

**FARKLI AÇIDA ÜÇ FARKLI ESTETİK DAYANAK
MATERYALİNİN CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN
KRONLARA BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

İrem SALGINCI
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU

Uzmanlık Tezi 2019

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AÇIDA ÜÇ FARKLI ESTETİK DAYANAK MATERYALİNİN
CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN KRONLARA BAĞLANMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

İrem SALGINCI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU

Bu araştırma, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından TDH-2018/1187 proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2019

İTHAF

Yolunda ilerlemekten gurur duyduğum Ulu Önder Mustafa Kemal ATATÜRK'e ve
canım aileme ithaf ediyorum...

UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

İnönü Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde
yürütölmüş olan; İrem SALGINCI'nın
**"Farklı Açıda Üç Farklı Estetik Dayanak Materyalinin
CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Kronlara Bağlanma Dayanımının
Değerlendirilmesi"**

konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.
Tez Savunma Tarihi: 18/ 06 /2019


Prof. Dr. Cem KURTOĞLU
Çukurova Üniversitesi
Jüri Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU
İnönü Üniversitesi (Tez Danışmanı)

Üye


Doç. Dr. Esma Başak ÇELİK AYGÜN
Çukurova Üniversitesi

Üye


ONAY

Bu çalışma, yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun bulunarak uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Alaadin POLAT
Dekan

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. Dental İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Kavramı	3
2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları.....	4
2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	4
2.1.3.1. Kesin Kontrendikasyonlar	4
2.1.3.2. Göreceli Kontrendikasyonlar	5
2.1.3.3. Lokal Kontrendikasyonlar	6
2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.2. Dental İmplant Abutmentleri	9
2.2.1. İmplant – Abutment Bağlantı Tipine Göre Sınıflandırma	11
2.2.1.1. External Bağlantı (Butt-joint)	11
2.2.1.2. İnternal Bağlantı	13
2.2.2. Protez ile Retansiyon Tipine Göre Sınıflandırma.....	13
2.2.3. Üretim Şekline Göre Sınıflandırma	13
2.2.4. Kullanımına Göre Sınıflandırma	17
2.2.4.1. Geçici İmplant Abutmentleri	17
2.2.4.2. Daimi İmplant Abutmentleri.....	17
2.2.5. Abutment Materyal Tipine Göre Sınıflandırma.....	18
2.2.5.1. Titanyum	18

2.2.5.2. Alümina	19
2.2.5.3. Zirkonya	20
2.2.5.4. Polieter Eter Keton (PEEK)	21
2.2.5.5. Poliviniliden Florür (PVDF)	22
2.3. CAD/CAM Sistemleri	22
2.3.1. CAD/CAM Komponentleri	24
2.3.1.1. Tarayıcı	24
2.3.1.2. Tasarım Yazılımı	24
2.3.1.3. Üretim cihazları	25
2.3.2.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar	26
2.4. Simantasyon	27
2.4.1. Rezin Simanlar	28
2.4.2. Yüzey İşlemleri	30
2.5. Bağlanma Dayanım Testleri	32
2.5.1. Çekme (Tensile) Testi	32
2.5.2. Mikroçekme (Microtensile) Testi	32
2.5.3. Makaslama (Shear) Testi	32
2.5.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi	32
3. MATERYAL VE METOT	34
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması	34
3.2. Test Numunelerinin Hazırlanması	35
3.2.1. Kopinglerin Hazırlanması	35
3.2.2. Kopinglerin Titanyum Tabana Simantasyonu	40
3.2.3. Kronların Hazırlanması	44
3.2.4. Kronların Simantasyonu	47
3.3. Çekme Testinin Uygulanması	53
3.4. İstatistiksel Analiz	57

4. BULGULAR	58
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	72
EKLER.....	88
EK.1.Özgeçmiş	88
EK.2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	89

TEŞEKKÜR

Bu çalışmamın kurgulanmasından sonlandırılmasına kadar olan sürede değerli fikirleri, eleştirileri, istatistiksel değerlendirmeleri ve bilimsel katkılarıyla bana rehberlik eden, uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen tez danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU'ya;

Mesleğimi elde etme yolunda, ilkokula başladığım günden mezun olana kadar yoluma çıkan, bana emek veren, benim için çaba sarfeden tüm ilkokul, lise ve Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki değerli hocalarıma;

Uzmanlık eğitimime birlikte başladığımız; fakat beraber bitirememekten dolayı üzüntü duyduğum, hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, mesleki ve şahsi hayatıma katkıları büyük olan değerli hocalarım Prof. Dr. N. Tülin POLAT ve Doç. Dr. E. Başak GÜL AYGÜN başta olmak üzere bana emekleri geçen değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI ve Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR'a;

İlk günden itibaren beraber uyum içinde çalıştığımız, klinik hayatıma tecrübeleri ile katkı sağlayan, güler yüzlü tüm laboratuvar personeli ile klinikte kahrımızı çeken tüm klinik personeline;

Tez çalışmamda gerekli maddi desteği sağlayan 'İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne ve laboratuvar üretim kısmının en kritik noktalarında verdikleri her türlü destek için LEGO DENTAL ekibine;

Uzmanlık sürecimde dostluğu, kardeşliği ile maddi manevi, gece gündüz ayırt etmeden tüm anılarıma ortak olan, tek başına Malatya'daki ailem olan canım ekürim Dt. Özge ERARSLAN ile pek tabi ki her zorluğun üstesinden beraber geldiğimiz, birlikte çalışmaktan ve onlarla olmaktan çok keyif aldığım sevgili kıdemdaşlarım. Dt. Abdurrahman ÖĞÜNÇ ve Dt. Ozan ÖZTÜRK'e ve diğer asistan arkadaşlarıma;

On yıldır olduğu gibi hayatımın bu evresinde de benimle oldukları için beraber büyüyüp çoğaldığımız, aramızdaki kilometrelere inat daha da bağlandığımız canım dostlarım Ezgi AYVAZOĞLU ÇELİKKOL ve Merve AVCI'ya;

Hayatım boyunca olduğu gibi uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca bana sonsuz destek veren, ayaklarımın yere güvenle basmasını sağlayan, her zaman yanımda olduklarından emin olduğum ve onların evladı olmaktan gurur duyduğum biricik annem ve babam Emine-Yalçın SALGINCI'ya; hayatımıza girdiği için sonsuz müteşekkir olduğum hayat sevincim canım kardeşim Kaan SALGINCI'ya;

En içten dileklerimle teşekkür ederim.

ÖZET

Farklı Açıda Üç Farklı Estetik Dayanak Materyalinin CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Kronlara Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, farklı açıda üç estetik abutment materyalinin titanyum taban ve monolitik zirkonya kronlar ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: PVDF abutmentlar, üretici firmadan prefabrike olarak temin edilirken, zirkonya ve PEEK kopingler CAD/CAM sistemi ile üretildi (n=12). Kopinglerin ve titanyum tabanların bağlanma yüzeyine alumina ile kumlama, metal primer uygulandı. Simantasyon, self-cure siman ile gerçekleştirildi. Her abutmenta, monolitik zirkonyadan kronlar üretildi (n=72). Bağlanma yüzeylerinin kumlanması ardından kronlar simante edildi. Çekme testlerinin ardından veriler, Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleriyle analiz edildi.

Bulgular: Abutmentların kronlarla bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde gruplar arası karşılaştırmada, 0° açılı abutmentlarda materyaller arasında anlamlı farklılık bulunmadı (p>0.05). 15° açılı abutmentlarda en yüksek bağlanma dayanımı, zirkonya abutmentlarda bulundu (p<0.05). Yapılan grup içi değerlendirmelerde, zirkonya grubunda 15° açılı abutmentların bağlanma dayanım değerleri, PEEK ve PVDF abutmentlara göre daha yüksek bulundu (p<0.05). Abutmentların titanyum tabanla bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde, PVDF abutmentların bağlanma dayanım değeri en yüksekti, PEEK abutmentların ise en düşük olarak tespit edildi (p<0.05).

Sonuç: Monolitik zirkonya kronların bağlanma dayanımları, rutin kullanılan restorasyonlardan daha düşük bulundu. Zirkonya abutmentların titanyum taban ile bağlanma dayanımları, kabul edilebilir değerlerdeyken PEEK abutmentların titanyum taban ile bağlanma dayanımlarının geliştirilmesi için çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Abutment, bağlanma dayanımı, monolitik zirkonya, PEEK, PVDF, zirkonya.

ABSTRACT

Evaluation of Bond Strength of Three Different Aesthetic Abutment Material with Different Angles to the Crowns Produced by CAD / CAM System

Aim: The aim of this thesis is to evaluate the bond strength of three aesthetic abutment materials at different angulations with ti-base and monolithic zirconia crowns.

Materials and Method: PVDF abutments were obtained prefabrically, zirconia and PEEK copings were manufactured by CAD/CAM system (n=12). Bonding surfaces of the copings and ti-bases were sandblasted with alumina and then metal primer was applied. Self-cure cement was used for cementation of copings to the ti-base. Monolithic zirconia crowns were produced for each abutment (n=72). The bonding surface of the crowns was air-abraded and crowns were cemented with self-adhesive cement. Data were analyzed by Kruskal-Wallis and Mann-Whitney-U tests after tensile bond strength tests.

Results: No significant difference was found between abutments at 0° angulation, in the bond strength of abutment-crown interface, in comparison between groups ($p>0.05$). Regarding 15° angulated abutments, the highest bond strength value was found in zirconia abutments ($p>0.05$). In the evaluation of bond strength of abutments to crowns, bond strength of 15° angulated abutments of zirconia group were higher than PEEK and PVDF abutments ($p<0.05$). In the evaluation of bond strength of abutments to ti-base, PVDF abutments was highest and the PEEK abutments were the lowest ($p<0.05$).

Conclusion: Bond strength of monolithic zirconia crowns were lower than the restorations used in routine clinical practice. While bond strength of zirconia and PVDF abutments were acceptable, further studies are necessary to improve the bond strength of PEEK abutments.

KeyWords: Abutment, bond strength, monolithic zirconium, PEEK, PVDF, zirconia.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	: Derece
°C	: Santigrat derece
%	: Yüzde
3-MPS	: 3 -metakriloiloksipropil-trimetoksisilan
4-META	: 4-metakrililoksietil trimellitat-anhidrit
6-MHPA	: 6-metakriloksi heksil fosfonoasetat
Al	: Alüminyum
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacture (Bilgiayar Destekli Üretim)
Dk	: Dakika
HF	: Hidroflorik asit
HIV	: Human Immunodeficiency Virus
MDP	: 10-metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat
MEPS	: Tiofosforik asit metakrilat
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MTU-6	: 6-metakriloiloksietil-2-tiyourasil-5-karboksilat
µm	: Mikrometre
N	: Newton
Ncm	: Newton santimetre
PAEK	: Poliaril Eter Keton
PEEK	: Polieter Eter Keton
PVDF	: Poliviniliden Florüd

Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum - 6Alüminyum - 4Vanadyum
Ti-base	: Titanyum alt yapı abutmentı
Ti-Zr	: Titanyum-zirkonya iki parçalı abutment
Y-TZP	: İttriyum katkılı tetragonal zirkonya
Zr	: Zirkonya
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. İmplant kademe sistemleri.....	11
Şekil 2.2. İmplant abutmentların sınıflandırılması	12
Şekil 3.1. 0° açılı PVDF abutmentların modeldeki pozisyonu.....	34
Şekil 3.2. 15° açılı PVDF abutmentların modeldeki pozisyonu.....	35
Şekil 3.3. Tarama postu yerleştirilmiş çene modeli.....	36
Şekil 3.4. Tarama postu yerleştirilmiş çene modelinin optik tarayıcıda taranması	36
Şekil 3.5. Tarama postu yerleştirilmiş modelin tasarım programındaki dijital görüntüsü	37
Şekil 3.6. PEEK abutmentların frezelenmesi	38
Şekil 3.7. Zirkonya kopinglerin kristalizasyonu.....	39
Şekil 3.8. Zirkonyadan üretilen kopinglerin kristalizasyon şeması.....	39
Şekil 3.9. Titanyum tabanların torklanması.....	40
Şekil 3.10. Titanyum taban ile kopinglerin bağlanma yüzeyine primer uygulaması	41
Şekil 3.11. Titanyum tabanın bağlanma yüzeyine siman uygulaması.....	41
Şekil 3.12. Abutmentın doğru pozisyonda parmak basısı ile simantasyonu	42
Şekil 3.13. Kopinglerin simantasyonunda kullanılan rezin siman ve primer	42
Şekil 3.14. 0° açılı abutmentlar için belirlenen kron kalınlığı ve siman aralığı genişliğinin belirlenmesi.....	44
Şekil 3.15. 15° açılı abutmentlar için belirlenen kron kalınlığı ve siman aralığı genişliğinin belirlenmesi.....	45
Şekil 3.16. 0° açılı abutmentların kronlarına ekstrakoronal ataşmanın yerleştirilmesi ..	46
Şekil 3.17. 15° açılı abutmentların kronlarına ekstrakoronal ataşmanın yerleştirilmesi	46
Şekil 3.18. Monolitik zirkonyadan üretilen kronların kristalizasyon şeması	47
Şekil 3.19. Kronların simantasyonunda kullanılan siman.....	48
Şekil 3.20. Kronların içine siman uygulaması.....	48
Şekil 3.21. Simantasyon sırasında kronlara parmak basıncı uygulanması	49
Şekil 3.22. Tüm numunelerin inkübasyon cihazında bekletilmesi	50
Şekil 3.23. 0° açılı zirkonya abutment numuneleri	50
Şekil 3.24. 15° açılı zirkonya abutment numuneleri	51

Şekil 3.25. 0° açılı PEEK abutment numuneleri	51
Şekil 3.26. 15° açılı PEEK abutment numuneleri	52
Şekil 3.27. 0° açılı PVDF abutment numuneleri	52
Şekil 3.28. 15° açılı PEEK abutment numuneleri	53
Şekil 3.29. Çalışmamızda kullanılan test cihazı	54
Şekil 3.30. Açılı abutmentların ekstrakoronal ataşmanın üst parçaya yerleştirilmesi. 54	
Şekil 3.31. 0° açılı abutment numunelerinin yerleştirilmesi	55
Şekil 3.32. 15° açılı abutment numunelerinin yerleştirilmesi	55
Şekil 3.33. Abutmentların çekme testi için cihaza yerleştirilmesi	56
Şekil 3.34. Abutmentların titanyum tabanlarının stereomikroskop görüntüsü (A: PVDF abutment, B:Standart titanyum taban)	57
Şekil 4.1. Monolitik zirkonya kronların abutmentlara bağlanma dayanımı değerleri (N)	58
Şekil 4.2. Abutmentların titanyum tabana bağlanma dayanımı değerleri (N).....	60

TABLÖLAR DİZİNİ

Şekil No

Sayfa No

Tablo 2.1. Vida ve siman retansiyonlu restorasyonların karşılaştırılması	14
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan abutment ve koping materyalleri ile kronun marka ve üretici firma bilgileri	38
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan adeziv ve siman materyallerinin içeriği ile üretici firma bilgileri	43
Tablo 4.1. Monolitik zirkonya kronlara uygulanan çekme testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanım değerleri (N)	58
Tablo 4.2. Abutmentlara uygulanan çekme testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanım değerleri (N)	60

1. GİRİŞ

Üst çenenin anterior bölgesindeki diş eksiklikleri, en çok dikkat çeken ve fasiyal görüntüyü etkileyen dental problemlerdendir. Estetik ve fonksiyonel olarak uygun rekonstrüksiyon; teşhis, planlama ve tedavi yöntemlerinin koordineli yürütülmesi ile mümkündür. Tek diş eksikliklerinin tedavisi; konvansiyonel sabit bölümlü protezler, adeziv köprüler veya implant üstü sabit bölümlü protezlerden herhangi biri ile yapılabilir. Estetik bölgede yer alan tek diş eksikliklerinin konvansiyonel sabit bölümlü protezler ile tedavisi, fonksiyonel olarak tatminkar sonuçlar verir; fakat estetik açıdan vermeyebilir. İmplant üstü sabit protezler, kaybedilen dişin fonksiyon ve anatomisinin komşu dişlere herhangi bir zarar vermeden yerine konduğu en konservatif tedavi seçeneğidir (1). İmplant destekli protezleri oluşturan parçaların maliyetinin azalması, implant tedavisi yapan diş hekimi sayısının ve medyanın oral implantolojiye gösterdiği ilginin artması sonucu bu tedavi, sosyoekonomik düzeyi yüksek hastalar için özel bir tedavi şekli olmaktan çıkmış ve geniş bir hasta grubu için ulaşılabilir bir tedavi haline gelmiştir.

Diş hekimliği alanındaki en zorlu hedeflerden birisi, maksiller anterior bölgedeki tek diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda doğal görünüşün sağlanmasıdır. Optimal estetiği elde etmek için tek diş implant üstü restorasyonların tam seramik dayanak (abutment)-kron kombinasyonu ile restore edilmesi önerilir (2). Yapılan tedavilerin estetik sonuçlarının hastalar ve hekimler tarafından daha çok önemsenmeye başlaması, ideal biyouyumluluk ve estetik özelliklere sahip metalsiz yeni nesil seramik abutmentlerin gelişmesine önemli ölçüde katkıda bulunmuştur. Abutment ve kron için seramik kullanımı, metal abutmentlar ve metal destekli seramik kronlar ile elde edilenden daha iyi translusentlik sağlamaktadır. Seramik abutmentlar kullanıldığında metal abutmentların neden olduğu servikal yumuşak dokudaki mavimsi renklenme önlenir ve ışık geçirgenliği kolaylaşır. Seramik abutmentlar için tercih edilen malzemeler; yoğun sinterlenmiş, yüksek saflıkta alümina ve itriyum katkılı tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramikleridir. Geliştirilen seramik abutmentlar, prefabrike veya kişiselleştirilebilir formlarda mevcuttur ve dental laboratuvarlarda teknisyen tarafından veya bilgisayar destekli tasarım üretim üniteleri kullanılarak oluşturulabilirler. Yıllar içinde gelişen teknolojinin etkisiyle seramik abutmentlara alternatif olarak farklı estetik abutment kullanımları da yaygınlaşmaya başlamıştır (3, 4).

Bu çalışma, zirkonya gibi günümüzde kullanılan, PEEK ve PVDF gibi yeni kullanıma sunulan estetik materyallerin implant destekli restorasyon yapımında abutment olarak kullanımı ile monolitik zirkonya kronlara ve titanyum tabana bağlanma dayanımını araştırmak amacıyla yapıldı. Ayrıca implantların açılı şekilde yerleştirilmiş olduğu durumlarda uygun açılı abutment kullanımı ile bağlanma dayanımının açılı derecesinden etkilenip etkilenmeyeceği araştırıldı.

Çalışmamızda üç hipotez test edildi. HO hipotezi, A) farklı materyalden üretilen abutmentlerin titanyum tabanla bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı, B) farklı materyalden üretilen abutmentlerin monolitik zirkonya kronlarla bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı, C) farklı açılı derecelere sahip abutmentlerin bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Kavramı

Protez terimleri sözlüğüne göre implant; terapötik, diagnostik, protetik veya deneysel amaçlarla vücuda kısmen veya tamamen greftlenmiş ya da yerleştirilmiş bir alloplastik madde veya bir doku gibi herhangi bir materyal veya nesne olarak tanımlanmıştır. Dental implant ise mukozal ve/veya periostal tabakanın altındaki oral dokuların içine, sabit veya hareketli dental protezlerin retansiyon ve desteğini sağlamak için çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen alloplastik materyalden yapılmış protetik bir cihaz olarak tanımlanmıştır (5).

Geçmişte konik mandallar, pinler ve plakalar gibi birçok endosteal implant tasarımları kullanılmıştır. Kök formu implantların geçmişi de yine çok eskiye dayanmaktadır. Arkeolojik bulgularda, 4000 yıl önce Çinlilerin oyma bambu çubukları, 2000 yıl önce ise Mısırlıların değerli metalleri mandal şeklinde kemik içine yerleştirdikleri görülmüştür. Avrupa’da kazık şeklinde demir metal diş yerleştirilmiş kafatası bulunmuştur. M.Ö. 600 yıllarında Orta Amerika’dan gelen İnkalar ise deniz kabuklarını yontarak eksik dişlerin yerine yerleştirmişlerdir.

1809 yılında Maggiolo, diş kökü şeklinde altın kullanımını tanıtmıştır. 1887 yılında Harris, porselen içinde kurşun kaplı platin postları bildirmiştir. 1900’lü yılların başında Lambotte; alüminyum, altın, gümüş, pirinç, kırmızı bakır, magnezyum ile altın ve nikel kaplı yumuşak çelik implantları üretmiştir (6).

Çağdaş dental implant tarihi, 2. Dünya Savaşı sırasında Dr. Norman Goldberg’in vücudun diğer kısımlarında kullanılan metalleri, dental restorasyon amacıyla kullanmasıyla başlamıştır. İlk başarılı subperiostal implant, Dr. Aaron Gershkoff ve Dr. Norman Goldberg tarafından üretilmiştir. Bu başarı, implant diş hekimliğinin temelini oluşturmuştur (7).

Dental implantolojideki belki de en önemli gelişme 1957 yılında, Per-Ingvar Branemark’ın kemik iyileşmesi ve rejenerasyonu çalışmaları sırasında kemiğin titanyum ile yakınlaşabildiğini ve bu metale etkili bir şekilde yapışabildiğini keşfetmesidir. Branemark “osseointegrasyon” terimini, yük taşıyan implant ile canlı kemik dokusu arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı olarak tanımlamıştır. İlk titanyum dental implantlar 1965 yılında yine Branemark tarafından yapılmıştır. 34 yaşındaki hastanın mandibulasına 4 tane implant yerleştirilmiştir. Birkaç ay

beklendikten sonra bu implantlar, sabit bir protezin altyapısı için kullanılmıştır. Bu implantlar, hasta ölene kadar 40 yıldan fazla süreyle fonksiyon görmüştür (7).

2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları

Dental implantların endikasyonları şu şekilde sıralanır (8-12):

- I. Protetik tedavi seçenekleri ile tutuculuk ve stabilitenin sağlanamadığı tam veya kısmi dişsizlik olguları
- II. Fonksiyonel ya da psikolojik olarak hareketli protez kullanamayan tam veya kısmi dişsizlik olguları
- III. Protez stabilitesini bozacak derecede parafonksiyonel alışkanlığı olan olgular
- IV. Protetik tedaviye bağlı olarak mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen olgular
- V. Oral kaslarda koordinasyon bozukluğu olan olgular
- VI. Ağızda var olan mevcut dayanakların sayı ve dağılımının sabit veya hareketli protetik restorasyonlar için elverişsiz olduğu olgular
- VII. Endodontik veya cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerin yerine
- VIII. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği olan olgular
- IX. Tek taraflı dişsiz sonlanan olgular
- X. Ortodontik tedavide ankraj olarak

2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

2.1.3.1. Kesin Kontrendikasyonlar

Dental implantların kesin kontrendikasyonları şu şekilde sıralanır (9, 13-15):

- I. İmmunosupresyon ve myelosupresyon gibi potansiyel yan etkilerden dolayı aktif kemoterapi tedavisi altında olan olgularda hiçbir dental implant cerrahisi yapılmamalıdır.
- II. Radyoterapi alan hastalar, tedavi bitiminden 6 ay sonra bile osteoradyonekroz riski taşırlar. Yapılan çalışmalarda hiperbarik oksijen tedavisinin belirgin bir klinik yarar sağlamadığı görülmüştür.
- III. Hayati tehlike yaratan enfektif endokardit riski olan şu olgularda herhangi bir dental implant cerrahisi kontrendikedir:
 - Kalp kapağı hasarında protetik kalp kapağı veya protetik materyal taşıyan olgular
 - Geçirilmiş enfektif endokardit öyküsü olan olgular
 - Konjenital kalp hastalığı olan olgular

- Tedavi edilmemiş, palyatif şant veya kondüit bulunan siyanotik konjenital kalp hastalığı olan olgular
 - Cerrahi girişim veya kateter müdahalesiyle protetik materyal kullanılarak konjenital kalp defektin tam olarak onarıldığı olgularda girişimden sonra 6 aya kadar
 - Tedavi edilen konjenital kalp hastalığı olan olgularda protez materyali veya çevre alanda rezidüel defektin sürdüğü olgular
 - Kardiyak valvülopati gelişen kardiyak transplantasyon olguları
- IV. İleri decerede diyaliz hastalarında bakteriyemi riskinden dolayı hayati olmayan herhangi bir cerrahi operasyon kontrendikedir.
- V. Meme kanseri, multipl myelom, malign hiperkalemi, kemik metastazı görülen meme, prostat, akciğer ve diğer kanserlerde intravenöz bifosfonat kullanılan olgularda dental implant cerrahisi kontrendikedir. Çene kemiklerinde bifosfanata bağlı osteonekroz prevalansı, intravenöz bifosfonat kullanımında %5-12 arasında tespit edilmiştir (16).
- VI. Gebelik varlığında sürecin sonuna kadar dental implant cerrahisi uygulanmamalıdır.

2.1.3.2. Göreceli Kontrendikasyonlar

Dental implantların göreceli kontrendikasyonları şu şekilde sıralanır (9, 10, 14, 17):

- I. Kesin kontrendikasyon yaratmayan diğer kardiyovasküler hastalıklar, kardiyologlar ile konsültasyon gereken göreceli kontrendikasyonlar oluşturabilir.
- II. Postmenopozal ve steroid kaynaklı osteoporoz ve Paget hastalığının kemik tutulumunda tedavide oral bifosfonat kullanılır. Oral bifosfanat kullanan hastalarda bifosfanata bağlı osteonekroz prevalansı %0.01-0.04 olarak bildirilmiştir (16).
- III. Kronik böbrek hastalarında iyileşme sürecindeki değişiklikler nedeniyle konsültasyon gerekmektedir.
- IV. Şiddetli tip I ve kontrol altında olmayan tip II diyabet olgularında, periferik kan dolaşımı zayıfladığından iyileşme gecikir. Bu olgularda ve kontrolsüz hipertansiyon olgularında bu sorunlar kontrol altına alınana kadar beklenmelidir.
- V. Kontrol altındaki diyabet hastalarında, sağlıklı hastalara göre daha fazla implant kaybı görülse de başarısız olan implantların toplam yüzdesi normal sınırlar

dahilindedir (13). Kan glukoz seviyelerindeki Hemoglobin A1c değerinin %8'den az olması gerektiği ve proflaktik antibiyotik kullanımının olumlu etkileri olduğu ileri sürölmüştür.

