



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İMLANT ÜSTÜ SABİT RESTORASYONLARIN
SİMANTASYONUNDA KULLANILAN SİMAN MATERYALLERİNİN
VE İZOLASYON YÖNTEMLERİNİN ARTIK SİMAN MİKTARI
ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan
Süha KUŞÇU

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Doç. Dr. Yeliz HAYRAN

TOKAT- 2021

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(.../.../2021)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Süha KUŞÇU

.....
İmzası

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bu yana bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, her türlü desteğini arkamda hissettiğim, asistanı olmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam Doç. Dr. Yeliz HAYRAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince tecrübeleri ve bilgi birikimiyle yardımcı olan değerli hocam Doç. Dr. Işıl SARIKAYA'ya,

Bölümümüzün değerli hocaları Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT, Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'ya,

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarım, fakültemiz personeli ve teknisyen arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde büyük payı olan, her zaman arkamda olup beni destekleyen sevgili aileme ve eşime sonsuz teşekkür ederim.

Süha KUŞÇU

TOKAT- 2021

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2019/107 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

İmplant Üstü Sabit Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Siman Materyallerinin ve İzolasyon Yöntemlerinin Artık Siman Miktarı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Amaç: Çalışmanın amacı polikarboksilat siman, geçici implant simanı ve rezin siman ile simante edilen tek üye implant üstü kronların simantasyonu sonrasında kron-abutment kompleksi ve abutment çevresi dişeti yüzeyinde kalan artık siman miktarını en aza indiren izolasyon yönteminin belirlenmesidir.

Yöntem: Çalışmamızda; sondla temizleme, rubber dam ve teflon bant izolasyon yöntemleri dikkate alınarak her bir grupta toplam 30 örnek olacak şekilde 3 ana grup oluşturuldu. Daha sonra her bir ana grup uygulanacak polikarboksilat, geçici implant ve rezin simanı materyaline göre 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Teflon bant izolasyon tekniği için simantasyon öncesinde bir teflon bant abutmentin gingival yüzeyine sarılmıştır. Rubber dam izolasyonu için de uygun boyutta kesilmiş bir dam abutment ile perfor edilmiş bu halde analog üzerine vidalanarak simante edilmiş, simanın sertleşmesi sonrası kesilerek çıkarılmıştır. Kronların içine siman materyalleri bütün yapışma yüzeyini dolduracak şekilde yüklenmiştir. Kontrol grubunda simanın sertleşmesi sağlanınca sond ile temizlik yapılmıştır. Temizlik sonrasında kronlar üzerinde hazırlanmış olan vida deliklerinden girilerek kron-abutment kompleksi bütün olarak çıkarılmış ve model üzerinde dişetini taklit eden ilave silikon materyalinin yüzeyine dik açıyla yerleştirilmiş bir fotoğraf makinesi ile görüntü alınmıştır. Kron-abutment kompleksi kondanse silikon bloğu için gömülmüş ve abutment kenarlarında kalan artık simanların mesial, distal, bukkal ve palatal yönlerden bu yönlerle dik açı ile yerleştirilmiş fotoğraf makinesi ile görüntüleri alınmıştır. Elde edilen dijital görüntüler Adobe Photoshop CC2018 programı ile analiz edilmiştir. Programda, kalmış siman artıkları Lasso Tool ile işaretlenip bu işaretli bölgelerin toplam alanları tespit edilmiştir. Her örnekte elde edilen toplam alanlar artık siman miktarını belirlemiştir. Bu artık siman miktarları IBM SPSS Statistics Ver.23 yazılımı ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Bulgular: Üç yönlü Anova sonuçlarına göre izolasyon yöntemleri, siman materyalleri ve yüzeylerin artık siman miktarı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Artık siman miktarı azdan çoğa doğru sırasıyla rubber dam izolasyon grubu için 1437,5 px, teflon bant izolasyon grubu için 1598,4 px ve kontrol grubu için 2623,1 px olarak elde edilmiştir. En yüksek artık siman miktarı polikarboksilat yapıştırma simanından elde edilmişken en düşük siman miktarı ise rezin simandan elde edilmiştir. Artık siman miktarı azdan çoğa doğru sırasıyla okluzal yüzeyde 1637,3 px, bukkal yüzeyde 1856,1 px, palatinal yüzeyde 1873,1 px, mesial yüzeyde 2011,9px ve distal yüzeyde 2271,4 olarak elde edilmiştir.

Sonuçlar: Artık siman miktarı; izolasyon yöntemi, siman çeşidi ve temizlenen yüzey değişkenlerinden etkilenmiştir. En etkili izolasyon yöntemi rubberdam için bulunmuştur. Bunu teflon bant ve sondla temizleme takip etmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, İzolasyon yöntemleri, Periimplantitis, Artık siman

ABSTRACT

Evaluation of the Effects of Cement Materials and Isolation Methods Used in the Cementation of Implant Supported Prosthesis on the Amount of Excess Cement

Aim The aim of the study is to determine the isolation method that minimizes the amount of excess cement remaining on the gingival surface around the crown- abutment complex and abutment after cementation of single-tooth implant-supported crowns cemented with polycarboxylate cement, temporary implant cement, resin cement.

Material and methods: In this study; Considering the sonde cleaning, rubber dam and teflon tape isolation methods, 3 main groups were formed with a total of 30 samples in each group. Then, each main group was divided into 3 subgroups according to the polycarboxylate, temporary implant and resin cement material to be applied (n=10). For the Teflon tape isolation technique, a teflon tape was wrapped on the gingival surface of the abutment prior to cementation. For rubber dam isolation, a dam cut in a suitable size was perforated with abutment, and in this state it was screwed onto the analogue and cemented, and after the cement hardened, it was cut out. The entire adhesion surface of the crowns were loaded with cement materials. In the control group, the excess cement was cleaned via probe, when the cement hardened. After cleaning, the crown-abutment complex was removed as a whole by entering the screw holes prepared on the crowns, and an image was taken with a camera placed at right angles to the surface of the additional silicone material imitating the gingiva on the model. The crown-abutment complex was embedded for the condensed silicone block and images of the excess cements on the abutment edges were taken from the mesial, distal, buccal and palatal

directions with a camera placed at right angles to these directions. Obtained digital images were analyzed with Adobe Photoshop CC2018 program. In the program, the excess cement were marked with the Lasso Tool and the total areas of these marked regions were determined. The total areas obtained in each sample determined the amount of excess cement. These excess cement amounts were statistically evaluated with IBM SPSS Statistics Ver.23 software.

Result: According to the three-way Anova results, there was a statistical difference between the isolation methods, cement materials and surfaces in terms of excess cement amount ($p < 0.001$). The excess cement amount was obtained as 1437.5 px for the rubber dam isolation group, 1598.4 px for the teflon tape isolation group and 2623.1 px for the control group, respectively, from least to most. The highest excess cement amount was obtained from polycarboxylate luting cement, while the lowest amount of cement was obtained from resin cement. The excess cement amount was obtained as 1637.3 px on the occlusal surface, 1856.1 px on the buccal surface, 1873.1 px on the palatal surface, 2011.9 px on the mesial surface, and 2271.4 px on the distal surface, respectively, from least to most.

Conclusions: The amount of excess cement; The isolation method was affected by the cement type and the cleaned surface variables. The most effective isolation method has been found for rubberdam. This was followed by teflon tape and dental probe cleaning.

Keywords: Dental implant, Isolation methods, Periimplantitis, Excess cement

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar LİSTESİ	xv
ŞEKİLLER LİSTESİ	xvi
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL İMPLANTLAR.....	3
2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları	6
2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları.....	6
2.1.4. Dental İmplant Materyallerinde Bulunması İstenen Özellikler	7
2.1.5. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.1.5.1. Endosteal İmplantlar.....	7
2.1.5.2. Subperiostal İmplantlar	8
2.1.5.3. Endodontik İmplantlar.....	8
2.1.5.4. İntramukozal İmplantlar	8
2.1.5.5. Kemik Yerine Konan İmplant Materyalleri.....	8
2.1.6. Dental İmplant Bileşenleri.....	8

2.1.6.1. İmplant Gövdesi.....	9
2.1.6.2. İyileşme Başlığı.....	10
2.1.6.3. Ölçü Postu.....	10
2.1.6.4. İmplant Analogu	10
2.2. DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ	10
2.2.1. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri.....	11
2.2.1.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentleri	11
2.2.1.1.1. Standart Abutmentler.....	11
2.2.1.1.2. Uyumlandırılmış Abutmentler	12
2.2.1.1.3. Tamamen Kişisel Abutmentler.....	12
2.2.1.1.4. Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentler.....	13
2.2.1.1.5. Seramik Abutmentler.....	13
2.2.1.2. Siman Bağlantılı Abutmentlerin Avantajları.....	13
2.2.1.3. Siman Bağlantılı Abutmentlerin Dezavantajları.....	13
2.2.1.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri	14
2.2.1.2.1. Vida Tutuculu Abutmentlerin Avantajları.....	14
2.2.1.2.2. Vida Tutuculu Abutmentlerin Dezavantajları.....	14
2.2.1.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri.....	14
2.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ABUTMENT SEÇİMİ	15
2.4. ABUTMENT MATERYALLERİ ve BAĞLANTI SİSTEMLERİ	16
2.4.1. Materyal Çeşidine Göre İmplant Abutmentleri	16
2.4.1.1. Titanyum Abutmentler	17
2.4.1.2. Seramik Abutmentler	24
2.4.1.3. Zirkonyum Abutmentler	26

2.4.1.3.1. Zirkonyumun Biyouyumluluğu.....	31
2.4.1.3.2. Zirkonyum Abutmentlerin Avantajları.....	31
2.4.1.3.3. Zirkonyum Abutmentlerin Dezavantajları.....	32
2.4.1.3.4. Zirkonyum Abutmentlerin Endikasyonları.....	32
2.4.1.3.5. Zirkonyum Abutmentlerin Kontrendikasyonları.....	32
2.4.1.4. Kompozit Rezin Abutmentler	33
2.4.1.4.1. Fiberle Güçlendirilmiş Abutmentler.....	33
2.4.1.4.2. PEEK Abutment.....	33
2.4.2. Parça Sayısına Göre İmplant Abutmentleri.....	36
2.4.2.1. Tek Parçalı Abutmentler.....	36
2.4.2.2. İki Parçalı Abutmentler	37
2.4.3. İmplant-Abutment Bağlantısı	37
2.4.3.1. Eksternal Bağlantı	37
2.4.3.1.1. Eksternal Bağlantı Sisteminin Avantajları.....	37
2.4.3.1.2. Eksternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları.....	37
2.4.3.2. İnternal Bağlantı.....	38
2.4.3.2.1. İnternal Bağlantı Sisteminin Avantajları	38
2.4.3.2.2. İnternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları	39
2.4.3.3. Morse Taper Bağlantı.....	39
2.4.3.4. Platform Switching.....	41
2.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER.....	42
2.5.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları.....	42
2.5.2. İmplant Destekli Protezlerin Planlaması	43
2.5.3. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	43

