyum üretimleri genellikle in vitro çalışmalar olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu çalışmalar da çoğunlukla marjinal uyum ya da porselen-titanyum bağlantısını araştırmaktadır (Acar, İnan, & Haklacı, 2007; Gürel, Toksavul, Toman, & Tamac, 2019; Iseri U, 2011).

Bergman ve ark. (1990) yaptıkları klinik çalışmada Procera titanyum altyapılı seramik kronlar kompozitle kaplanmıştır. CDA kriterlerine göre değerlendirme yaptıkları çalışmada uyguladıkları 192 titanyum kronun 10 tanesinde (%5,2) kompozit kırıkları olmasına rağmen kronların %99,5 ini mükemmel veya tatmin edici olarak derecelendirmişlerdir. 1 yıllık takip sonunda anatomik form ve marjinal bütünlük, %83,4'ten %70,1'e belirgin bir düşüşle restorasyonlar mükemmel olarak derecelendirilmişlerdir. Ancak, kronların %96,8'i yüzey ve renklenme açısından mükemmel veya tatmin edici klinik özellikler göstermiştir. 2 yıllık takipte, yazarlar, başlangıçtaki marjinal bütünlüğün tatmin edici olduğunu ve süreç boyunca o şekilde kaldığını belirtmişlerdir (Bergman, ve diğerleri, 1990).

Nilson ve ark. (1994) tarafından yapılan 2 yıllık klinik çalışmada 47 adet Procera titanyum altyapılı seramik kron değerlendirilmiştir. CDA kriterlerine göre yaptıkları çalışmalarında, iki kronta porselende kırılma gözlenmiş, yüzey ve renk derecelendirmelerinde belirgin bir şekilde mükemmelden kabul edilebilir seviyeye değiştiğini belirtmişlerdir. Anatomik formda ise mükemmelden kabul edilebilir seviyeye kayma olmuş, marjinal bütünlük tüm kronlar için tatmin edici olarak kaydedilmiştir ve restorasyonların büyük bir çoğunluğu mükemmel olarak değerlendirilmiştir (Nilson, Bergman, Bessing, Lundqvist, & Andersson, 1994).

Kaus ve ark. (1996) yaptıkları 32 hastayı dahil ettikleri in vivo çalışmada yapılan bir çalışmada hastalara döküm yöntemiyle titanyum altyapılı seramik tek kron ve köprü uygulamışlardır ve 3 yıl süreyle takip etmişlerdir. Kontrol seanslarında

restorasyonlarda kırık, sekonder çürük, seramikte renklenme ve yüzeyinde değişiklik olup olmamasına bakmışlardır. Takip süresi sonucunda restorasyonların 25.9% unda porselende kırılma meydana gelmiştir ve bu kırılmaların çoğunluğunun köprü restorasyonlarda gerçekleştiği görülmüştür. Marjinal bütünlük, seramik yüzeyinde değişiklik ve renklenme sonuçları tüm restorasyonlar için yeterli bulunmuştur. Sonuç olarak titanyum altyapılı seramik restorasyonların tek kuron uygulamaları için klinik olarak iyi bir seçim olduğunu belirtmişlerdir (Kaus, Pröbster, & Weber, 1996).

Chai ve ark. (1997) yaptıkları klinik çalışmada 126 restorasyonu (73'ü kron ve 53'ü üç üyeli köprü) CDA kriterlerine göre simantasyonlarını takiben yüzey ve renk, anatomik form ve marjinal bütünlüğü aylık kontrollerle 1 yıl süreyle takip etmişlerdir. Yüzey ve renk, anatomik form, marjinal bütünlüğün CDA kriterlerine göre değerlendirmelerine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. 1 yıllık değerlendirmede %95.5'i (107 restorasyon) benzer sonuçlar vermiştir. Sonuç olarak çalışmadaki restorasyonlar %95'ten fazla CDA kriterlerine göre tatmin edici olarak derecelendirilmiş bu dereceyi en az 1 yıl korumuşlardır (Chai , McGiveny , Munoz , & Rubinstein , 1997).

Milleding ve ark. (1998) yaptıkları çalışmada CAD/CAM yöntemiyle (Procera) üretilen 40 adet titanyum altyapılı seramik kronları 2 yıl boyunca takip etmişler ve CDA kriterlerini kullanarak yeni üretilmiş düşük ısı seramikleriyle klinik performansını değerlendirmişlerdir. Araştırmada takip süresi boyunca bir restorasyonda çürük, bir restorasyonda porselen kırığı ve bir restorasyonda kanal tedavisi nedeniyle kron kaybı olduğu belirtilmiştir. Çalışma sonucunda araştırmacılar titanyum altyapılı seramik restorasyonların metal altyapılı restorasyonlara alternatif olabileceğini söylemişlerdir. Çalışmada hem başlangıçta hem de 2 yıl sonra, restorasyon yapılmayan dişler restorasyonlu dişlerinden daha yüksek bir sağlıklı dişeti skoruna ulaştığını belirten araştırmacılar, bunu çok iyi performans gösteren kuronların bile bir dereceye kadar lokal irritasyon yaratabileceğine bağlamışlardır. Bununla birlikte, klinik takip süresi boyunca, dişeti sağlığında, kısmen hastaların katıldığı ve o klinikte rutin olarak uygulanan ağız hijyeni programının yararlı etkilerinin bir sonucu olabilecek bir iyileşme meydana geldiği belirtilmektedir (Milleding, Haag, Neroth, & Renz, 1998). Çalışmamızda ise 3. ayda döküm grubu bir hastada diş etinde hafif plağa rastlanmıştır. Aynı hastada 3. ayda restorasyonlu dişinde hassasiyet görülmüştür. Hasta bu hassasiyete bağlı diş fırçalamasını düzgün yapamadığını söylemiştir. Bu sebeple plağın, hastanın dişindeki hassasiyet nedeniyle fırçalamasındaki eksiklik sebebiyle olabileceği düşünülmüştür. Bu hassasiyet daha sonraki kontrollerde

gözlemlenmemiştir. Hassasiyetinin sebebinin de fırçalama ya da diş etine bir şey batmasından kaynaklandığı düşünülmüştür. Ağız bakımına bağlı olduğu düşünülen bu durum hastada diğer kontrolde normal gözlenirken diğer aylarda hastaların değerlendirmelerinde bu eksikliklerinin tamamlandığı ve sorunun kalmadığı gözlenmiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir. 6. ayda döküm grubu 2 kronda enflamasyon olmaksızın restorasyon yüzeyinde hafif plak gözlenmiştir. CAD/CAM grubu bir hastanın 12 ve 18. ay kontrollerinde diş yüzeylerinde plak ve hafif derece enflamasyon gözlemlenmiştir. Aynı hastanın 18. ayda ağız diş sağlığı bakımını belli bir düzeyde düzelttiği gözlenmiştir. Döküm grubunda 12. ayda iki hastada enflamasyon olmadan hafif plak görülmüş, 18. ayda da CAD/CAM grubu iki hastada hafif enflamasyon olmadan plak gözlenmiştir. CAD/CAM grubu iki hastada hafif enflamasyonla birlikte hafif plak gözlenmiştir. Bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

12. ayda her iki gruptan birer hastada marjinalde çok hafif açıklık gözlemlenmiştir. Açıklık gözlenen hastaların diş etinde plak ve ağız diş sağlığında da eksiklik olduğu için açıklığın bu duruma bağlı olarak geliştiği düşünülmüştür. Aynı hastaların marjinallerindeki durum değişmeden açıklığın aynı derecede kabul edilebilir şekilde 18. ayda da gözlenmiştir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir. Çalışmamızda kaydedilen bu biyolojik komplikasyonlar, büyük olasılıkla hastaların düşük ağız hijyeni seviyeleri ile ilgili olduğu düşünülmektedir (Malo, de Araujo Nobre, Borges, & Almeida, 2016).