- VI. İlaç tedavisi veya viral enfeksiyon (ör: HIV virüsü) nedeniyle immunsuprese hastaların yara iyileşme kapasitesi azalmıştır ve bağışıklık sistemleri zayıftır. Bununla birlikte, HIV+ hastalarda dental implant prosedürlerinin olası artmış riskleri hakkında sınırlı sayıda bilimsel yayın vardır.
- VII. Psikiyatrik tedaviyle sonuç alınamayan veya tedaviyi reddeden ağır psikiyatrik olgularda yerleştirilen implantlar, yabancı cisim olarak kabul edilerek hasta tarafından reddedilebilir.
- VIII. Akut safhadaki sistemik veya oral bölge enfeksiyonların varlığında bu enfeksiyonların tedavisi tamamlanana kadar implant cerrahisi kontrendikedir.
- IX. İmplant cerrahisinde yaş için üst limit bulunmazken genel kural olarak çenelerin büyüme ve gelişmesinin tamamlandığı düşünölen 18-19 yaş, alt sınırdır (10, 13).
- X. Büyüme gelişmenin tamamlandığına radyolojik incelemeler ile karar verilmektedir. Bununla birlikte hipodonti veya anadonti görölen ektodermal displazili çocuklarda büyüme tamamlanmadan implant cerrahisi uygulandığı bilinmektedir (18).
- XI. Sigara kullanımının peri-implantitis ve radyografik kemik kaybı için risk faktörü olduğu gösterilmiştir.
- XII. Anamnezde tedavi edilmiş periodontitis hikayesi olan olgularda peri-implantitis riskinin arttığı belirtilmiştir. Düzenli ağız bakımı ve periodontal takibi olan hastalarda, implant sağkalım oranı %59-100 aralığındadır.
- XIII. İnterlökin-1 gen poliformizmi tespit edilen olgularda peri-implantitis riskinin arttığı görölmüştür.

2.1.3.3. Lokal Kontrendikasyonlar

Dental implantların lokal kontrendikasyonları şu şekilde sıralanır (9, 10, 13):

- I. Primer stabilitenin (35 Ncm) sağlanamadığı bölgelerde osseointegrasyon gerçekleşemeyecektir.
- II. Alveoler kemikte ve/veya yumuşak dokuda tedavi edilmemiş habis veya lokal agresif lezyon varlığında implant cerrahisi kontrendikedir.
- III. İmplant yerleştirilecek bölgede akut ya da kronik sert veya yumuşak doku enfeksiyonları varlığında öncelikle bu enfeksiyonlar tedavi edilmelidir.

- IV. Selim seyirli; fakat implant yerleştirilmesine yeterli alan bırakmayan lezyonlar, yetersiz kemik yoğunluğuna sebep olduğundan lokal risk faktörü olarak düşünülmelidir. Bu durumda hücre devri, mineralizasyon, maturasyon, vaskülarizasyon ve metabolizma etkileneceğinden osseointegrasyon başarısı da etkilenir.
- V. Anatomik oluşumların lokalizasyonunda farklılık olan olgularda implant yerleştirilmesi için yeterli mesafe sağlanamayabilir.
- VI. Kemik kaybı ve dolayısıyla interkoronel papil kaybı yaşanmaması için implant ve komşu diş arasında 3 mm, iki implant arasında 1.5 mm'den az mesafe olan olgularda implant cerrahisi kontrendikedir.
- VII. Efektif dental plak kontrolü, başarılı implant tedavisi için ön koşuldur. Yetersiz plak kontrolü varlığında; kısmi dişsiz hastaların cerrahisi sırasında bakteriyel kontaminasyon sebebiyle erken implant kaybı, dişsiz hastalarda bile osseointegre implant çevresinde aşırı kemik kaybı ve peri-implantitis görülebilir.
- VIII. Ayrıca anormal kapanış ilişkileri, yetersiz dikey boyut ve bruksizm varlığında implantların seçimi ve restorasyon tasarımının hazırlanması ve doğru materyal kullanımı için önlemler alınmalıdır.

2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar; şekil, ankraj (yerleştirildikleri yer) ve yüzey kaplamasında kullanılan materyaller gibi çeşitli kategorilerde sınıflandırılabilirler.

Dental implantlar, proteze destek veya ankraj sağlamalarına göre şu şekilde sınıflandırılır (19):

- I. Subperiosteal (Eposteal/Kemik üzeri) İmplantlar: Dişeti dokusu altında doğrudan kemik yüzeyinde kemikle temas vardır, kemik penetrasyonu yoktur.
- II. Transosteal (Transmandibular/Kemik boyunca) İmplantlar: Tamamen kemik boyunca yer alarak kortikal kemiğe iki duvardan penetre olur.
- III. Endosteal (Endosseoz/Kemik İçi) İmplantlar: Kemiğin içinde yer alarak kortikal kemiğe bir duvardan penetre olur.

İlk iki implant çeşidi, tam dişsiz hastalarda proteze desteklik sağlamak amacıyla tasarlanmıştır; fakat artık günümüzde pek tercih edilmemektedir. Endosteal implantlar

ise cerrahi olarak alveolar veya bazal kemiğin içine yerleştirilerek çoğunlukla kısmi dişsiz hastaların tedavisinde kullanılır (20).

Endosteal implantlar da kendi içlerinde şekillerine göre şu şekilde sınıflandırılır (21);

- Plaka veya bıçak form
- Ramus çerçevesi
- Zigomatik
- Basal (lateral)
- Kök formu
- Mini implant veya dar çaplı implantlar

Dental implantlar, uygulanan cerrahi işleme göre şu şekilde sınıflandırılır (6):

- I. Tek aşamalı
- II. İki aşamalı
- III. İmmediat yükleme

Dental implantlar, üretildikleri materyale göre şu şekilde sınıflandırılır (7, 22):

- I. Titanyum (Genellikle Grade IV) ve titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V / Titanyum - 6Alüminyum - 4Vanadyum)
- II. Karbon
- III. Seramik
- IV. Zirkonya
- V. Polimer esaslı maddeler

Dental implantlar, yüzey özelliklerine göre şu şekilde sınıflandırılır (23):

- I. İşlenmemiş yüzeyli implantlar
- II. İşlenmiş yüzeyli implantlar
 - a. Parlatılmış yüzeyli implantlar
 - b. Kumlanarak pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
 - c. Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
 - d. Kumlanarak ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
 - e. Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
 - f. Poröz yüzeyli implantlar
 - g. Poröz sinterlenmiş yüzeyli implantlar
- III. Kaplanmış yüzeyli implantlar

- a. Plazma spreyi kaplanmış yüzeyli implantlar
- b. Seramik kaplanmış yüzeyli implantlar
 - i. Trikalsiyumfosfat kaplanmış yüzeyli implantlar (TCP)
 - ii. Hidroksiapatit kaplanmış yüzeyli implantlar (HA)

IV. Kombine implantlar

Dental implantlar, implantın koronalinin içinde yer aldığı dokuya göre iki kategoride sınıflandırılır (24):

- I. Kemik seviyesinde implantlar (Bone-Level Implants): İmplant platformu, çene kemiği seviyesine yerleştirilir. Metalik yüzeyler görünmeyeceğinden genellikle estetik bölgelerde kullanılır.
- II. Doku seviyesinde implantlar (Tissue-Level Implants): İmplant platformu, genellikle kemik seviyesinin 1.5 ile 3 mm üzerinde bulunur. Boyun bölgesinde yer alan pürüzsüz titanyum bilezik, gingival dokuların atışmanı için uygun bir ortam hazırlarken metal görünürlüğüne neden olur. Bu nedenle bu implantlar, estetik olmayan bölgelerde kullanılır.

2.2. Dental İmplant Abutmentları

Çok çeşitli implant sistemleri olsa da implant bölümleri ve parçaları temel olarak aynıdır ve üç komponent içerir (25):

- I. İmplant gövdesi, kemiğe yerleştirilen kısımdır. Branemark sisteminde fikstür olarak adlandırılır. İmplant sistemine bağlı olarak farklı yüzeylere sahip olabilir: dişli, yivli, delikli, plazma püskürtülmüş ya da kaplı.
- II. Transmukozal abutment, implant gövdesi ile intraoral protez arasında bağlantı sağlayan kısımdır.
- III. Protez ise intraoral fonksiyon sağlamak için üretilen son komponenttir. Vida, siman, hassas bağlantı ataşmanları, mıknatıs veya hareketli implantüstü overdenture protezler için kullanılan diğer tasarımlar kullanılarak abutmenta bağlanır.

Dental implant abutmentları, implant tedavisinin fonksiyonel ve estetik yönlerinin merkezinde yer alır. Abutmentların, bu tedavi şeklinin uzun dönem prognozu üzerinde doğrudan bir etkisi vardır.

Herhangi bir abutment, üç bölüme ayrılabilir (26):

- I. Protez bağlantı bölümü: Proteze bağlantıyı sağlar.
- II. İmplant bağlantı bölümü: İmplantla bağlantıyı sağlar.
- III. Transgingival bölüm: İmplantın protetik platformunun üzerindeki dişeti dokusuyla çevrelenmiş bölümdür.

Abutmentin implant bağlantı bölümü değiştirilmemeli; fakat implant tedavisinin sonucunu optimize etmek için diğer iki bölüm değiştirilebilmelidir. Protez bağlantı bölümü, şunlara göre değiştirilebilir:

- Protezin boyutu, şekli ve çıkış profili
- İnterokluzal ya da kretler arası mesafe
- İnterdental papilin şekli ve büyüklüğü
- İstenen embraşür (İki dişin veya kronun boynu arasındaki dişeti ile dolacak ‘V’ şekilli boşluk)
- Final protezi üretmek için kullanılacak materyale gerekli mesafe (Altın kron için daha az redüksiyon gerekirken metal destekli porselen kron için daha fazla redüksiyon gereklidir.)

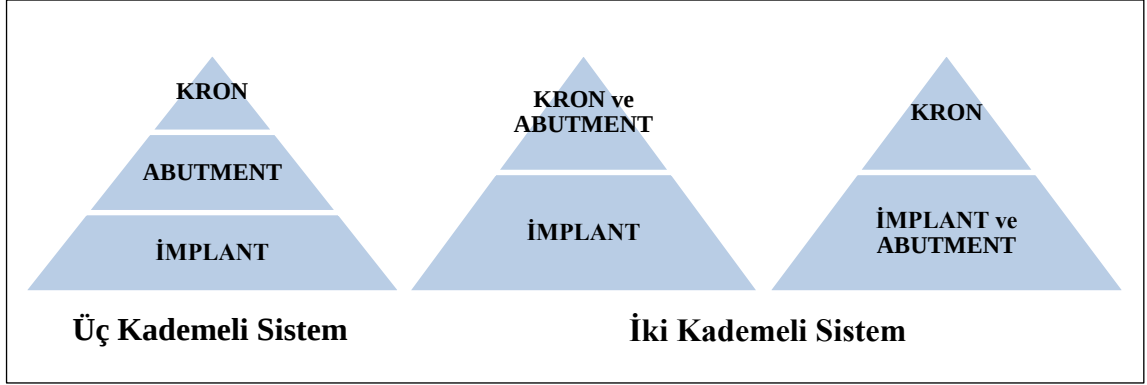
Transgingival bölüm ise şunlara göre kişiselleştirilebilir (26):

- İmplantın protetik platformunun üzerindeki dişeti kalınlığı
- Restore edilen diş için istenen çıkış profili
- Genel protez planı
- Hijyen ve bakım nedenleri

Abutment, implanta vida veya *locking taper* sistemi ile tutunur. *Locking taper* abutmentlar, implant gövdesine vida ile bağlanmaz. Bu abutmentların implant bağlantı bölümü, 1 veya 1 buçuk derece koniktir ve sadece sürtünme yolu ile implanta bağlanır. Bu bağlantı, “soğuk füzyon” prensibi ile çalışır (27, 28).

Abutmentlar, genellikle implantlardan ayrılabilirler; fakat bazı durumlarda implantın kendisinin bir parçasını oluşturabilirler. Ayrıca tüm implant restorasyonları, abutment gerektirmez. Bu durumlarda, kron, doğrudan implant platformuna bağlanacak şekilde üretilir. Abutmentlar, bitmiş restorasyon için retansiyon, destek, stabilite ve optimal pozisyon sağlar. Bitmiş restorasyonun implant platformu ile bağlantısı, iki kademeli veya üç kademeli sistem ile planlanabilir (Şekil 2.1). Üç kademeli sistem; implant, abutment ve kron olmak üzere üç ayrı bileşeni içerir. İki kademeli sistem ise

abutment ve kronun tek parça, implantın ayrı parça olduğu iki bileşenden veya abutment ve implantın tek parça, kronun ayrı parça olduğu iki bileşenden oluşur (29).



Şekil 2.1. İmplant kademe sistemleri

Abutment materyal seçimi, protez tedavisinin başarısı için çok önemlidir. Bu başarının elde edilmesi için dental abutmentların implant ile olan bağlantısı, materyal tipi, protez ile olan retansiyon şekli, üretim metodu, kullanım yeri ve şekli gibi birçok kriterin değerlendirilmesi gerekir (30). Tüm bu kriterler, abutment sınıflamasının alt başlıklarını oluşturur (Şekil 2.2).

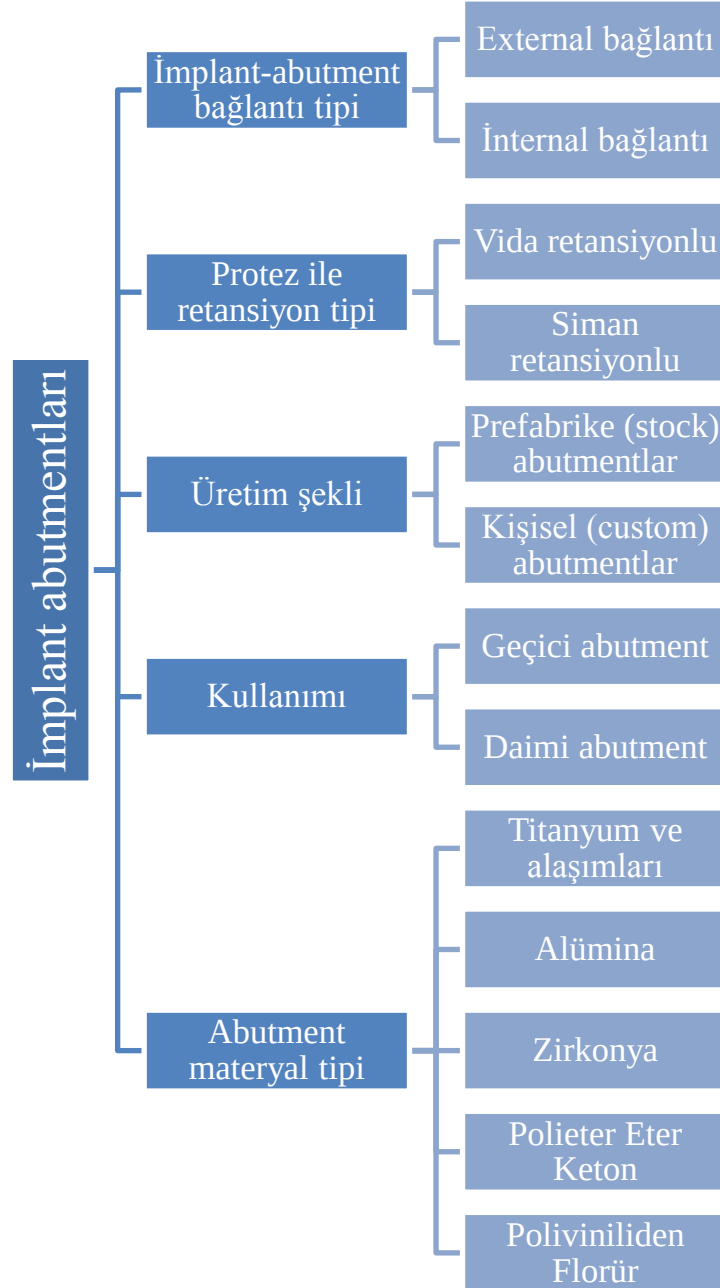
2.2.1. İmplant–Abutment Bağlantı Tipine Göre Sınıflandırma

Tüm implant sistemlerinde implant–abutment birleşim tasarımları, kompleksin mekanik sağlamlılığını belirlemekte, bağlantıların direnç ve stabilitesi üzerinde önemli rol oynamaktadır. Günümüzde implant–abutment bağlantısında iki temel yapı bulunmaktadır (31). Bu iki implant–abutment bağlantısı, implantın gövdesinin üzerinde geometrik şekilli bir uzantının olup olmamasına göre tanımlanabilir (32).

2.2.1.1. External Bağlantı (Butt-joint)

Tarihsel olarak ilk implantlar, implant lokalizasyonunun kaydedilmesine izin vermek ve tek üye restorasyonların rotasyonunu önlemek için düz “*butt-joint*” ara ile external heksagon olarak tasarlanmıştır. Bu tasarımda, abutmentin implantla birleştiği alanda, abutmentin üzerinde yerleştiği ve gelen aksiyel kuvvetlere karşı tutuculuk sağlayabildiği platform bulunur. Bu platform üzerine, antirotasyonel özellik sağlanabilmesi için heksagon, oktagon ve spline gibi çeşitli geometrik tasarımlar eklenmiştir (7, 13, 22, 33). External heksagonun ilk amacı, implantın cerrahi yerleştirilmesi sırasında torku iletme. “*Butt joint*” ya da external bağlantı, oklüzal yük iletimi sırasında rijidite kaybına ve arayüzde bir miktar mikro hareketlere izin verir.

Vida gevşemesi, komponent kırığı ve derin subgingival dokularda abutmentin yerleştirilmesinde zorluk yaşanması gibi biyomekanik komplikasyonlara da yatkınlık sağlar (13, 34) .



Şekil 2.2. İmplant abutmentlerin sınıflandırılması

2.2.1.2. İnternal Bağlantı

External implant–abutment bağlantısındaki komplikasyonların önlenmesi için geliştirilen bu tasarımın amacı, fonksiyon ve yerleştirme boyunca bağlantı stabilitesini arttırmak ve prosedürü kolaylaştırmaktır (30). Heksagon, oktagon, trilobe ve “*Morse taper*” gibi antirotasyonel özellik sağlayan geometrik tasarımlar ile abutment, implant gövdesinin içine uzanmaktadır (7, 22, 33).

Birçok implant sisteminde “*Morse taper*” denilen sıklıkla triangle, heksagon, octagon, dodecagon gibi geometrik şekle sahip 5°-10° konikliği bulunan internal bağlantı tasarımı kullanılmaktadır. Bu tasarım, implant ve abutment arasında çok yakın bir temas sağlayarak abutmentin rotasyonunu engellemeyi ve implant-abutment arasındaki mikro-aralığı ortadan kaldırmayı amaçlar (13).

Platform Switching

İmplant–abutment bağlantısı, kemik seviyesine yakın mikro-aralıkta lokalize enflamatuvar hücre geçişi ile ilgilidir. Protetik komponentin çapının daraltılması (*platform switching*) ile krestal kemik kaybının önlendiği ve enflamatuvar hücre geçiş yönünün yatay olarak değiştirildiği öne sürülmüştür (13).

2.2.2. Protez ile Retansiyon Tipine Göre Sınıflandırma

İmplant üstü restorasyonların retansiyonu; vida, siman veya bu ikisinin kombinasyonu ile sağlanabilir. İmplant üstü kronların retansiyonu, tipik olarak klinisyenin tercihi ile belirlenir (35). Vidalı protezler, tam dişsiz hastalarda başarılı bir uygulama geçmişine sahiptir. Kısmi dişsiz hastaların tedavisinde artış ile birlikte implant diş hekimliğinde siman retansiyonlu protezler gibi yeni restoratif konseptler gelişmiştir (36). Vida retansiyonlu ve siman retansiyonlu restorasyonlar, Tablo 2.1 (30)’de karşılaştırılmıştır.

2.2.3. Üretim Şekline Göre Sınıflandırma

Abutmentlar ya fabrikasyon üretilmiş şekilde implant firmaları tarafından (standart/stock abument) temin edilir ya da laboratuvarıda kişisel olarak (custom abutment) üretilir (29, 37).

Standart abutmentlar, diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilebilen önceden işlenmiş abutmentlardır. İmplant veya abutment seviyesinde alınan ölçüde direkt olarak seçilebildiği gibi mevcut platform üzerine adapte edilebilir veya konvansiyonel kron olarak üretilebilir (29).

Tablo 2.1. Vida ve siman retansiyonlu restorasyonların karşılaştırılması

Parametreler	Vida Retansiyonlu	Siman Retansiyonlu
Estetik	İdeal implant pozisyonu gereklidir.	Vida erişim deliği olmadığından estetikdir.
Çıkarılabilme	Mümkündür.	Mümkündür; fakat öngörülemez.
Retansiyon	4 mm'den daha az yükseklik olsa bile mümkündür.	Minimum 4 mm abutment yüksekliği gereklidir.
Oklüzyon	Vida erişim delikleri, oklüzal çatışmaya neden olabilir.	Vida erişim delikleri olmadığından tam olarak sağlanabilir.
Komplikasyonlar	Vida gevşemesi/kırılması ve porselen kırığı görülebilir.	Artık siman varlığı, peri-implantitise neden olabilir.
Maliyet	Pahalıdır.	Daha az parça gerektiğinden göreceli olarak ucuzdur.

Standart abutmentlerin ilk avantajı, başlangıç maliyetinin daha düşük olmasıdır (38). Bu abutmentler intraoral veya extraoral olarak prepare edilebilir (39) ve implantlar ideal pozisyonlandırıldığında preparasyon süresi minimum olur. Hastaya anestezi yapılması, konvansiyonel retraksiyon ve ölçü alma işlemlerinin gerekliliği, intraoral anatomik yapıların hekimi zorlayabilmesi nedeniyle ekstraoral preparasyona göre intraoral preparasyon daha uzun sürer ve hastaların memnuniyeti azalır (40).

Standart abutmentlerin ana dezavantajı, şekliyle ilgilidir. Çoğu, tamamen silindiriktir (39). Abutment yüzeyindeki antirotasyonel fasetler, ciddi redüksiyon yapıldığında yok edilmiş olur. Kronun rotasyonunu önlemek için diş hekimleri veya teknisyenler, standart abutmentlere oluk eklemelidir; ancak seramik standart abutmentler,

genellikle vertikal duvarlardaki materyalin kütlesel azlığı ile ince olduğundan ilave redüksiyonlar bu abutmentlerin dayanıklılığını tehlikeye atabilir (40).

Silindirik tasarıma ilişkin diğer problem de abutmenttan üstündeki krona gingival geçiştir. Vertikal düzlemde, çıkış profili, implant platformunda başlayamaz, bitiş çizgisi standart abutment üzerinde oluşturulur. Abutmentın prepare edilmemiş kısmı, implanta paralel ve düzdür. Daha sonra kron marjini, bitiş çizgisinde başlar ve kademeli olarak çıkış profili ile sonuçlanır. Oklüzal düzlemde, yuvarlak standart abutment, restore edilen dişin anatomik dişeti konfigürasyonuna uymaz. Vertikal düzlemde olduğu gibi dişetine geçiş, prepare edilmiş gingival marjinde aniden başlar. Bu tür abutmentlarla estetiği sağlamak zordur (26, 40).

İmplant ideal olarak hizalanamadığında standart abutmentların fazla preparasyonu, abutment materyalinin çoğunu yok edebileceğinden rezistans ve retansiyonu azaltabilir (26).

Standart abutmentların istenilen estetik sonuçlara ulaştırmaması sebebiyle UCLA abutment, piyasaya sürüldü ve kişisel abutmentlar, ilk kez popüler oldu. UCLA abutmentları; transgingival kısmın çıkış profilinin mumdan eldesi, marjin seviyesi yerleşiminde esneklik ve açısal problemlerin düzeltilmesi için araç sağlar. Bu başarının ardından firmalar, kişisel abutmentların üretimi için farklı teknikler geliştirmeye odaklanmıştır (26).

Kişisel abutmentlar için ölçü parçaları ile implant platformunun implant veya doku seviyesinde ölçüsünün alınması gereklidir. Bu abutmentlar, daha maliyetlidir (38) ve protetik tedavi sırasında standart prefabrike abutmentların yetersiz kaldığı durumlarda kullanılır. Kişisel abutment kullanımını gerektirecek durumlar (29, 38):

- Restorasyon için yetersiz interoklüzal mesafe varlığı
- 15°'den fazla açı düzeltme problemi olan vakalar
- İmplant firmasında var olan en fazla boyun yüksekliğine sahip abutmenttan en az 1 mm daha fazla boyun yüksekliğine sahip abutmentın gerektiği vakalar
- İdeal çıkış profilini elde etmek için kaybedilen orijinal dişe ait benzer çapraz-kesit profili elde edilmesi gereken vakalar
- Üç veya daha fazla implantın splitlenmesinin gerektiği vakalar

- Posterior bölgede aşırı kemik kaybı varlığında dar çaplı implant yerleştirildiği ve dişeti genişliğinin meziyodistal/bukkolingual olarak standart abutmentlerle sağlanamadığı olgular .

İmplant abutmentlerin kişiselleştirilmesi için üç ana teknik vardır (26):

- a. Milling (Blok titanyum abutmenttan freze)
- b. Manuel biçimlendirme (Döküm veya tarama için model oluşturma)
- c. Sanal biçimlendirme (Sanal ortamda model dizaynı)

Dökülebilir kişisel abutmentlerin birincil avantajı, implant yerleştirilen ilgili diş özel olarak üretilmesidir. Kişisel abutment, genellikle kaybedilen dişle aynı konturlara sahiptir ve dolayısıyla antirotasyoneldir (40).

Kişisel abutmentin dişeti geçişi, implant platformunda başlar. Bu yüzden çıkış profili, hem vertikal hem de oklüzal düzlemde implanttan abutmenta ve krona doğru bir bütün halindedir (30, 40).

İmplantın hizalanamamasından kaynaklanan açısal düzeltmeler gerektiğinde kişisel abutment, hassas şekilde konfigüre edilebilir. Kişisel abutmentler, optimal estetik sonuçlar sağlayan peri-implant yumuşak doku desteği ve ideal kron konturu sağlanmasında standart abutmentlere göre daha iyi potansiyel sağlar (40).