2.5.3.1. Sabit Protezler	45
2.5.3.1.1. SP-1	45
2.5.3.1.2. SP-2	45
2.5.3.1.3. SP-3	45
2.5.3.2. Hareketli Protezler.....	46
2.5.3.2.1. HP-4.....	46
2.5.3.2.2. HP-5.....	46
2.5.4. İmplant Üstü Sabit Protez Seçenekleri.....	46
2.5.4.1. Simante Protezlerin Avantajları	47
2.5.4.2. Simante Protezlerin Dezavantajları.....	47
2.5.4.3. Vida Tutuculu Protezin Avantajları	48
2.5.4.4. Vida Tutuculu Protezin Dezavantajları	48
2.5.4.5. İmplant- Protez Bağlantısının Etkilendiği Faktörler	48
2.5.4.5.1. Yapım Kolaylığı ve Maliyet	49
2.5.4.5.2. Pasiflik	49
2.5.4.5.3. Tutuculuk	51
2.5.4.5.4. Oklüzyon.....	52
2.5.4.5.5. Estetik	53
2.5.4.5.6. Teslim	53
2.5.4.5.7. Kullanım Kolaylığı ve Kolay Çıkarılabilirlik	53
2.6. İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN RESTORATİF	
MATERYALLER ve METAL ALAŞIMLAR	54
2.6.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşım Kavramları	55
2.6.2. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	55

2.6.3. Diş Hekimliğinde Metal Yapıların Elde Edilme Yöntemleri	56
2.6.3.1. Döküm	56
2.6.3.2. CAD/CAM ve Kopya Freze	58
2.6.3.3. Lazer Sinterizasyon	58
2.7. DENTAL SİMANLAR	60
2.7.2. Fenolat Simanlar	64
2.7.2.1. Çinko Oksit Ojenol Siman	64
Avantajları;	64
Dezavantajları;	64
2.7.2.2. Kalsiyum Hidroksit Simanlar	64
Avantajları;	65
Dezavantajları;	65
2.7.3. Çinko Polikarboksilat Siman	65
Avantajları;	66
Dezavantajları;	66
Endikasyonları;	66
2.7.4. Cam İyonomer Simanlar	67
2.7.4.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	67
Avantajları;	68
Dezavantajları;	68
Endikasyonları;	68
2.7.4.2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	69
Avantajları;	69
Endikasyonları;	70

2.7.5. İmplant Simanı.....	70
2.7.6. Rezin Simanlar.....	70
Polimerizasyon Reaksiyon Aşamaları	71
2.7.6.1. Kimyasal Olarak Sertleşen (Otopolimerizan) Rezin Simanlar	72
2.7.6.2. Işıklı Sertleşen Rezin Simanlar	72
2.7.6.3. Dual Sertleşen Rezin Simanlar	73
Avantajları;	73
Dezavantajları;	74
Endikasyonları;	74
2.8. SİMAN İZOLASYON TEKNİKLERİ.....	75
3. MATERYAL VE METOT.....	77
3.1. ÇALIŞMA GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	77
3.2. ÇALIŞMA MODELİNİN ELDE EDİLMESİ	78
3.3. KROM-KOBALT ÜST YAPILARIN (KRONLARIN) ÜRETİMİ	82
3.4. KULLANILAN SİMANLAR	85
3.4.1. Geçici İmplant Simanı.....	86
3.4.2. Polikarboksilat Siman	86
3.4.3. Rezin Siman.....	87
3.5. SİMANTASYON PROSEDÜRÜ VE İZOLASYON TEKNİKLERİ	88
3.5.1. Teflon Bant İzolasyon Tekniği	89
3.5.2. Rubber Dam İzolasyonu.....	90
3.6. ARTIK SİMANIN BELİRLENMESİ.....	92

3.7. GÖRÜNTÜLERDEN ARTIK SİMAN MİKTAR TAYİNİ	94
3.8. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	96
4. BULGULAR	97
4.1. İZOLASYON YÖNTEMİ ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ.....	99
4.2. SİMAN MATERYALİ ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ.....	100
4.3. YÜZEY ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ.....	100
4.4. İZOLASYON YÖNTEMİ ve SİMAN MATERYALİNİN ARTIK SİMAN İLE İLİŞKİSİ	101
4.5. İZOLASYON YÖNTEMİ VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ.....	103
4.6. YAPIŞTIRMA SİMANI VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ ..	103
4.7. İZOLASYON YÖNTEMİ, YAPIŞTIRMA SİMANI VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ.....	104
5. TARTIŞMA	108
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	123
KAYNAKLAR	125
ÖZGEÇMİŞ.....	145

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Titanyumun Fiziksel ve Mekanik Özellikleri	20
Tablo 2.2. Rezin Siman Polimerizasyon Reaksiyon Aşamaları	72
Tablo 3.1. Çalışma Gruplarının Dağılımı	78
Tablo 3.2. Kullanılan Simanlar	86
Tablo 4.1. Kontrol grupları için örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri	97
Tablo 4.2. Rubberdam izolasyon yöntemine göre ayrılan örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri	97
Tablo 4.3. Teflon izolasyon yöntemine göre ayrılan örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri	98
Tablo 4.4. Artık siman miktarı için Üç yönlü ANOVA sonuçları px: Piksel	98
Tablo 4.5. İzolasyon Yöntemlerine Göre Oluşan Artık Siman Miktarlarının Karşılaştırılması	99
Tablo 4.6. Farklı Siman Materyallerinin Artık Siman Miktarı Üzerine Etkileri	100
Tablo 4.7. Yüzeyler ve Artık Siman İlişkisi	101
Tablo 4.8. Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	102

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Titanyum Alaşım Formları	21
Şekil 2.2: Titanyumun Korozyon Grafiği	22
Şekil 2.3: Rematitan (Dentarum) Elektrikli Ark ve Basınç/Vakum ile Döküm Yapılan Sistem	24
Şekil 2.4: Ticast Super R (Selec) Elektrik Ark ve Santrifüj ile Döküm Yapılan Sistem	24
Şekil 2.5: Zirkonyumun Fazları	27
Şekil 2.6: Zirkonyum Transformasyon Sertleşmesi	28
Şekil 2.7: Vidalı Morse Taper Bağlantılı Dental İmplant KA®	41
Şekil 2.8: Seçici Lazer Sinterlemenin Şematik Bir İllüstrasyonu	61
Şekil 3.1: İmplant Ölçü Parçaları	80
Şekil 3.2: A Tipi Silikonla Hasta Ağzından Alınan Ölçünün Görüntüsü	81
Şekil 3.3: Modelin Oklüzalden Görünümü	82
Şekil 3.4: Modelin Bukkalden Görünümü	83
Şekil 3.5: Model Üzeri Grade 5 Abutment	84
Şekil 3.6: Abutment Takılı Modelin Üstüne CrCO Kronun Yerleştirilmesi	85
Şekil 3.7: Kronun Bukkal Açıdan Görüntüsü	85
Şekil 3.8: Geçici İmplant Simanı	87
Şekil 3.9: Adhesor Carbofine Siman	88
Şekil 3.10: Multilink N Rezin Siman	88
Şekil 3.11: Teflon Bant Uygulaması	90
Şekil 3.12: Teflon Bant Uygulaması	91

Şekil 3.13: Abutmentin Dış Etine Bakan Yüzeyinin Rubber Dam Örtüyle İzole Edilmiş Hali	92
Şekil 3.14: Rubber Dam ile İzole Edilmiş Abutmentin Üzerine Kronun Yerleştirilmesi	92
Şekil 3.15: Silikon Anahtara Kron Abutment Kompleksinin Oturtulması- Mesial Kenar	93
Şekil 3.16: Artık Siman Tayini İçin Oklüzal Yönden Görüntü	93
Şekil 3.17: Photoshop Programında Kompleksin Bukkalden Görüntüsü	94
Şekil 3.18: Fare İmleciyle Artık Simanın Alanının İşaretlenmesi	95
Şekil 3.19: İşaretlenin Tamamlanmasıyla Lasso tool Eklentisinin İşaretlenen Alandaki Total Piksel Sayısını Ölçmesi	95
Şekil 4.1: Artık Siman Miktarlarına Ait Ortalama ve S. Sapma Grafiği	102

KISALTMALAR LİSTESİ

% : Yüzde

FeTiO₃ : İlmenit

TiO₂ : Rutil

< : Küçüktür

~: Yaklaşık - ±

µg/mm³ : mikrogram/milimetreküp

µm : mikrometre

3Y- TZP : Yitriyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

ADA : American Dental Association-Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Al⁺³: Alüminyum

Al₂O₃ : Alümina – Alüminyum Oksit

Ar : Argon Gazı

ASTM : American Society for Testing and Materials – Amerikan Test ve Malzemeler
Derneği

at% : Atomik yüzde

BaSO₄ : Baryum sülfat

BIS-GMA : Bisfenol A Glikol Dimetakrilat

Ca⁺²: Kalsiyum

CAD : Computer Aided Designe – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM : Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