Bergman ve ark. (1999), yaptıkları klinik çalışmalarında her biri 21 hastadan oluşan 2 grupta çalışmışlardır. Gruplardan biri değerli metal alaşımdan diğeri ise titanyum altyapılı seramik kronlardan oluşmaktadır. CDA kriterlerine ek kanama indeksi ve marjinal indeks kullanılan çalışmada 2 yıl sonunda seramik materyalin yüzey kalitesi ve renginin titanyum-seramik kuronlarda geleneksel metal-seramik kuronlara göre daha fazla bozulduğu görülmüş, ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı belirtilmiştir. Anatomik form, kenar bütünlüğü, kanama indeksi ve marjinal indeks ile ilgili olarak, iki kron sistemi arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sonuç olarak gruplar arasında fark bulunmamış bununla birlikte, o dönemde yeni kullanılmaya başlanan düşük ısı seramiklerinin gelecek vadettiği ve porselende meydana gelen yüzey ve renk stabilitesi probleminin çözülebileceği belirtilmiştir. Günümüzde ise kullanılan gelişmiş porselen sistemleriyle beklentilerinin gerçekleştiğini söyleyebiliriz. Çalışmamızda ise iki grupta da yüzey

parlaklığı, marjinal renklenme, yüzey renklenmesi, estetik anatomik form, renk uyumu ve saydamlık, aproksimal anatomik form kriterlerinin hiçbirinde başlangıç aşamasından kontrol süresinin sonuna kadar değişiklik olmamıştır (Bergman B, 1999). Walter ve ark. (1999) 6 yıllık takip süresi olan klinik çalışmalarında titanyum ve metal altyapılı porselen (kıymetli metal alaşım) restorasyonların klinik performansını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Sonuçta titanyum grup için %84 değerli metal grubu için de %98 ağızda kalım oranı bulunmuştur (Walter , Reppel , Böning, & Freesmayer, 1999).

Lövgren ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada CAD/CAM yöntemi ile üretilmiş titanyum altyapılı 333 restorasyon ve 260 hastayı 242'si tek kron ve 91'i köprü restorasyonu 5 yıl boyunca takip etmişlerdir. 5 yıl sonunda 198 hastanın düzenli takip edilebildiği bu in vivo çalışmada CDA kriterlerine göre değerlendirmeler yapılmıştır. Araştırmacılar, CAD/CAM yöntemiyle yapılan (Procera) restorasyonları hem başlangıç hem de takip muayenelerinde tatmin edici olarak değerlendirmiştir. Geniş porselen kırığı nedeniyle bir kron ve bir köprü tekrar yapılmıştır. 2 köprüde porselen kırılması olmasına rağmen sadece biri değiştirilmiştir. Küçük porselen kırıkları cilanarak (tek krunların %6'sı, köprülerin %13'ü) düzeltilmiştir. Kaydedilen diğer komplikasyonların Procera sistemi ile ilgili olmaksızın, diş çürükleri, gevşemiş postlar ve korlar, kök kırıkları ile ilgili olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak araştırmacılar Procera sistemi ile üretilen titanyum restorasyonlar için 5 yıllık bir süre boyunca klinik sonuçların olumlu olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, kronlar ve köprü restorasyonu için sırasıyla %99 ve %98 gibi yüksek başarı oranları bildirmiştir (Lövgren , Andersson , Carlsson , & Ödman , 2000). Biz de çalışmamızda CAD/CAM grubunda meydana porselen kırıklarını, restorasyonu hasta ağzından çıkarıp tamir ettik. Hasta devam eden kontrol süresinde restorasyonlarını problemsiz kullanmaya devam etti.

Stoll ve ark. (2002) yaptıkları in vivo çalışmada döküm yöntemiyle üretilmiş titanyum ile altın alaşımlarını marjinal bütünlük açısından karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Bu amaçla iki grupta yapılan restorasyonların replikaları alınarak Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) incelenmiştir. Araştırmacılar yapılan değerlendirmeler sonucunda altın alaşım grubunun daha iyi bir marjinal uyum sergilediğini fakat klinik açısından fark çok az olduğu için titanyum restorasyonların da marjinal uyum açısından tek kron uygulamalarında güvenle kullanılabilceğini belirtmişlerdir (Stoll, Fischer, Springer, & Stachniss, 2002).

Marklund ve ark. (2003) yaptıkları in vivo çalışmada iki farklı metal-seramik sistemiyle yapılan restorasyonları 5 yıl süreyle takip etmişlerdir. Bu çalışmada titanyum altyapılı restorasyonlarla kıymetli metal alaşımlardan yapılmış restorasyonları CDA kriterleri kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda titanyum altyapılı seramik kronların yüzey ve renklerinde değişiklikler olduğunu ve farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Fakat anatomik form, marjinal bütünlük, kanama indeksi ve marjinal indeks açısından iki sistem arasındaki istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Araştırmacılar bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, düşük ısı seramikleri uygulanarak yapılan titanyum altyapıların, seramik yüzey ve rengi açısından orta ısı seramik uygulanarak yapılan kıymetli metal alaşım altyapılardan daha düşük klinik performans verdiği sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda ise döküm ve CAD/CAM yöntemiyle üretilen her iki restorasyon grubunda da başlangıçtan takip süresinin sonuna kadar yüzey parlaklığı, marjinal renklenme, yüzey renklenmesi, estetik anatomik form, renk uyumu ve saydamlık, aproksimal anatomik form kriterlerinin hiçbirinde değişiklik olmamıştır. Bu durum çalışmanın yayınlandığı 2003 yılından günümüze kadar seramik sistemlerinin gelişmesiyle açıklanabilir (Marklund, Bergman, Hedlund, & Nilson, 2003).

Boeckler ve ark. (2009) yaptıkları klinik çalışmalarında CAD/CAM tekniğiyle üretilmiş titanyum altyapılı seramik kronları 3 yıl boyunca fonksiyonlarını değerlendirmek için takip etmişlerdir. Bu süreçte toplamda 41 kron izlenmiştir. 12, 24 ve 36 aylarda kontrolleri yapılan restorasyonlarda mekanik komplikasyonlar açısından başarı oranı %82.3 olarak belirtilmiştir. Kronların ağızda kalma oranı 3 yıl sonra %94,9 olarak bulunmuştur. Araştırmacılar CAD/CAM titanyum seramik kronların 3 yıllık klinik performanslarının kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir (Boeckler AF, 2009).

Hey ve ark. (2014) yaptıkları in vivo çalışmada CAD/CAM tekniğiyle ürettikleri titanyum altyapılı seramik kronları 6 yıl boyunca takip etmişler. Toplamda 41 kronu takip ettikleri bu süreçte (12 anterior, 29 posterior) CAD/CAM tekniğiyle üretilmiş kronların klinik performanslarını değerlendirmek istemişlerdir. Mekanik ve biyolojik komplikasyonları değerlendirdikleri bu süreçte 12 mekanik ve 1 biyolojik komplikasyona rastlanmış 67.8% lık bir başarı sonucu bulunmuştur. 6 yıl sonunda kronların ağızda kalım oranı ise %91.3 olarak belirtilmiştir. Çalışmada 6 yıllık gözlem süresi boyunca ikincil çürük veya desimantasyon tespit edilmemiştir. Bu durumu, titanyum altyapıların marjinal ve internal uyumunun, CAD yazılımının önceki