Konvansiyonel mumlama, döküm, frezeleme ve bitim aşamalarına dayanan döküm kişisel abutmentlerin üretilmesi, üç dezavantaja neden olur. Birincisi gerekli implant komponentlerinin masrafı, yoğun vakit ve iş gücü kaybına neden olan işlem basamaklarının varlığı ile daha yüksek başlangıç maliyetidir (24, 40). Önceden işlenmiş abutment platformları, tamamen döküm abutmentlere göre abutment-implant arayüzünde daha üstün bir uyuma sahiptir. Kişisel abutment üretiminin ikinci dezavantajı ise döküm ve bitim işlemlerinin bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture - CAD/CAM) ile oluşturulan abutment-implant arayüzünü değiştirebilmesidir. Abutmentin kalitesinin, üretim yapan teknisyenin bilgi ve tecrübesine bağlı olması da üçüncü dezavantajdır (40).

En önde gelen hasta başı CAD/CAM sistemlerinden biri olan Cerec, hem implanta bağlanan hem de seramik veya polimer bloğa rezin bağlantı yapan titanyum konektörü (TiBase, Sirona Dental Systems) sunmuştur. Bu sistem, birçok implant sistemi için kullanılabilir ve belirli bir implant üreticisine bağlı değildir. Titanyum

yüzeydeki bir çıkıntı ve seramik blok içinde bu çıkıntıya uygun perforasyon kombinasyonu, her iki bileşen arasında tam bir uyum sağlar (41).

Titanyum tabanlı abutmentlar, iki farklı klinik durumda endikedir (42):

- ✓ İki katmanlı veya monolitik kronların uygulanabildiği iyi pozisyonlandırılmış implantlarda
- ✓ İmplant pozisyonlandırılmasının uygun olmadığı durumlarda kişisel kor yapılarak yanlış angulasyonun düzeltilmesinde

Titanyum tabanlı abutmentların temel avantajı; UCLA abutmentlarda ve vida retansiyonlu herhangi bir sistemde olduğu gibi abutment-kron birleşiminin kolay çıkarılıp yenilenebilmesi ve ekstraoral olarak simante edildiğinden artık simandan kaynaklanan peri-implantitise neden olmamasıdır (41, 42).

2.2.4. Kullanımına Göre Sınıflandırma

2.2.4.1. Geçici İmplant Abutmentları

Geçici abutmentlar, genellikle prefabrike standart biçimde üretilir. Üretildikleri şekliyle kullanılabildikleri gibi özellikle estetik bölgede diş ve dişeti dokularının konturlarını oluşturmak için gerektiğinde kişiselleştirilebilirler. Bu abutmentlar; çıkış profili, estetik, fonetik sınırlar, istenen nihai restorasyonun pozisyonu ve renginin oluşturulmasına yardımcı olurlar. Bu aşamaya yeterli özen gösterilmemesi, çoğu zaman uygun olmayan nihai restorasyonların üretilmesine ve hasta memnuniyetsizliğine neden olmaktadır. Geçici abutmentlar; ölçü abutmentları, iyileşme abutmentları ve geçici restorasyon yapımında kullanılan metal veya plastik dayanaklar olarak alt başlıklara ayrılmaktadır (30, 43).

2.2.4.2. Daimi İmplant Abutmentları

Daimi abutmentlar, nihai restorasyon için kullanılmaktadır. Diş hekimi tarafından, hastaya uygunluğuna göre standart abutment, dökülebilir kişisel abutment veya bilgisayarla üretilen kişisel abutment olarak seçilebilmektedir (30).

İmplant gövdesi ile abutment arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz ve açılı abutmentlar mevcuttur (11). Rezidüel alveoler kemiğin genişlik ve yüksekliği, mandibular sinir, nasal ve maksiller sinüsler; dental implantların yerleştirilmesinde göz önünde bulundurulması gereken anatomik yapılardır. Ayrıca, alveoler kemiğin şekli ve açısı, çenelerin şekli, maksilo-mandibuler ilişki; implantların yerleştirilmesi için veya üst yapının tasarımı ve üretimi için problemler yaratabilmektedir. Çenelerin şekli,

implantların pozisyonunu belirler ve implantların paralel yerleştirilemesine neden olabilir (44). Bu durumlarda, alveoler kemik augmentasyonu, sinüs elevasyonu veya sinir reposisyonlandırılması gibi cerrahi prosedürler uygulanabilir. Diğer bir alternatif ise implantların mevcut en geniş kemik alanına yerleştirilmesi ve açılı abutmentlerin kullanımı ile implant hizalarını düzelterek restorasyonları üretmektir. Günümüzde 15°, 25° ve 35° gibi çeşitli açılı abutmentler mevcuttur. Ayrıca bazı durumlarda, kabul edilebilir estetik sonuçlar elde etmek için kişisel açılı abutmentlerden yararlanılabilir. Alveoler rezorpsiyon veya iskeletsel uyumsuzluk nedeniyle uygun olmayan çene ilişkileri varlığında açılı abutmentler, bukkolingual ve meziyodistal implant angulasyon problemlerini telafi edebilir. Bilgisayarlı tomografi taraması yapılmadığında ameliyat sırasında kemik konturları ortaya çıkana ve değerlendirilene kadar gerekli implant açısını belirlemek mümkün değildir. Açılı bir abutment, riskli kemik anatomisine sahip hastalarda implantların en uygun kalite ve kantitedeki kemiğe yerleştirilmesini sağlarken uzaysal ilişkileri düzelterek protetik mekaniği geliştirir (45).

2.2.5. Abutment Materyal Tipine Göre Sınıflandırma

Dental implantlar için abutment materyali; biyolojik olarak uyumlu olmalı, fonksiyon sırasında vida gevşemesini önlemeli, plak akümüülasyonunu önlemeli, krestal kemik ve yumuşak doku kaybını engellemeli, kemiği desteklemek ve implanta oklüzal kuvvetleri iletmek için yeterli gücü sağlamalı, anterior bölgede iyi bir estetik sağlamalıdır.

2.2.5.1. Titanyum

Titanyum (Ti); dayanıklılık, hafiflik ve biyoyumluluğun eşsiz kombinasyonunu sunmanın yanı sıra son derece uzun ömürlü ve güçlü olan tek elementtir. Düşük moleküler ağırlığı ve düşük yoğunluğa sahip titanyum, korozyona karşı dayanıklıdır. Bilinen elementler içinde ağırlık oranına göre en yüksek dayanım oranına sahiptir (26, 43, 46).

Titanyum implantlar, ticari olarak saf titanyum veya titanyum alaşımından yapılır. Ticari olarak saf titanyum, korozyona dayanıklı, yüksek mukavemetli ve biyoyumlu olmasından dolayı tıbbi uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Oksijen ve demir ilavesi ile bu titanyumun mekanik özellikleri değiştirilebilmektedir. En düşük oksijen ve demir seviyesine sahip saf titanyumlar, en şekillendirilebilir sınıfı (Titanyum grade 1) oluşturur. Oksijen içeriği arttıkça dayanıklılık ve sertlik de artar.

Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V), aynı zamanda 5. sınıf titanyum (Titanyum grade 5) olarak adlandırılır. Titanyum dışında %6 alüminyum (Al), %4 vanadyum (V), %0.25 (en fazla) demir, %0.2 (en fazla) oksijen içermektedirler. Ti-6Al-4V alaşımı, ticari olarak saf titanyumdan önemli ölçüde daha güçlüdür ve daha iyi çekme direnci ile kırılma dayanımına sahiptir. Saf titanyuma alternatif olarak geliştirilmiştir (46).

İmplant abutmentları, genellikle biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri tescillenmiş ticari olarak satılan saf titanyumdan üretilir (47). Metal bir dayanak, uzun süreli tahmin edilebilir sonuçlar ve dayanıklılık sağlarken, üst yapı estetiğini tehlikeye atabilir ve restoratif seçenekleri sınırlandırabilir (48). Titanyum abutmentlar, genellikle düz şekilli kole dizaynları ile üretildiklerinden yapılan restorasyonlar da dişetin skallop şekline uyum sağlayamaz. İstenilen estetiğin elde edilebilmesi için restorasyon marjinin subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir. Bu durumda restorasyon marjinin uyum kontrolü, kronların simantasyonu ve artık simanların temizlenmesi oldukça zorlaşır (49).

Titanyum abutmentların dezavantajlarından bir diğeri ise dişeti marjinden yansıyan mavimsi gri renktir (47, 50-52). Bu yansıma, metalik abutment yüzeyinden yansıyan ışığı engelleyemeyen ince dişeti biyotipi varlığına (özellikle de 2 mm'den ince) ve yüksek gülme çizgisi varlığına bağlanabilir (1, 37, 47, 53-56). Gri yansımayı azaltmak için restorasyonun marjini, shoulder olarak subgingival seçilebilir; ancak bu durumda da simanın temizlenmesi oldukça zordur (53). Bu nedenlerle, optimal mukogingival estetiğin elde edilebilmesi için diş renginde kişiselleştirilmiş abutmentlara ihtiyaç vardır (49, 57).

2.2.5.2. Alümina

İlk seramik abutment, 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare firması tarafından kullanılmıştır. Yoğun sinterize saf alümina (alüminyum oksit) seramikten imal edilen bu abutmentlar, düz silindirik şekilli olduğundan dolayı preparasyon gerektirmektedir (54, 58). Önceki abutmentlara göre önemli ölçüde gelişmiş dayanıklılığa sahip olduğundan hem anterior hem de premolar bölgesinde implant destekli tek kron restorasyonlarda ve dayanaklar arası mesafenin kısa olduğu sabit restorasyonlarda endikedir (54).

Alümina, kullanımı en yaygın olan ve fiyatı makul kabul edilen oksit seramiktir. Alümina seramikler, minimum %80 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirken, az oranlarda silika, magnezya ve zirkonyum oksit (ZrO_2) içerebilmektedir (59).

2.2.5.3. Zirkonya

Alüminyum oksit abutmentlerden sonra Y-TZP seramik abutmentler geliştirilmiş ve yoğun sinterlenmiş yüksek saflıktaki alümina abumentların yerini almıştır (60-62). Y-TZP, 1996 yılında alüminadan yaklaşık iki kat daha fazla kırılma direncine sahip olarak tanıtılmıştır (63).

Zirkonya, “Zr” sembolü kimyasal bir elementtir. Doğada asla serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Heksagonal kristal yapısı vardır. Birçok bileşik halinde bulunabilse de en bilinenleri zirkonyum silikat (Zirkon- $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (Zirkonya) (61).

Stabil olmayan zirkonya, üç farklı kristal yapısında bulunmaktadır. $1170^{\circ}C$ 'ye kadar monoklinik fazda olan zirkonya; $1170-2370^{\circ}C$ arasında tetragonal fazda, erime noktası olan $2680^{\circ}C$ 'ye kadar ise kübik fazda bulunur. Dolayısıyla oda sıcaklığında monoklinik fazda, fırınlama sırasında ise tetragonal fazdadır. Faz dönüşümü reversible olduğundan fırınlama sonrası soğuma sırasında zirkonya tekrar monoklinik faza geçiş yapar. Bu aşamada meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, baskı gerilimleri oluşturarak yapıda mekanik dayanıma katkı sağlar. Ancak tetragonal fazdan monoklinik faza olan bu geçiş, kontrol altında olmazsa aşırı hacim artışı ile ciddi kırıklar oluşabilir. Monoklinik faz oranının en fazla %25 olması gerektiğinden zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi gerekmektedir. Bunun için zirkonya yapısına kalsiyum, magnezium, alüminyum, itrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (26, 61, 64, 65). Diş hekimliğinde en sık kullanılan üç mol itrium katkılı tetragonal yapıdaki zirkonyadır (64).

Zirkonya; iyi doku uyumu, sertlik, düşük korozyon potansiyeli, hem asidik hem de temel çevre koşullarında çok yüksek aşınma ve yıpranma direnci, yüksek mekanik mukavemet, düşük ısı iletkenliği ve konvansiyonel seramiklere kıyasla üstün mekanik özellikler ile karakterize olduğundan günümüz diş hekimliğinde biyomateryal olarak kullanılmaktadır (49, 64, 66-68). Dahası zirkonya, alüminyum oksite göre 2-3 kat daha fazla bükülme direnci ve kırılma tokluğu gösterir (49, 54, 58, 64, 69, 70). Alüminyum oksitle kıyaslandığında zirkonyanın arttırılmış gücü; yüksek densite, daha küçük partikül boyutu ve çatlak yayılımına karşı polimorfik mekanizm gibi mikroyapısal farklılıklar ile açıklanabilir (54).

Zirkonya, alüminyum oksite göre daha fazla radyoopasiteye sahiptir (70). Doğal diş rengine çok benzeyen alümina seramiklerin yanında zirkonya, çok açık beyaz renktedir (56). Dişetin kapatmadığı bölgelerde veya ince mukogingival doku

varlığında zirkonyanın görülme ihtimali vardır. Ayrıca yine bu beyaz renk, restorasyonun çok parlak görünmesine neden olabilir. Böyle durumlarda uygun bir veneer seramik materyali ile renklendirme ve şekillendirme yapılabilir (49, 58).

Günümüzde birçok zirkonya abutment; tüm implant çapları, bağlantıları, implant-abutment arayüzü ve platformları için ticari olarak temin edilebilir (71). Zirkonyanın diş hekimliğine girişi ile beraber implant üreticileri ve CAD/CAM sistemleri, kişisel zirkonya abutmentleri tanıtmaya başladı. Titanyum implant ve zirkonya abutment arasındaki özellikle sertlik ve elastikiyet modülü gibi fiziksel özelliklerdeki önemli farklılıklar abutment-implant arayüzünde zararlı etkilere neden olmuştur (41). İmplant-abutment arayüzünde zirkonyanın kırılma özelliğinin üstesinden gelebilmek için 2 parçalı Ti-Zr abutment geliştirilmiştir (72).

2.2.5.4. Polieter Eter Keton (PEEK)

PEEK, poliaril eter keton (PAEK) ailesinin implant uygulamalarında dominantıdır. PEEK, benzer tekrarlayan birimlerden oluşan yüksek performanslı bir termoplastik lineer homopolimeridir (69). Yüksek sıcaklık stabilitesine, kimyasal ve mekanik dirence sahiptir. Düşük elastik modülü ve yoğunluğa sahiptir ve çözünmez (69, 73-78). Bej veya beyaz renkli organik polimer ve yarı kristalize (79) termoplastik yapıdadır. Termal degradasyona karşı oldukça dirençlidir (26). Endüstriyel alanda uzun yıllardan beri kullanılmaktadır ve birçok medikal alanda başarılı olduğu kanıtlanmıştır (73, 75).

PEEK'in teknik avantajları arasında şunlar vardır (26, 69, 76-78, 80-82):

- Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu değişmeden sterilize edilebilme
- Radyolusent olma ve X ışını, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomograf gibi görüntüleme teknikleri ile artefakt oluşturmada uyumluluk
- Sertlik ve dayanıklılık gibi mükemmel mekanik özellikler
- Yüksek basınç dayanımı
- Kanıtlanmış sert ve yumuşak doku biyouyumluluğu
- Düşük su absorpsiyonu
- Mükemmel estetik için doğal renk
- Metal içermeyen çözelti sayesinde ağızdaki iyon değişimini önleme
- Diş hekimi tarafından hasta başında kolay preparasyon ve modifikasyon

PEEK ve PEEK modifiye ürünleri, tıbbi cihazlarda en çok kullanılan yüksek etkili polimerdir ve baş, omurga implantı ve ortopedik cerrahide başarılı şekilde kullanılmaktadır (69). Tıpta, PEEK'in ortopedik uygulamalarda titanyumun mükemmel bir alternatifi olduğu ve diş hekimliğinde implant, geçici abutment, iyileşme başlığı, implant destekli bar, hareketli protezlerde veya ortodontik ısırma çubuklarında kullanıldığı gösterilmiştir (77, 78, 82-86). PEEK, basınçlı döküm pres (compression-molding) veya CAD/CAM yöntemleri olmak üzere iki farklı şekilde üretilebilmektedir (47, 69, 84) PEEK, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir (87). Estetik olarak düşük translusensisi ve grimsi pigmentasyonu nedeniyle yine de veneer gerektirmektedir (85). Bu nedenle tam kontur sınırlarında frezelenemez. PEEK, düşük yüzey enerjisine sahip olan ve farklı kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnci olan bir materyaldir. Bu yüzden kompozit rezin materyallerine yeterli bağlanma dayanımı elde etmenin zorluğu, protetik diş hekimliğinde PEEK'in dezavantajıdır (82, 83).

2.2.5.5. Poliviniliden Florür (PVDF)

Geleneksel plastiklerle karşılaştırıldığında üstün mekanik ve termal özellikler sağlayan endüstriyel kullanım için çeşitli plastik materyaller geliştirilmiştir. Böylece daha yüksek mekanik dayanım ile daha iyi termal ve kimyasal kararlılığa sahip olan “üstün mühendislik plastikleri” oluşturulmuştur. Toksisitesi düşük olan bu plastikler çeşitli endüstriyel ve tıbbi alanlarda kullanılmaktadır (88).

PVDF; kimyasal endüstri, inşaat ve mimarlık, sağlık ve eczacılık, biyomedikal araştırmalar, nükleer atık işleme, elektrik ve elektronik komponentler, yiyecek ve içecek işleme, su ve atık su yönetimi, petrokimya gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD; bilgisayar sistemini kullanarak bir tasarım oluşturma, modifiye etme, analiz etme veya optimize etme işlemidir. CAM; bilgisayar sistemini kullanarak üretimi planlama, yönetme veya kontrol etme işlemidir (89).

CAD/CAM, 1960'lı yıllarda uçak ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir ve daha sonra diş hekimliğinde ilk olarak uygulanmıştır (89, 90). Fransız Dr. Francois Durent, 1973 yılında dayanak dişin optik ölçüsünü temel alarak kronları yapan ve sayısal olarak kontrol edilebilen freze makinesi kullanan ilk kişidir. Daha sonra 1983 yılında ilk dental CAD/CAM restorasyonu üretildi. 1985 yılında ise Dr. Mörmann ve Dr. Marco Brandestini, “CEREC” olarak isimlendirilen ilk optik tarayıcı

ve frezeleme cihazının kombinasyonunu kullanarak hasta başı inley uygulamasını gerçekleştirmiştir (90).

CAD/CAM, diş hekimliğinin son 25 yılda giderek daha da popüler bir parçası haline geldi. Dental laboratuvarlarda ve diş hekimliği kliniğinde kullanılan bu teknoloji ile inley, onley, veneer kron, sabit kısmi protez, hareketli protezlerde iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi, implant destekli protezlerde abutment, kron-köprü ve hibrit protez alt yapıların tasarlanıp üretilmesi ve hatta full-mouth rekonstrüksiyonu uygulanabilir (90, 91).

Tüm CAD/CAM sistemleri, üç bileşenden oluşur (92):

- I. Geometriyi, bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aleti/tarayıcı
- II. Verileri işleyen ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek ürün için bir veri seti üreten yazılım
- III. Veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi

CAD/CAM sistemi, konvansiyonel tekniklere göre birçok avantaja sahiptir. Bu avantajlar; hız, kullanım kolaylığı ve kaliteyi içerir. Dijital taramalar, geleneksel ölçü prosedürlerinden daha hızlı ve kolaydır; çünkü alçı model elde etme, mum modelasyon, revetman ve döküm aşamaları elimine edilir. Yeni materyallerin uygulanmasına olanak tanır. Hastalara ikinci randevuya gerek olmadan aynı gün daimi restorasyonları uygulanabilir. Fabrikasyonu ve uyumlaması zaman alan geçici restorasyonların kullanımına ihtiyaç kalmaz. Anestezi gereken işlemlerde sadece bir kez uygulanacağından hasta konforu artar. Restorasyonların kalitesi, son derece yüksektir; çünkü ölçümler ve fabrikasyon nettir (90). Dental CAD/CAM sistemleri, teknikteki yanlışları en aza indirme potansiyeline sahiptir ve indirekt restorasyonların konvansiyonel çok aşamalı üretimi ile ilişkili çapraz kontaminasyon risklerini azaltır (93, 94). Geleneksel ölçülerde; ölçü materyalinde yırtık veya hava kabarcığı, ölçü materyaline gömülen retraksiyon kordları veya diğer debris kalıntıları gibi problemler yaşanabilmektedir. Zamandan ve işçilikten tasarruf, maliyeti düşürme potansiyeline sahiptir. Daha hızlı ve kaliteli restorasyon vaadi, hastaların ilgisini çekmektedir. Ayrıca tüm tarama verilerinin bilgisayarda depolanabilmesi de diğer bir avantajıdır. Standart alçı modeller hem yer kaplar hem de uygun şekilde saklanmazsa aşınabilir veya kırılabilirler.

Tüm bunlara rağmen CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları da vardır. Gerekli ekipman ve yazılımın ilk maliyeti çok yüksektir ve uygulayıcının eğitimi için zaman ve maliyet gerekmektedir (90). Yeterince üretim yapılamadığında, yatırımların karşılığı olan maliyetin karşılanması güçleşebilir (93). Konvansiyonel ölçü işleminde olduğu gibi diş hekiminin restorasyon yapılacak dişin kaydını optik tarama esnasında doğru bir şekilde alması gerekir. Taramanın bitiş çizgisinin, kontak ve kapanış halindeki dişlerin tam olarak aktarılması gerekmektedir. Retraksiyon, nem kontrolü, hemostaz sağlanması gibi çok iyi yumuşak doku kontrolü gereklidir (90). Küçük boyuttaki restorasyonların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı kalabilmektedir. Optik tarayıcılar ile tarama sırasında, hastanın ufak bir hareketi dahi üretilen restorasyonun yerine oturmasını engelleyebilmektedir (91).

2.3.1. CAD/CAM Komponentleri

2.3.1.1. Tarayıcı

Tarayıcı terimi, diş hekimliği alanında üç boyutlu çene ve diş yapılarını ölçen ve bunları dijital veri setlerine dönüştüren veri toplama araçlarını ifade etmektedir. Temel olarak iki farklı tarama imkanı vardır: optik tarayıcılar ya da mekanik tarayıcılar.

Optik tarayıcı türünün temeli, “triangulasyon prosedürü” olarak adlandırılan üç boyutlu yapıların toplanmasıdır. Işık kaynağı (ör: lazer) ve reseptör ünite birbirleriyle belirli bir açıdadır. Bilgisayar, reseptör ünitedeki görüntüden üç boyutlu bir veri hesaplayabilir.

Mekanik tarayıcı türünde ise ana model, yakut kırmızısı top ile satır satır okunur ve üç boyutlu yapı ölçülür. Bu tarayıcı tipi, yüksek tarama doğruluğu ile tanınır. Karmaşık mekaniğinin olması, cihazın pahalı olması ve optik sistemlerle karşılaştırıldığında uzun işleme süresi; dezavantajlarıdır (92, 94, 95).

2.3.1.2. Tasarım Yazılımı

Restorasyonun planlamasının ve üç boyutlu dizaynının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Üreticiler tarafından çeşitli dental restorasyonların tasarımı için özel yazılım sağlanmaktadır. Bu tür bir yazılımla kron ve köprülerin alt yapıları, tam anatomik kronlar, parsiyel kronlar, inleyler, inley çapalı köprüler ve teleskopik primer kronların tasarımları yapılabilmektedir. CAD yazılımında bulunan şablonlar direkt olarak kullanılabilen ya da modifikasyonlar oluşturularak özgün tasarım yapılabilmektedir. Yazılım programları, genellikle CAD/CAM sistemine hastır ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında,

CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürür ve CAM ünitesinde üretim başlar. Konstrüksiyonların verileri, çeşitli veri formatlarında saklanabilir. Bu nedenle temel, genellikle “standart transformation language (STL)” verisidir (92, 94).

2.3.1.3. Üretim cihazları

Bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. CAD yazılımı ile üretilen konstrüksiyon verileri, CAM üretim için freze şeritlerine dönüştürülür ve son olarak freze cihazına yüklenir. Restorasyon, materyal bloklarından frezelenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve porselen uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır. Bu cihazlar, freze eksen sayısı ile sınıflandırılabilir: 3 eksenli, 4 eksenli ve 5 eksenli cihazlar (92, 94).

2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin yaygın kullanılmasıyla fonksiyonel ve estetik beklentiler oldukça artmıştır. Buna bağlı olarak farklı bileşim, yapısal ve fiziksel özelliklerde materyaller geliştirilmiştir. Restorasyonun çeşidi, ağız içindeki lokalizasyonu, hastanın istekleri, sosyo-ekonomik durumu ve hekimin tercihi kullanılacak materyalin belirlenmesinde önemlidir (96).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere imal edilen materyaller hızlı bir şekilde frezelenmeli, işleme hasarlarına karşı dayanıklı olmalı ve kolayca cilalanabilmelidir (97). Bu sistem için özel geliştirilen seramik bloklar; yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edilirler, porözite içermez ve yüksek yoğunluğa sahiptirler. Artık stres barındırmadıklarından yüksek mekanik özelliklere sahiptir (98).

CAD/CAM sistemleri ile bölümlü kron, tam kron, köprü, inley, onley, laminate veneer, hareketli bölümlü protezin iskelet yapısı, implant cerrahi stentlerinin üretiminde çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Bu materyaller arasında; metaller (titanyum, titanyum alaşımları, krom kobalt alaşımları), polimerler, kompozitler, feldspatik seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, cam infiltre oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler yer almaktadır (92, 96, 99).

Değerli metal alaşımlarının frezelenmesi, yüksek metal aşınması ve yüksek materyal maliyeti nedeniyle ilgi çekici değildir (99). Polimerler, uzun süreli geçici restorasyonların yapımında kullanılırken; kompozitler, tek diş restorasyonları ve

inley/onley restorasyonlarında kullanılmaktadır. Hibrit seramikler, özellikle posterior bölgedeki kronlar için uygundur. Nanoseramikler, cam seramiklere göre karşı dişte daha az aşınma meydana getirir ve elastik modülü dentine yakın olduğundan cam seramiklere göre stresi daha fazla absorbe eder. Feldspatik seramik bloklar; inley, onley, laminate veneer, parsiyel ve tam kronların üretimi için uygunken lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin endikasyonları, anterior bölgeye uygulanacak kron ve laminate veneerler ile sınırlıdır (96). Alüminyum oksit seramikler, anterior ve posterior bölgede kron kopingleri ve üç üyeli anterior köprülerde alt yapı olarak kullanılabilir. Y-TZP seramikler, diğer seramiklere göre yüksek eğilme dayanımı ve kırılma tokluğuna sahip olduğundan kronlar ve köprüler için alt yapı materyali ve uygun endikasyonlarda kişisel implant abutment materyali olarak kullanılabilir (99).