CaO : Kalsiyum Oksit

CBS : Crystalline Bone Screw – Kristal Kemik Vidası

CeO₂ : Seryum(IV) Oksit

CİS : Cam İyonomer Siman

CpTi : Ticari Saf Titanyum

CoCr : Kobalt Krom

dk : dakika

DMEM : Dulbecco'nun Modifiye Edilmiş Eagle

DMLF : Doğrudan Lazer Teknolojisi ile Metal Üretimi

DMLS : Doğrudan Lazer Teknolojisi ile Metal Sinterizasyon

Eb : Kopma Potansiyeli

Ecorr : Korozyon Potansiyeli

EIS : Elektrokimyasal İmpedans Spektroskopisi

Epp : Pasif Potansiyel

EBA : Etoksi Benzoik Asit

Er,Cr:YSGG laser : Erbium, Cromium: Yttrium Scandium Galium Garnet Laser

Er:YAG laser : Erbium: Yttrium Aluminium Garnet Laser

F⁻¹ : Flor

FDA : Food and Drug Administration-Gıda ve İlaç Dairesi

g/mol : gram/mol

GCİS: Geleneksel Cam İyonomer Siman

GPa : Giga Pascal

gr : Gram

H₂SO₄ : Sülfirik Asit

H₃PO₄ : Fosforik Asit

HCl : Hidroklorik Asit

HEMA : 2- Hidroksietil Metakrilat

HF : Hidroflorik Asit

HIP : Hot Isostatic Pressing -Tam Sinterlenmiş

HPP : High Performance Polymer – Yüksek Performanslı Polimer

ICP-MS : İndüktif Eşleşmiş Plazma Kütle Spektrometresi

İcorr : Akım Yoğunluğu

K⁺¹ : Potasyum

kg/cm² : kilogram/santimetrekare- pound/inch²

La⁺³: Lantanum

La₂O₃ : Lantanum Oksit

Laser : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation-Uyarılmış Radyasyon

Yayılımı ile Işığın Güçlenmesi

LED : Light Emitting Diod – Işık Yayan Diyot

LM : Tabakalı Üretim

MDP : 10-Methacyloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate

Mg- PSZ : Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

MgO : Magnezyum Oksit

mm : Milimetre

mm/dk : milimetre/dakika

mm² : milimetrekare

MN/m² : MegaNewton/metrekare

MPa : Mega Pascal – N/mm²

MRI : Magnetic Resonance Imaging – Manyetik Rezonans Görüntüleme

N : Newton

Na⁺¹ : Sodyum

NiCr :Nikel Krom

nm : Nanometre

Non HIP : Non Hot Isostatic Pressing - Kısmi Sinterlenmiş

NPM : Non Price Metal - Değerli Olmayan Metal

o : Derece

oC : Santigrat

p : perfectus – probability – istatistiksel anlamlılık

PEEK : Polietereeterketon

PSI : Pounds per square inch-inçkareye pound cinsinden uygulanan kuvvet

PSZ : Parsiyel Stabilize Zirkonya

RMCİS : Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

RP : Hızlı Üretim

RT : Hızlı Aletleme

SEM : Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu

SFE : Surface Free Energy – Serbest Yüzey Enerjisi

SLS : Seçici Lazer Sinterizasyon

SLM : Seçici Lazer Ergitme

SiO₂ : Silika

sn : Saniye

Sr⁺² : Stronsiyum

SrO : Stronsiyum Oksit

TEG DMA : Trietilen Glikol Dimetakrilat

Ti : Titanyum

Ti-6Al-4V : Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum

Ti-6Al-4V-ELI : Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum Extra Low İnterstitial Alloys

TiCl₄ : Titanyum Tetraklorid

Ti-Zr : Titanyum ve Zirkonyum Alaşımı

UDMA : Urethan Dimetakrilat

W/m.K : ısı iletkenlik katsayısı - λ

wt% : ağırlık yüzdesi

Y₂O₃ : İttriyum(III) Oksit

Y-TZP : Yttriyum İle Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit

Zn⁺² : Çinko

ZnO : Çinko Oksit

ZrO₂ : Zirkonyumdioksit

ZrSiO₄ : Zirkonyumsilikat

ZTA : Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina

Θ : değme açısı

1. GİRİŞ

Osseointegrasyon kavramı ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmış ve dental implantoloji alanında bir kilometre taşı haline gelmiştir. Osseointegrasyon kavramı ile birlikte son yıllarda kaybedilen dişlerin restorasyonunda diş hekimleri ve hastalar için dental implantlar, diş kayıplarının tedavisinde birçok avantaja sahip tedavi seçeneği haline gelmiştir [1]. İmplant destekli restorasyonlara ilgi büyük artış göstermiş ve kısmi dişsizliği olan hastaların çoğu dental implantlarla gerçekleştirilen tedavileri tercih etmeye başlamıştır [2]. Firmalar dental implantları; farklı geometrik şekiller, farklı cerrahi planlamalar, farklı protez bileşenleri ve farklı protetik restorasyon seçenekleri ile hekimlere sunmaktadır [3-7]. İmplantlar ile desteklenen restorasyonlar dişsizlik durumu ve ağız boşluğundaki koşullara göre sabit veya hareketli olarak planlanabilmektedir [8].

Çoğu durumda, implantlarla desteklenen sabit restorasyonlar, basit tek diş kaybından total diş kaybına kadar geniş bir aralıkta olabilmektedir [9]. İmplant üstü sabit restorasyonlar vida ve siman bağlantılı olarak uygulanabilmektedir. Simante restorasyonların, gelişmiş estetik özeliğe sahip olması, uygulama kolaylığı, pasif uyumluluğu, kolay oklüzyon kontrolü ve daha ekonomik olması nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [9]. Bununla birlikte simantasyon işleminden sonra diş etlerine taşan simanın klinik olarak çıkarılması çok zor ve uzun süreli bir işlemdir [10, 11]. İmplantı ve restorasyonu çevreleyen yumuşak dokularda, restorasyon üzerinde ya da implant dayanağı etrafında artık siman kalması, siman bağlantılı implant üstü restorasyonların en önemli biyolojik komplikasyonlarından biridir [12-14].

Günümüzde implant çevresi (peri-implant) hastalıklar ile artık siman arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu kanıtlanmıştır [14]. Bilimsel kaynaklarda taşan simanın

temizlenebilirliğini artırmak ve artık siman miktarını azaltmak için; simantasyon teknikleri, siman seçimi, implant dayanağının basamak derinliği, kullanılan restorasyon dizaynı ve izolasyon teknikleri hakkında birçok araştırma bulunmaktadır [15-20].

Restorasyon içine konulan siman miktarı ve simantasyon tekniği diş etine taşan siman miktarının azaltılmasında oldukça etkilidir. Restorasyonların simantasyonunda kullanılan siman miktarı hakkında net bir rehber bulunmamaktadır [21-24]. Yetersiz miktarda siman kullanımı retansiyon sorununa ve mikro sızıntıya sebep olabilirken; fazla siman kullanımı ise peri-implant dokulara hasar verilmesine, restorasyonun abutment basamaklarına tam oturmamasına ve taşan simanın temizlenmesinin zorlaşmasına sebep olabilmektedir [21, 23, 24]. Simantasyonu yapılan implant üstü restorasyonlarda artık siman sorununun ortadan kaldırılması için farklı yöntemler önerilmektedir. Bazı çalışmalarda rubber dam veya politetrafloroetilen bant ile abutment materyalinin oral mukozaya temas eden yüzeylerinin izole edilmesi önerilmiştir [16, 25-28]. Bununla birlikte, izolasyon bariyeri olarak; rubber dam veya politetrafloroetilen membranların yanında vazelin ile implant dayanağının mukozaya bakan yüzeyinin izole edilmesi önerilmiştir [29]. Ancak literatürde, farklı izolasyon teknikleri ile konvansiyonel simantasyon tekniklerinin etkinliğini karşılaştıran yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, kullanılan yöntemlerle ve materyallerle restorasyonların hangi bölgelerinde daha fazla siman artığı kaldığı da net değildir. Bu çalışmanın amacı polikarboksilat siman, geçici implant simanı ve rezin siman ile simante edilen tek üye implant üstü kronların simantasyonu sonrasında kron-abutment kompleksi ve abutment çevresi dişeti yüzeyinde kalan artık siman miktarını en aza indiren izolasyon yönteminin belirlenmesidir. Bu doğrultuda sıfır hipotezimiz; siman çeşidi, izolasyon yöntemi ve yüzey farklılığının artık siman miktarı üzerinde etkili olacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR

2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi Latince in = internal = içerisinde ve planto = location = yerleştirme sözcüklerinin bir araya gelmesinden oluşmaktadır. İmplant terimi, hedeflenen işleve ulaşmak için uygun bir pozisyona yerleştirilen organik veya inorganik bir gövdeyi ifade ederken, implantasyon ise yerleştirme anlamına gelmektedir [30]. Tıp terimleri sözlüğünde ise insan vücudundaki hasarlı organların iyileşmesini destekleyen veya insan vücudunun eksik kısımlarını tamamlamak için dokulara yerleştirilen yapay cihazlara implant denmektedir [31]. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğünde diş hekimliğinde kullanılan dental implantlar; sabit ya da hareketli bölümlü restorasyonlar için kullanılan, mukoza ya da periostium alt kısmına yerleştirilen, kemiğin üzerinde veya içinde restorasyona tutuculuk ve destek sağlamak için kullanılan, protetik alloplastik malzemeler olarak bahsedilmektedir [32]. Dental implantların ilk keşfi, 8. yüzyıl tarihli, Honduras'ta insan kemik kalıntılarında mandibulalarda kesici dişler bölgesine bir taş implant yerleştirilmiş olduğunun görülmesi ile gerçekleşmiştir [33]. 18. yüzyıldan 19. yüzyılın ilk yarısına kadar, dental implantlarının geliştirilmesinin önündeki en büyük engel biyolojik materyal eksikliğidir. Örneğin, 19. yüzyılın ilk yarısında Magiloo, diş çekimi yapılan boşluğa onu pasif olarak iyileştirmek için altın bir implant yerleştirmiş, ardından protetik yapıyı restore etmiş ve sonunda enfeksiyon meydana geldiğini bulmuştur [33]. 1930'larda Alvin ve Moses Strock kardeşler köpeklere ve insanlara vitallyum implantları yerleştirmiştir. Bu araştırmanın sonuçlarının başarılı olması sayesinde en büyük implantasyon sorunlarından biri olan materyal seçimi probleminin

üstesinden gelinmiştir [34]. Daha sonra, Strock kardeşler ilk kök şeklindeki intraosseöz implantı başarılı bir şekilde maksilla anterior sahaya yerleştirmişlerdir [34]. 1940’larda modern implantoloji biliminin kurucusu olarak tanınan İtalyan Manlio S. Formigini ve Zepponi; post tipi endosseöz implantları tasarlamışlardır [34]. 1940’larda subperiostal implantların kullanımı, diş hekimliği alanında yaşanan en önemli gelişmelerden biri olmuştur [34]. Ramus implantları 1970’li yıllarda Robert tarafından geliştirilmiş ve anatomisi nedeniyle subperiostal ve blade implant kullanamayan hastalar için bir tedavi seçeneği haline gelmiştir [34].