sürümleleriyle bile kabul edilebilir olduğunu söyleyerek belirtmişlerdir. Çalışmamızda ise 18 aylık takip sürecimizde sekonder çürüklere ve desimantasyon durumuna rastlanmadı. Araştırmacılar çalışmaları sonucunda 6 yıl sonra CAD/CAM titanyum seramik kronların klinik performansını, porselen üstyapının altyapıya bağlanmasının yetersiz olduğunu söyleyerek zayıf bulmuşlardır ve uygun altyapılar tasarlamak için yeni CAD yazılımı geliştirilerek klinik başarının artırabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucu bakımından bizim çalışmamızda da restorasyonlardaki porselen üst yapı kırılmaları CAD/CAM tekniğiyle üretilmiş grup kronlarında gerçekleşmiş olup sonuçlarımız istatistiksel olarak anlamsız çıkmıştır. Hey ve ark yapmış oldukları çalışmada 10'u koheziv ve 2'si adeziv özellikte olmak üzere 12 adet krona porselen kırığı gerçekleşmiş olup bunlardan ikisini yenilemişlerdir. Kırıkların biri anteriorde yapılan restorasyonda diğerleri ise posteriorde yapılan restorasyonlarda gerçekleşmiş olup restorasyonlardaki kırıkların proksimal ya da okluzalde olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde gerçekleşmiş olup çalışmamızda 3. ayda bir, 12. ayda iki hastada porselen kırığı meydana gelmiştir. Kronlar hasta ağızından bozulmadan çıkarılabilmiş ve laboratuvarında porselen tamiri gerçekleştirilmiş ve hasta ağızına tekrardan simante edilmiştir. Daha sonraki klinik takiplerde ilgili kronlarla alakalı herhangi bir problemle karşılaşılmamıştır. Hey ve ark (2014) yapmış oldukları bu çalışma, Boeckler ve ark (2009) yapmışları oldukları çalışmanın devamı niteliğinde olup mekanik komplikasyonlar nedeniyle başarı oranlarının 82.3% ten 67.8% e düştüğünü belirtmişlerdir. Hey ve ark (2014) çalışmalarında porselen kırıklarının yüksek miktarda olmasının alt yapıların homojen kalınlıklarına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir (Hey, 2014; Boeckler AF, 2009). Biz de çalışmamızda gerçekleşen porselen kırılmalarının laboratuvarında metal tesviyesinin iyi olmamasına, bağlayıcı ajan veya opağın iyi sürülmemesine bağlı olabileceğini düşünmekteyiz (Yılmaz & Dinçer, 1999; Könönen & Kivilahti, 2001; Haag & Nilner, 2010).

Takeuchi ve ark. (2019) yaptıkları derlemede titanyum altyapılı restorasyonların ve çeşitli üretim sistemlerinin klinik uygulamalarını incelemişlerdir. Derlemede titanyum altyapılı restorasyonların klinik performansları için taranan makaleler sonucunda altyapıda kırık olmadığından bahsedilmiş ve altyapının diş etine irritasyon yapmadığı belirtilmiştir. Ancak restorasyonların üstyapılarında yani porselen kırık meydana gelebildiğinden bahsedilmiş ve bu kırık restorasyonların her vakada yenilenmeleri gerekmediği belirtilmiştir. Biz de çalışmamızda porselende kırık meydana gelen restorasyonları ağızdan tek parça halinde çıkarıp laboratuvarında tamirini

gerçekleştirerek tekrardan simante ettik. Takeuchi ve ark. (2019) hazırladıkları bu literatür derlemesinde restorasyon üzerinde dental plak oluşması bakımından değerli metal alaşımları, NiCr alaşımı restorasyonları ve titanyum altyapılı restorasyonlar arasında fark olmadığını belirtmişlerdir. Takeuchi ve ark. (2019), titanyum altyapılı restorasyonların klinik performansının üretim yönteminden bağımsız olarak tatmin edici sonuçlar verdiğini rapor etmişler ve sorunun porselen kırılmasında olduğunu belirtmişlerdir (Takeuchi, ve diğerleri, 2019). Biz de çalışmamızda döküm ve CAD/CAM tekniğiyle üretilen titanyum altyapılı restorasyonlarda FDI kriterlerine göre yapılan değerlendirmeler sonucunda istatistiksel olarak bir fark olmadığını gördük. Ancak net sonuçlara varabilmemiz ve tartışabilmemiz için daha fazla sayıda kron uygulaması yapmanın ve daha uzun süreler takip etmemizin daha yararlı olacağı inancındayız.

6. Sonuç ve Öneriler

20 adet döküm ve 20 adet CAD/CAM yöntemleriyle üretilmiş titanyum altyapılı kronları FDI kriterlerine göre karşılaştırdığımız bu in vivo çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ışığında iki grup için de restorasyonlar başarılı olmuştur.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucu gruplar arasında fark bulunmadığı için çalışmanın H_0 hipotezi; “CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle ile üretilen titanyum altyapılı porselen restorasyonlar arasında fark vardır” reddedilmiştir. Titanyum altyapılı porselen restorasyonların performanslarının klinik değerlendirmesinin yapıldığı bu in vivo çalışmada elde edilmiş veriler ışığında şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Tüm titanyum altyapılı porselen restorasyonlar 18 aylık kısa dönem klinik takip sürecinde, klinik açıdan kabul edilebilir başarıda bulunmuştur. 0, 3,6, 12 ve 18 aylık takip periyotlarında CAD/CAM ve döküm yöntemleriyle üretilmiş titanyum altyapılı porselen restorasyonların klinik performansları arasında anlamlı fark yoktur.
2. Her iki çalışma grubunda da yüzey parlaklığı, marjinal renklenme, yüzey renklenmesi, estetik anatomik form, renk uyumu ve saydamlık, hasta görüşü, aproksimal anatomik form, sekonder çürük yönünden FDI değerlendirme kriterlerinde 18 aylık takip süresi boyunca hiçbir değişim olmamıştır.
3. 18 aylık FDI kriterlerine göre klinik takip sonucunda yapılan performans değerlendirmelerinde gruplar arasında; Postoperatif Hassasiyet, Materyalin Kırılması ve Tutuculuk, Marjinal Adaptasyon, Periodontal Dokuların Durumu, Genel Ağız ve Diş Sağlığı kriterleri açısından fark olmasına rağmen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
4. Her iki grupta 18 ay boyunca kronlarda yeniden yapılmalarını gerektirecek herhangi bir durum yaşanmamış ve hastalar 18. ay sonuna kadar kronlarını sorunsuz olarak kullanmışlardır. Her iki çalışma grubunda klinik başarı yönünde herhangi bir fark gözlenmemiştir.

Sonuç olarak konvansiyonel döküm ve CAD/CAM teknikleri ile üretilen restorasyonların FDI kriterlerine göre biyolojik, fonksiyonel ve estetik performansları klinik açıdan başarılı bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları başarılı olmasına rağmen kesin yargıya varılabilmesi için daha fazla sayıda vaka ve daha uzun süreli klinik takiplere gereksinim vardır.