Tam seramik sistemlerin üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemleri arasında Celay, Procera, DCS-Precident, Cercon, Lava, Cerec InLab ve Zeno Tec sistemleri sayılabilir (92, 93, 95, 98, 100, 101).

2.3.2.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Zirkonya, tanıtıldığından beri diş hekimliğinde estetik materyal olarak yaygın bir şekilde tercih edilse de yetersiz translusentliği ile opak beyaz renginden dolayı alt yapı materyali olarak kullanılmakta ve feldspatik porselen veya cam seramik ile veneerlenmektedir (102-105). Zirkonya esaslı restorasyonların en önemli eksikliklerinden biri, veneer porselenin chippingi ve kırığından kaynaklanan koheziv başarısızlığıdır (67, 102-106). Diş destekli restorasyonlarda, veneerde kırılma oranlarının; 2 ile 3 yıl sonra tek kronlarda %2 - %9 arasında, 1 ile 5 yıl sonra sabit protezlerde ise %3 - %36 arasında olduğu bildirilmiştir. İmplant destekli zirkonya alt yapıli restorasyonlar ise 6 ay sonra tek kronlar için %8, 1 yıl sonra sabit protezler için %53 gibi daha yüksek oranlar ortaya koymuştur (107).

Veneer chippingi ve kırığı sebebiyle oluşan bu koheziv başarısızlığın nedenleri arasında zirkonya alt yapı ve veneer porseleni arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu, porselenin fırınlama büzülmesi, hızlı soğutma işlemleri, poröziteler, veneerin yetersiz ıslanması, veneerdeki kusurlar, aşırı yükleme, yorulma, veneer porseleninin desteklenmesi için elverişsiz alt yapı tasarımı, zirkonya alt yapıya kıyasla veneer seramiğinin düşük kırılma tokluğu ve eğilme dayanımı sayılabilir (104, 106). Bu başarısızlığın önlenmesi için çeşitli teknikler önerilmiştir. Bunlara veneer porselenlerinin sinterlenmiş yüksek mukavemetli olarak CAD/CAM ile üretilmesi,

veneer seramiklerinin zirkonya alt yapıya preslenerek uygulanması (press-on technique) ve ilave olarak tabakalanarak veneer seramiklerinin üretilmesi (double veneering technique), fırınlama prosedürlerinin değiştirilmesi ve alt yapı tasarımlarının modifikasyonu örnek verilebilir (104, 106). Son yıllarda bu yöntemlere alternatif olarak veneerlenmeyen zirkonya restorasyonları üretme eğilimi ortaya çıkmıştır. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle de translusentliği ve mekanik stabilitesi arttırılmış, veneer porselensiz tam konturlu monolitik zirkonya restorasyonlar, popüler hale gelmiştir (103).

Monolitik zirkonya; yüksek biyouyumluluğa sahiptir. Yapısının gözeneksiz olması ve yüksek translusentlik özelliği, mükemmel doğal görünüme sahip olmasını sağlamaktadır. Monolitik zirkonya blokların yapısal atomları, herhangi bir organik bağlayıcıya gerek duymadan birbirinin içine geçmektedir. Aşınma dirençleri, doğal dişe oldukça yakındır. Yüksek kırılma direncinden dolayı limitli okluzal kron mesafesi olan olgularda minimum kalınlıkta kullanılabilir. Dolayısıyla minimum diş preparasyonu gerektirir. Monolitik zirkonyalar, kısmi olarak itriyum ile stabilize edildiğinden yüksek bükülme direnci ve yüksek ısıya dayanıklılığa sahiptir. Bu sayede yüksek boyutsal stabilite gösterir (104-106, 108-110).

Monolitik zirkonya restorasyonların avantajlarına rağmen adeziv rezin ve oksit seramik arasındaki bağ, adeziv rezin ve camsı matriks seramik arasındaki bağ ile karşılaştırıldığında hala zorlayıcıdır (111).

Monolitik zirkonyada, farklı yüzey işlemlerine rağmen optik ve yüzey özelliklerinin yeterli düzeyde olmadığı bildirilmektedir. Uzun dönem klinik çalışmaları bulunmamaktadır. Ağız içinde uyumlaması zordur ve kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmayabilmektedir (98, 112).

Zirkonya alt yapılı seramik kronların endike olduğu tüm olgularda, monolitik zirkonya da endikedir. Bunun yanında yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı; tek kronlarda, implant üstü restorasyonlarda, uzun gövdeli köprülerde, tam ark restorasyonlarda, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, endokronlarda, inley ve onleylerde, ortodontik braketlerde ve abutment materyali olarak kullanılabilir (110, 113).

2.4. Simantasyon

Simantasyon, restorasyonların klinik işlem prosedüründe son basamaklardan biridir (19). Sabit protezlerin klinik başarısında önemli bir yere sahiptir (114).

Dental simanlar; diş hekimliğinde restorasyonları, postları ve ortodontik komponentleri yapıştırmak, kavite astar materyali olarak pulpayı korumak amaçlı ve restoratif materyal olarak kullanılmaktadır (115, 116). Dental simanların retansiyonu; kimyasal, mekanik, mikromekanik veya kombinasyonları şeklinde sağlanmaktadır (19, 115, 116).

İdeal simanın taşınması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir (19, 25, 115-117):

- Restorasyonun retansiyonunu sağlamalı
- Biyouyumlu, güvenli ve efektif olmalı
- İyi bir marjinal sızdırmazlığa sahip olmalı
- Yüksek çekme dayanımı, kırılma tokluğu ve yorulma dayanımına sahip olmalı
- Restorasyonun doğru yerleştirilmesi için film kalınlığı ince olmalı
- Kullanımı ve manipölasyonu kolay olmalı
- Yeterli çalışma zamanına sahip olmalı
- Estetik olmalı
- Ağız koşullarında çözünmeye dirençli olmalı

Çeşitli seramik restorasyonların simantasyonunda birçok siman kullanılmaktadır. Seramik restorasyonların simantasyonunda konvansiyonel ve rezin simanlar, yeterli tutuculuk sağlamaktadır. Konvansiyonel simanlar kullanıldığında ortaya çıkan renk yansımaları ve simantasyon başarısızlıkları, rezin simanların üretilmesini sağlamıştır (105).

2.4.1. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, düşük film kalınlığı ile uygun çalışma ve sertleşme sürelerinin sağlanması için doldurucu dağılımı ve başlatıcı içeriğı ayarlanmış düşük viskoziteli restoratif kompozit materyallerdir (19, 25). Metal alt yapılı ve metal içermeyen kronlar, inleyler, onleyler, veneerler, postlar ve adeziv sabit restorasyonlar; günümüzde rutin olarak adeziv rezin simanlarla simante edilmektedir (19, 116).

Rezin simanlar; organik matriks, inorganik faz ve ara bağlayıcı faz olmak üzere üç ana bileşenden oluşur. Organik matriks, genellikle bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi ile oluşan bis-GMA'dır. Renk stabilitesi daha iyi olan üretan dimetakrilat (UDMA), bis-GMA'ya alternatif gösterilmektedir. İnorganik faz, organik matriks

içerisine ilave edilen doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Bu partiküllerin boyutu ve materyal içindeki oranı azaldıkça simanın yüzeyi ıslatabilirliği ve estetiği artmakta, bağlanma dayanıklılığı ile simanın kıvamı ise azalmaktadır. Ara bağlayıcı faz ise organik matriks ile inorganik doldurucuların arasında bağlanmayı sağlamaktadır (118).

Rezin simanların polimerizasyonu; kimyasal olarak (self-cure), ışıkla (light-cure) veya hem kimyasal hem de ışıkla (dual-cure) gerçekleşmektedir (25).

Self-cure simanlar; metal desteksiz kron ve köprüler, metal veya seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik post kor uygulamaları, ışık geçişine izin vermeyen metal destekli kronlar ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir (114). Kimyasal aktivasyon yavaş olduğundan uzun çalışma süresi sağlar ve kimyasal işlem devam ettikçe simanın gücü artar. Ancak, restorasyon yerleştirildikten hemen sonra taşan simanlar temizlenmelidir (25).

Light-cure simanlar; görünür ışığın geçişine tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan ve translusent yapıdaki seramik ve kompozit laminate veneerlerin, adeziv protezlerin, seramik veya plastik yapıdaki ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Renk değişimi açısından daha stabil materyallerdir (19, 25, 114).

Dual-cure simanlar ise ışığın geçişinin mümkün olamayacağı kalın veya opak olan tam seramik restorasyonlarda (zirkonya içeren) endikedir. Işığın ulaşmadığı yerlerdeki polimerizasyon, kimyasal yolla tamamlanmaktadır (115).

Rezin bazlı simanlar; adeziv sistemlerine göre ise asitlenen ve yıkanan (etch&rinse), kendinden asitli (self-etch) ve kendinden adezivli (self-adeziv) simanlar olarak sınıflandırılmaktadır (119).

Etch&rinse simanlar, en çok güvenilen; fakat teknik olarak en karmaşık rezin simanlardır. Adeziv aşamaları; asit, primer ve bonding ajanların ayrı ayrı uygulanması ile üç aşama olabilirken; asit uygulamasının ardından primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek seferde uygulanmasıyla iki aşama da olabilmektedir (25, 119).

Self-etch simanlar, kendinden asitli primer ve bonding ajanının ayrı ayrı uygulanmasıyla iki aşama ya da beraber uygulanmasıyla tek aşama şeklinde olabilmektedir (25, 119).

Self-adeziv simanlar ise rezin simanların en yeni kategorisi olup dual-cure polimerize olmaktadır (119). Asitleme, primer ve bonding işlemlerinin tek aşamada uygulanmasına olanak sağlamaktadır (19). Çinko fosfat, polikarboksilat ve rezin simanların aksine neme toleranslı oldukları ve cam iyonomer simanlarla

karşılaştırılabilir şekilde florür iyonu saldıkları iddia edilmektedir. Ayrıca, rezin simanlara benzer şekilde iyi estetik, optimum mekanik özellikler, boyutsal stabilite ve mikromekanik adezyon sunmaları beklenmektedir (120).

2.4.2. Yüzey İşlemleri

Restoratif materyaller ile yapıştırıcı siman arasındaki bağın uzun ömürlü olması oldukça önemlidir. Başarılı bağlanma için yüzeyin ıslanabilirliği, mikromekanik tutunma ve dış faktörlere karşı kararlılık olması gereken koşullardır. Yapıştırıcı simanın, restoratif materyalin yüzeyini ıslatabilmesi için materyal yüzeyinde enerji artışı olmalıdır. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırarak, yüzey kompozisyonunda değişiklikler yaparak yüzey enerjisini arttıran fiziksel ya da kimyasal uygulamalara, yüzey işlemleri denilmektedir (121). Yüzey işlemleri, istenilen özelliklere sahip materyalin modifiye edilerek daha üstün özelliklere sahip olması için yapılmaktadır (122). Yapılan yüzey işlemleri arasında kumlama, frezle pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama, asit, silan ve primer uygulama, plazma uygulama, lazer uygulama, selektif infiltrasyon asitlemesi, kimyasal buhar biriktirme, internal kaplama tekniği gibi yöntemler sayılabilmektedir (123, 124).

Kumlama; kompozit ve seramik tamirinde, indirek kompozitlerin bağlantısında, metal seramik restorasyonların metal yüzeyinde veya tribokimyasal silika kaplama işleminin bir parçası olarak kullanılmaktadır. Kumlama ile oksit ve kontaminasyon tabakaları gibi yüzeydeki artıklar uzaklaştırılır ve pürüzlü bir yüzey oluşturularak mikromekanik bağlanmaya katkı sağlanır. Artan pürüzlülük ile yüzey alanı artar, yüzey gerilimi azalır ve böylece yüzey enerjisi ile ıslanabilirlik de artmış olur (105, 125-128). Kumlama için genellikle Al_2O_3 veya silika parçacıkları kullanılır (129).

Frezle pürüzlendirme, yüzeyde yeterli mikro mekanik tutuculuk sağlamadığı için bağlanmayı arttırmada tek başına yeterli değildir (121).

Tribokimyasal silika; kum ve alümina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturmaktadır. Tribokimyasal silika kaplamanın bağlantıya etkisi; kumlama ile rezinin mikromekanik olarak bağlanabileceği yüzey oluşturulması ve seramik yüzeyinin silika ile kaplanması ile rezin ve silan arasında kimyasal bağlantı sağlanması mekanizmaları ile açıklanmaktadır (124).

Seramik yüzeyin etkin şekilde asitlenmesi, indirekt seramik bağlı restorasyonların ve direkt seramik tamir prosedürlerinin klinik başarısında önemli bir

adımdır (130). Hidroflorik asit (HF) ve silan bağlayıcı ajanların uygulanması, silika esaslı seramikler ve rezin yapıştırma ajanları arasındaki bağlanmanın arttırılmasına yardımcı olmaktadır. Zirkonyanın silika içeriğinin az olması ve asitlere karşı yüksek direnci nedeniyle HF asit ile pürüzlendirilmesi, rezin simanlarla olan bağlantısının arttırılması için yeterli olmamaktadır (131-133). Kimyasal maddelere direnci nedeniyle PEEK yüzeyinde %9.5 HF asit uygulaması, yeterli etki göstermemektedir (82). PEEK yüzeyinin bağlanması, %40 HF asit veya %40'ın üzerinde konsantrasyonlarda sülfürik asit, %30-50 nitrik asit, formik asit ve klorosülfonik asit gibi güçlü asitlerle arttırılmaktadır (134).

Silan uygulaması seramik rezin kompozit, cam seramik ve silika kaplı polikristalin seramiklerin yüzeyine sıklıkla uygulanır. Birbirine benzemeyen organik ve inorganik yapıdaki iki farklı materyalin kimyasal olarak bağlanması sağlanmaktadır. Ayrıca silanlar, uygulandığı yüzeyde temas açısını azaltarak ıslanabilirliği arttırmaktadır (121).

Rezin siman ile kıymetli veya kıymetsiz metal alaşımları arasında kimyasal bağlanmayı sağlamak için, metal primerler tanıtılmıştır. Metal primerler, metal yüzeyindeki oksitlere yatkın olduklarından saf metal ve metal alaşımlarla kuvvetli bağlanma sağlarlar. Titanyum yüzeyinde olduğu gibi zirkonya yüzeyi de kolaylıkla ince bir pasif oksit tabakası ile kaplanmaktadır. Bu sayede, zirkonya yüzeyi, metal yüzeylerine benzeyerek metal primer uygulaması için elverişli olmaktadır (135). Adeziv fonksiyonel monomerlerin, rezin-zirkonya arayüzünde metal oksitler ile kimyasal hidrojen bağları oluşturma yeteneğine sahip olduğuna ve ıslanabilirliği arttırdığına inanılmaktadır. Resin siman ve metal primerlerde en sık kullanılan fosfat monomer grupları; MDP (10-metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat), metakrilat fosforik ester, fosforik asit akrilat, 6-MHPA (6-metakriloksi heksil fosfonoasetat), MEPS (tiofosforik asit metakrilat), 4-META (4-metakrililoksietil trimellitat-anhidrit), VBATDT (6-[4vinilbenzil-n-propil]amino-1,3,5-triazin-2,4-diyon), MTU-6 (6-metakriloiloksietil-2-tiourasil-5-karboksilat)'dır (127, 132, 133, 135-140). Son zamanlarda ise bir silan ve bir fosfat monomeri içeren yeni bir evrensel primer formülü; 3-MPS [3-metakriloiloksipropil-trimetoksisilan] çözeltisi, fosforik asit metakrilat ve sülfür metakrilat tanıtılmıştır (133, 136). Bu asidik monomerler, silan bağlayıcı ajanlar ile silika bazlı seramiklerin arasındaki yüzey reaksiyonuna benzer şekilde zirkonya yüzeyindeki oksit gruplar ile reaksiyona girmektedir (138).

2.5. Bağlanma Dayanım Testleri

Bağlanma dayanım testleri, adeziv sistemlerin etkinliğini incelemek amacıyla en sık kullanılan testlerdir. İdeal bağlanma dayanım testi; düşük teknik hassasiyette, kolay ve nispeten hızlı uygulanabilir olmalıdır (141). Bağlanma dayanımı, temel olarak bağlanma alanının büyüklüğüne bağlı olarak makro veya mikro test kurulumu kullanılarak ölçülebilir. Makro bağlanma dayanımı 3 mm²'den daha büyük bağlanma alanı varlığında kullanılır (142).

2.5.1. Çekme (Tensile) Testi

Bu testte, numuneler birbirinden ayrılana kadar 90°'lik bir açı ile çekme kuvveti uygulanır (19). Test ve bağlanma işlemi sırasında uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir arayüz geometrisi oluşturacak stres birikimi meydana getirmemesine dikkat edilmelidir (118, 143). Çekme testlerinde, ISO 11405 (2003) dokümanında; bağlantı dayanımına bakılırken uygulanan kuvvetin, numuneler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir (118).

2.5.2. Mikroçekme (Microtensile) Testi

Literatürde mikroçekme testi, diş yapılarına bağlanan adeziv biyomalzemelerin bağlanma etkinliğini ve stabilitesini ölçmek için çok yönlü ve güvenilir bir in-vitro statik test olarak kabul edilmiştir. Test için numune hazırlanması, genellikle zaman alıcı ve zor bir işlemdir (144). Test, 1 mm² veya daha küçük alanda gerçekleştirilir (142). Küçük numunelerin bağlanma arayüzleri, yükleme sırasında daha iyi stres dağılımına sahiptir. Böylece dentinde daha az koheziv hata gerçekleşir (145).

2.5.3. Makaslama (Shear) Testi

Bu testte, iki farklı materyalden oluşan numuneler arasındaki bağlanmada ayrılma gerçekleşene kadar 0.5 mm/dk veya 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına oranı ile bulunur. Birbirine yapıştırılmış iki farklı materyal, test cihazına yatay yerleştirilir ve arayüze mümkün olan en yakın mesafeden dik kuvvet uygulanır (118).

2.5.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi

Tek bir diştten mümkün olan en fazla sayıda numune üretmek için 2002 yılında tanıtılmıştır. Manipölasyonu kolaydır ve diş başına birkaç numunenin test edilmesine olanak sağlar. Makaslama testine kıyasla uniform olmayan stres dağılımı, daha belirgindir. Adezivin ISO standartlarında verilen test alanına sınırlandırılması mümkün değildir (142).

Bu çalışmanın amacı, zirkonya gibi günümüzde kullanılan, PEEK ve PVDF gibi yeni kullanıma sunulan estetik materyallerin implant destekli restorasyon yapımında abutment olarak kullanımı ile titanyum dayanağa ve monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımını değerlendirmek, ayrıca implantların açılı şekilde yerleştirilmiş olduğu durumlarda uygun açılı abutment kullanımı ile bağlanma dayanımının açılı derecesinden etkilenip etkilenmeyeceğini araştırmaktır.

Bu çalışmada, üç hipotez test edildi. H₀ hipotezi, A) farklı materyalden üretilen abutmentlerin titanyum tabanla bağlanma dayanımları arasında fark yoktur, B) farklı materyallerden üretilen abutmentlerin monolitik zirkonya kronlarla bağlanma dayanımları arasında fark yoktur, C) farklı açılı derecelere sahip abutmentlerin bağlanma dayanımları arasında fark yoktur şeklindedir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, estetik özellikteki abutment materyallerinin titanyum taban ve monolitik zirkonya kronlar ile bağlanma dayanımı değerlendirildi. Bunun için iki farklı açıda üç farklı materyalden (Zirkonya, PEEK ve PVDF) abutmentlar kullanıldı. Oluşturulan 6 grubun her biri için 12 numune ve toplam 72 tane numune hazırlandı.

3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması

13 numaralı dişi çıkarılmış akrilik esaslı üst çene plastik çene modelinden (ANA 4, Frasco, Tettang, Almanya) çift karıştırma tekniği kullanılarak kondensasyon reaksiyonlu silikon (Speedex, Colt`ene AG, 9450 Altstätten, İsviçre) ile iki adet ölçü alındı. Ölçülere Tip IV sert alçı (Elite Master, Zhermack, Badia Polesine RO, İtalya) dökülerek modeller elde edildi.

Çapı 5.5 mm, dişeti yüksekliği 3.5 mm 0° açılı (düz) ve anatomik 15° açılı PVDF abutmentlar (Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya), iki adet analoga (Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) vidalandı. PVDF abutment-analog bileşimi, her iki modelde eksik olan 13 numaralı diş bölgesine yerleştirildi ve analog seviyesinde otopolimerize akrilik rezin ile sabitlendi. Yerleştirilirken üretilecek üst yapı konumunun, fonksiyonel ve estetik açıdan arka uyumlu olmasına dikkat edildi. Düz abutment-analog bileşimi düz bir şekilde yerleştirilirken (Şekil 3.1), açılı abutment-analog bileşimi ise abutment düz kalacak şekilde açıldırılarak yerleştirildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. 0° açılı PVDF abutmentların modeldeki pozisyonu



Şekil 3.2. 15° açılı PVDF abutmentların modeldeki pozisyonu

Dişetinin formu ilave reaksiyonlu silikon içerikli dişeti maskesi (Gingifast Rigid, Zhermack GmbH, Marl, Almanya) kullanılarak oluşturuldu. PVDF abutmentlar, analoglardan sökülerek alçı modellerden çıkarıldı ve böylece hem düz hem de açılı abutmentların üretilmesi için çalışma modelleri oluşturuldu.

3.2. Test Numunelerinin Hazırlanması

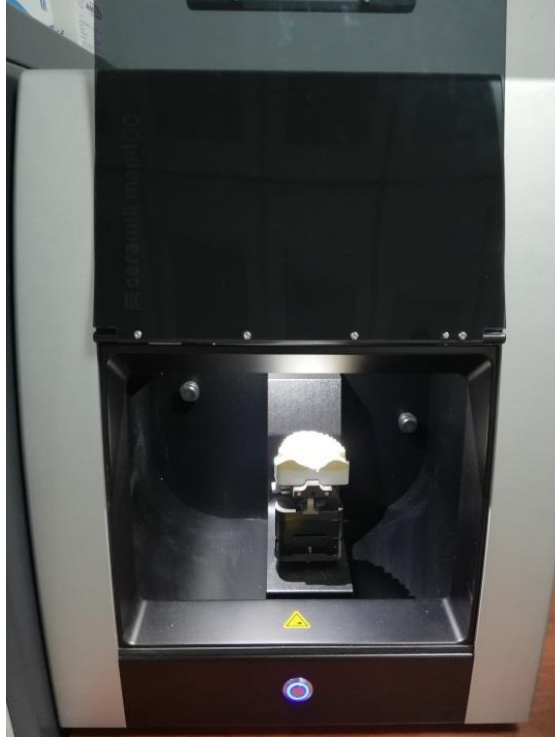
Çalışmamızda üç farklı materyal ve iki farklı açı olmak üzere toplam 72 numuneden 6 grup oluşturuldu (n=12).

3.2.1. Kopinglerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan üç farklı abutment materyalinden PVDF, prefabrike olarak üretici firmadan temin edildi. Diğer iki materyal PEEK ve zirkonya koping ise PVDF abutmentın ebatlarında CAD/CAM sistemi ile üretildi. Bunun için ilk adım olarak tarama postu (Scanbody 2nd Generation, 2-09-10, Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) yerleştirilmiş çene modelleri (Şekil 3.3), laboratuvarında optik tarayıcı (Ceramill® Map400, CAD/CAM System, Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) ile tarandı (Şekil 3.4). Taramadan önce, tarama kalitesini arttırmak için tarama postu yüzeyine CAD/CAM tarama spreyi (Arti-Scan CAD/CAM Spray, Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Almanya) uygulandı.