Dental implantlar, diş kaybını tamamlamak için kullanılan cihazlar olarak tanımlanabilir [35]. Günümüzde dental implantlar, titanyum ve insan vücudu ile uyumlu diğer malzemelerden üretilmektedirler [35]. Dental implantların hızlı gelişimi, bir tesadüf sonucu 18. yüzyılın sonları 19. yüzyılın başlarında İsveçli bir ortopedist olan Profesör Per-Ingvar Brånemark’ın diş hekimliği alanındaki buluşuyla ortaya çıkmıştır [36]. 1950’lerin sonlarında vücuttaki kan akışını incelemek için tasarladığı bir çalışmada, Brånemark, bir tavşanın femuruna titanyumdan yapılmış bir halka yerleştirmiştir ve daha sonra çıkaramamış, yerleştirdiği halkanın osseointegre olduğunu tespit etmiştir [37]. Bu sayede, oral implantoloji biliminin temelleri; 1952 yılında Branemark tarafından tavşan tibialarında yapılan kemik iyileşmesi ile ilgili çalışmalara dayanmaktadır [38]. Saf titanyum malzemeden yapılmış implantlar, kemik ile implant arasında osteointegrasyon olarak tanımlanan temas ile kemikte ankraj sağlamaktadır. Kemiğin implantla osseointegre olduğu yine Branemark tarafından bulunmuştur [39]. Branemark, osteointegrasyonu; “canlı kemik dokusu ve titanyum materyali arasında; ışık mikroskobu ile gözlenen kemik ile titanyum implantın direkt teması” olarak tanımlamıştır [40]. "Canlı kemik dokusu ile kuvvet altındaki titanyum implantın yüzeyi arasındaki doğrudan

işlevsel ve yapısal bağlantı" tanımı bu tanımı daha da güçlendirmiştir [41]. Günümüzde kullanılan tüm endosteal kök şekilli ve silindirik implantlar Branemark'ın özgün tasarımlarıdır [42].

Modern implant cerrahisinin bir başka öncüsü; 1970'lerde ve 1980'lerde plastik cerrahide metal bloklar yerleştirmesiyle İsveç'teki Dr. Strauman enstitüsünde, Dr. Strauman ile uzun vadeli bir iş birliği içinde çalışan Dr. André Schroeder olmuştur. Schroeder'in bu çalışması, osseo integrasyonun tarihsel temellerini atmıştır [43]. 1960'ların sonlarında Andrée Schroeder, farklı implant materyallerini dokulara entegre etme sürecini incelemiştir. Titanyum implantlar için, dekalsifiye edilmemiş histolojik kesitler incelendiğinde, implantın kemiğe doğrudan temas ettiği gösterilmiştir. Osteo integrasyona yeni bir tanım olarak "fonksiyonel ankiloz" terimini getirmiştir [44]. Birkaç yıl sonra, yumuşak dokunun titanyum (Ti) implantlara karşı tepkisine ilişkin ilk çalışmayı gerçekleştirmiştir [45].

Titanyum, dental implant üretiminde 30 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Ti, yüksek mekanik yük kapasitesine sahiptir. Böylesine yüksek bir kapasite ile uzun süren başarı oranları elde edilmiştir [40, 46-48]. Günümüzde titanyum-zirkonyum (TiZr) alaşımları, dar çaplı implantların kullanımında saf titanyum implantlara alternatif olarak yaygınlaşmıştır [49]. Bugüne kadar birçok dental implant sistemi geliştirilmiştir. Bu implant sistemleri, kemiklerle olan ilişkilerine göre üç kategoriye ayrılmaktadır. Bunlar; kemik içi (endosteal veya endosseöz), kemiğin üzerine yerleştirilen (eposteal) ve kemik boyunca ilerleyen (transosseöz veya mandibula) implantlardır [32]. İntraosseöz kök şeklinde implantların kullanımı 1980'lerin ortalarında klinisyenler için standart uygulama haline gelmiştir. Günümüzde daha pratik ve kullanışlı intraosseöz titanyum implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır [50]. Günümüzde, kemik boyunca uzanan ve kemiğe

yerleştirilen implant sistemleri nadiren tercih edilmektedir [51-54]. Dental implant uygulamalarında amaç, esasen dişsiz olan ve çiğneme işlevlerini yerine getiren hastaların yaşam kalitesini iyileştirmektir [32, 55]. Parsiyel dişsiz hastalarda dental implantların kullanımı 1980'lerde başlamıştır. Sonuçlar olumlu ve umut verici olmuştur [56]. 1980'lerden sonra dental implant uygulanan dişsiz hastaların oranı artmıştır [15].

2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları

- Total dişsiz hastalar,
- Hareketli bölümlü protez kullanması mümkün olmayan parsiyel dişsizliğe sahip hastalar,
- Uzun gövdeli köprü seçeneği ile tedavisi yapılabilecek hastalar,
- Hareketli bölümlü protez kullanmayı istemeyen hastalar,
- Protetik tedavinin neden olduğu alveolar kret rezorbsiyonu ve oral mukoza irritasyonu kontrol altında olmayan hastalar,
- Tek diş eksiklikleri,
- Kenedy 1 ağızlar,
- 16 yaşından büyük çocuklarda ortodontik ankraj amacıyla, kullanılmaktadır [30].

2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

- Sistemik hastalıklar,
- Yaşlılık,
- Düşük kemik kalitesi,
- Alkol, tütün ve uyuşturucu madde bağımlılığı,
- Tedavi edilmemiş dişlerin varlığı,

- Şiddetli mukozal lezyonların varlığı,
- Radyasyon tedavisi öyküsü,
- Kan hastalıklarına sahip bireylere kontrendikedir [57].

2.1.4. Dental İmplant Materyallerinde Bulunması İstenen Özellikler

- Mekanik olarak dayanıklı olmalı,
- Sterilizasyon ve manipülasyon açısından kullanımı kolaylığı getirmeli,
- Fonksiyonel ve estetik olmalı,
- Canlı dokuya zarar vermemeli,
- Hijyenik olmalı,
- Ekonomik olmalıdır [30].

2.1.5. Dental İmplantların Sınıflandırılması

- Endosteal implantlar,
- Subperiostal implantlar,
- Endodontik implantlar,
- İntramukozal implantlar,
- Kemik yerine geçen implant materyalleri [58].

2.1.5.1. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar aynı zamanda endosseöz veya kemikçi implantlar olarak da adlandırılırlar [30]. Maksilla veya mandibulanın alveolar ve / veya bazal kemiğine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakadan geçen bir implant çeşididir [59].

2.1.5.2. Subperiostal İmplantlar

Alveol kretinin üzerine eğer gibi yerleştirilen implant çeşididir [30]. İlk kez, 1943 yılında İsveçli bir diş hekimi olan G.S. Dahl tarafından periosteumun altına, kemiğin dışındaki korteks tabakası üzerine yerleştirilmiştir [59].

2.1.5.3. Endodontik İmplantlar

Transradiküler implant, endodontik stabilizatör veya transdental fiksasyon olarak da bilinirler [30]. Mobilite miktarı artmış dişlerde stabilizasyon sağlamak amacıyla dişin kök kanalını takip ederek, periapikal kemiğe yerleştirilen implantlara verilen isimdir [59].

2.1.5.4. İntramukozal İmplantlar

Total veya parsiyel bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukozaya yerleştirilen implantlardır. Submukozal veya subdermal (subkutan) implantlar olarak da bilinirler [30].

2.1.5.5. Kemik Yerine Konan İmplant Materyalleri

Mandibula anterior bölgede submental sahaya yerleştirilen implantlardır. Dikey olarak üst ve alt kortikal tabakalardan geçerler [59]. Özellikle alt çene kemiğinin aşırı rezorbsiyona uğradığı vakalarda kullanılırlar [30].

2.1.6. Dental İmplant Bileşenleri

1992 yılında Misch ve ark. kemik içi implantlarla ilgili genel bir terminoloji yaratmışlardır. Yarattıkları bu terminoloji, restorasyonun uygulanma zamanına göre sunulmuştur. Terminolojiyi formüle ederken Amerika Birleşik Devletleri'nde en yaygın

kullanılan 5 implant sistemini referans almışlardır. Buna göre bir dental implantı oluşturan bileşenler şunlardır;

- Protez vidası
- Abutment
- Transfer koping
 - Direkt transfer koping
 - İndirekt transfer koping
- Protetik koping
- Analog
 - Abutment analogu
 - İmplant gövdesi analogu
- İmplant gövdesi [30].

2.1.6.1. İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi cerrahi aşamada kemiğe yerleştirilen ana parçadır. İmplant gövdesi, titanyum veya titanyum alaşımından yapılmış farklı yüzey özelliklerine sahip bir vida veya düz kök şeklinde olabilir. Yüzeyi, hidroksiapatit ile kaplanıp kaplanmaması gibi farklı tasarımlara sahip olabilir. İmplantın başarısında etkili olan birçok faktör olmakla birlikte, implant gövdesinin doğru yerleştirilmesi, non-invaziv cerrahi, iyileşme sırasında erken yükleme, iyileşme sırasında pasif restorasyon yapılması gibi etkenler önemlidir [60].

2.1.6.2. İyileşme Başlığı

İki aşamalı cerrahilerde protetik restorasyon için ölçü aşamasına geçilmeden önce yerleştirilen vidalardır. İyileşme başlıkları yerleştirildiklerinde ağız içinde yumuşak doku üzerinde gözle görünür şekildedir ve dişeti yüksekliklerine göre boyutları farklılık göstermektedir [60].

2.1.6.3. Ölçü Postu

Ölçü postu dental implantın kemik içerisindeki konumunu aynı şekilde laboratuvar modeline yansıtmak için kullanılır. Abutment üzerine ya da dental implant üzerine direkt vidalanabildiği gibi sürtünme kuvvetiyle tutuculuktan faydalanan ölçü postları da mevcuttur [60].

2.1.6.4. İmplant Analogu

İmplant analoğu, laboratuvar modelinde implantın ana gövdesinin yerini alan parçadır. Bu nedenle abutment ve implant abutment analoğu olarak ikiye ayrılmaktadır. Her iki şekilde de ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü postuna vidalanır [60].