7. Kaynaklar

- Acar A. (2005). Döküm Yoluyla Elde Edilen Titanyuma Farklı Yüzey İşlemleri Uygulandıgındıktan Sonra 3 Tip Titanyum Porseleni İle Bağlantısının Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Acar, A., İnan, O., & Haklacı, S. (2007). Effects Of Airborne Particle Abrasion, Sodium Hydroxide Anodization And Electrical Discharge Machining On Porcelain Adherence To Cast Commercially Pure Titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*82, (s.267-274).
- Adachi, M., Mackert Jr, J., Parry, E., & Fairhurst, C. (1990). Oxide Adherence And Porcelain Bonding To Titanium And Ti-6Al-4V Alloy. *Journal Of Dental Research.* 69(6), (s.1230-1235).
- Akova, T., Ucar, Y., Tukay, A., Balkaya, M. C., & Brantley, W. (2008). Comparison Of The Bond Strength Of Laser-Sintered And Cast Base Metal Dental Alloys To Porcelain. *Dental Materials.* 24(10), (s.1400-1404).
- Al Wazzan, K. A.-N. (2007). Marginal And Internal Adaptation Of Commercially Pure Titanium And Titanium-Aluminum-Vanadium Alloy Cast Restorations. *J Contemp Dent Pract.* 8(1), (s. 19-26).
- Ali, M., Edwards, M., & Nicholson, J. (2010). Zinc Polycarboxylate Dental Cement For The Controlled Release Of An Active Organic Substance: Proof Of Concept. *Journal Of Materials Science: Materials In Medicine.* 21(4), (s.1249-1253).
- Anusavice , K. (1989). Quality Evaluation Of Dental Restorations. Criteria Of Placement And Replacement. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.
- Atsü, S., & Berksun, S. (2000). Bond Strength Of Three Porcelains To Two Forms Of Titanium Using Two Firing Atmospheres. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 84(5), (s.567-574).
- Avinash, K., Reddy, V., & Jayakar Shetty, H. (2019). Evaluation Of The Effect Of Fluoride-Containing Luting Cements On Titanium And İts Effect On The Shear Bond Strength. *Contemporary Clinical Dentistry.* 10(1),(s. 47-51).
- Bergman B, M. S. (1999). Long-Term Titanium Ceramics: An İntra İndividual Comparison Of 2 Metal Ceramic System. *Int J Prosthodont.* 12, (s.444–447).
- Bergman, B., Bessing, C., Ericson, G., Lundquist, P., Nilson, H., & Anderson , M. (1990). A 2-Year Follow-Up Study Of Titanium Crowns. *Acta Odontol Scand.* 48, (s.113-117).
- Besimo, C., Jeger, C., & Guggenheim , R. (1997). Marginal Adaptation Of Titanium Frameworks Produced By CAD/CAM Techniques. *Int J Prosthodont.* 10(6), (s.541–546).

- Beuer F, S. J. (2008). Digital Dentistry: An Overview Of Recent Development Of CAD/CAM Generated Restorations. *Br Dent J* .204, (s.505-511).
- Boeckler AF, L. H. (2009). Prospective Observation Of CAD/CAM Titanium Ceramic Single Crowns: A Three-Year Follow Up. *J Prosthet Dent*.102, (s.290-7).
- Cai , N., Bunce , N., Nunn , M., & Okabe , T. (2001). Porcelain Adherence To Dental Cast Cp Titanium: Effects Of Surface Modifications. *Biomaterials*. 22(9), (s.979–986).
- Can, G., Ersoy, A., & Aksu, M. (2014). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara.
- Carranza , F., & Newman , M. (1996). Clinical Periodontology. Pennsylvania: W.B. Saunders Company.
- Chai , J., Mcgivery , G., Munoz , C., & Rubinstein , J. (1997). A Multicenter Longitudinal Clinical Trial Of A New System For Restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 77(1), (s.1-11).
- Contreras, E. F. (2002). Fit Of Cast Commercially Pure Titanium And Ti-6Al-4V Alloy Crowns Before And After Marginal Refinement By Electrical Discharge Machining. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 88(5),(s.467-472).
- Curtis, J., Dossett, J., Prihoda, T., & Teixeira, E. (2015). Effect Of Bonding Agent Application Method On Titanium-Ceramic Bond Strength. *Journal Of Prosthodontics*. 24(5), (s.394-400).
- Çömlekoğlu, M. E. (2008). Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler Ve Seramikler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 29(2),(s.81-92).
- Deac, C. &. (2006). Conclusions Regarding The Choice Of Casting Machines For The Realising Of Small Parts From Titanium Or Titanium Alloys. In Metal. 15 Th International Metallurgical And Materials Conference.
- Derand , T., & Hero, H. (1992). Bond Strength Of Porcelain On Cast Vs. Wrought Titanium. *European Journal Of Oral Sciences*.100, (s.184-188).
- Elias, C., Lima, J., Valiev, R., & Meyers, M. (2008). Biomedical Applications Of Titanium And Its Alloys. *Biological Materials Science*. 60(3), (s.46-49).
- Ertürk , B., Çömlekoğlu, M., Çömlekoğlu , E., & Güngör , M. (2015). Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Güncel Tasarım Ve Üretim Yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg*. 1(s.135-143).
- Euan R, Figueras-Álvarez O., Cabratosa-TermeS J, Oliver P. (2014). Marginal Adaptation Of Zirconium Dioxide Copings: Influence Of The CAD/CAM System And The Finish Line Design. *J Prosthet Dent*. 112(2), (s.155-162).
- Gilbert , J., Covey , D., & Lautenschlager, E. (1994). Bond Characteristics Of Porcelain Fused To Milled Titanium. *Dental Materials*. 10(2),(s.134-140).

- Goldin, E., Boyd III, N. W., Goldstein, G. R., Hittelman, E. L., & Thompson, V. P. (2005). Marginal Fit Of Leucite-Glass Pressable Ceramic Restorations And Ceramic Pressed-To-Metal Restorations. *J Prosthet Dent.* 93, (s.143-147).
- Gosavi, S., Gosavi, S., & Alla, R. (2013). Titanium: A Miracle Metal İn Dentistry. 27(1). *Trends In Biomaterials & Artificial Organs.* 27(1), (s.42-46).
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosogoeat, B. (2019). Marginal And İnternal Fit Of CAD-CAM İnlay/Onlay Restorations: A Systematic Review Of İn-Vitro Studies. *J Prosthet Dent.* 121(4), (s.590-597).
- Görler, O., & Özdemir, A. (2013). Porselen İle Titanyumun Bağlanma Dayanımına Nd-YAG Lazerin Etkinliğinin İncelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hekim Fak Derg.* 16, (s.174-180).
- Gürel, K. (2018). Cad/Cam Ve Konvansiyonel Döküm Yöntemleriyle Üretilen Kobalt-Krom Ve Titanyum Metal Alt Yapılı Seramik Kronların Marjinal Ve İnternal Uyumlarının İn Vitro Karşılaştırılmalı Olarak Araştırılması. İzmir: Ege Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Gürel, K., Toksavul, S., Toman, M., & Tamac, E. (2019). In Vitro Marginal And İnternal Adaptation Of Metal-Ceramic Crowns With Cobalt-Chrome And Titanium Framework Fabricated With CAD/CAM And Casting Technique. *Nigerian Journal Of Clinical Practice.* 22(6), (s.812-816).
- Haag, P., & Nilner, K. (2007). Questions And Answers On Titanium-Ceramic Dental Restorative Systems: A Literature Study. *Quintessence Int.* 38(1) (s.5-13).
- Haag, P., & Nilner, K. (2010). Bonding Between Titanium And Dental Porcelain: A Systematic Review. *Acta Odontologica Scandinavica.* 68, (s.154–164).
- Han, H., Yang, H., Lim, H., & Park, Y. (2011). Marginal Accuracy And İnternal Fit Of Machine-Milled And Cast Titanium Crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 106(3), (s.191-197).
- Hey, J. B. (2014). Single Crowns With CAD/CAM-Fabricated Copings From Titanium: 6-Year Clinical Results. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 112(2), (s.150-154).
- Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjör, I., Bayne, S., Peters, M., Heintze, S. (2010). FDI World Dental Federation: Clinical Criteria For The Evaluation Of Direct And İndirect Restorations—Update And Clinical Examples. *Clinical Oral Investigations.* 14(4), (s.349-3669).
- Howard, E., & Timothy, L. (1985). Metals Handbook. American Society For Metals 8th Ed. Metals Park. Ohio.
- Hunt, J., & Shoichet, M. (1985). Biomaterials: Surface Interactions. *Solid State Mater Sci.* 5, (s.161–162).