Şekil 3.3. Tarama postu yerleştirilmiş çene modeli



Şekil 3.4. Tarama postu yerleştirilmiş çene modelinin optik tarayıcıda taranması

Tarama işleminden sonra tarama postu yerleştirilmiş çene modelinin dijital görüntüsü elde edildi (Şekil 3.5). Bu model üzerinde tasarım yapılabilmesi için

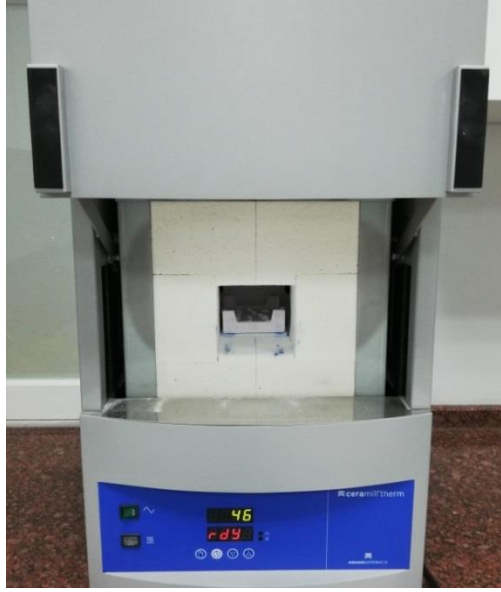


Şekil 3.6. PEEK abutmentların frezelenmesi

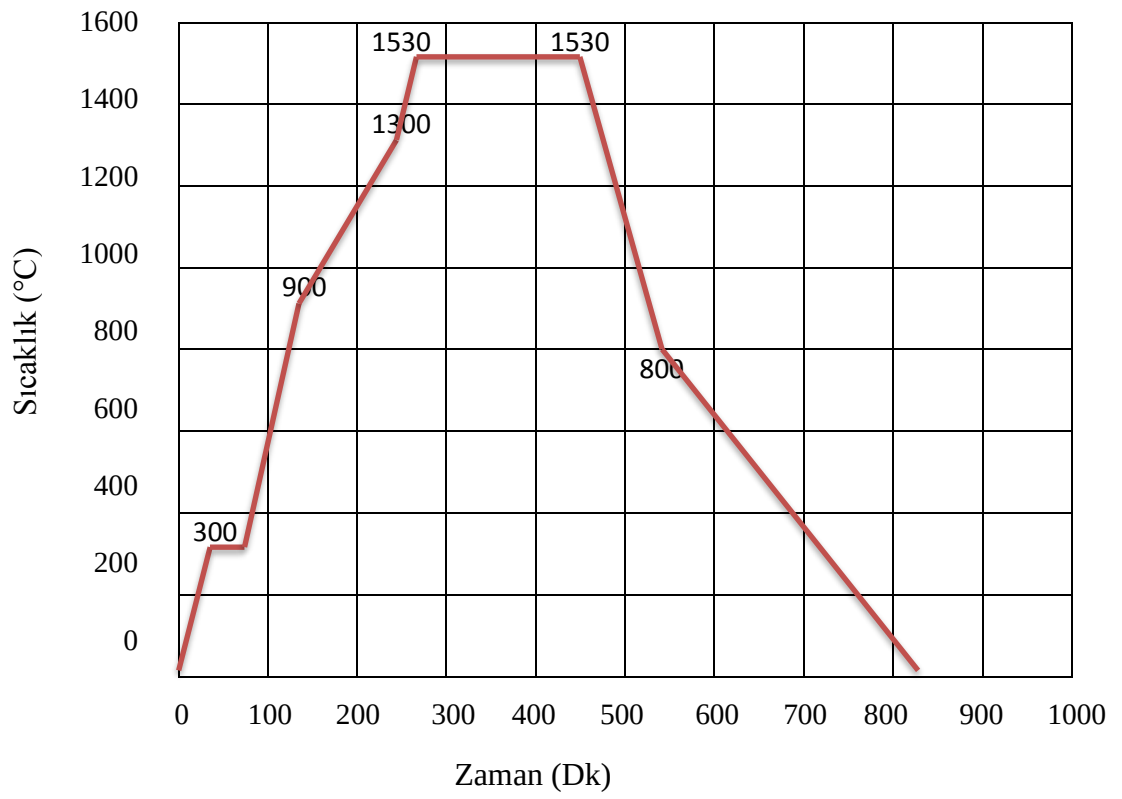
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan abutment ve koping materyalleri ile kronun marka ve üretici firma bilgileri

Materyal	Marka	Üretici Firma
Zirkonya	Kingch	Qinhuangdao Silide Ceramic Techonogy, Çin
PEEK	Ceramill PEEK Natural	Juvora, İngiltere
PVDF	Medentika	Medentika GmbH, Almanya
Monolitik Zirkonya	Upcera	Shenzhen Upcera Dental Technology, Çin

Çalışmada kullanılan prefabrike PVDF abutmentlar ve üretilen PEEK kopingler, frezeleme sonrası fırınlama gerektirmezken zirkonya, frezeleme sonrası kristalizasyonunu tamamlaması için fırınlama gerektirmektedir (Şekil 3.7). Zirkonyadan üretilen kopinglerin kristalizasyonları Şekil 3.8’de gösterilen değerlerde ayarlanan fırında (Ceramill Therm; Amann Girrbach GmbH, Koblach, Avusturya) 13 saatte gerçekleştirildi.



Şekil 3.7. Zirkonya kopinglerin kristalizasyonu



Şekil 3.8. Zirkonyadan üretilen kopinglerin kristalizasyon şeması

3.2.2. Kopinglerin Titanyum Tabana Simantasyonu

Prefabrike PVDF abutmentlar, üretici firmadan fabrikasyon olarak simante halde temin edildi. Diğer iki grubun simantasyonu için 3.5 mm baca yüksekliğine sahip, 1.1 mm dişeti yüksekliği olan 48 titanyum taban (Titanium base 2nd Generation, 2-09-13, Medentika Implant GmbH, Hügelsheim, Almanya) tek tek analoglara vidalanarak sabitlendi. Çekme testi uygulanacak cihazın test düzeneğine uygun hale getirmek için otopolimerize akrilik rezin bloklara, boyun seviyesine kadar gömüldü. Tüm titanyum tabanlar, üretici talimatlarına göre 25 Ncm'ye torklandı (Şekil 3.9). Ardından vida giriş delikleri, mum ile kapatıldı.



Şekil 3.9. Titanyum tabanların torklanması

48 adet titanyum taban ile 24 adet zirkonya ve 24 adet PEEK kopingin bağlanma yüzeyleri, yaklaşık 10 mm'lik mesafeden 20 saniye boyunca 2.5 bar basınç altında 50 µm'lik Al₂O₃ tozu (President Dental GmbH, München, Almanya) ile kumlandı (Dentalfarm, A1072 Base, Turin, İtalya) (146). Daha sonra tüm numuneler, alkol ile temizlendi.

Tüm kumlanmış yüzeylere fırça ile primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı (Şekil 3.10). 60 saniye bekledikten sonra yüzeyde kalan primer tabakası, hava ile inceltilti.



Şekil 3.10. Titanyum taban ile kopinglerin bağlanma yüzeyine primer uygulaması

Titanyum taban ile zirkonya ve PEEK kopinglerin bağlanma yüzeylerine, karıştırma şırıngasından doğrudan ince bir tabaka self-cure rezin siman (Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Titanyum tabanın bağlanma yüzeyine siman uygulaması

Kopinin vida giriş deliğine siman taşmaması için boşluğa uyan piyasemen frezinin gövdesi yerleştirilerek doğru pozisyon sağlandığında 3 dk parmak basıncı uygulandı (şekil 3.12). Otopolimerizasyon sağlandıktan sonra taşan simanlar temizlendi.



şekil 3.12. Abutmentin doğru pozisyonunda parmak basısı ile simantasyonu

Çalışmada kullanılan adeziv ve siman materyalleri şekil 3.13'te, materyallere ait içerik ve üretici bilgileri Tablo 3.2'de gösterilmiştir.



şekil 3.13. Kopinlerin simantasyonunda kullanılan rezin siman ve primer

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan adeziv ve siman materyallerinin içeriği ile üretici firma bilgileri

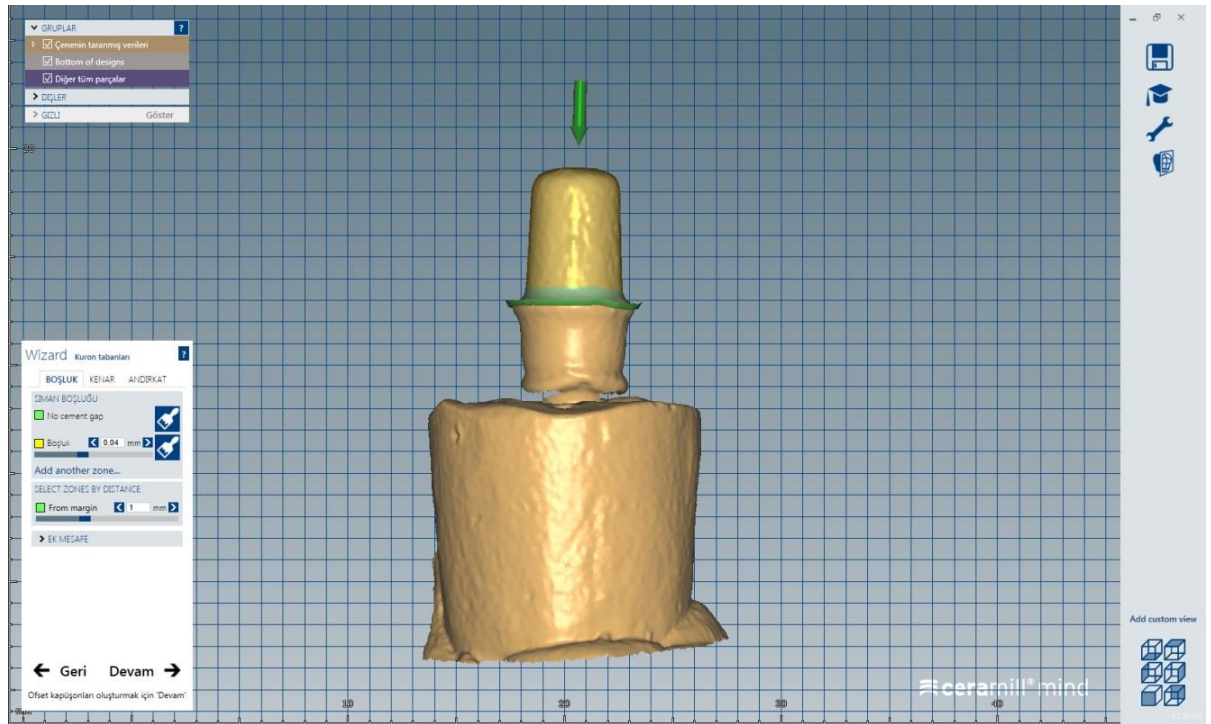
Materyal	Kompozisyon	Üretici Firma
Monobond Plus	Ethanol 3- (trimetoksisilil) propil metakrilat, Metakrilatlanmış fosforik asit esteri	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Baz: İterbiyum trifluorür Etiloksilatlı bisfenol A dimetakrilat Bis-GMA 2-hidroksietil metakrilat 2-dimetilaminoetil metakrilat	
Multilink Hybrid Abutment	Katalizör: İterbiyum trifluorür Ethyoxylated bisphenol A dimethacrylate Üretan dimetakrilat 2-hidroksietil metakrilat Dibenzoil peroksit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Floroalüminosilikat camı Diüretan dimetakrilat Asidik monomer Kamforokinon	
seT PP		SDI; Bayswater, Australya

3.2.3. Kronların Hazırlanması

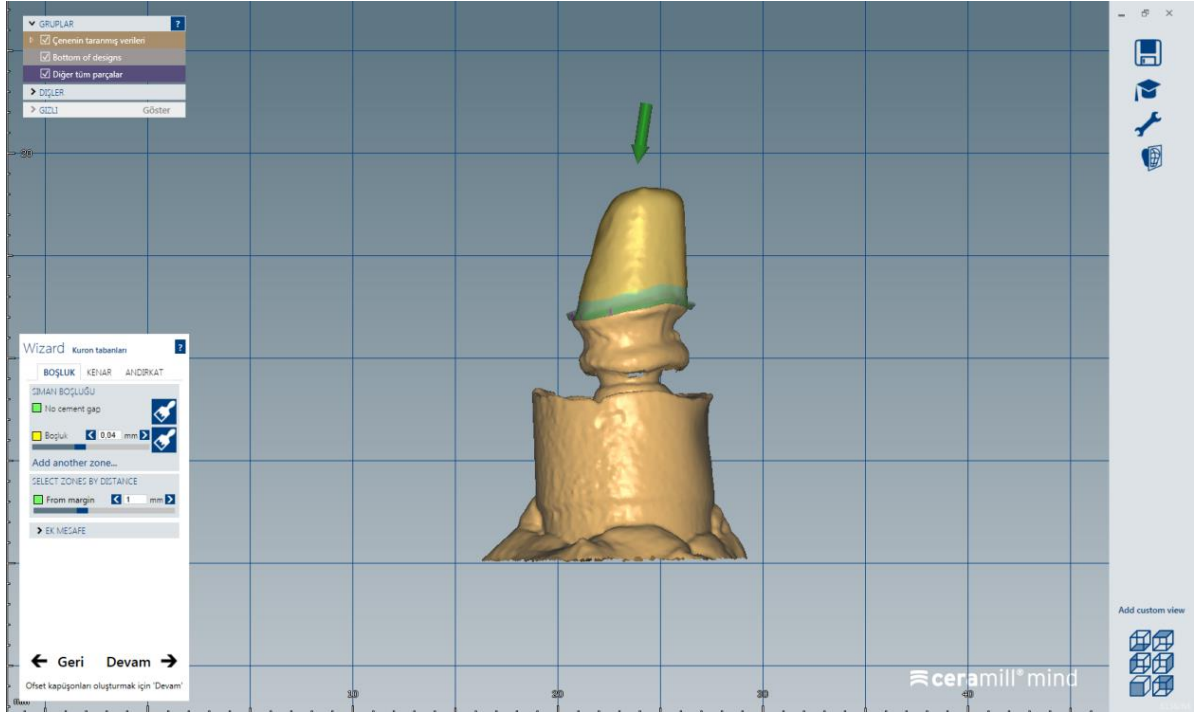
24 adet prefabrike PVDF abutment da analoglara vidalanarak sabitlenmesinin ardından çekme testi uygulanacak cihazın test düzeneğine uygun hale getirmek için otopolimerize akrilik rezin bloklara boyun seviyesine kadar dik olacak şekilde gömüldü. Prefabrik PVDF abutmentlar, üretici talimatlarına göre 25 Ncm'ye torklandı.

Ardından her bir abutment, otopolimerizan akrilik rezin blok içindeki analogtan sökülerek çalışma modelindeki analoğa yerleştirildi ve tarama spreyi uygulandıktan sonra laboratuvarında optik tarayıcı ile tarandı. Bu işlem, tüm abutmentlar için tek tek gerçekleştirildi.

Üst yapı için 1 mm kalınlığında kron oluşturuldu. Siman aralığı, 40 μ m olarak belirlendi (Şekil 3.14 ve Şekil 3.15).

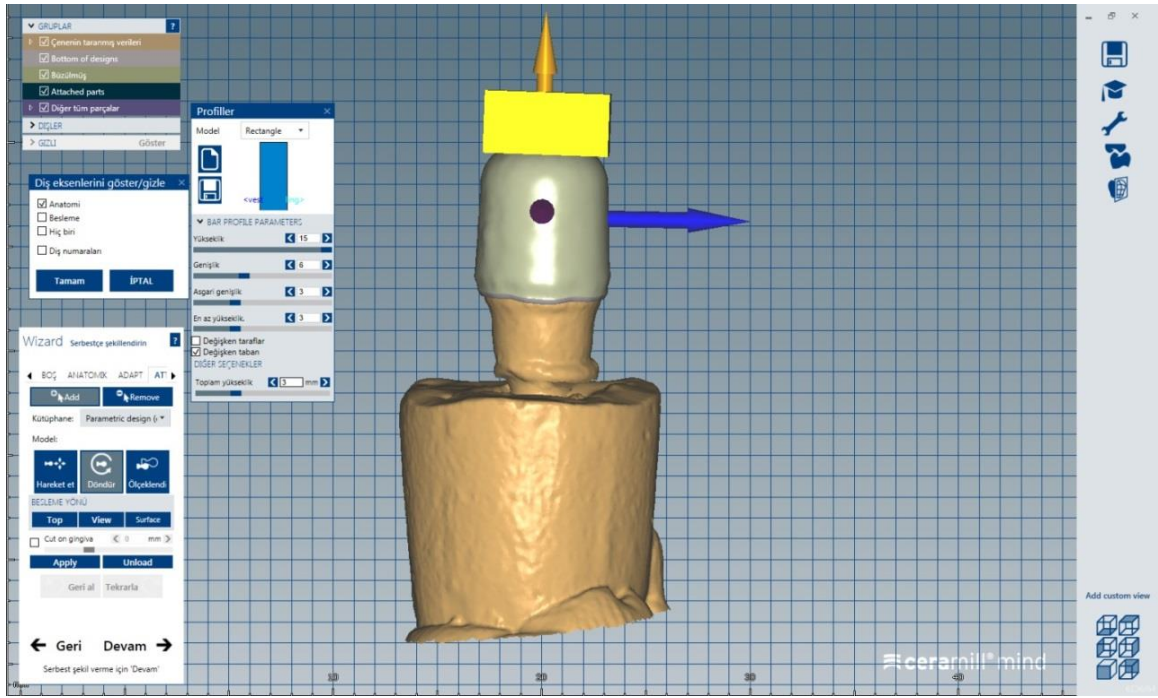


Şekil 3.14. 0° açılı abutmentlar için belirlenen kron kalınlığı ve siman aralığı genişliğinin belirlenmesi

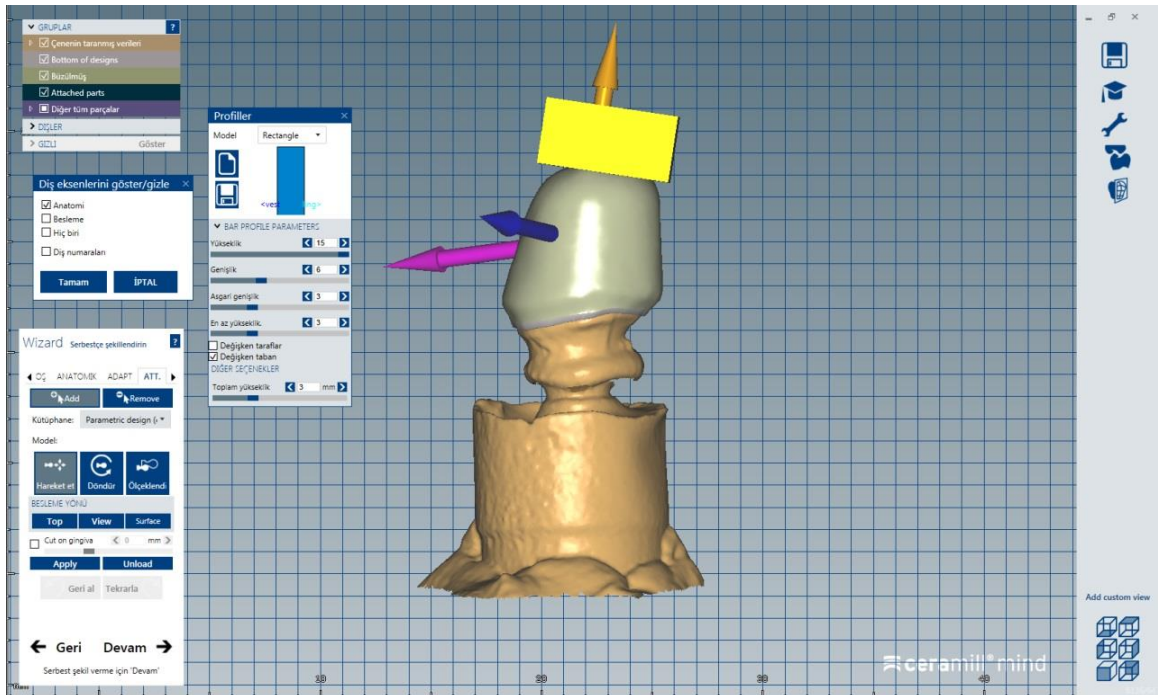


Şekil 3.15. 15° açılı abutmentlar için belirlenen kron kalınlığı ve siman aralığı genişliğinin belirlenmesi

Daha sonra çekme testi uygulanabilmesi amacıyla abutmentın uzun aksına dik olacak şekilde uzunluğu 15 mm, genişliği 6 mm ve yüksekliği 3 mm olan dikdörtgenler prizması şeklinde ekstrakoronal ataşman yerleştirildi (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17). Her bir abutment için bu işlem basamakları tekrarlandı.

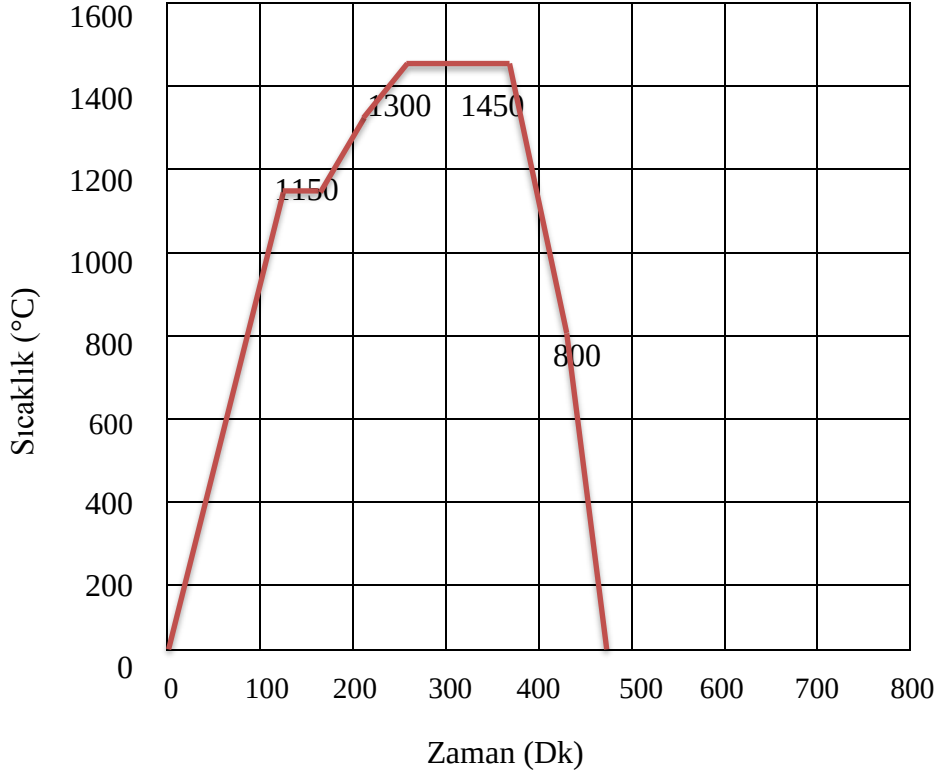


Şekil 3.16. 0° açılı abutmentların kronlarına ekstrakoronal ataşmanın yerleştirilmesi



Şekil 3.17. 15° açılı abutmentların kronlarına ekstrakoronal ataşmanın yerleştirilmesi

Tüm tasarımlar, monolitik zirkonya bloklardan (UPCERA TT ML, Shenzhen Upcera Co., Ltd, Guangdong, Çin) milleme cihazında üretildi. Monolitik zirkonya materyali frezeleme sonrası fırınlama gerektirdiği için tüm kronlar, Şekil 3.18’de gösterilen değerlerde 8 saatte sinterlendi.



Şekil 3.18. Monolitik zirkonyadan üretilen kronların kristalizasyon şeması

3.2.4. Kronların Simantasyonu

Abutmentların vida giriş delikleri teflon bant ile dolduruldu. Tüm kronların bağlanma yüzeyi, yaklaşık 10 mm’lik mesafeden 15 saniye boyunca 2.5 bar’lık basınçla 50 µm’lik Al₂O₃ tozu ile kumlandı. Kronların ve abutmentların bağlantı yüzeyleri alkol ile temizlendi. Simantasyonda self-etch, self-adeziv, dual-cure rezin siman (seT PP, SDI; Bayswater, Avustralya) kullanıldı (Şekil 3.19).

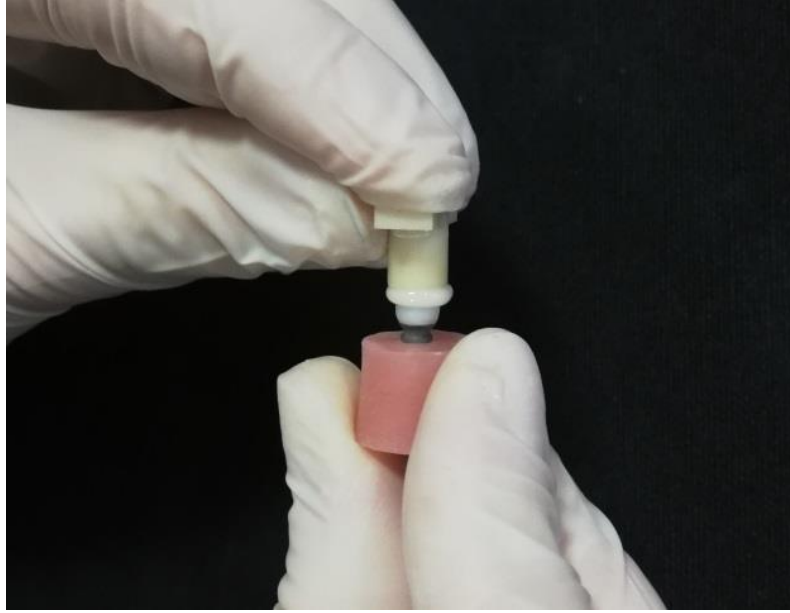


Şekil 3.19. Kronların simantayonunda kullanılan siman

Bağlanma yüzeylerine karıştırma şırıngasından doğrudan ince bir tabaka siman uygulanan kronlar (Şekil 3.20), parmak basıncı ile abutmentların üzerine yerleştirildi (Şekil 3.21).



Şekil 3.20. Kronların içine siman uygulaması



Şekil 3.21. Simantasyon sırasında kronlara parmak basıncı uygulanması

Kronlar, 2 saniye ön ışınlamaya (Woodpecker® Dental Curing Light LED.C, Guillin Woodpecker Medical Instrument CO., LTD., Çin) tabi tutuldu ve artık simanlar uzaklaştırıldı. Daha sonra tüm kenarlara (bukkal, lingual, mesial ya da distal) 20 saniye ışık uygulandı. Üretici firma talimatlarına göre polimerizasyonun tamamlanması için 5 dakika süreyle beklendi.

Simantasyondan 1 saat sonra numuneler, simanın tam sertliğe ulaşması için laboratuvarımızda bulunan inkübatör cihazına (Lab Companion RW1025G, Jeio Tech, Güney Kore) yerleştirilerek 24 saat boyunca 37° C'deki distile su içinde bekletildi (Şekil 3.22).

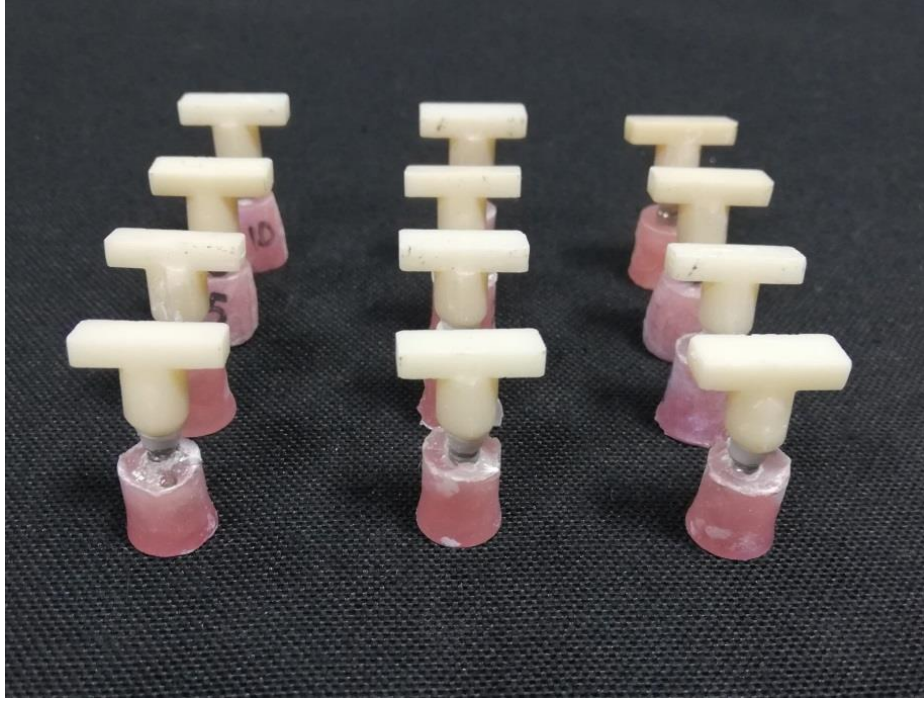
24 saat sonra zirkonya, PEEK ve PVDF abutmentlara simante edilen monolitik zirkonyadan oluşan numuneler, bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi için hazır hale getirildi (Şekil 3.23-28).