2.2. DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ

Dental implantın taşıdığı protetik restorasyonun tutuculuğunu ve desteklemesini sağlayan parçasına abutment denir. 1992'de yayınlanan bir makalede, 16 farklı dental implant tasarımı ve 64' ten fazla abutment tipi rapor edilmiştir [30]. Yayınlanan başka bir makalede ise 2000 yılında diş hekimliğinde kullanılan farklı malzemelerden yapılmış, farklı çaplarda, uzunluklarda, boyutlarda, yüzey özelliklerinde ve bağlantı şekillerinde 1,300 implant ve 1,500 abutment olduğu bildirilmiştir [61].

2.2.1. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri

İmplant destekli protetik restorasyonlar için kullanılan abutment tipi üretilecek protez tipine ve tedavi planına göre değişiklik gösterir. Firmalar, farklı amaçlar için çeşitli abutmentler üretmektedir. İmplant abutmentleri üç ana gruba ayrılır [30].

- Siman bağlantılı abutmentler
- Vida tutuculu abutmentler
- Ataşman tutuculu abutmentler

2.2.1.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentleri

Estetiğin öncelikli olduğu, özellikle anterior bölgede mukozanın ince olması sebebiyle bu abutmentler ilk tercihtir. İmplantın üst kısmı dişetine göre 3 mm'den az derinlikte ise bu abutment kullanılır [30].

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması;

- Standart abutmentler,
- Uyumlandırılmış abutmentler,
- Tamamen kişisel abutmentler,
- Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentler,
- Seramik abutmentler şeklindedir [57].

2.2.1.1.1. Standart Abutmentler

Standart abutmentli implant tiplerinin çoğu titanyumdan yapılmıştır. Standart abutment genellikle iki bölümden oluşur. Bu iki parçadan biri implantın koronal kısmına yerleştirilen abutment, diğeri ise abutmentten ayrılmış titanyum veya altın alaşımından yapılmış bir vidadır [62]. Avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Uygulaması basittir,

- Protetik üst yapı için kabul edilebilir tutuculuğa ve şekle sahiptir,
- Klinik ve laboratuvar prosedürleri kolaydır,
- İdeal boşluğun bulunduğu durumlarda implant ile başarılı uyum sağlar.

Dezavantajları ise şunlardır;

- Kronun marjinal kenarlarının dişeti ile uyumu iyi değildir,
- Özellikle, kemik içi dental implantın uzun aksının bukkal yönde fazla eğimli olduğu durumlarda uyumlamaya imkân vermeyebilir [57].

2.2.1.1.2. Uyumlandırılmış Abutmentler

Bağlantı sistemi standart abutmentlerle benzerlik göstermektedir. Çeşitli çap ve boyutlara sahiptir. Bu abutmentler geleneksel kron kesimine benzer şekilde, yüksek hızlı dönen aletlerle diş hekimleri veya diş teknisyenleri tarafından hazırlanır [63].

Avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Açık değişikliğinden kaynaklanan teknik sorunların üstesinden gelinmektedir,
- Yumuşak dokuların estetik olarak şekillendirilmesine olanak sağlar.

Dezavantajları ise şunlardır;

- İkinci kez ölçü alınması gerekebilir,
- Laboratuvar prosedürleri uzun sürer,
- Abutment ve kron bağlantısı daha az kabul edilebilir düzeydedir [57].

2.2.1.1.3. Tamamen Kişisel Abutmentler

Tamamen kişisel abutmentler uyumlandırılmış abutmentler ile benzerlik gösterir. İmplantın pozisyonlandırılmasına daha fazla müsaade ederler. Bu abutmentler, spatüller yardımıyla, model üzerinde mum modelaj yapıldıktan sonra; kıymetli metal alaşımı döküm yöntemiyle üretilir [64].

2.2.1.1.4. Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentler

Çalışma modeli tarayıcıya yerleştirilir. Üretilcek protetik implant restorasyonun pozisyon ve açı bilgileri özel bilgisayar programına girilir. İstenilen abutmentin şekil ve görüntüsü üç boyutlu olarak tasarlandıktan sonra bu taslak titanyum abutment üreten bir laboratuvara gönderilerek abutment üretilir. Bu yöntemle üretilen abutment uyumlandırılmış abutmente çok benzer ancak maliyeti oldukça yüksektir [65].

2.2.1.1.5. Seramik Abutmentler

Dental seramikten üretilmektedir. Uyumlandırılmış abutmentle benzerlik göstermektedir. Estetik olmaları sebebiyle üzerlerine tam seramik kron yapılması daha uygun görülmektedir [66].

2.2.1.2. Siman Bağlantılı Abutmentlerin Avantajları

- Estetik yönü daha kuvvetli,
- Doğal diş anatomisine benzer oklüzal görünüme sahip,
- Oklüzal uyumlama daha kolay yapılı,
- Gözle kontrol edilen palatinal veya lingual uyum,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençli,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençli,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlere benzer,
- Alt yapının pasif uyumunun simantasyon esnasında kontrolü kolay,
- Geçici restorasyonların üretim kolaylığı [57].

2.2.1.3. Siman Bağlantılı Abutmentlerin Dezavantajları

- Simantasyon sonrası çıkarılması oldukça zordur,
- Taşan siman fazlalığının dişeti altına kaçma riski vardır [57].

2.2.1.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri

Genellikle posterior bölgede, estetiğin geri planda tutulduğu ve derin implant seviyesinin olduğu durumlarda kullanılır. İmplantın üst bölümünün derinliği dişeti marjiniinden 3 mm veya bundan daha derinse vida tutuculu abutment kullanılır [30].

2.2.1.2.1. Vida Tutuculu Abutmentlerin Avantajları

- Protezler oldukça kolay çıkartılabilir,
- Protezler önceden hazırlanmış bir abutmente vidalanır,
- Siman kullanımına gerek yoktur [30].

2.2.1.2.2. Vida Tutuculu Abutmentlerin Dezavantajları

- Oklüzal anatomi farklılaşır,
- Oklüzal morfoloji değişir,
- Anatomik çıkış profilinin oluşturulması zorlaşabilir,
- Oklüzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- Vida oklüzal yüzeye yakın konumlanırsa, porselen kırıkları daha çok görülür,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- Vidalarda gevşeme görülebilir,
- Vida kaybolabilir [57].

2.2.1.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri

Sayısı az implantın kullanıldığı overdenture tarzında hareketli protezlerin uygulanacağı durumlarda kullanılan abutment çeşididir. Titanyum veya altın klipsli, O-ring veya topuz başlı çeşitleri bulunmaktadır [30]. Günümüzde locator olarak tanımlanan

abutmentlerin kullanımı yaygındır ve topuz başlı(ball ataşman) abutmentlerin yerine geçen bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır [30].

2.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ABUTMENT SEÇİMİ

Yapılacak olan protezin tipine ve tedavi planlamasına göre abutment çeşitleri de farklılık göstermektedir [59]. Çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment üretilmektedir [30]. Uzun dönem başarı elde etmek için kapsamlı bir tedavi yaklaşımı gereklidir. Bu konuda en önemli parametreler; cerrahi yaklaşım, klinik durum, daimî restorasyon materyalinin seçimi, tasarımı ve abutment seçimidir [67]. Özellikle vida ya da siman tutuculu restorasyonlarda abutment seçimi yapılırken hastanın dudak hattı, dişeti yüksekliği, implantların yeri ve açısı, mukogingival estetik ve ekonomik kriterler göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant destekli restorasyonlarda standart tedavi seçeneği olarak titanyum abutmentler biyouyumlu ve yeterli mekanik özelliklere sahip olmaları sebebiyle tercih edilirler. Ancak titanyum abutmentler, anterior bölgede dişeti ince olan hastalarda grimsi bir görüntü ortaya çıkartırlar. Artan estetik gereksinimler sebebiyle seramik abutmentlerin kullanımı ön plana çıkmıştır [68]. İmplant abutmentı seçerken dikkat edilmesi gereken noktalar;

- Dental implantın en üst noktası ile dişetinin marjini arasındaki mesafe (bu mesafe dişeti kalınlığını gösterir.),
- Standart düz abutmentin ne kadar uzun olması gerektiği; implant ile karşıt diş arasındaki dikey mesafeye göre belirlenir,
- İmplant sadece uzun ekseninde yüklenmelidir,

- Açılı abutmentlerin hangi yönde implanta vidalanacağına, abutmentin açılı derecesine ve abutmentlerin doğal dişlerin ve implantların uzun eksenlerinin yönüne göre karar verilir [68].

2.4. ABUTMENT MATERYALLERİ ve BAĞLANTI SİSTEMLERİ

İçinde bulunduğumuz yüzyılda, yüzden fazla çeşit dental implant piyasada bulunmaktadır. Çoğunluğu titanyumdan üretilen bu implantlar hekimler tarafından başarılı bir şekilde kullanılmaktadır [69].

2.4.1. Materyal Çeşidine Göre İmplant Abutmentleri

İmplantolojinin geçmişinde kullanılan ve hala kullanılmakta olan materyaller karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon ve seramiktir. Günümüzde metal, ideale en yakın olduğu düşünülen alloplastik materyal olarak kabul görmektedir [70]. Metaller doğada saf halde tek bir element olarak bulunmaktadır. Özelliklerini geliştirmek üzere metallere başka elementler de ilave edilebilir. Bu şekilde iki ya daha fazla metalin birleşimiyle oluşan karışımlara alaşım denir. Saf metallerin diş hekimliğindeki kullanım alanları sınırlıdır. Saf altın bu amaçla ilk kullanılan metaldir. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha iyi, daha ekonomik ve korozyona daha dirençli olan metal alaşımlar tercih edilmiştir [71]. Dental alaşımlar genelde kompozisyonlarına göre tarif edilir. Bu kompozisyonlar aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir [72].

- Elementlerin atomik yüzdesi (at %): Her bir elementin atom numaralarının yüzdesidir. Biyolojik özelliklerin daha iyi anlaşılması için kullanılır.
- Elementlerin ağırlık yüzdesi (wt %): Genellikle alaşımların kompozisyonunu tarif eder. Standartları belirleyen kurumlar ve alaşım üreticisi firmalar tarafından kullanılır.