- Ida, K. T. (1982). Effect Of Magnesia Investments İn The Dental Casting Of Pure Titanium Or Titanium Alloys. *Dental Materials Journal*, 1(1), (s. 8-21).
- İnan, Ö., Acar, A., & Halkacı, S. (2006). Effects Of Sandblasting And Electrical Discharge Machining On Porcelain Adherence To Cast And Machined Commercially Pure Titanium. *Journal Of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal Of The Society For Biomaterials, The Japanese Society For Biomaterials, And The Australian Society For Biomaterials And The Korean Society For Biomaterials*. 78(2), (s.393-400).
- Ingram, C., & Ramani, K. (1997). The Effect Of Sodium Hydroxide Anodization On The Durability Of Poly (Etherketonetherketoneketone) Adhesive Bonding Of Titanium. *International Journal Of Adhesion And Adhesives*.17(1),(s.39-45).
- Iseri, U., Özkurt, Z., & Kazazoglu, E. (2011). Shear Bond Strengths Of Veneering Porcelain To Cast, Machined And Laser-Sintered Titanium. *Dental Materials Journal*. 30(3), (s.274-280).
- Işık, E. N., Aladağ, A., & Toksavul, S. (2018). Farklı Yöntemlerle Üretilen Co-Cr Alt Yapıların, Porselen İle Bağlantısının Değerlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 39(2) (s.111-117).
- Jaffee, R., & Promisel, N. (1970). The Science Technology And Application Of Titanium, 1st Ed. Pergamonn Press Oxford.
- Jivraj , S., Kim , T., & Donovan, T. (2006). Selection Of Luting Agents, Part 1. *CDA Journal*. 34(2), (s.149-160).
- Joiias, R. M.-J. (2008). Shear Bond Strength Of A Ceramic To Co-Cr Alloys.The *Journal Of Prosthetic Dentistry*. 99(1),(s.54-59).
- Jorge, J. R. (2013). Titanium İn Dentistry: Historical Development, State Of The Art And Future Perspectives. *The Journal Of Indian Prosthodontic Society*.13(2), (s.71-77).
- Kaleli, N., & Saraç, D. (2014). Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniv Diş Hekim Fak Derg*.15,(s.27-33).
- Karagözlüoğlu, İ. (2015). Minimal İnvaziv Yöntemlerle Hazırlanan Porselen Laminaların Diş Uyumlarının İncelenmesi Ve Klinik Takibi. İzmir: Ege Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Kaus, T., Pröbster, L., & Weber, H. (1996). Clinical Follow-Up Study Of Ceramic Veneered Titanium Restorations-Three-Year Results. *International Journal Of Prosthodontics*. 9(1),(s.9-15).
- Keskin Özyer, E. (2019). Monolitik Zirkonya Ve Zirkonyum Destekli Posterior Köprü Restorasyonlarının Bir Yıllık Klinik Takibi.İstanbul: Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Kim , J., & Cho , S. (2009). The Effects Of Laser Etching On Shear Bond Strength At The Titanium Ceramic Interface. *J Prosthet Dent*. 101, (s.101-106).

- Knoernschild , K., & Campbell , S. (2000). Periodontal Tissue Responses After Insertion Of Artificial Crowns And Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent.* 84, (s.492-498).
- Koizumi, H., Takeuchi, Y., Imai, H., Kawai, T., & Yoneyama, T. (2019). Application Of Titanium And Titanium Alloys To Fixed Dental Prostheses. *Journal Of Prosthodontic Research.* 63(3), (s. 266-270).
- Könönen, M., & Kivilahti, J. (2001). Fusing Of Dental Ceramics To Titanium. *J Dent Res.* 80, (s.848-854).
- Kruth , J., Mercelis , P., & Van Vaerenbergh , J. (2005). Binding Mechanisms In Selective Laser Sintering And Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping J.* 11, (s.26-36).
- Kumar, N., Chauhan, N., Mittal, A., & Sharma, S. (2018). Tio 2 And Its Composites As Promising Biomaterials: A Review. *Biometals.* 31(2), (s. 147-159).
- Lim , H., Kim , J., Lee, K., & Park , S. (2011). Fracture Load Of Titanium Crowns Coated With Gold Or Titanium Nitride And Bonded To Low-Fusing Porcelain. *J Prosthet Dent.* 105, (s. 164-170).
- Lövgren , R., Andersson , B., Carlsson , G., & Ödman , P. (2000). Prospective Clinical 5-Year Study Of Ceramic Veneered Titanium Restorations With The Procera System. *J Prosth Dent.* 84, (s. 514–521).
- Malo, P., De Araujo Nobre, M., Borges, J., & Almeida, R. (2016). Retrievable Metal Ceramic Implant-Supported Fixed Prostheses With Milled Titanium Frameworks And All-Ceramic Crowns: Retrospective Clinical Study With Up To 10 Years Of Follow-Up. *Journal Of Prosthodontics On Complex Restorations.* 21(4), (s.214-224.)
- Marcela, H. A. (2012). Marginal Discrepancy And Microleakage In Crown-Copings Fabricated By Three CAD/CAM Systems: An In Vitro Study. *Open Journal Of Stomatology.* 2, (s.163-169).
- Marklund, S., Bergman, B., Hedlund, S., & Nilson, H. (2003). An Intraindividual Clinical Comparison Of Two Metal-Ceramic Systems: A 5-Year Prospective Study. *International Journal Of Prosthodontics.* 16(1), (s. 70-73).
- Marquillier T, D. S. (2018). The Use Of FDI Criteria In Clinical Trials On Direct Dental Restorations: A Scoping Review. *J Dent.* 68, (s.1-9).
- Mc Lean , J. (1980). The Science And Art Of Dental Ceramics Vol I. Chicago: *Quintessence Publishing Co. Inc.*
- Mclean JW, V. F. (1971). The Estimation Of Cement Film Thickness By An In Vivo Technique. *Br Dent J.* 131, (s.107-111).
- Mehl , C., Harder , S., Wolfart , M., Kern , M., & Wolfart , S. (2008). Retrievalability Of Implant Retained Crowns Following Cementation. *Clin Oral Implants Res.* 19, (s.1304-1311).

- Milleding, P., Haag, P., Neroth, B., & Renz, I. (1998). Two Years Of Clinical Experiences With Procera Titanium Crowns. *Int J Prosthodontics*. 11, (s.224–232).
- Näpänkangas, R., & Raustia, A. (2011). An 18-Year Retrospective Analysis Of Treatment Outcomes With Metal-Ceramic Fixed Partial Dentures. *International Journal Of Prosthodontics*, 24(4), (s.314-319).
- Naveen, H. C. (2011). Effect Of Porcelain-Firing Cycles And Surface Finishing On The Marginal Discrepancy Of Titanium Copings. *Journal Of Prosthodontics: Implant, Esthetic And Reconstructive Dentistry*. 20(2), (s.101-105).
- Niinomi, M. (1998). Mechanical Properties Of Biomedical Titanium Alloys. *Mater Sci Eng A*. 243, (s.231-236.).
- Nilson, H., Bergman, B., Bessing, C., Lundqvist, P., & Andersson, M. (1994). Titanium Copings Veneered With Procera Ceramics: A Longitudinal Clinical Study. *Int J Prosthodont*. 7, (s.115-119.)
- Noort, R. (2012). The Future Of Dental Devices Is Digital. *Dent Mater*. 28, (s.3-12).
- Oosthuizen, S. (2011). Titanium: The Innovators Metal. Historical Case Studies Tracing Titanium Process. *J S Afr Inst Min Metall*. 111, (s.781-786).
- Oruç, S. &. (2000). Fit Of Titanium And A Base Metal Alloy Metal-Ceramic Crown. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 83(3), (s.314-318).
- Oyar, P. (2015). Titanyum Ve Özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 11, (s.151-159).
- Ozcan , I., & Uysal , H. (2005). Effect Of Silicon Coating On Bond Strength Of Two Different Titanium Ceramic To Titanium. *Dent Mater*. 21, (s.773-779).
- Özcan, M. &. (2012). Titanium As A Reconstruction And İmplant Material İn Dentistry: Advantages And Pitfalls. *Materials*. 5(9), (s.1528-1545).
- Özer, H. (1995). Saf Titanyum Ve Üç Değişik Baz Metal Alaşımının Seramiklerle Bağlantı Dirençlerinin Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. İzmir: Ege Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Papadopoulos, T., Tsetsekou , A., & Eliades , G. (1999). Effect Of Aluminium Oxide Sandblasting On Cast Commercially Pure Titanium Surface. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 7, (s.15-21).
- Park , S., Kim, Y., Lim, H., Oh, G., Kim, H., & Ong, J. (2009). Gold And Titanium Nitride Coatings On Cast And Machined Commercially Pure Titanium To Improve Titanium– Porcelain Adhesion. *Surface and Coatings Technology*. 203, (s.3243-3249).
- Park, J. M. (2016). Clinical Evaluations Of Cast Gold Alloy, Machinable Zirconia, And Semiprecious Alloy Crowns: A Multicenter Study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 115(6), (s.684-691).