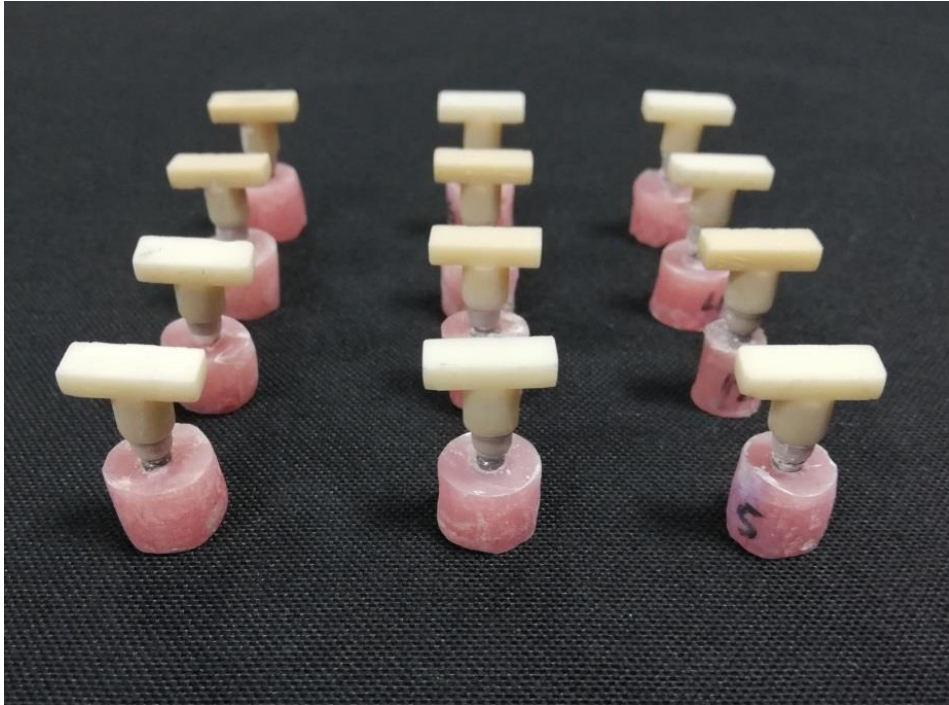
Şekil 3.22. Tüm numunelerin inkübasyon cihazında bekletilmesi



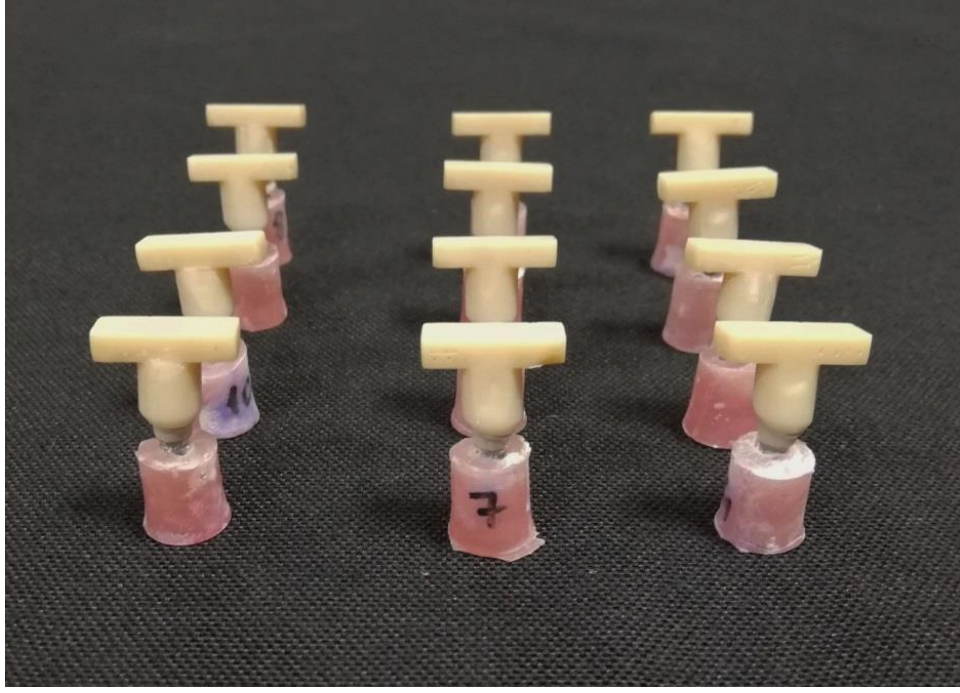
Şekil 3.23. 0° açılı zirkonya abutment numuneleri



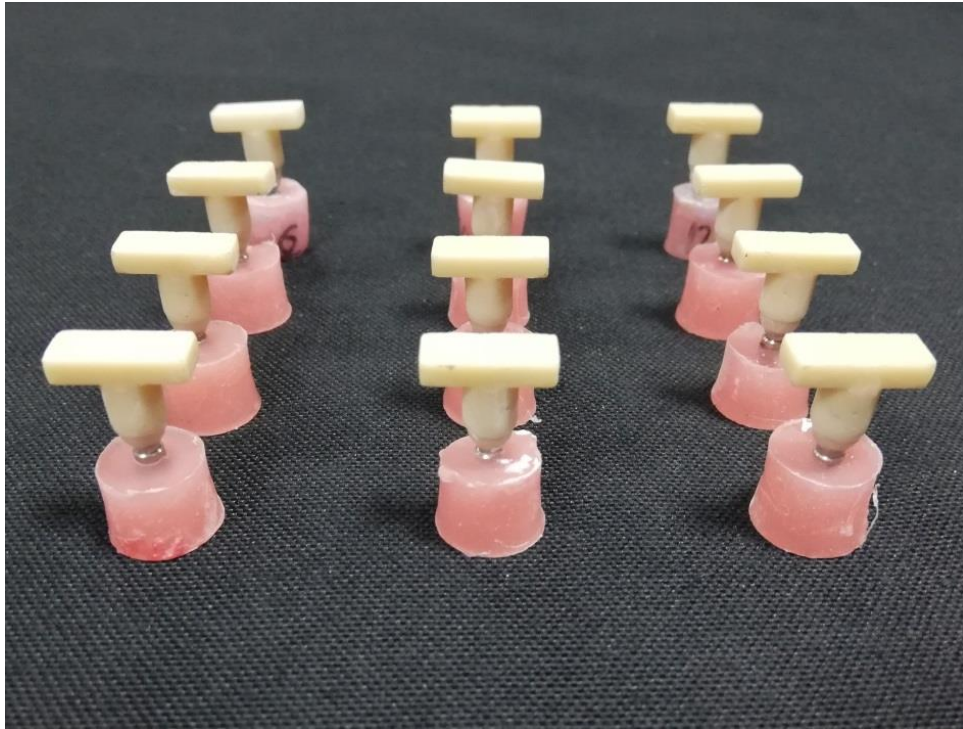
Şekil 3.24. 15° açılı zirkonya abutment numuneleri



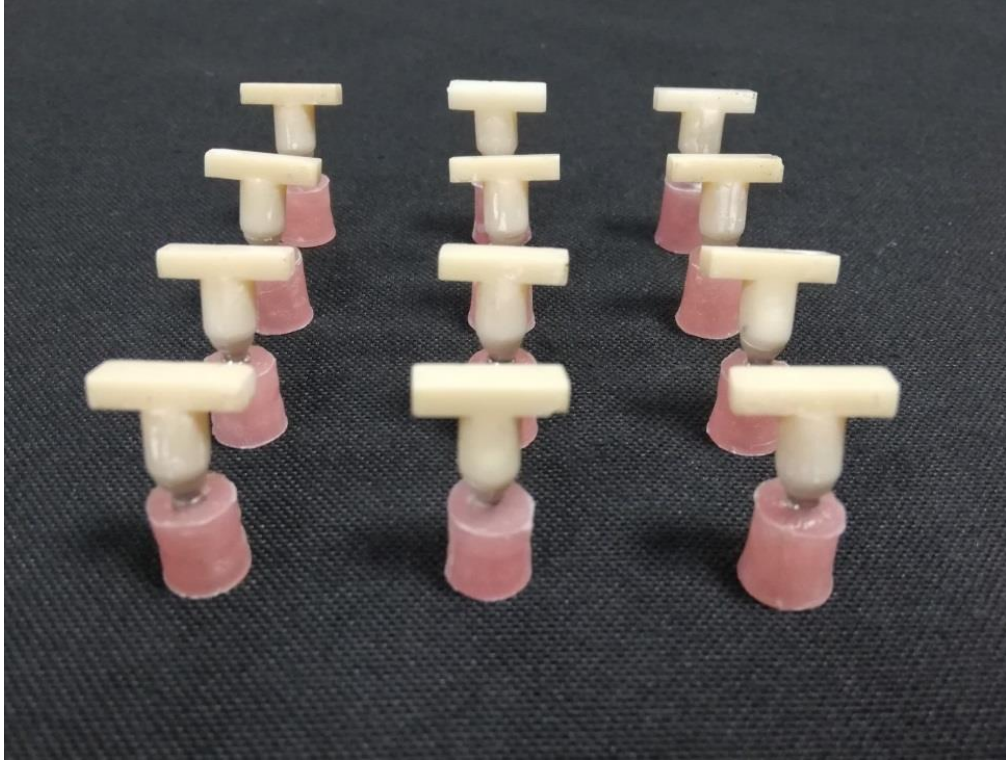
Şekil 3.25. 0° açılı PEEK abutment numuneleri



Şekil 3.26. 15° açılı PEEK abutment numuneleri



Şekil 3.27. 0° açılı PVDF abutment numuneleri



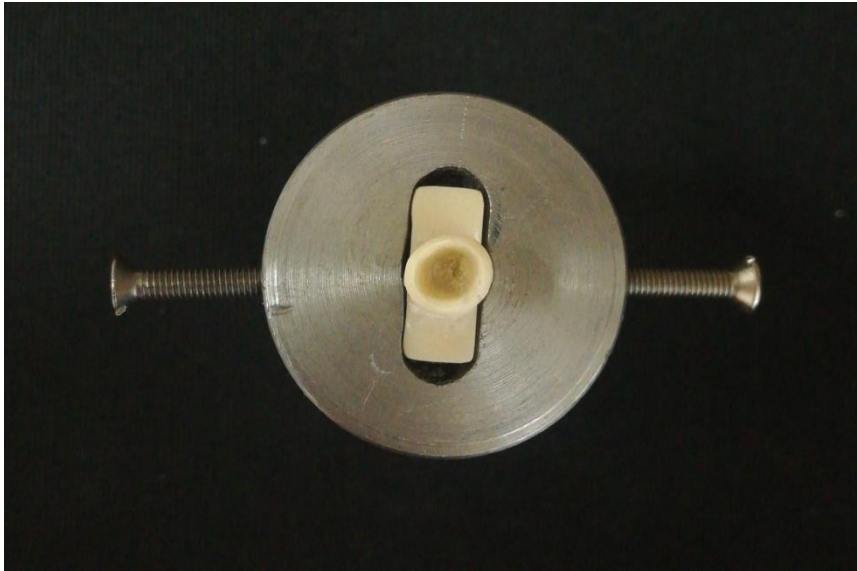
Şekil 3.28. 15° açılı PEEK abutment numuneleri

3.3. Çekme Testinin Uygulanması

Monolitik zirkonya kronların abutmentlara olan bağlanma dayanımlarını ve abutmentların titanyum tabana olan bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için universal test cihazı (MTS Criterion® Series 40 Elektromekanik Universal Test Sistemleri Model 42, Minnesota, ABD) kullanıldı (Şekil 3.29). Açılı abutmentların test düzeneğinin standardizasyonunu sağlamak için ekstrakoronal ataşman, üst parçaya birebir yerleşecek şekilde sabitlendi (Şekil 3.30). Alt ve üst parçalar numunelerin hareket etmesini engelleyecek şekilde sıkıca vidalandı (Şekil 3.31-32). Abutment ve kron ayrılincaya kadar dikey yönde 0.5 mm/dk çekme hızı uygulandı. Çekme testine dair veriler Newton cinsinden kaydedildi.



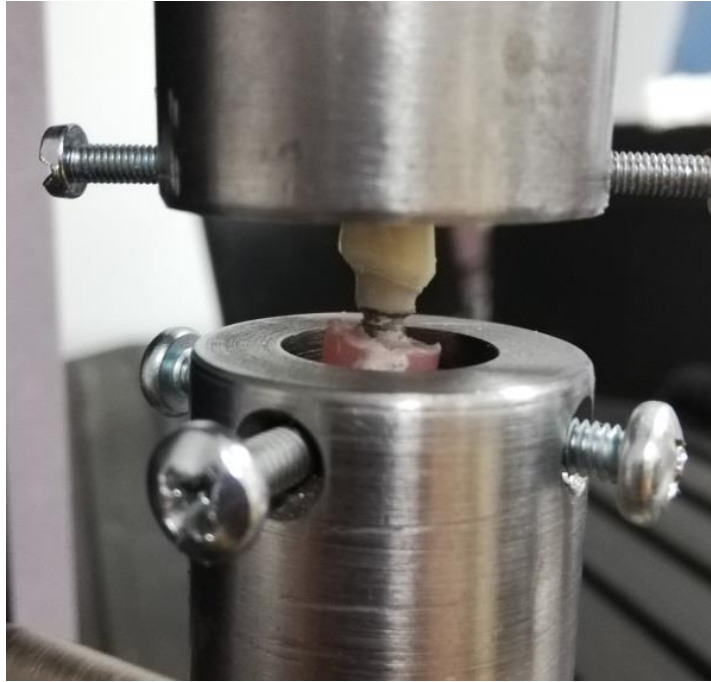
Şekil 3.29. Çalışmamızda kullanılan test cihazı



Şekil 3.30: Açılı abutmentların ekstrakoronal ataşmanının üst parçaya yerleştirilmesi



Şekil 3.31. 0° açılı abutment numunelerinin yerleştirilmesi



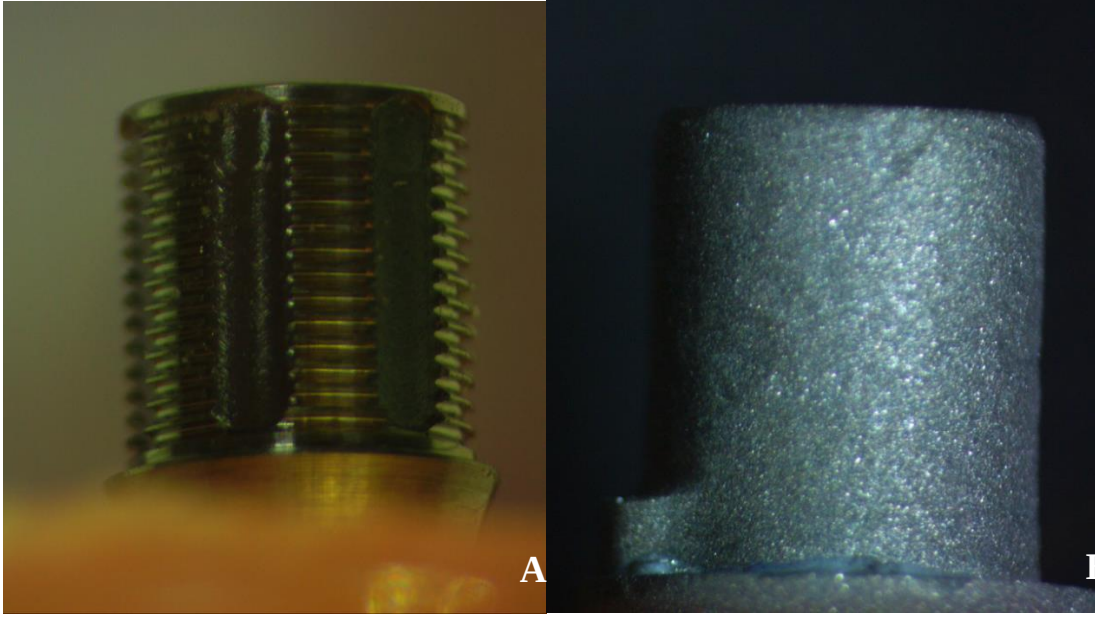
Şekil 3.32. 15° açılı abutment numunelerinin yerleştirilmesi

Abutmentların içindeki teflon bantlar çıkarıldı ve yere dik olacak şekilde çekme cihazına yerleştirildi (Şekil 3.33). Abutment ve titanyum taban birbirinden ayrılincaya kadar dikey yönde 2 mm/dk çekme hızı uygulandı. Çekme testine dair veriler Newton cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.33. Abutmentların çekme testi için cihaza yerleştirilmesi

Çekme testinden sonra prefabrike PVDF abutmentların titanyum tabanlarının yüzeyi incelendiğinde, firmadan temin edilen prefabrike titanyum tabanların yüzey yapısından farklı olarak daha fazla retantif alanların olduğu görüldü (Şekil 3.34 A-B).



Şekil 3.34. Abutmentların titanyum tabanlarının stereomikroskop görüntüsü (A: PVDF abutment, B:Standart titanyum taban)

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 23 (Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanıldı. Monolitik zirkonya kronların abutmentlara bağlanma dayanımı ve abutmentların titanyum tabana bağlanma dayanımı incelenirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Verilerin normal dağılım göstermediği görüldü. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi ve ikili karşılaştırmalar için Mann Whitney U test kullanıldı.

4. BULGULAR

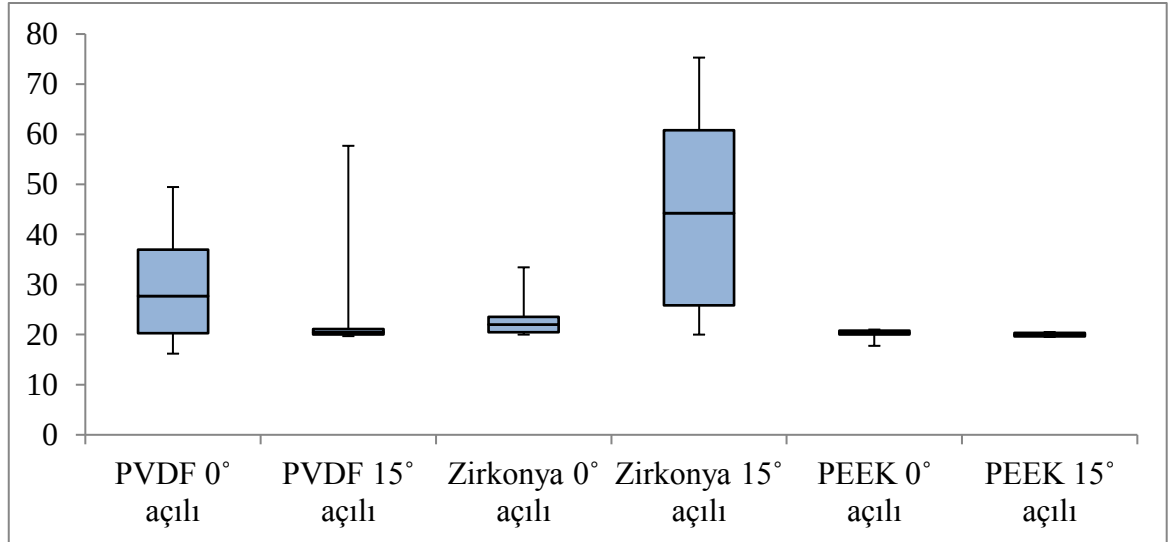
Bu çalışmada, 0° ve 15° açılı abutmentların monolitik zirkonya kronlar ile bağlanma dayanımı değerleri, PVDF abutmentlar için sırasıyla 27.72 N ve 20.50 N; zirkonya abutmentlar için sırasıyla 22.04 N ve 44.23 N; PEEK abutmentlar için ise sırasıyla 20.35 N ve 19.98 N olarak bulundu (Tablo 4.1, Şekil 4.1).

Tablo 4.1. Monolitik zirkonya kronlara uygulanan çekme testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanım değerleri (N)

	PVDF	Zirkonya	PEEK	p*
	Median (Min-Max)	Median (Min-Max)	Median (Min-Max)	
0° açılı	27.72 (16-49)	22.04 (20-33)	20.35 (18-21)	0.275
15° açılı	20.50 ^{ac} (20-58)	44.23 ^b (20-75)	19.98 ^{ac} (20-21)	0.002
p**	0.514	0.019	0.731	

Aynı satırda, aynı harfe sahip olan medyanlar, istatistiksel olarak farklı değildir (p>0.05).

* Kruskal Wallis, ** Mann Whitney U



Şekil 4.1. Monolitik zirkonya kronların abutmentlara bağlanma dayanımı değerleri (N)

Gruplar arası değerlendirmede; üç materyal arasında 0° açılı abutmentların monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.275$). 15° açılı abutmentların monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımlarında ise üç materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.002$). Zirkonya abutmentların monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımları, PEEK ve PVDF abutmentların bağlanma dayanımından anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0.003$, $p=0.045$). PVDF ile PEEK abutmentların monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark bulunmadı.

Grup içi değerlendirmede; monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımı değerlerinde, PVDF ve PEEK abutmentlarda açılar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=0.514$, $p=0.731$). Zirkonya abutmentlarda ise 15° açılı abutmentların monolitik zirkonya kronlara bağlanma dayanımı daha yüksek bulundu ($p=0.019$).

Mevcut çalışmada monolitik zirkonya kron ile abutment arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için uygulanan test sırasında 0° ve 15° açılı PEEK abutment gruplarında numunelerin yarısı ($n=6$), titanyum tabandan ayrılarak başarısız oldu. Bu başarısız abutmentların ortalama bağlanma dayanımı değerleri 0° açılı grupta 21.34 N, 15° açılı grupta 20.15 N olarak tespit edildi.

Gruplar arası değerlendirmede; titanyum taban ile üç abutment materyali arasındaki bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). PVDF abutmentların titanyum tabana bağlanma dayanım değerinin en yüksek, PEEK abutmentların ise en düşük olduğu tespit edildi.

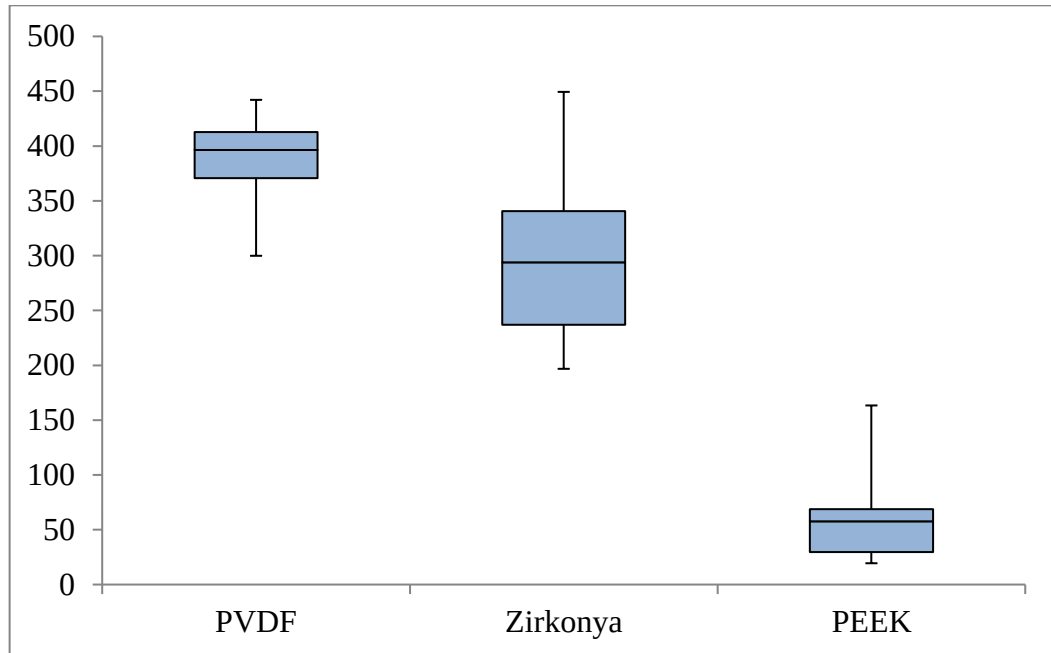
Abutment materyallerinin titanyum tabana bağlanma dayanım değerleri, PVDF abutmentlar için 396.29 N, zirkonya abutmentlar için 294.52 N ve PEEK abutmentlar için ise 57.69 N olarak elde edildi (Tablo 4.2, Şekil 4.2).

Tablo 4.2. Abutmentlara uygulanan çekme testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanım değerleri (N)

	Median (Min-Max)
PVDF	396.29 ^a (299.89-442.10)
Zirkonya	294.52 ^b (196.79-449.39)
PEEK	57.69 ^c (19.45-163.38)
p*	0.001

Aynı sütunda, farklı harfe sahip olan medyanlar, istatistiksel olarak farklıdır (p<0.05).

* Kruskal Wallis, Mann Whitney U



Şekil 4.2. Abutmentların titanyum tabana bağlanma dayanımı değerleri (N)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; iki farklı açıda üretilen zirkonya, PEEK ve PVDF abutmentların titanyum taban ve monolitik zirkonya kronlarla olan bağlanma dayanımları karşılaştırıldı. Bu çalışmanın sonuçlarına göre farklı materyallerden üretilen abutmentların titanyum tabanla bağlanma dayanımları arasında fark olmadığının desteklendiği H0A hipotezi reddedildi. Farklı materyallerden üretilen abutmentların monolitik zirkonya kronlarla bağlanma dayanımları arasında fark olmadığının desteklendiği H0B ve farklı aç derecelerine sahip abutmentların bağlanma dayanımları arasında fark olmadığının desteklendiği H0C hipotezi, kısmen reddedildi. Zirkonya abutmentların bağlanma dayanımında anlamlı farklılık görüldü.