- Alaşımı faz yapısı: Fazlar; alaşım içinde aynı kristal yapısı ve kompozisyona sahip olan alanlardır. Tek fazlı alaşımlar yapılarının her yerinde benzer kompozisyona sahiptir. Çok fazlı alaşımlarda ise alaşımı oluşturan elementler bazı alanlarda diğer alanlara kıyasla farklı kompozisyonlarda birleşirler. Faz yapısı, alaşımın biyoyumluluğu ve korozyon direnci özellikleri açısından kritik bir özelliktir [73].
- Tek fazlı alaşımlar biyoyumluluk özellikleri nedeniyle tercih edilmelidir [74].
- Dental alaşımlar metalürjik olarak daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Titanyum, palladyum, altın, nikel, gümüş veya kobalt esaslı olabilirler [74].

2.4.1.1. Titanyum Abutmentler

Bir geçiş metali olan titanyumun atom ağırlığı 47,9 g/mol, atom numarası 22'dir. En önemli titanyum cevherleri rutil (TiO_2) ve ilmenittir (FeTiO_3) [69]. Titanyum, 1791 yılında rahip ve aynı zamanda amatör bir metalürjist olan, 'siyah manyetik kum' üzerine araştırmalar yapan William Mc Gregor tarafından İngiltere'de keşfedilmiştir. Mc Gregor bulduğunu yapıya Menachin ismini vermiştir [75]. 3 yıl sonra Klaproth, çok geniş bir şekilde dağılmış titanyum dioksiti (TiO_2) keşfetmiş ve bu metale mitolojik tanrılardan esinlenerek, yeryüzü ve gökyüzünün oğulları anlamına gelen titan ismini vermiştir [30]. Titanyum dünyada alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en yüksek rezervi bulunan dördüncü elementtir [76]. Titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri "Tablo 2.1" de gösterilmiştir.

Titanyum; 1950'lerde havacılık endüstrisinde "muhteşem metal" olarak tanımlanmaya başlanmıştır. Günümüzde halen havacılık endüstrisinde önemli bir yere sahiptir ve koroziv ortamlardaki mükemmel dayanıklılığı sayesinde, medikal ve dental alanlarda yaygın kullanım alanı bulmuştur [70]. Titanyum üretimi %98' lik

konsantrasyonda başlar. Karbon ilavesi ve klorlama ile birlikte ekzotermal reaksiyonlar sonucunda titanyum tetraklorid ($TiCl_4$) elde edilir. Hemen ardından gelen damıtma işlemi vanadyum, demir, silisyum gibi yan ürünleri açığa çıkarır. Titanyum tetraklorid ($TiCl_4$) çelik bir reaktörde asal gaz atmosferi altında, magnezyum veya sodyum ile indirgenir. Bu sırada oluşan ekzotermik reaksiyon, titansünger adı verilen metalik titanyumu oluşturur.

Titan sünger küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrotlara bağlanır ve vakumlu bir fırında eritilir. Yüksek kalitede titanyum elde etmek için eritme işlemi en az iki defa tekrarlanır ve bu işlemler sonucunda elde edilen titanyum bloklar sıcak, soğuk değişim işlemleri ile blok, levha, çubuk, tel gibi formlara dönüştürülür [30]. Elastisite modülleri açısından titanyum ve alaşımları; soy metal alaşımları ile uyum gösterirler. Titanyum maliyetinin düşük olması ve kolay bulunabilen bir materyal olması sayesinde dental implant uygulamalarında vazgeçilmez hale gelmiştir. Titanyum son derece reaktif ve yüksek oksijen afinitesine sahip bir metaldir. Tornadan yeni çıkmış metal yüzeyinde hava veya nem ile temas olduğu anda, oksit film tabakası çok hızlı bir şekilde oluşur. Oluşan film tabakası 10 nm kalınlıktadır ve göz ile görülemez. Bu oksit film tabakası kimyasal olarak oldukça dirençlidir ve hidrojene karşı etkili bir bariyer oluşturur [77]. Titanyumun oksit tabakasını en fazla hidroflorik asit bozar [30]. Titanyum, olağanüstü biyouyumluk gösteren bir metaldir. İnert bir materyal olması nedeniyle alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Ayrıca sertlik, ısı geçirgenliği, elastisite modülü ve çekme dayanıklılığı açısından oldukça uygun mekanik özellikleri bulunmaktadır [78].

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) titanyumu biyomateryal bakımından altı farklı gruba bölmektedir. Bunların dördünü ticari saf titanyum (CpTi), ikisini titanyum (Ti) alaşımlar oluşturur. Bu iki titanyum alaşımı Ti-6Al-4V (titanyum6-alüminyum 4-vanadyum) ve Ti-6Al-4V-ELI (titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum extra

low interstitial alloys) olarak isimlendirilmektedir. Saf titanyumun fiziksel ve mekanik özellikleri içerisindeki oksijen oranına göre farklılık gösterir. Saf titanyum Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olarak isimlendirilir. Alaşımsız titanyum olarakda bilinen saf titanyumun içeriğinde demir, karbon, oksijen ve nitrojen bulunur. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik özelliklerini geliştirmekle beraber Grade 1'den Grade 4'e doğru oranları artmaktadır [79]. Sağlık derecesi en fazla olan grup Grade 1'dir ve dayanımı diğer gruplara kıyasla düşüktür. Diş hekimliğinde genellikle Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum dental implantlar kullanılmaktadır [80].

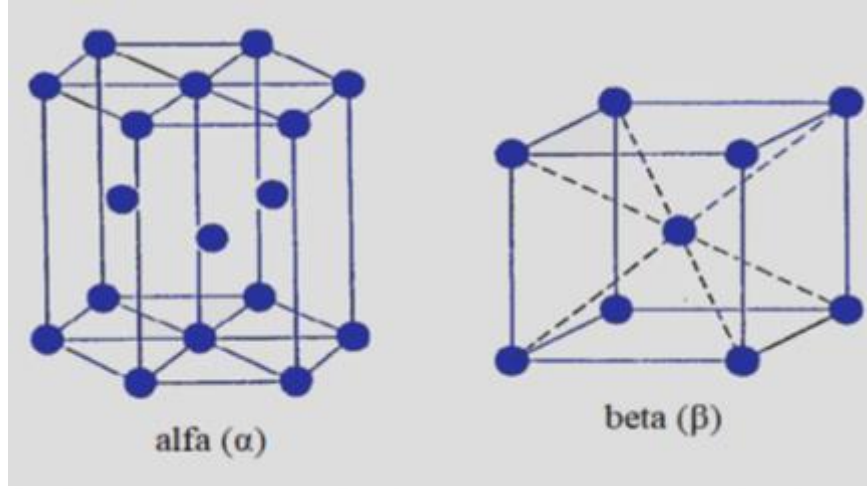
Tablo 2.1: Titanyumun Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

Alfa ve Beta Faz Değişim Sıcaklığı (°C)	882,5
Atom Ağırlığı	47,88
Elastikiyet Modülü (N/Mm²)	100 000
Erime Noktası (°C)	1668
Gerilim Direnci (psi)	75 000-50 000
Isı İletkenliği 20-25 °C (W/M. K)	21,4
Isısal Genleşme Katsayısı	9,1x10-6/oC
Kaynama Noktası (°C)	3260
Sıra Sayısı	22
Yoğunluğu (Gr/Cm³)	4,51

Diş hekimliğini ilgilendiren titanyum alaşımları 3 yapısal formda bulunurlar (Şekil 2.1). [79];

- Alfa (α), altıgen sıkı dizimli (hcp-hexagonal closely packed) kristalografisi
- Beta (β), hacim merkezli kübik (bcc-body centered cubic) form

- Alfa-beta formları karışımı halinde bulunmaktadır.



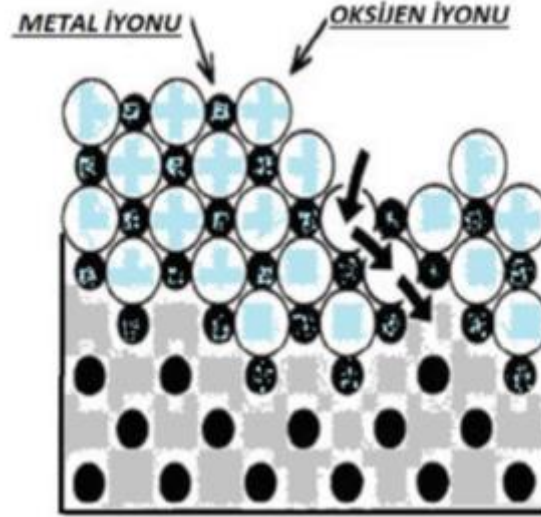
Şekil 2.1: Titanyum Alaşım Formları

Bu farklı formlar, saf titanyumun alüminyum ve vanadyum gibi elementlerle belirli konsantrasyonlarda karıştırılarak, erimiş haldeyken soğutulmasıyla elde edilir.

Alüminyum bir alfa-faz stabilizatörüdür. Alüminyum, alaşımın yoğunluğunu azaltırken diğer taraftan dayanıklılığını artırır. Vanadyum ise, bir beta-faz stabilizatörüdür. Ticari saf titanyumlar alfa fazında bulunmaktadır. Titanyum alaşımların alfa ve beta fazları bir arada bulunabilmektedir [79]. Dental implantların üretiminde yaygın olarak kullanılan alaşım, alfa-beta fazlarının bir arada olduğu alaşımdır. Bu alaşım %4 vanadyum ve %6 alüminyum (Ti-6Al-4V) içerir. Ti-6Al-4V ELI alaşımını ise Grade 5 olarak isimlendirilir. Grade 5, içerdiği %4'lük vanadyum sebebiyle saf titanyumla kıyaslandığında daha koroziv, daha toksik ve daha fazla iyon salınımına sahiptir. Ayrıca titanyum alaşımların, saf titanyumla kıyaslandığında daha az kemik teması oluşturduğu gözlenmiştir [81].

Titanyum son derece reaktif bir metaldir. Hava ile temas olduğu anda yüzeyinde yaklaşık 10 nm kalınlığında dirençli bir oksit tabakası oluşmaktadır. Oksit tabakası titanyumun implant materyali olarak kullanılmasına neden olan en önemli özelliğidir. Bu

oksit tabakası sayesinde fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurabilmektedir. Bu oksit tabakası kıymetli metallerde olduğu gibi korozyon direnci ve yüksek biyouyumluluk sağlar [82].