- Persson, M., Andersson, M., & Bergman, B. (1995). The Accuracy Of A High-Precision Digitizer For CAD/CAM Of Crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 74(3), (s.223-229).
- Philips , R. (1991). Skinner's Science Of Dental Materials. (9. Ed, Dü.) Philadelphia: WB Saunders Company.
- Pjetursson, B. E. (2015). All-Ceramic Or Metal-Ceramic Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses A Systematic Review Of The Survival And Complication Rates. Part II: Multiple-Unit Fdps. *Dental Materials*. 31(6), (s.624-639).
- Poggio, C. E. (2012). A Retrospective Analysis Of 102 Zirconia Single Crowns With Knife-Edge Margins. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 107(5), (s.316-321).
- Raigrodski AJ, C. G. (2006). The Efficacy Of Posterior Three-Unit Zirconium-Oxide-Based Ceramic Fixed Partial Dental Prostheses: A Prospective Clinical Pilot Study. *J Prosthet Dent*. 96, (s.237-244).
- Raigrodski, A., Hillstead, M., Meng, G., & Chung, K. (2012). Survival And Complications Of Zirconia-Based Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. *J. Prosthet. Dent*. 107, (s.170–177).
- Reeves, W. (1991). Restorative Margin Placement And Periodontal Health. *J Prosthet Dent*. 66, (s.733-736).
- Reyes, M., Oshida, Y., Andres, C., Barco, T., Hovijitra, S., & Brown, D. (2001). Titanium-Porcelain System. Part III: Effects Of Surface Modification On Bond Strengths. *Biomed Mater Eng*. 11(2), (s.117–136).
- Ryge, G. (1980). Clinical Criteria. *International Dental Journal*. 30, (s.347-358).
- Sadeq , A., Cai , Z., Woody , R., & Miller , A. (2003). Effects Of Interfacial Variables On Ceramic Adherence To Cast And Machined Commercially Pure Titanium. *J Prosthet Dent*. 90, (s.10-17).
- Sağlam, S. (1997). Döküm Ve Döküm Dışı Yolla Elde Edilen Titanyumun 3 Farklı Titanyum Porseleni İle Farklı Atmosfer Koşullarında Fırınlanmasının Bağlantı Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. Ankara: Ankara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Sahar, A., Allah, F., & Quahtany, M. (1988). Surface Modification Of Titanium Plate With Anodic Oxidation And Its Application In Bone Growth. *J Prosthet Dent*. 60, (s.75–84).
- Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S. (2012). Chipping Behaviour Of All-Ceramic Crowns With Zirconia Framework And CAD/CAM Manufactured Veneer. *J Dent*. 40, (s.154-162).
- Shillingburg , H., Hobo, S., Whitsett , L., Jacobi , R., & Brackett, S. (2010). Sabit Protezin Temelleri. Quintessence Yayıncılık.

- Shillingburg, H., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., & Brackett, S. (1997). Fundamentals Of Fixed Prosthodontics Third Edition. Quintessence Publishing Company.
- Shim JS, L. J. (2015). Effect Of Software Version And Parameter Settings On The Marginal And Internal Adaptation Of Crowns Fabricated With The CAD/CAM System. *J Appl Oral Sci.* 23(5), (s.515-522).
- Sipahi, C., & Özcan, M. (2012). Interfacial Shear Bond Strength Between Different Base Metal Alloys And Five Low Fusing Feldspathic Ceramic Systems. *Dental Materials Journal.* 31(3), (s. 333–337).
- Starčuková, J. S. (2008). Magnetic Susceptibility And Electrical Conductivity Of Metallic Dental Materials And Their Impact On MR Imaging Artifacts. *Dental Materials.* 24(6), (s.715-723).
- Stoll, R., Fischer, C., Springer, M., & Stachniss, V. (2002). Marginal Adaptation Of Partial Crowns Cast In Pure Titanium And In A Gold Alloy—An In Vivo Study. *Journal Of Oral Rehabilitation.* 29(1), (s.1-6).
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-Aided Design And Fabrication Of Dental Restorations: Current Systems And Future Possibilities. *J Am Dent Assoc.* 137, (s.1289-1296).
- Suárez, M. J. (2005). Marginal Fit Of Titanium Metal-Ceramic Crowns. 18(5). *International Journal Of Prosthodontics.* 18, (s.390–391).
- Taira, Y., Matsumura, H., Yoshida, K., Tanaka, T., & Atsuta, M. (1998). Influence Of Surface Oxidation Of Titanium On Adhesion. *J Dent.* 26(1), (s.69–73).
- Takeuchi, Y., Tanaka, M., Tanaka, J., Kamimoto, A., Furuchi, M., & Imai, H. (2019). Fabrication Systems For Restorations And Fixed Dental Prostheses Made Of Titanium And Titanium Alloys. *Journal Of Prosthodontic Research.* 64(1), (s.1-5).
- Tamaç, E. (2014). Cad/Cam, Lazer Sinterizasyon Ve Konvansiyonel Döküm Yöntemleriyle Üretilen Metal Alt Yapılı Seramik Kronların Marjinal Ve İnternal Uyumlarının İn Vivo Ve İn Vitro Olarak Karşılaştırılması. İzmir: Ege Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi.
- Tamim, H. S. (2014). Clinical Evaluation Of CAD/CAM Metal-Ceramic Posterior Crowns Fabricated From Intraoral Digital Impressions. *International Journal Of Prosthodontics.* 27(4),(s.331-337).
- Tan, P., Gratton, D., Diaz-Arnold, A., & Holmes, D. (2008). An In Vitro Comparison Of Vertical Marginal Gaps Of CAD/CAM Titanium And Conventional Cast Restorations. *Journal Of Prosthodontics.* 17(5), (s.378-383).
- Troia , M., Henriques, G., Mesquita , M., & Fragoso , W. (2008). The Effect Of Surface Modification On Titanium To Enable Titanium-Porcelain Bonding. *Dent Mater.* 24, (s.28-33).