İmplant destekli tedavilerin başarılı olarak kabul edilebilmesi için implantın osseointegrasyonun iyi olmasının yanı sıra kullanılan abutment materyallerinin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan bazı ihtiyaçları karşılayabilmesi gerekmektedir (65). Anterior bölgeye uygulanan implantların temel estetik amacı, doğal görünümün geri kazandırılmasıdır. İmplant üstü sabit bölümlü protezlerde ideal estetiğin sağlanabilmesi için kullanılan abutment materyalinin seçimi ile abutment çıkış profilinin doğal diş ve implant çevresi yumuşak dokularla uyumlu olması gerekir (1).

Literatürde implant üstü restorasyonlarla ilgili çalışmalarda abutment materyali olarak döküm altın alaşımı (147), titanyum (51, 52, 147-151), alümina (2, 151), zirkonya (2, 37, 51, 52, 147-154), lityum disilikat (155) ve PEEK (156) materyallerinin kullanıldığı görülmektedir.

Bu abutment materyallerinden titanyum; mükemmel stabilite, distorsiyon direnci, klinik çalışmalarda gösterdiği uzun dönem başarı ile implant destekli protetik restorasyonlarda abutmentlar için altın standart materyal olarak kabul edilmektedir (52, 53, 65, 71). İmplantların yüzeyel yerleştirildiği ve dişeti kalınlığının ince olduğu olgularda, titanyum abutmentların metal rengi dişetinden yansımaktadır. Ek olarak, titanyum abutmentların üst yapısında seramik kronlar kullanıldığında restorasyonun rengi, abutmenttan etkilenmektedir (43, 53). Daha iyi bir estetik sonuç için zirkonya ve alümina gibi yüksek mukavemetli seramikler, abutment malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır (157).

Zirkonya, yüksek dirence sahip olup doğal diş görünümünü taklit edebilme özelliğinden dolayı beklentilere olumlu cevap vermektedir. Doku cevabı oldukça iyidir (158) ve diğer tam seramik materyallerle karşılaştırıldığında daha iyi mekanik

özelliklere sahiptir (159). Zirkonya abutmentların internal bağlantısı, metalik komponentle (iki parça) veya abutmentın kendisiyle (tek parça) elde edilebilir (37, 51, 69).

Tek parça zirkonya abutmentların en önemli dezavantajlarından biri, fonksiyon esnasında implant arayüzünde meydana gelen aşınmadır (38, 160). İmplant platformuna bağlanan bölge olan zirkonya abutmentın tabanının, tek parçalı zirkonya abutmentlarda başarısızlıklara yol açabilecek yüksek bir stres oranına sahip olması ikinci bir dezavantajdır (154). Diğer bir dezavantaj ise tek parça zirkonya abutmentların, implantla marjinal uyumsuzluğa sahip olmasıdır (37). Bu uyumsuzluk; vida gevşemesi/kaybı, implant-abutment arayüzünün aşınması, bakteriyel kolonizasyona maruz kalan marjinal aralığın genişlemesi, plak retansiyonu, peri-implantitis, kemik/implant kaybı ve aşınan titanyum artıklarının neden olduğu metal alerjisi gibi problemlere neden olabilmektedir. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için, üzerine kişiselleştirilmiş kopinglerin simante edildiği, implantın içerisine vidalanan bir sekonder titanyum komponent kullanılması tavsiye edilmiştir (1, 37, 153, 154, 160-162). Böylece tek parça abutmentlara göre daha iyi mekanik performansı ve yorulma dayanımı olan iki parçalı (hibrit) abutmentlar, popüler hale gelmiştir (46, 72, 162) ve anterior bölgedeki tek implant üstü restorasyonlar için titanyum abutmentlara alternatif olarak kullanılabilir (47). İki parça abutmentın titanyum taban kısmı, implant ile olan bağlantının stabilitesini sağlarken, kişisel üretilen gövde ise rengin ve çıkış profilinin doğallığını ve estetiği sağlar (39). Bu avantajlar göz önünde bulundurularak iki parçalı abutmentlar, bu çalışmaya dahil edildi.

İki parça abutmentlar, günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile üretilmektedir (37, 163, 164). CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ve dijital iş akışı ile abutment üretiminin yaygınlaşmasının yanı sıra mevcut materyal yelpazesi de genişlemiştir. Odak öncelikli olarak titanyum, zirkonya ve lityum disilikat seramikler üzerinde olsa da polimer bazlı materyallere olan ilgi gittikçe artmaktadır (70). Yüksek performanslı polimerler, tek kronlardan tam ark restorasyonlara kadar desteklik sağlamak için dental abutmentlar veya altyapı materyalleri olarak tanıtılmıştır (69). Bu materyallerden biri olan PEEK, dental alanda implant, abutment, iyileşme başlığı, sabit protez altyapısı, hareketli protez altyapısı ve kroşe materyali olarak kullanılmaktadır (69, 73-75, 86, 165, 166). PEEK abutmentlar tek parça şeklinde (69) kullanılsa da yaygın olarak titanyum alaşım bağlantılı şekilde (167-171) kullanılmaktadır. Titanyum tabanlı kişisel PEEK abutmentların anterior bölgede kullanımının uygun olduğu belirtilmiştir (172).

Günümüzde hastalar ve hekimler tarafından estetik kaygının artmasıyla titanyum tabanlı zirkonya abutmentların yeterli estetik, mekanik ve biyolojik özellikleri göz önüne alınarak bu çalışmaya dahil edildi. Kemiğe yakın elastisite modülü sayesinde peri-implant dokular ile protetik restorasyonlarda minimum strese sebep olacağı düşüncesi, estetik olarak kabul edilebilir olması ve üstün mekanik özellikleri sebebiyle titanyum tabanlı PEEK abutmentlar, bu çalışmaya dahil edildi. Diğer bir polimer bazlı materyal olan PVDF, diş hekimliğinde kullanılan en güncel materyallerden biri olduğundan protetik tedavi ve implantoloji alanında literatüre sahip değildir. Piyasaya geçici abutment olarak yeni sürülen bu materyal; tanınması, tanıtılması ve literatüre katkı sağlanması düşünülerek bu çalışmaya dahil edildi.

İmplant cerrahisi sırasında maksiller sinüs, mandibular kanal, mental foramen, nazal boşluk gibi anatomik oluşumlar ve atrofik maksilla, dar alveolar sırt ile kret şekli; implantların optimal pozisyonda yerleştirilmesini etkileyebilmektedir (173, 174). İmplantların uzun aksı dışında yerleştirilmesi durumunda protezlerin fonksiyonel, mekanik ve estetik sonuçlarının ideal olarak sağlanabilmesi için açılı abutment kullanımı gerekebilmektedir (173). Literatürde titanyum taban üzerine yerleştirilen abutmentların farklı açı değerlerine ait bağlanma dayanımı çalışması yer almadığından dolayı 0° ve 15° açılı abutmentlar, bu çalışmaya dahil edildi. Bu çalışmada, zirkonya materyalinde 0° ve 15° açı arasında, 15° açılı abutmentlarda daha yüksek bağlanma dayanımı bulundu ($p=0.019$). 15° açılı abutmentlarda ise zirkonya abutmentların bağlanma dayanımları, PEEK ve PVDF abutmentların bağlanma dayanımından anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0.003$, $p=0.045$).

Literatürde bağlanma çalışmaları tarandığında implant üstü restorasyonlarda iki komponentli abutmentların titanyum taban ile estetik koping materyallerini içeren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (42, 47, 63, 68, 146, 162, 175-178). İki parça abutmentları içeren çalışmalarda koping materyaline bağlanabilmesi için titanyum tabanın yüzeyine 50 μm 'lik Al_2O_3 kumlama yapılması (63, 146, 162, 176, 178), 110 μm 'lik Al_2O_3 kumlama yapılması (47, 68), tribokimyasal silika kaplama (68, 175), primer (68, 175, 176) ve bond (178) uygulaması ile silan bağlayıcı ajan uygulaması (47, 68) önerilmektedir. İki çalışmada ise yüzeye hiçbir işlem uygulanmadan simantasyon gerçekleştirilmiştir (42, 177).

Yapılan çalışmalarda titanyum tabanlı iki parça zirkonya abutmentların bağlantı yüzeyinin zirkonya kısmına 50 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama (146, 162, 178), 110 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama (47, 68), tribokimyasal silika kaplama (68, 175), primer (68, 175,

176) ve bond (178) uygulaması ile silan bağlayıcı ajan uygulaması (47, 68) önerilmektedir. Üç çalışmada zirkonya yüzeyine hiçbir işlem uygulanmamıştır (42, 176, 177). Çalışmalarda genellikle 30-250 µm'lik Al₂O₃ partiküllerin 0.5-4 bar basınç altında kumlama cihazlarında püskürtüldüğü tespit edilse de (68, 125, 127, 131-133, 136, 138, 179, 180) zirkonyanın bağlanma yüzeyinin pürüzlendirilmesinde ve temizlenmesinde 2.5 bar basınçta 50-100 µm alümina partiküllerin etkili olduğu konusunda genel bir fikir birliği vardır (136, 137). Al₂O₃ ile kumlama işlemi bağlantıyı arttırdığı gibi grenler arası düzeyde mikro çatlak oluşumunu tetikleyerek yüksek dayanıklı seramiklerin yüzey bütünlüğüne de zarar verebilmektedir (136). Zirkonya seramiklere zarar vermemek adına kumlama işleminde daha düşük basınç kullanılması, 50 µm'ye kadar olan partiküllerin kullanılması (136, 181) veya kumlama yapılmaması önerilmektedir (135, 182).

Literatürde titanyum tabanlı PEEK abutmentlerle ilgili bağlanma çalışması bulunmamaktadır. Literatürde yer alan iki parçalı PEEK abutment çalışmaları da sınırlıdır ve var olan çalışmalar da kırılma dayanımını değerlendiren çalışmalardır. Bu çalışmalarda, simantasyondan önce PEEK kopingin bağlanma yüzeyine Al₂O₃ ile kumlama yapıldığı (47, 172, 183), özel bir kompozit ile PMMA primer karışımı (Visio.link, Bredent, Senden, Germany) uygulandığı (47, 183) görülmüştür.

Tüm bu veriler ışığında bu çalışmada, simantasyondan önce titanyum taban ile zirkonya ve PEEK kopinglerin bağlanma yüzeylerinde 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ile 2.5 bar basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi.

Yüzey pürüzlendirilmesi ile elde edilen mekanik adezyon, materyal ve rezin siman arasında uzun ömürlü bağlantı sağlamak için yeterli değildir (136). Bu yüzden, yüzey pürüzlendirme prosedürlerini ve adeziv fosfat monomer içeren çeşitli primerler ile rezin simanların kullanımını içeren kimyasal bağlanmayı kombine eden adeziv stratejiler geliştirilmiştir (127, 184). Literatür çalışmalarında, 10-MDP (127, 131, 136-138, 182, 185, 186), MEPS (131), 4-META (137), VBATDT (136, 186) ve 3-MPS (127, 132, 136-138, 162, 182, 185) gibi fosfat monomerlerin bağlanmayı arttırdığı belirtilmiştir. Bu çalışmada; titanyum taban ile zirkonya ve PEEK kopinglerin bağlanma yüzeylerine simantasyondan önce 3-MPS monomer, sülfid metakrilat ve metakrilat fosforik asit içeren primer (Monobond Plus) uygulandı. Bu primer, yapıştırma kompozitleri ile cam/oksit seramikten, metalden, kompozitten ve fiberle güçlendirilmiş kompozitten yapılmış restorasyonlar arasında dayanıklı bir kimyasal bağlantı oluşturmak için kullanılmaktadır.

Titanyum tabanlı kopinglerin simantasyonunda, genellikle dual-cure veya kimyasal aktive olan (otopolimerizan) simanlar tavsiye edilir; çünkü zirkonya ve PEEK kopingin altında ışınlı sertleşme zordur (63). Dolayısıyla bu çalışmada titanyum taban ile zirkonya ve PEEK kopinglerin simantasyonu aşamasında; monomer matrisi, dimetakrilat ve HEMA; inorganik dolgu maddeleri ise baryum camı, itterbiyum triflorür, karışık sferoid oksit ve titanyum oksitten oluşan rezin siman (Multilink Hybrid Abutment) kullanıldı. Bu rezin siman; lityum disilikat cam seramik, zirkonyum oksit veya PMMA'dan yapılmış yapıların iki parçalı abutment ya da iki parçalı abutment kronların oluşturulması amacıyla titanyum/titanyum alaşımından yapılmış bonding tabanları üzerinde ağız dışında kalıcı simantasyonu sağlamak için geliştirilmiş, dual-cure bir yapıştırma simanıdır.

Literatürde iki parçalı abutmentlerin simantasyonu ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Gehrke ve ark. (162), üç farklı tip rezin yapıştırma ajanının (Panavia 21, Multilink İmplant ve SmartCem2) iki parçalı zirkonya abutmentlerin retansiyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, test edilen rezin simanların retansiyon değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmıştır. En düşük bağlanma dayanımı değeri, ortalama 650.77 ± 174.92 N; en yüksek bağlanma dayanımı değeri ise 924.93 ± 363.31 N olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmaya göre mevcut çalışmada daha düşük bağlanma değerlerinin elde edilmesinin sebepleri arasında farklı marka titanyum taban, adeziv ve rezin siman kullanımı düşünülmektedir.

Von Maltzahn ve ark. (68), çalışmalarında, farklı yüzey modifikasyon tekniklerinin ve rezin yapıştırma simanlarının iki parçalı abutmentlerde titanyum ve zirkonya komponentler arasındaki bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Oluşturulan on iki grubun altısında, simantasyon öncesinde titanyum ve zirkonya komponentin bağlanma yüzeyi, Al_2O_3 ile kumlanmış ve ardından adeziv ile muamele edilmiştir. Bu altı grup içinde en düşük bağlanma dayanımı değeri, 360.3 N; en yüksek bağlanma dayanımı değeri ise 598.6 N olarak tespit edilmiştir. Kullanılan titanyum tabanın baca yüksekliğinin daha fazla olması (7.8 mm), 2 bar basınç altında, 110 μ m boyutta Al_2O_3 partiküllerinin kullanılması, MDP içerikli adeziv ve simanların kullanılması sebebiyle mevcut çalışmadan daha yüksek bağlanma değerleri elde edildiği düşünülmektedir.

Linkevicius ve ark. (187), farklı rezin simanlar ile titanyum tabana yapıştırılan zirkonya kopinglerin retansiyon değerini değerlendirdikleri çalışmalarında, 50 μ m Al_2O_3 ile kumlanan numunelerin üç farklı rezin siman için ortalama bağlanma dayanımı

değerlerini 122 ± 17 N (Ceka Site), 352 ± 21 N (RelyX U200) ve 662 ± 65 N (G-CEM LinkAce) olarak tespit etmişlerdir. RelyX U200 siman, fosforik asit gruplarını içeren metakrilat monomerlere sahipken G-CEM LinkAce siman, özel ester fosfat monomerleri içermektedir. Yazarlara göre bu iki siman arasındaki bağlanma dayanım değerleri farkı, simanların kompozisyonundaki farklılığa bağlıdır. Mevcut çalışmada kullanılan primerin içeriği ile RelyX U200 siman içeriği benzerdir. Bu çalışmada, RelyX U200 grubunda mevcut çalışmaya göre daha yüksek bulunan bağlanma dayanım değerlerinin farklı marka kullanılan titanyum tabanın baca yüksekliğinin 1.5 mm daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Güngör ve ark. (176), çalışmalarında titanyum tabana simante edilen kişisel zirkonya kopinglerin bağlanma dayanımında rezin siman tipinin etkisini incelemiştir. Resin siman tipinin titanyum tabana simante edilen zirkonya kopinglerin bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu görülen çalışmada, Zirconite simanın bağlanma dayanımının ortalama 650.73 ± 80.30 N, Multilink Hybrid Abutment simanın ortalama 529.50 ± 135.42 N, Panavia F 2.0 simanın ise ortalama 445.59 ± 108.18 N olduğu belirtilmiştir. Aynı siman kullanılmasına rağmen mevcut çalışmadan daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin bulunmasının nedeni, farklı marka titanyum taban kullanılması olduğu düşünülmektedir.

Silva ve ark. (188), titanyum tabanın baca yüksekliğinin ve siman tipinin titanyum taban ile zirkonya koping arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında rezin simanların, konvansiyonel simanlara göre anlamlı derecede daha yüksek bağlanma değerine sahip olduğunu belirtmiştir. Kullanılan titanyum tabanın baca yükseklikleri, 2.5 ve 4 mm olup bağlanma dayanımına istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmadığı tespit edilmiştir. Bu çalışmada 4 mm baca yüksekliğine sahip titanyum taban ile zirkonya kopinglerin rezin simanla olan en yüksek bağlanma dayanımı yaklaşık 165 N civarında olduğu belirtilmiştir. Silva ve ark.(188)'nin yaptığı bu çalışmada, mevcut çalışmada kullanılan daha fazla baca yüksekliği olan titanyum taban kullanılmasına rağmen mevcut çalışmaya göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği görülmüştür.

Lopes ve ark. (42), çalışmalarında titanyum taban üzerine geçici ve daimi simanlarla yapıştırılan CAD/CAM implant destekli kronların bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Daimi rezin olarak self-adeziv dual-cure rezin siman ile simante edilen zirkonya kronların bağlanma dayanımı değerleri, mevcut çalışmaya benzer şekilde yaklaşık 300 N olarak tespit edilmiştir.

Mevcut çalışmada titanyum taban ile kopinglerin bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde üç koping materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0.05$). PVDF kopinglerin en yüksek bağlanma dayanımı değerine (396.29 N), PEEK kopinglerin ise en düşük bağlanma dayanımı değerine (57.69 N) sahip olduğu bulundu. PVDF abutmentlar, titanyum tabana yapışık şekilde prefabrike olarak firmadan temin edildiğinden bu kopinglerin siman ile yapıştırma yöntemi yerine basınç altında presleme yöntemi ile titanyum tabana yapıştırıldığı göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca PVDF kopinglere ait titanyum tabanın yüzeyinin, firmadan alınan titanyum tabanın yüzeyine göre daha pürüzlü ve retantif olduğu görüldü. Bu sebeplerden dolayı, en yüksek bağlanma dayanımının PVDF abutmentlarda ortaya çıktığı düşünülmektedir. En düşük bağlanma dayanımının PEEK kopinglerde ortaya çıkmasının, PEEK materyalinin stabil kimyasal performansı, düşük yüzey enerjisi ve kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnci (77, 78) sebebiyle uygulanan yüzey işlemine bağlı olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda, PEEK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının yüzeye sülfürik asit uygulandığında Al_2O_3 ile kumlamaya göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir (81, 82). Mevcut çalışmada sülfürik asit gibi asitlerin toksik olmasından dolayı diş hekimliği kliniğinde kullanımlarının riskli kabul edilmesi (81, 83) sebebiyle PEEK yüzeyine sadece Al_2O_3 ile kumlama uygulandı. Ayrıca kullanılan PEEK materyalinin doldurucusuz olması ve dolayısıyla kullanılan primerin kimyasal olarak kenetlenemediği elementlerin olmaması da en düşük bağlanma dayanımının bu materyalde elde edilmesine neden olabildiği düşünülmektedir.

Literatürde PVDF abutmentlarla ilgili ve PVDF materyalinin kimyasal ve fiziksel yapısını inceleyen çalışma olmadığı görüldü. Bilindiği kadarıyla, mevcut çalışma, PVDF abutmentların kullanıldığı ilk çalışmadır. Bu çalışmada, 15° açılı abutmentların kronlara bağlanma dayanımlarında PVDF abutmentların bağlanma dayanımı, zirkonya abutmentların bağlanma dayanımına göre anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0.045$). PVDF ile PEEK abutmentların kronlara bağlanma dayanımı arasında ise anlamlı fark bulunmadı.

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda görülen porselen kırığı problemlerinin üstesinden gelebilmek için tam konturlu monolitik zirkonya restorasyonlar tanıtılmıştır (113). Konvansiyonel tetragonal zirkonyaya göre daha yüksek translusensiye sahip olduğu ve lityum disilikat için yüksek mukavemetli bir alternatif olabileceği belirtilmektedir. Anterior bölgede uygulanan implant destekli monolitik zirkonya

kronların lityum disilikat kronlardan daha yüksek kırılma kuvvetine sahip olduğu gösterilmiş ve üst çenenin anterior bölgesindeki uygulamalar için uygun olduğu belirtilmiştir (189). Bu verilere dayanarak bu çalışmada; zirkonya, PEEK ve PVDF abutmentlerin üst yapısı için monolitik zirkonya tercih edildi.

Monolitik zirkonya restorasyonların simantasyonunda çinko fosfat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve polikarboksilat gibi konvansiyonel simanlar kullanıldığı gibi daha çok adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır (67, 132, 190-193); fakat bu restorasyonların simantasyon protokolü ve siman seçimi için henüz onaylanmış iyi bir kılavuz yoktur (104, 194). Monolitik zirkonya esaslı restorasyonların adeziv simantasyonunda, opak olduklarından dolayı otopolimerizan veya dual-cure simanlar tercih edilmelidir (143). Bu çalışmada, monolitik zirkonya kronların simantasyonunda, işlem basamaklarının kısaltılması da göz önünde bulundurularak kendinden asitli (self-etch), self-adeziv, dual-cure rezin siman (seT PP) tercih edildi. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyanın üretici firması, yüzey işlemi olarak 2-4 bar basınç altında 50 µm'lik Al₂O₃ kumlama önermektedir. Bu doğrultuda simantasyondan önce monolitik zirkonya kronların bağlanma yüzü, 2.5 bar basınç altında 50 µm'lik Al₂O₃ ile kumlandı.

Literatür incelendiğinde implant destekli titanyum tabanlı abutment üzerine üretilen monolitik zirkonya kron restorasyonların rezin simana bağlanmasıyla ilgili çalışmalar sınırlıdır. Mangano ve ark. (195), klinik çalışmalarında 25 hastaya 40 adet iki parçalı zirkonya abutment destekli monolitik translusent zirkonya kron uygulamışlardır. 1 yıl takip sonunda 1 implantın başarısız olması nedeniyle restorasyonların sağkalım oranı %97.5 olarak belirtilmiştir. Sağkalan restorasyonlar arasında bir iki parçalı abutment ile implant arasında bağlantı kaybı, bir zirkonya abutmentin desimantasyonu ve bir monolitik zirkonya kronun desimantasyonu olmak üzere 3 komplikasyon meydana geldiğinden restorasyonların başarı oranının %92.4 olduğu bildirilmiştir. Premolar ve molar bölgeye uygulanan restorasyonların geçici siman ile yapıştırılmasına rağmen 1 yıllık klinik takip sonucunda yüksek başarı oranına sahip olması sebebiyle, yazarlar, bu tedavi seçeneğinin güvenilir olduğunu öne sürmüştür.

Mevcut çalışmada, monolitik zirkonya kronlarla titanyum tabanlı abutmentlerin bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde 15° açılı zirkonya abutment grubunun en yüksek bağlanma dayanımı (44.23 N), 15° açılı PEEK abutment grubunun ise en düşük bağlanma dayanımı (19.98 N) değerlerine sahip olduğu görüldü. Mevcut çalışmada, monolitik zirkonya kronların abutment materyallerine bağlanma dayanımı değerleri,

klirikte rutin kullanılan titanyum/zirkonya abutment ve zirkonya koping gibi materyallerle yapılan çalışmaların çoğunda bulunan bağlanma dayanımı değerlerinden dūřuk bulundu (184, 196-198). Ancak, Mangano ve ark.(195)'nın klinik çalışmasıyla karşılaştırıldığında bu değerlerin klinik kullanıma uygun olduğu, bu konuda çalışmaların arttırılması gerektiği dūřūnőlmektedir.

Literatőr tarandığında monolitik zirkonya numunelerine uygulanan yőzey işlemlerinin ve rezin siman bağlanma dayanımının araştırıldığı çalışmalar olsa da monolitik zirkonyanın rezin siman bağlantısını arttırmaya yőnelik eksiklik mevcuttur (199).

Ulu (105), yaptığı çalışmasında farklı yőzey işlemlerinin monolitik zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisini araştırmıştır. Monolitik zirkonya yőzeylerine 4 bar basınç altında 50 μm'lik Al₂O₃ ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, Z-Prime Plus primer uygulaması, Single Bond uygulaması, kumlama ardından Z-Prime Plus primer uygulaması ve tribokimyasal silika kaplama ardından Single Bond uygulaması gerçekleştirilmiştir. Resin siman olarak Panavia F 2.0 uygulanan numunelere, mikrogerilim testi uygulanmıştır. Kumlama ardından Z-Prime Plus uygulanan grubun en yőksek (18.76 N), kontrol grubunun ise en dūřuk bağlanma dayanımına (3.09 N) sahip olduğu bildirilmiştir. Bu değerler, mevcut çalışmada en dūřuk bağlanma dayanımları ۆlőlen 15° açılı PEEK abutment grubunun bağlanma dayanım değerlerinden (19.98 N) de dūřőktür.

Gūdők (182), çalışmasında farklı yőzey işlemlerinin, standart ve monolitik zirkonya seramik ile adeziv resin siman bağlantısı arasındaki etkilerini incelemiştir. Numune yőzeylerine; tribokimyasal silika kaplama, arayőz seramiği, cam infiltrasyon ve asit, Monobond Plus primer, Z-Prime Plus primer ile Clearfil Ceramic primer uygulanmıştır. Tribokimyasal silika kaplama ve arayőz seramiği uygulanan gruplar dışındaki diğer gruplara ilk ۆnce 50 μm'lik Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanmıştır. Resin siman olarak Panavia F 2.0 tercih edilmiştir. Mikrogerilim testi sonuçlarına gőre en yőksek bağlanma dayanımı Monobond Plus primer uygulanan standart zirkonya grubunda (36.897 N), en dūřuk bağlanma dayanımı ise cam infiltrasyon ve asit uygulanan monolitik zirkonya grubunda (22.526 N) ۆlőlmőřtőr. Monolitik zirkonyaya Monobond Plus uygulanan grubun bağlanma değeri, 33.262 N olarak ۆlőlmőřtőr. Gūdők'őn (182) self-adeziv siman kullanmamasına rağmen bu grupta bulunduğu değer, mevcut çalışmada self-adeziv kullanılarak elde edilen en yőksek bağlanma dayanımına sahip aynı yőzey işlemleri uygulanmış 15° açılı zirkonya abutment grubu ile monolitik

zirkonya kron arasında ölçülen bağlanma dayanımı değerinden (44.23 N) daha düşüktür.