Şekil 2.2: Titanyumun Korozyon Grafiği

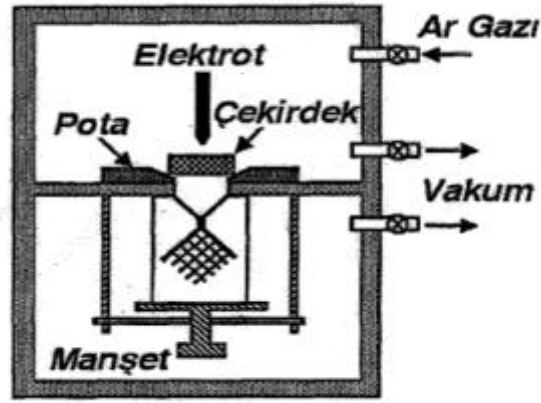
Titanyumun biyouyumluluğu, yeterli dayanıklılığı ve korozyon direnci, yüksek klinik başarı oranı göstermesini sağlar. Bunun yanında titanyumun bazı dezavantajları araştırmacıları yeni materyal arayışına sevk etmektedir [83]. Koroziv ürün salınımı yaparak konak cevabı oluşturmaları ve alerjik reaksiyon meydana getirmeleri gibi dezavantajlarından bahsedilmektedir (Şekil 2.2). Morais ve ark. [84], tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada Ti-6Al4V implantların vanadyum iyon salınımlarını incelemişlerdir. Akciğerler, böbrek ve karaciğerde spektrometri ile yapılan çalışmada dördüncü haftada iyon salınımının en yüksek seviyede olduğunu bildirmişlerdir [84]. Bazı çalışmalarda ise titanyumun korozyona direnci olmasına karşın titanyum implantların çevresindeki dokularda ve bölgesel lenf nodlarında titanyum konsantrasyon oranının fazla görüldüğü bildirilmiştir [69]. 2008 yılında Sicilia ve arkadaşları, dental titanyum implant uygulanmış 1500 hastada alerji çalışması yapmışlardır. Hastaların dokuzunda titanyum

alerji testi pozitif olduğundan alerji prevalansını %0,6 olarak bildirilmişlerdir. Bu çalışmadan elde edilen bulgular klinik olarak henüz yeterince açık değildir ancak titanyumun uzun dönem kullanımda güvenli olduğuyla ilgili de pek çok çalışma bulunmaktadır. Ayrıca titanyumun tükürük ile temasında galvanik etkilerin olduğu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır [69].

Dental restorasyonlarda titanyumun kullanımının bazı zorlukları vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir;

- Dökümünün özel döküm makineleri gerektirmesi,
- Laboratuvar işlemlerinin zor olması,
- Yüzeyinin çok sert olmasıdır [30].

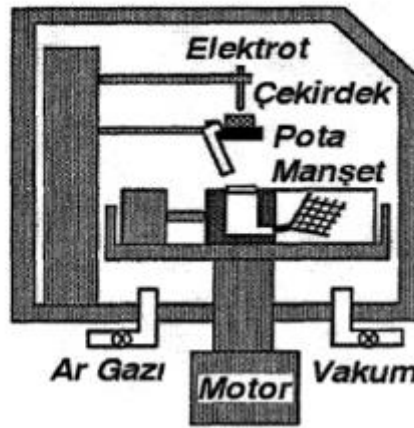
Titanyumun dökümündeki esas problem düzen dışı aktifleşmedir. Oksijen, nitrojen, hidrojen ve bazı elementlerle reaksiyona girer. Bu nedenle titanyum ve alaşımları yüksek vakum altında özel döküm gerektirir ya da saf gaz atmosferinde dökülür. Mevcut döküm makineleri üç başlık altında sınıflandırılır [85]. İlk sistem basınç/vakum altında çalışan argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme yapar (Şekil 2.3). Titanyum dökümünde yaygın olarak kullanılan bir sistemdir. Bu sistemde altta ve üstte birer adet olmak üzere iki adet odacık bulunur. Odacıkların birinde eritme diğerinde döküm yapılır. Eritme başlamadan önce her iki odacığın da havası boşaltılır. Dökülecek olan metal üst odacıktaki bakır pota üzerine koyulur. Üst odacıkta basınç yükseldikten sonra içeriye saf argon gazı verilir ve titanyum saf argon gazı altında erir. Alt odacıktaki hava emilmeye devam eder ve üst odacıktaki bakır pota fazla basınçtan devrilerek erimiş titanyumu alt odacıktaki manşete akıtır. Bu işlemler yaklaşık 30-50 sn. sürer.



Şekil 2.3: Rematitan (Denturum) Elektrikli Ark ve Basınç/Vakum ile Döküm Yapılan Sistem

[86]

İkinci sistem elektrik arkı ile argon atmosferinde eritme, santrifüj ile döküm yapar (Şekil 2.4). Piyasada Ohara sistem olarak bilinir ve soğuk döküm sistemi olarak da adlandırılır. Sistemin santrifüjü dikey yönde hareket eder. Manşetteki mum uzaklaştırıldıktan sonra manşet 1180°C ye kadar ısıtılır hemen ardından da 40°C ye kadar soğutulur. Bu esnada eriyen metal de soğuyan manşet içine basınçla gönderilir.



Şekil 2.4: Ticast Super R (Selec) Elektrik Ark ve Santrifüj ile Döküm Yapılan Sistem [86]

Üçüncü sistem ise indüksiyon ile eritme, santrifüj ile döküm yapar. Bu şekilde döküm yapan cihazların santrifüjleri vertikal veya horizontal yönde hareket eder. Döküm

vakumlu bir ortamda argon gazı altında yapılır. Vacutherm-3(Linn) sistemi bu prensiplere göre çalışmaktadır [87].

2.4.1.2. Seramik Abutmentler

Günümüz dental materyallerindeki gelişmeler sayesinde üstün estetik ve biyouyumluluk özelliklerine sahip metal içermeyen seramik materyallerin kullanımı artmıştır. Zirkonya ürünlerdeki gelişmelere paralel olarak bu abutmentlerin kullanımı özellikle anterior bölgede büyük önem kazanmıştır [88]. Çünkü seramik abutmentler;

- ✓ Daha estetikdir,
- ✓ Oral mukozada renk değişmesine neden olmaz,
- ✓ Titanyumla kıyaslandığında bakteri tutulumu daha azdır,
- ✓ Yumuşak doku ile uyumu titanyuma benzerdir.

Ancak bu avantajların yanında kırılğan yapıda olmaları nedeniyle mekanik dirençleri zayıftır ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri de düşüktür. Seramik materyalinin kendi içinde gerçekleşen mikro çatlaklar devam eden gerilme kuvvetleriyle birleşince makro boyutlarda çatlaklara sebep olur [89].

Çoğu vakada kişisel ihtiyaçlar titanyum abutment kullanımı ile karşılanamamaktadır. Titanyum abutmentlerin kole tasarımı genellikle düz bir şekildedir ve bu durumda kron kenarı dişetinin skallop şeklindeki yapısına uyum göstermez. Bu uyumsuzluk sebebiyle restorasyon kenarının iyi bir estetik için subgingival olarak hazırlanması gerekecek ve implantın daha derine yerleştirilmesi sonucu derin dişeti ceplerinin oluşumu gözlenecektir. Devamında kron marjininin adaptasyonu

zorlaşacağından kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi sorun olacaktır [87].

İmplantın yüzeye daha yakın yerleştirildiği durumlarda, abutmentin marjinal basamağı supragingival olur. Bu durumda abutmentin kole kısmı metal halka şeklinde görülür. Bu metal halka görüntüsü estetik açıdan kabul edilemez [90]. Eğer mukoza kalınlığı 2,5 mm'den daha fazla ise; abutment renginin, mukozanın altından yansması gibi olumsuz bir etkisi yoktur. Ancak mukoza kalınlığının 2,5 mm'den az olduğu durumlarda seramik abutmentların kullanımı estetik açıdan gereklilik arz eder [91].

Seramik abutmentların ilki yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden üretilmiştir. Bu abutmentler titanyum abutmentler ile kıyaslandığında, estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardır. Fakat kırılma riskleri daha yüksektir, mekanik dirençleri daha düşüktür [92]. İlerleyen zamanlarda geliştirilen kısmen yitriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya abutmentlerin, alümina abutmentlerle kıyasla daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Bu da seramik abutment materyali olarak zirkonyayı tercih edilir hale getirmiştir [93]. Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda yeterli yük karşılama kapasitesine sahip farklı implant sistemlerine ait zirkonya abutmentlerin olduğu görülmüştür [94]. Zirkonya abutmentların klinik araştırmalar sonucunda kırılma risklerinin daha düşük olduğu bildirilmektedir [95]. Zirkonya abutmentların anterior ve premolar bölgelerinde kullanımının 4 yıllık takipleri neticesinde kırık oluştuğu bildirilmemiştir [96].

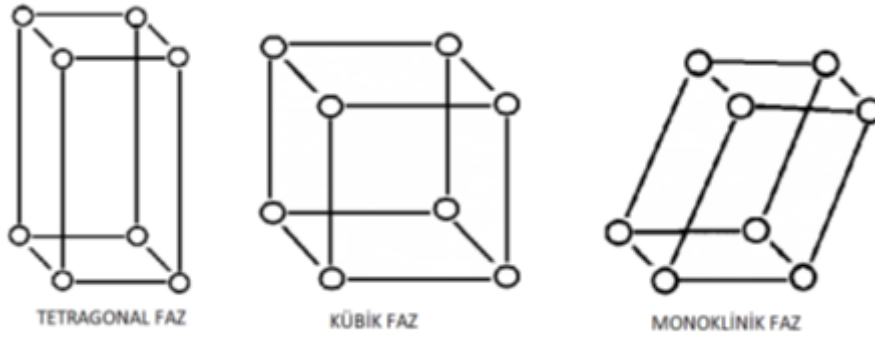
Ortalama 280 N' luk kırılma dayanıklılığına sahip alüminyum oksit abutmentlar sadece anterior tek diş eksikliklerinde kullanılmakta, posterior bölgede kullanılamamaktadır [97]. Alüminyum oksit abutmentlerinin kullanımından sonra üretilen yitriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) seramik abutmentlerin

bükülme direnci bakımından saf alüminyum oksit abutmentlerle karşılaştırıldığında 3 kat daha dayanıklı olduğu görülmüştür (900- 1200 MPa). Zirkonyum oksit abutmentlerin young modülü (200 MPa), alüminyum oksit abutmentlere göre %50 daha az olmasına rağmen kırılma sertlikleri 2 kat daha fazladır. Dayanıklılık testlerinde ise zirkonyum oksidin konvansiyonel alüminyum oksite göre %100 daha güçlü olduğu görülmüştür [97].