- Tschernitschek H, B. L. (2005). Nonalloyed Titanium As A Bioinert Metal—A Review. *Quintessence Int.* 36, (s.523-530).
- Unal, O., Karaoglanli, A., Varol, R., & Kobayashi, A. (2014). Microstructure Evolution And Mechanical Behavior Of Severe Shot Peened Commercially Pure Titanium. *Vacuum.*110, (s.202-206).
- Uzun , H., & Bayındır, F. (2010). Dental Uygulamalarda Titanyum Ve Özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg.* 2, (s. 213-220).
- Wagner, L., & Luetjering, G. (1981). Influence Of Shot Peening On The Fatigue Behavior Of Titanium Alloys. *In International Conference On Shot Peening.* Vol. 1, (s. 453-460).
- Walter , M., Reppel , D., Böning, K., & Freesmayer , W. (1999). Six Year Follow-Up Of Titanium And High-Gold Porcelain Fused-To-Metal Fixed Partial Dentures. *J Oral Rehabil.* 26, (s.91–96).
- Walton, T. R. (2013). The Up To 25-Year Survival And Clinical Performance Of 2,340 High Gold-Based Metal-Ceramic Single Crowns. *Int J Prosthodont.* 26(2), (s.151-160).
- Wang, R., & Fenton, A. (1996). Titanium For Prosthodontic Applications: A Review Of The Literature. *Quintessence Int.* 27, (s. 401-408).
- Wang, R., & Fung, K. (1997). Oxidation Behavior Of Surface-Modified Titanium For Titanium-Ceramic Restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 77(4), (s.423-434).
- Wang, R., Meyers, E., & Katz, J. (1998). Scanning Acoustic Microscopy Study Of Titanium–Ceramic Interface Of Dental Restorations. *Journal Of Biomedical Materials Research: An Official Journal Of The Society For Biomaterials, The Japanese Society For Biomaterials, And The Australian Society For Biomaterials.* 42(4), (s.508-516).
- Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T. (2006). Marginal Accuracy Of Titanium Copings Fabricated By Casting And CAD/CAM Techniques. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 96(1), (s.47-52).
- Worni , A., Gholami , H., Marchand , L., Katsoulis , J., Mericske Stern, R., & Enkling , N. (2015). Retrievability Of Implant Supported Crowns When Using Three Different Cements: A Controlled Clinical Trial. *Int J Prosthodont.* 28, (s.22-29).
- Wöstmann B, R. P. (2008). Effect Of Different Retraction And Impression Techniques On The Marginal Fit Of Crowns. *J Dent.* 36, (s.508-512).
- Wu, J. W. (2017). Evaluation Of Mechanical Properties And Marginal Fit Of Crowns Fabricated Using Commercially Pure Titanium And FUS-Invest. *Biomed Research International.* Volume 2017,(s.1-9)

- Yamada, K., Onizuka, T., Sumii, T., & Swain, M. (2004). The Effect Of Goldbondertm On The Adhesion Between Porcelain And Pure Titanium. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 31(8), (s.775-784).
- Yavuzylmaz, H. (1996). Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Ankara.
- Yeo I, Y. J. (2003). İn Vitro Marginal Fit Of Three All-Ceramic Crown Systems. *J Prosthet Dent*. 90, (s.459-464).
- Yılmaz, H., & Dinçer, C. (1999). Comparison Of The Bond Compatibility Of Titanium And An Nicr Alloy To Dental Porcelain. *Journal Of Dentistry*. 27, (s.215–222).
- Zaimoğlu, A., & Can, G. (2011). Sabit Protezler. Ankara.
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From Porcelain-Fused-To-Metal To Zirconia: Clinical And Experimental Considerations. *Dental Materials*. 27(1), (s.83-96).

8. Ekler

8.1. Ek-1: BAP Onay Belgesi



T.C
EGE ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi

Konu: Yürürlüğe Giren Proje Öneriniz

Tarih
23.08.2019

Sayın Prof.Dr. SUNA TOKSAVUL

Aşağıda bilgileri özetlenen proje önerinize yönelik değerlendirme süreci tamamlanmış ve BAP Komisyonu tarafından desteklenmesi uygun görülen projeniz, proje sözleşmesinin Rektörlük Makamı tarafından onaylanmasıyla yürürlüğe girmiş bulunmaktadır.

Tebrik eder, çalışmalarınızda başarılar dilerim.

Saygılarımla,

Prof.Dr. Hüseyin ONAY
Koordinatör

Proje Başlığı: Farklı Tekniklerle Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Kronların Klinik Takibi ve Değerlendirilmesi

Proje No: TDK-2019-20460

Proje Türü: Doktora

Süresi: 36 ay

Başlama Tarihi: 23.08.2019

Onaylanan Bütçesi: 12.312,00 TL

Proje Yürütücüsü: Prof.Dr. SUNA TOKSAVUL

Araştırmacı(lar): ÖĞRENCİ ELİF EZGİ KAYA

8.2. Ek-2: Etik Onay Belgesi

EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Katı - Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR
Tel: 0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34
e-mail: aetikk@med.ege.edu.tr / www.aekimmed.ege.edu.tr

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Tekniklerle Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Kronların Klinik Takibi Ve Değerlendirilmesi.		
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Suna TOKSAVUL		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı		
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI			
	DESTEKLEYİCİ	Bilimsel Araştırmalar Proje Fonu		
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 ☐	FAZ 2 ☐	FAZ 3 ☐
	Gözlemsel İlaç Çalışması ☐	Tıbbi Cihaz klinik Araştırması ☐		
	In Vitro Tıbbi Tanı Cihazları İle Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları ☐	İlaç Dışı Klinik Araştırma ☒		
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	SİGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	İmza tarihi: 13.07.2018	
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 18-10/15	Tarih: 02.10.2018		
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödettirmediği koşullarda araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğuna toplantıya katılan etik kurul üyelerinin salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU				
ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği		
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Ayşe EROL		
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*) Katılım (**) İmza
Prof. Dr. Ayşe EROL Başkan	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	☐ E ☒ H ☐ E ☒ H
Prof. Dr. Mine HEKİMGİL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Patoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji AD.	K	☐ E ☒ H ☐ E ☒ H
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	☐ E ☒ H ☐ E ☒ H
Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşe EROL		Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 30.04.2018/07
				Sayfa 1/2



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Tekniklerle Üretilen Titanyum Altyapılı Porselen Kronların Klinik Takibi Ve Değerlendirilmesi.
ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu : 18-10/15				
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dali	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayça Arzu SAYINER Üye	Mikrobiyoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Bölümü Tıbbi Mikrobiyoloji AD. Tıbbi Viroloji BD	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Şebnem PIRILDAR Üye	Ruh Sağlığı Ve Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fakültesi Ruh Sağlığı Ve Hastalıkları AD.	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	
Prof. Dr. Nevin ORUÇ Üye	Gastroenteroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Gastroenteroloji BD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E.Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Sema KALKAN UÇAR Üye	Çocuk Metabolizma Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Aynur UYSAL TORAMAN Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	E.Ü. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Yard. Doç. Dr. Candide ŞENTÜRK	Ceza ve Ceza Muhakemesi Hukuku	Yaşar Üniversitesi Hukuk Fakültesi	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	KATILMADI
Uzm. Ecz. Ebru BEDİR Üye	Eczacı	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	

* Araştırma ile İlişki
** Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı:
Prof. Dr. Ayşe EROL

Araştırma Başvurusu Onay Belgesi

Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa
22	28.09.2011/05	2/2

8.3. Onam Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ !!!

Bu çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini anlamanız ve kararınızı bu bilgilendirme sonrası özgürce vermeniz gerekmektedir. Size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz, sorularınıza açık yanıtlar istediniz

ÇALIŞMANIN AMACI NEDİR?

Bu çalışmanın amacı, titanyum alt yapılı seramik tek diş kaplamalarla ilgili klinik takip yapılarak avantaj ve dezavantajlarının değerlendirilmesi, bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim veya metal döküm yöntemi ile elde edilen tek diş kaplamaların yapıldığı tekniğe göre farklılık gösterip göstermediğinin ve ağız içindeki başarısının gözlenmesi amaçlanmıştır.

KATILMA KOŞULLARI NEDİR?

Bu çalışmaya dahil edilebilmeniz için alt ya da üst büyük azı dişlerinizden herhangi birinde dişteki madde kaybı nedeniyle metal(titanyum)-porselen kaplama uygulanmasına karar verilmiş olması gerekir.

NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

Çalışmamızda kaplama yapımında normal klinik işlemler uygulanacaktır. Kaplamaların yapımında bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim veya metal döküm yöntemlerinden biri uygulanacaktır. Her iki yöntem de rutinde kaplamaların yapımında kullandığımız teknikler olup size hangi yöntemin uygulanacağına yazı-tura yöntemiyle karar verilecektir. Buradaki amacımız her iki yöntemi karşılaştırmaktır. Bunun için klinikte rutin olarak uygulanan şekilde titanyum-porselen kaplama yapılmasına karar verilmiş olan dişlerin kesilip, küçültülmesi işlemi yapılacaktır. Ardından dişinizin alçı modelinin elde edilmesi için silikon ölçü malzemesi yardımıyla ölçü alınacaktır. Seanslar arasında görünüm açısından ve hassasiyetiniz olmaması amacıyla geçici kaplama hazırlanacaktır. Bir sonraki seansta laboratuarda hazırlanan titanyum alt yapının uyum kontrolleri yapılacaktır. Bir sonraki prova seansında porselenin estetik değerlendirmeleri

yapılacak, renk, form, şekil açısından kontrolleri yapılacaktır. Son olarak laboratuara gönderilen kaplamanın bitim işlemleri yapıldıktan bilinen yöntemlerle kaplama diş üzerine yapıştırılacaktır. Daha sonra 3 ,6,12 ve 18. aylarda kontrol seanslarına gelmeniz istenerek diş ve yapılan kaplamanın durumu takip edilecektir.