Elsaka (111), yüzey işlemlerinin rezin simanların monolitik zirkonya materyallerine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdiği çalışmasında, iki farklı tip monolitik zirkonya numunelerin yüzeyine 2 bar basınçla 50 µm'lik Al₂O₃ kumlama veya tribokimyasal silika kaplama uygulamıştır. Numuneler daha sonra hassas kesme cihazında mikro hale getirilmiştir. Aynı yüzey işlemleri uygulanan iki mikro numune, Multilink Speed ve Multilink N rezin simanlar ile birbirine yapıştırılmıştır. Multilink N kullanılan numunelere, simantasyon öncesinde üretici firma önerisi ile Monobond Plus uygulanmıştır. Her iki tip monolitik zirkonya ve her iki rezin siman için tribokimyasal silika kaplama, daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmesini sağlamıştır (58.11 N ve 51.71 N). Kumlama ardından Monobond Plus ve Multilink N uygulanan numune gruplarının bağlanma dayanım değerleri (30.20 N ve 32.51 N), mevcut çalışmadaki grupların bağlanma değerleri ile kıyaslanabilir değerdedir. Bu çalışmada simantasyon öncesi primer kullanılmış, mevcut çalışmada ise monolitik zirkonya kronların simantasyonunda self-adeziv siman kullanılmıştır. Bu çalışmada, mevcut çalışmaya göre yüksek değerlerin elde edilmesinin nedeni olarak self-adeziv siman yerine adeziv siman kullanılması düşünülmektedir.

Bağlanma dayanım testleri, adeziv sistemlerin etkinliğini incelemek amacıyla en sık kullanılan testlerdir (141). Çekme testlerinde stres dağılımı, makaslama testlerine göre çok daha muntazamdır (19). Bu çalışmada, monolitik zirkonya kronların abutment materyalleri ile olan bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla 0.5 mm/dk hız ile çekme testi uygulandı.

Kron üretiminde tek çeşit materyal kullanılması, abutment materyallerinin ve monolitik zirkonya kronların simantasyonunda tek çeşit yüzey işlemi ve siman kullanılması, çalışmada termal yaşlandırma uygulanmaması, çalışmanın in-vitro koşullarda gerçekleştirilmesi bu çalışmanın limitasyonları olarak görülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı açıda üç farklı materyalden üretilmiş abutmentin titanyum taban ile monolitik zirkonya kronlara olan bağlanma dayanımının incelendiği bu çalışmada varılan sonuçlar ve öneriler şu şekildedir:

- PVDF abutmentların titanyum tabana bağlanma dayanımı değerlerinin zirkonya ve PEEK abutmentlara göre daha yüksek olduğu görüldü.
- 15° açılı zirkonya abutment, en fazla bağlanma dayanımı değerine sahipken 15° açılı PEEK abutment, en düşük bağlanma dayanımı değerine sahiptir. Anterior bölgede 15° açılı abutment kullanılması gereken olgularda, bağlanma dayanımı daha iyi olduğundan zirkonya abutment kullanılabilir.
- Multilink Hybrid Abutment simanın titanyum taban destekli iki parça abutmentların simantasyonunda kullanım endikasyonu olmasına rağmen bu çalışmada, PEEK abutmentlara yeterli bağlanma dayanımı sağlayamamıştır.
- PEEK materyalinin titanyum taban ile olan bağlanımını arttırmak için kumlama dışında farklı mekanik veya kimyasal yüzey işlemlerini içeren çalışmalar yapılmalıdır.
- Klinikte rutin kullanılan restorasyonlara göre daha düşük bağlanma değeri bulunan monolitik zirkonya kronların bağlanma dayanımını geliştirecek çalışmalar yapılmalıdır.
- Daha ileriki çalışmalarda uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan siman çeşitleri artırılarak değerlendirme yapılması, literatürdeki eksiklikleri giderme konusunda yararlı olacaktır.
- Bilindiği kadarıyla bu çalışma, PVDF abutmentların kullanıldığı ilk çalışmadır. Dolayısıyla ileride yapılacak çalışmalarla bu sonuçlar tartışılabilir ve PVDF materyali hakkında mekanik, fiziksel ve biyolojik olarak daha fazla çalışma yapılmalıdır.
- Literatürde, iki parçalı abutmentlarla desteklenen kronlara ait bağlanma dayanımı çalışmalarında ve açılı abutmentlarla restore edilen kronların bağlanma dayanımı çalışmalarında eksiklik görülmüştür. Bu konuda yapılacak çalışmalarla, literatürün zenginleştirilmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Dede DÖ, Tulga A, Küçükekenci AS. Tek diş implant üstü protezlerde estetik seçenekler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2016,2(3):52-60.
2. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub J. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005,32(11):838-43.
3. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *International Journal of Prosthodontics* 2007,20(5):489-93.
4. Güngör MB, Doğan A, Nemli SK, Tamam E. Ön bölge implantlarının hasta başı cad-cam kişisel seramik abutmentlerle rehabilitasyonu: 2 olgu sunumu *Sağlık Akademisi Kastamonu* 2017,2(2):142-53.
5. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition *J Prosthet Dent* 2017: p. 29,47.
6. Misch CE. Dental implant prosthetics, Elsevier Health Sciences; 2004: 26.
7. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2014,40(2):50-60.
8. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007,24(1):51-6.
9. Şirin Y, Horasan S. Hasta değerlendirmesi, İmplant endikasyon ve kontrendikasyonları, planlama ve görüntüleme yöntemleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Surgery-Special Topics* 2015,1(2):1-12.
10. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ. Implants in clinical dentistry, CRC Press; 2011: 11-3,55.
11. Misch CE. Contemporary implant dentistry-E-Book, Elsevier Health Sciences; 2007: 32,92.
12. Al-Quran FA, Al-Ghalayini RF, Al-Zu'bi BN. Single-tooth replacement: factors affecting different prosthetic treatment modalities. *BMC Oral Health* 2011,11(1):34-40.
13. Malet J, Mora F, Bouchard P. Implant dentistry at a glance, John Wiley & Sons; 2018: 21,33,5.
14. Diz P, Scully C, Sanz M. Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of Dentistry* 2013,41(3):195-206.
15. Hwang D, Wang H-L. Medical contraindications to implant therapy: part I: absolute contraindications. *Implant Dentistry* 2006,15(4):353-60.
16. Sanz M, Naert I. Biomechanics/risk management (working group 2). *Clinical oral implants research* 2009,20:107-11.

17. Ferneini MTGEM. Evidence-Based Oral Surgery, Springer International Publishing; 2018: 454.
18. Filius MA, Vissink A, Raghoobar GM, Visser A. Implant-retained overdentures for young children with severe oligodontia: a series of four cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2014,72(9):1684-90.
19. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's restorative dental materials, fourteenth edition, Elsevier Health Sciences; 2018: 273,83,84,89,90,301,2.
20. Rosenstiel SF, Land MF. Implant-supported fixed prostheses. In: Yılmaz B, McGlumphy E, editors. Contemporary fixed prosthodontics. 5 ed: Elsevier Health Sciences; 2015. p. 318.
21. Ahmad I. Prosthodontics at a Glance, 1 ed. Middlesex, John Wiley & Sons; 2012: 115.
22. Üçtaşlı S. Dental İmplant Tarihçe ve Tanım: Dental İmplantların Sınıflaması. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics* 2017,3(2):81-6.
23. Uysal T. İmplantlar ve ortodonti. *Cumhuriyet Dental Journal* 2005,8(2):146-55.
24. Torabinejad M, Sabeti M, Goodacre C. Principles and practice of single implant and restoration - e-book, Elsevier Health Sciences; 2013: 8,39,40.
25. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials, 12 ed, 12, editor, Elsevier Health Sciences; 2013: 267,8,75,309,29,30,505.
26. Shafie HR. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments, John Wiley & Sons; 2014: 3,9,13,7-20.
27. Chapman RJ, Grippio W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant dentistry* 1996,5(4):257-61.
28. Mangano F, Colombo M, Mangano C. Clinical evaluation of 762 single-tooth, locking-taper implants: A prospective study with 1-to 12-years of follow-up. *J Dent Oral Care Med* 2016,2(2):201.
29. Karunakaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association* 2013,93(2):18-23.
30. Shah R, Aras M, Chitre V. Implant-abutment selection: A literature review. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research* 2014,5(2):43-9.
31. Meriç G. İmplant destekli protetik restorasyonlarda implant-dayanak ara yüz dizaynının önemi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009,1(2):18-24.
32. Muley N, Prithviraj D, Gupta V. Evolution of external and internal implant to abutment connection. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2012,3(3):122-9.

33. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research* 2012,23:202-16.
34. Sadaqah N, Al-Wahadni A, Abu Alhija E. Implant abutment types: A literature review– Part 1. *J Implant Adv Clin Dent* 2010,2(3):93-9.
35. Garcia-Gazau S, Razzoog M, Sierraalta M, Saglik B. Fabrication of a screw-retained restoration avoiding the facial access hole: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015,114(5):621-4.
36. Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants* 2003,18(5):719-28.
37. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2015,30(3):546-54.
38. Gültekin P, Turp V. Kişiyi özel dayanaklar. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 2015,1(1):69-76.
39. Öztürk Ö. Kişiyi özel dental implant abutmentları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016,26(15):73-9.
40. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2005,63(9):22-32.
41. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *European journal of oral implantology* 2017,10 Suppl 1:139-46.
42. Lopes ACdO, Machado CM, Bonjardim LR, Bergamo ETP, Ramalho IS, Witek L, et al. The effect of cad/cam crown material and cement type on retention to implant abutments. *Journal of Prosthodontics* 2018,28(2):552-6.
43. Şen N, Ölçer Y. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2019,25(1):104-12.
44. Christiaan M, Sutter F, Oosterbeek HS, Schroeder A. Indications for angled implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992,67(1):85-93.
45. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2000,15(6):819-23.
46. Mehl CJ, Okano N, Ludwig K, Kern M. Retention of bonded titanium copings fixed to implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016,115(1):26-34.

47. Atsü S, Aksan ME, Bulut AC. Fracture resistance of titanium, zirconia, and ceramic-reinforced polyetheretherketone implant abutments supporting cad/cam monolithic lithium disilicate ceramic crowns after aging. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2019.
48. Hornbrook D. Case report using the "H" abutment: achieving esthetics, strength, and predictability for the anterior implant. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2015,36(3):192, 4-8, 200-1.
49. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics* 2004,17(3).
50. Mascarenhas F, Yilmaz B, McGlumphy E, Clelland N, Seidt J. Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017,117(6):749-54.
51. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2016,18(6):1134-41.
52. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research* 2009,20(8):802-8.
53. Mumcu E, Erdiñç G. Implant abutment selection criteria. *Acta Scientific Dental Sciences* 2018,2(8):31-8.
54. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000* 2008,47(1):224-43.
55. Tan PLB, Dunne Jr JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004,91(3):215-8.
56. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006,95(2):111-6.
57. Cooper LF, Stanford C, Feine J, McGuire M. Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016,116(1):33-9.
58. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2007,28:145-50.

59. Bağırvatan GN, Çelik M, Çilingir A, Bayraktar G. Estetik implant dayanaklar. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2015,36(2):60-6.
60. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical implant dentistry and related research* 2012,14(5):633-45.
61. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın yapısı. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017,3(2):77-83.
62. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics* 2010,23(4):299-309.
63. Fadanelli MA, Amaral FLBd, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG. Effect of steam autoclaving on the tensile strength of resin cements used for bonding two-piece zirconia abutments. *Journal of Oral Implantology* 2017,43(2):87-93.
64. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014,24:106-16.
65. Günel B, Ulusoy M, Durmayüksel T, Yılmaz SK. Seramik abutmentların mekanik, biyolojik ve estetik açıdan değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015,25:148-56.
66. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions* 2016,45(48):194-215.
67. Şahin Z, Ergün G. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda görülen komplikasyonlar. *Cumhuriyet Dental Journal* 2018,21(1):70-84.
68. von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention forces between titanium and zirconia components of two-part implant abutments with different techniques of surface modification. *Clinical implant dentistry and related research* 2016,18(4):735-44.
69. Al-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: A case series report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2017,28(4):1-8.
70. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Guth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. *Quintessence international* 2019,50(3):176-84.
71. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019,121(5):775-81.

72. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014,112(5):1096-102.
73. Whitty T. Peek—a new material for cad/cam dentistry. *Juvora Dental Innovations* 2014:32-6.
74. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry journal* 2017,5(4):35.
75. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics* 2016,25(7):580-4.
76. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014,112(5):1278-88.
77. Külünk T, Külünk Ş, Saraç D. Diş hekimliği uygulamalarında polietetereterketon. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 2017,3(3):175-83.
78. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental materials journal* 2016,35(4):668-74.
79. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012,258(18):7213-8.
80. Stock V, Wagner C, Merk S, Roos M, Schmidlin PR, Eichberger M, et al. Retention force of differently fabricated telescopic PEEK crowns with different tapers. *Dent Mater J* 2016,35(4):594-600.
81. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *dental materials* 2010,26(6):553-9.
82. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials* 2014,30(8):e209-e15.
83. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2013,101(7):1209-16.

84. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 2015,34(1):7-12.
85. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal* 2013,32(3):441-8.
86. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics* 2019,28(1):e342-e9.
87. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lmkemann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical oral investigations* 2018,22(2):763-71.
88. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dental materials journal* 2015,34(1):114-9.
89. Oh J-h. Recent advances in the reconstruction of cranio-maxillofacial defects using computer-aided design/computer-aided manufacturing. *Maxillofacial plastic and reconstructive surgery* 2018,40(1):2.
90. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 2011,55(3):559-70.
91. Ersu B, Yzgll B, Canay Œ. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi DiŒ Hekimliēi Fakültesi Dergisi* 2008,32(2):58-72.
92. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 2008,204(9):505.
93. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005,26(7):507-13.
94. Kalaycı B, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemler. *Atatürk Üniv DiŒ Hek Fak Derg* 2015:129-36.
95. Patil M, Kambale S, Patil A, Mujawar K. Digitalization in dentistry: Cad/cam - a review. *Acta Scientific Dental Sciences* 2018,2(1):12-6.
96. etindaē MT, AyŒef M. DiŒ hekimliēinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi DiŒ Hekimliēi Fakültesi Dergisi*,26(3):524-33.
97. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2006,137:14S-21S.

98. Özdemir İA. Monolitik zirkonya kronların kısa dönem klinik takibi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2018.
99. Ubale D, Uddanwadiker RV. Latest trends in Digital Dentistry : A Review. *Int J S Res Sci Engg Tech* 2018,4(8):533-9.
100. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008,18(1):25-32.
101. Kalayci BB, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015,25:129-36.
102. Kurt M, Bal BT. Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkiler. *Selcuk Dental Journal*,4(2):68-76.
103. Kim H-K, Kim S-H. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials* 2014,30(9):e229-e37.
104. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research* 2016,27(4):1427-36.
105. Ulu H. Farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2015.
106. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 2016,30(4):644-52.
107. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics* 2011,55(2):333-52.
108. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2016,59:128-38.
109. Cardelli P, Manobianco FP, Serafini N, Murmura G, Beuer F. Full-arch, implant-supported monolithic zirconia rehabilitations: pilot clinical evaluation of wear against natural or composite teeth. *Journal of Prosthodontics* 2016,25(8):629-33.
110. Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015,26(15):67-72.
111. Elsaka SE. Influence of surface treatment on the bond strength of resin cements to monolithic zirconia. *Journal of Adhesive Dentistry* 2016,18(5):387-95.

112. Durkan R, Deste G, Şimşek H. Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2018,28(2):263-70.
113. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016,116(3):436-9.
114. Dikiciler S. Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv resin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016,26(4):152-8.
115. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoglu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012,22(2):205-16.
116. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 2007,51(2):453-71.
117. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials-E-Book, 4 ed, 4, editor, Elsevier Health Sciences; 2014: 215-6.
118. Tuncer B. Seramik ve seramik benzeri materyallerin titanyumla adezyonunda resin simanın ve yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2017.
119. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit resin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2014,35(2):1-8.
120. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008,10(4):251-8.
121. Demirtaş Z. Seramik resin kompozit cad/cam blokların bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkilerinin değerlendirilmesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi, 2015.
122. Hayran Y, Akbulut N, Soylu E, Tümer MK. İmplant yüzey şekillendirme teknolojileri. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Surgery-Special Topics* 2016,2(2):98-105.
123. Yıldırım G, Uzun İH. Diş hekimliğinde silan uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016:123-30.
124. Sevmez H, Güngör MB, Yılmaz H. Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2018,39(3):148-59.
125. Ho BJ, Tsoi JK-H, Liu D, Lung CY-K, Wong H-M, Matinlinna JP. Effects of sandblasting distance and angles on resin cement bonding to zirconia and titanium. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2015,62:25-31.

126. Valandro LF, Özcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *Journal of Adhesive Dentistry* 2006,8(3):175-81.
127. Tanis MC, Akay C, Karakis D. Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents. *Biotechnology, biotechnological equipment* 2015,29(2):363-7.
128. Tekin YH. Zirkonya esaslı tam seramik ve metal destekli seramik kronların marjinal uyumlarının ve çiğneme simülatörü sonrası aşınma miktarlarının değerlendirilmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Tokat: Gaziosmanpaşa Üniversitesi, 2017.
129. Tekin U, Güngör MA, Çömlekoğlu ME, Aladağ A, Dünder Çömlekoğlu M. Dental implantların yüzey yapıları. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 2016,22(1):55-62.
130. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 2002,15(2).
131. Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental materials journal* 2006,25(4):669-74.
132. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic-influence of surface treatment and thermocycling. *Journal of Applied Oral Science* 2011,19(4):388-95.
133. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials* 2011,27(1):71-82.
134. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RMd, Souza ROdA, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian dental journal* 2016,27(6):693-9.
135. Asar NV, Çakırbay M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc* 2013,30(3):162-8.
136. Obradović-Djuričić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević D, Zrilić M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh celok lek* 2013,141(5-6):395-401.
137. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2009,23(7-8):1097-111.
138. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2010,26(4):345-52.
139. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Operative dentistry* 2009,34(3):280-7.

140. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials* 2010,26(1):44-50.
141. Tekçe N. İn vitro bağlanma dayanım testleri ile klinik çalışmalar arasındaki ilişki. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2013,34(2):57-65.
142. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials* 2010,26(2):e100-e21.
143. Subaşı MG. Farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya seramiğe üç farklı rezin simanın bağlanmasının incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi 2011.
144. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechtse P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008,10(1):7-16.
145. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999,1(4):299-309.
146. Mehl C, Zhang Q, Lehmann F, Kern M. Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018,120(2):214-9.
147. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research* 2011,22(6):631-7.
148. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology* 2004,75(2):292-6.
149. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2002,17(c6):793-8.
150. do Nascimento C, Pita MS, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. In vivo evaluation of Candida spp. adhesion on titanium or zirconia abutment surfaces. *Archives of oral biology* 2013,58(7):853-61.
151. Yüzüğüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2008,10(2):113-21.
152. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015,26 Suppl 11:139-47.

153. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle C. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009,24(5):850-8.
154. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013,28(2):488-93.
155. Lin W-S, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014,111(3):181-5.
156. Ramenzoni LL, Attin T, Schmidlin PR. In Vitro Effect of Modified Polyetheretherketone (PEEK) Implant Abutments on Human Gingival Epithelial Keratinocytes Migration and Proliferation. *Materials* 2019,12(9):1401.
157. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research* 2009,20:4-31.
158. Eğilmez F, Biçer AY, Ergun G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal* 2010,13(2):72-80.
159. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *International Journal of Prosthodontics* 2001,14(3):231-8.
160. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* 2012,28(12):1215-20.
161. Canullo L, Morgia P, Marinotti F. Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. *International Journal of Prosthodontics* 2007,20(5):486-8.
162. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2014,16(6):920-5.
163. Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical oral implants research* 2019,30(1):90-8.
164. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of investigative and clinical dentistry* 2018,9(4):e12355.

165. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology* 2013,39(6):743-9.
166. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research* 2016,60(1):12-9.
167. Östman PO, Wennerberg A, Ekestubbe A, Albrektsson T. Immediate occlusal loading of NanoTite™ tapered implants: a prospective 1-year clinical and radiographic study. *Clinical implant dentistry and related research* 2013,15(6):809-18.
168. Östman PO, Wennerberg A, Albrektsson T. Immediate occlusal loading of NanoTite™ PREVAIL® implants: a prospective 1-year clinical and radiographic study. *Clinical implant dentistry and related research* 2010,12(1):39-47.
169. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 2012,14(6):882-9.
170. Levine RA. Soft tissue considerations for optimizing implant esthetics. *Funct Esthet Restor Dent* 2007,1:54-62.
171. Geramy A, Rokn A, Keshtkar A, Monzavi A, Hashemi HM, Bitaraf T. Comparison of short and standard implants in the posterior mandible: A 3D analysis using finite element method. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 2018,15(2):130.
172. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent* 2015,43(7):839-45.
173. Özyanat G, Mohammadi A, Değer S, Alioğlu E. Simante restorasyonlarda açılı implant dayanağı kullanım sıklığı. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 2013,47(1):8-16.
174. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1997,12(1).
175. Mieda M, Atsuta I, Matsushita Y, Morita T, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, et al. The effective design of zirconia coping on titanium base in dental implant superstructure. *Dental materials journal* 2018,37(2):237-43.
176. Güngör MB, Nemli SK. The Effect of Resin Cement Type and Thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments Bonded to Titanium Inserts. *Journal of Oral & Facial Pain & Headache* 2018,32(3).

177. Silva CEP, Soares S, Machado CM, Bergamo ETP, Coelho PG, Witek L, et al. Effect of cad/cam abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant Dent* 2018,27(5):582-7.
178. Zenthöfer A, Rues S, Krisam J, Rustemeyer R, Rammelsberg P, Schmitter M. Debonding Forces for Two-Piece Zirconia Abutments with Implant Platforms of Different Diameter and Use of Different Luting Strategies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2018,33(5):1041-6.
179. Phark J-H, Duarte Jr S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *The Journal of prosthetic dentistry* 2009,101(1):29-38.
180. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials* 2006,22(3):283-90.
181. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clinical Oral Investigations* 2014,18(7):83,301,2.
182. Güdük MS. Farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya seramik ile adeziv reçine siman bağlantısının in vitro olarak değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2014.
183. Elsayed A, Farrag G, Chaar MS, Abdelnabi N, Kern M. Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *The International journal of prosthodontics* 2019,32(1):91-6.
184. Kokubo Y, Kano T, Tsumita M, Sakurai S, Itayama A, Fukushima S. Retention of zirconia copings on zirconia implant abutments cemented with provisional luting agents. *Journal of oral rehabilitation* 2010,37(1):48-53.
185. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2009,25(2):172-9.
186. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2010,26(7):650-8.
187. Linkevicius T, Caplikas A, Dumbryte I, Linkeviciene L, Svediene O. Retention of zirconia copings over smooth and airborne-particle-abraded titanium bases with different resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019.

188. Silva CE, Soares S, Machado CM, Bergamo ET, Coelho PG, Witek L, et al. Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant dentistry* 2018,27(5):582-7.
189. Preis V, Behr M, Rosentritt M. In Vitro Fatigue and Fracture Testing of Implant-Supported Anterior Ceramic Crowns. *The International journal of prosthodontics* 2018,31(3):264-6.
190. Durkan R, Özkır SE. Protetik diş tedavisi uygulamalarında kullanılan monolitik zirkonya seramik sistemleri ve kullanım alanları. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2018,45(3):211-19.
191. Wasiluk G, Chomik E, Gehrke P, Pietruska M, Skurska A, Pietruski J. Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. *Clinical oral implants research* 2017,28(7):774-8.
192. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016,116(6):902-8.
193. Sadid-Zadeh R, Liu P-R, Aponte-Wesson R. Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *The journal of advanced prosthodontics* 2013,5(2):209-17.
194. Kachhara S, Ariga P, Jain AR. Recommended cementation for monolithic zirconia crowns. *Reactive and Functional Polymers* 2018,10(4):566-8.
195. Mangano F, Margiani B, Admakin O. A Novel Full-Digital Protocol (SCAN-PLAN-MAKE-DONE®) for the Design and Fabrication of Implant-Supported Monolithic Translucent Zirconia Crowns Cemented on Customized Hybrid Abutments: A Retrospective Clinical Study on 25 Patients. *International journal of environmental research and public health* 2019,16(3):317.
196. Menon NS, Kumar GS, Jnanadev K, Babu CS, Shetty S. Assessment and comparison of retention of zirconia copings luted with different cements onto zirconia and titanium abutments: An in vitro study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society* 2016,16(2):136.
197. Nejatidanesh F, Savabi O, Savabi G, Razavi M. Effect of cleaning methods on retentive values of saliva-contaminated implant-supported zirconia copings. *Clinical oral implants research* 2018,29(5):530-6.
198. Güler U, Budak Y, Queiroz JRC, Özcan M. Dislodgement resistance of zirconia copings cemented onto zirconia and titanium abutments. *Implant dentistry* 2017,26(4):510-5.
199. Çağlar İ, Ateş SM, Korkmaz FM, Yeşil Duymuş Z. Effect of Various Surface Pretreatments on Monolithic Zirconia-Resin Cement Bonding. *Yeditepe J Dent* 2018,14(3):105-10.

EKLER

EK.1.Özgeçmiş

30 Mayıs 1991 tarihinde Balıkesir’de doğdum. İlköğretimimi Balıkesir Atatürk İlköğretim Okulu’nda ve lise öğrenimimi Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2009 yılında kazandığım Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2014 yılında mezun oldum. 2016 yılı Ocak ayından itibaren İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitime başladım ve halen aynı Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

salginciirem@gmail.com

EK.2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

9 Mart 2019 tarih ve 30709 sayılı T.C. Resmi Gazete’de yayımlanan ‘Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamalarının Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’in 1. Bölüm, 2. Madde, 1.Fıkrası (Bu Yönetmelik insanlar üzerinde yapılacak olan 27/10/2014 tarihli ve 29158 sayılı Resmî Gazete’de yayımlanan Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamaları Yönetmeliğinde yer alan geleneksel ve tamamlayıcı tıp uygulamalarının klinik araştırmalarını, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince, bu çalışmanın bir klinik araştırma değil, sadece laboratuvar çalışması olması nedeniyle etik kurul kararı alınmamıştır.