SORUMLULUKLARIM NEDİR?

Araştırma ile ilgili olarak uygulanan araştırma şemasına özen gösterme, araştıracının önerilerine uyma ve kontrol seanslarınızda bulunmak sizin sorumluluklarınızdır. Bu koşullara uymadığınız durumlarda araştırmacı sizi uygulama dışı bırakabilme yetkisine sahiptir.

KATILIMCI SAYISI NEDİR?

Araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 40'dır.

KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre 18 aydır.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

Bu araştırmada sizin için beklenen yararlar, uygulanan restorasyon, klinik olarak takip edilecek ve böylece uzun dönem klinik başarı, şansa bırakılmayacaktır, yine bu araştırmadan çıkan sonuçlara göre titanyum-porselen kaplama elde etmek için kullanılan üretim yöntemleri değerlendirilip başka insanların yararına kullanılabilecek olmasıdır.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?

Size bu araştırmada titanyum-porselen kaplama uygulanacaktır. Titanyum alt yapılı porselen kronlar rutinde klinikte uygulanan bir tedavi seçeneği olduğu için görülebilecek riskler de normal prosedürlerle aynıdır. Bu uygulama ile ilgili gözlenebilecek istenmeyen etkiler arasında tüm kaplama işlemlerinde karşılaşılabileceği üzere dişte duyarlılık ve işlem sonrası ağrı sayılabilir.

Klinik uygulama dönemleri sırasında karşılaşılabilecek sorunlar kesilmiş dişte geçici olarak duyarlılık oluşması riskidir. Bunu en aza indirmek için de tedavi boyunca geçici bir kaplama uygulanacaktır.

Lokal anestezi uygulaması sırasında tansiyon ilacı kullanan hastalar dikkate alınacak ve bu hastalar için vazokonstriktörsüz özel lokal anestezik solüsyonlar kullanılacaktır. Tedavi sonrası ortaya çıkan bulgular arasında ağız hijyeninize dikkat etmemeniz ve talimatları takip etmemeniz halinde kaplanmış dişinizde dişeti rahatsızlığı, kemik kaybı ve sonuçta dişi de kaybetme riski olabilir.

ARAŞTIRMA SÜRECİNDE BİRLİKTE KULLANILMASININ SAKINCALI OLDUĞU BİLİNER İLAÇLAR/BESİNLER NELERDİR?

Çalışma süresince birlikte kullanımının sakıncalı olduğu herhangi bir ilaç ya da besin yoktur.

HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILABİLİRİM?

Uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını ve kontrol seanslarınızı aksatmanız gibi nedenlerle doktorunuz sizin izniniz olmadan sizi çalışmadan çıkarabilir.

DİĞER TEDAVİLER NELERDİR?

Bu tanının tedavisinde uygulanabilecek, ancak şimdilik uygulanmayacak olan olası tedavide ise madde kaybına uğramış dişin dolgusu yapılabilir ama uzun vadede bu dişin tam olarak desteklenmemesi nedeniyle kırılmasına veya kaybına yol açabilir. Bu tedavinin faydası ise dişin madde bütünlüğün bozulmadan restore edilebilmesidir. Diğer seçenekler de metal altyapılı ya da zirkon altyapılı seramik kaplamalar gibi diğer tedaviler ya da işlemler de bulunmaktadır. Zirkon altyapılı seramik kaplamaların daha iyi estetik sağlama gibi yararları olsa da materyalin meal altyapı kadar desteği yok. Metal altyapılı seramik kaplamalarda ise kullanılan materyallerin (krom-kobalt) diş eti dokusunda alerjen özellikleri olabilmektedir. Titanyum altyapılı seramik kaplamalarda ise biyouyumunun yüksek olması özellikle alerjen hastalarda oldukça faydalı olacaktır.

HERHANGİ BİR ZARARLANMA DURUMUNDA YÜKÜMLÜLÜK/SORUMLULUK KİMDEDİR VE NE YAPILACAKTIR?

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu değildir; ancak uygulama sırasında kaplamada olabilecek kırılmaların masrafları, eğer üretimden kaynaklanıyorsa imalatı yapan ticari laboratuvar tarafından veya tarafımızdan karşılanacaktır.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?

Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 05317126565 no.lu telefondan Dt. Elif Ezgi KAYA'ya başvurabilirsiniz.

ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŞILANACAK MIDIR?

Çalışmamıza alınacak olan hastalar, kaplama yaptıracak rutin protez hastalarından seçilecektir. Yapılacak olan bu protetik tedavilerin dental laboratuvar giderleri Ege Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü'nce

karşılanaçağı için hastalarımızdan herhangi bir laboratuvar ücreti talep edilmeyecektir. Ayrıca yine klinik araştırmada kullanılan silikonlar ve kaplamanın yapıştirılmasında kullanılan simanlar da proje kapsamında Ege Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü'nce temin edilecektir. Hastalarımız sadece E.Ü. Dişhekimliği Fakültesinde protetik tedavileri yapılan diğer tüm hastalar gibi sadece katılım payı ödemesinden sorumludurlar.

ÇALIŞMAYI DESTEKLEYEN KURUM VAR MIDIR ?

Çalışmayı destekleyen kurum Ege Üniversitesi Rektörlüğü İdari ve Mali İşler Daire Başkanlığı Bilimsel Araştırma Projeleri Fonu Saymanlığıdır.

ÇALIŞMAYA KATILMAM NEDENİYLE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILACAK MIDIR?

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır.

ARAŞTIRMAYA KATILMAYI KABUL ETMEMEM VEYA ARAŞTIRMADAN AYRILMAM DURUMUNDA NE YAPMAM GEREKİR?

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğimize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; reddetme veya vazgeçme durumunda bile sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır. Araştırmacı, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle isteğiniz dışında ancak bilginiz dahilinde sizi araştırmadan çıkarabilir. Bu durumda da sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır.

Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MİDİR?

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren sayfalık metni okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları

ayrıntlarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

GÖNÜLLÜNÜN		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

VELAYET VEYA VESAYET ALTINDA BULUNANLAR İÇİN VELİ VEYA VASİNİN		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

ARAŞTIRMA EKİBİNDE YER ALAN VE YETKİN BİR ARAŞTIRMACININ		İMZASI
ADI & SOYADI	Prof. Dr. Suna Toksavul	
TARİH		

GEREKTİĞİ DURUMLARDA TANIK		İMZASI
ADI & SOYADI	Dt. Elif Ezgi KAYA	
GÖREVİ		
TARİH		

Teşekkür

Doktora tez çalışmam boyunca laboratuvar kısmını yürüten Dental Labor çalışanlarına,

Başta Dr. Dt. İrem ÇÖTERT MERCAN, Dt. Güven GÜÇ, Dt. Oğulcan YÜCEL, Dr. Dt. İnci AKYILDIZ olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, Temmuz 2021

Elif Ezgi KAYA



Özgeçmiş

İlköğrenimimi İzmir Ankara İlköğretim Okulu'nda okudum. İzmir Bornova Anadolu Lisesi'nde lise eğitimimi tamamladıktan sonra 2010 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde eğitime başladım. 2015 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olduktan sonra Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı olarak Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladım.