2.4.1.3. Zirkonyum Abutmentler

Zirkonya çok eski devirlerden beri bilinen ısıtıldığında mavi, sarı veya renksiz hale gelebilen yeşil ve kahverengi olarak bulunabilen, değerli bir mücevherdir. Zirkonyum kelimesinin kökeni Farsça'da altın anlamına gelen 'Zar' ile renk anlamına gelen 'Gun' kelimelerinden oluşan Arapça altın renkli anlamına gelen 'Zargon' kelimesine dayanmaktadır [98]. Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22 g/mol olan bir geçiş metalidir. Doğada serbest halde bulunmayan zirkonyum, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyumdioksit (ZrO_2) ve mineralleri halinde bulunmaktadır. Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) zirkon olarak, zirkonyum dioksit (ZrO_2) ise, zirkonya veya baddeleyit olarak da isimlendirilir [69]. Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Basınç ve ısı şartlarına bağlı olarak üç farklı kristalografik yapı gösterebilir (Şekil 2.5). 25°C -1170°C arası monoklinik form, 1170°C-2370°C arası tetragonal form ve 2370°C üzeri kübik form gösterir.

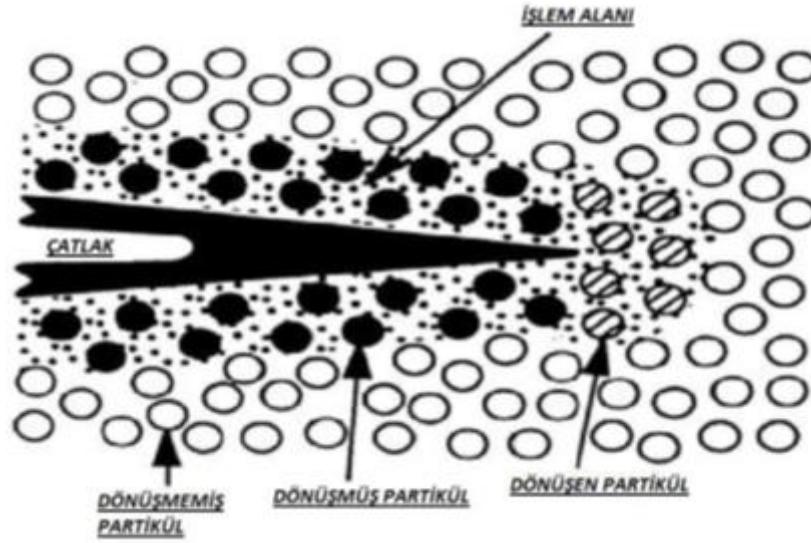
. Soğuma ile birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü esnasında meydana gelen hacim artışı (~%4,5) katastrofik başarısızlığa neden olur [99].



Şekil 2.5: Zirkonyumun Fazları

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması için içerisine MgO, CaO ve Y_2O_3 , CeO_2 gibi metal oksitleri eklenir ve parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) elde edilir. Biyomateryal olarak en çok tercih edilen, yitriumun stabilizatör olarak kullanıldığı yitriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)'dir ve diğerlerinden daha üstün mekanik özellikler gösterir [98]. Y-TZP, saf zirkonyuma ağırlığının %3-5'i kadar yitrium ilave edilmesiyle üretilir. Diğer metaloksitlerle karşılaştırıldığında dayanıklılığı yüksektir ancak sinterizasyonu daha zordur [100].

Zirkonya üzerine gelen kuvvetler, matriks içinde düzenli bir şekilde dağılmış olan tetragonal fazın, hacim olarak daha yüksek olan monoklinik faza geçmesine neden olur. Bu faz değişimi kristallerde %3-5'lik bir hacim artışı yaratır. Kuvvetlerin uygulandığı bölgedeki hacim artışı sebebiyle sıkıştırıcı gerilimler oluşur. Bu gerilimler mikro çatlakların oluşumunu ve yayılmasını engeller. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü ile durdurulur. Dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening) olarak adlandırılan bu fenomen, zirkonyumun diğer seramiklerde bulunmayan bir özelliğe sahip olmasını ve bu sayede daha yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı göstermesini sağlar (Şekil 2.6) [98].



Şekil 2.6: Zirkonyum Transformasyon Sertleşmesi [101]

Dönüşüm sertleşmesi ile ortaya çıkan baskı stresleri materyalin dayanıklılığını artırsa da tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü kontrol altında olmalıdır. Aksi halde hacimde meydana gelen artış sebebiyle ileri derecede kırıklar oluşabilir [102]. Zirkonyumun sinterizasyonu, %20-30 oranında hacimsel bir büzülme meydana getirmektedir. Sinterizasyon, HIP (Hot Isostatic Pressing) ve Non-HIP (Non-HotIsostatic Pressing) olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Bu iki farklı teknikle sinterleme sonucu elde edilen zirkonyum materyalinden, kaynaklarda, HIP-zirkonya ve non-HIP zirkonya olarak bahsedilmektedir. HIP-zirkonya özel veya farklı bir materyal değildir. Sadece sinterleme tekniğinin adıdır ve kimyasal yapısı non-HIP zirkonya ile tamamen aynıdır. HIP, kapalı bir sistemle yüksek ısı ve basınçta uygulanan maliyeti yüksek bir sinterleme tekniğidir. Non-HIP yöntemine kıyasla, materyalin dayanıklılığında yaklaşık olarak %20'lik bir artış sağlar [69].

HIP-zirkonya'nın üretimi daha uzun zaman alır ve frezlenmesi de daha zordur. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi esnasında, üzerlerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski bulunduğu düşünülmektedir. Bu düşünce klinik

çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır ve literatürde yer alan fraktür vakaları HIP zirkonya ile değil non-HIP zirkonya ile ilgilidir [103]. Non-HIP zirkonya incelendiğinde, basınçsız bir şekilde hazırlandığı için daha pöröz bir yapı göstermektedir. Sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılır. Bu sayede stresin başlattığı tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm olayı ve bununla ilgili olarak yüzeyde serbest monoklinik faz oluşumu önlenir. Bu faz dönüşümü sebebi ile ortaya çıkan sıkıştırıcı stresler dayanıklılığı artırsa da birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemleri yapılmasını önermemektedir [104]. Zirkonyumun dişeti ile olan biyouyumluluğuna bakan çalışmalarda; zirkonyumun yüzeyinde titanyuma kıyasla daha az plak tutulumu saptanmıştır. Dişeti ile olan uyumunun da titanyumdan daha iyi olduğu bildirilmiştir [105].

Y-TZP mükemmel korozyon ve aşınma direnci gösteren, rezorbe olmayan bioinert bir metal oksittir. Young modülünün paslanmaz çeliğe yakın olması, yüksek bükülme direnci (900-1200 MPa), yüksek radyoopasitesi, yüksek kırılma direnci, düşük ısı iletkenliği, millenebilmesi, diş renginde olması ve biyouyumluluğu gibi avantajlarının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır [106]. Düşük sıcaklık bozunması (low temperature degradation) zirkonya seramiklerin dezavantajlarından birisidir. Düşük sıcaklık bozunması (DSB) fenomeni yaşlanma olarak da isimlendirilir. Bu fenomenin oluşumunu su molekülleri tetikler ve zirkonya yüzeyinde tetragonal fazdan monoklinik faza sürekli bir dönüşüm meydana gelir. Uzun süren hidrotermal gerilim varlığında bu fenomen oluşmaktadır. Düşük sıcaklık bozunması, yüzeyde pürüzlülük ve mikroçatlak oluşumuna yol açarak zirkonyanın kullanım süresini kısaltmakta, performansını ve güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir [107].

Tütün ürünleri kullanan, diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığı olan, aktif periodontitisli hastalarda ve aşırı kemik yıkımının bulunduğu hastalarda kullanılması önerilmemektedir [69]. Zirkonya içeren birçok seramik sistem olmasına rağmen bunlardan sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır;

- Yttriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y- TZP)
- Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg- PSZ)
- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA)

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg- PSZ) gren boyutunun büyük olması (30-60 mikrometre) ve porozite varlığı sebebiyle aşınma gösterdiğinden başarılı olamamıştır [99]. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) ise yttriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP) ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özellikler göstermiştir. Bütün bunlar zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (TZP) materyaline olan ilgiyi artırmıştır. Işık geçirgenliği materyalin translusent özelliğiyle sağlanır. Zirkonya seramikler dişin doğal rengine benzemekle beraber opak bir renge sahiptir. Bu özelliği sayesinde metal bir post ya da renklenmiş bir diş maskeleyebilmektedir. Seramiklerin matriks yapısındaki kristalin büyüklüğü, kimyasal özelliği ve miktarına göre ışığın yansımaları ve saçılması değişmektedir. Zirkonyum esaslı tam seramiklerde, kor, opak olduğundan korun kalınlığının minimal düzeyde tutulması istenir ve bu opak görüntü dentin ve mine seramiğiyle maskelenmeye çalışılır [108]. Zirkonyumun radyoopasite özelliği restorasyonun marjinal uyumunun radyografik olarak değerlendirilmesinde kolaylık sağlar [109]. Günümüzde CAD/CAM sistemleri farklı renklerde porselen grupları için farklı tonlarda zirkonya korlar üretebilmektedir [108].

2.4.1.3.1. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Zirkonyumun medikal alanda kullanımı ilk olarak 1969 yılında ortopedi ile başlamıştır ve kalça protezlerinde alüminyum ve titanyuma alternatif olarak sunulmuştur. Zirkonyum dioksitin maymun femuruna yerleştirildiği çalışmada herhangi bir olumsuzluğun meydana gelmediği görülmüştür [98]. O dönemde in vitro teknikler çok gelişmediğinden ilk yapılan çalışmalar genellikle in vivo olarak yapılmıştır. 1990'lı yıllara gelene kadar yapılan çalışmalarda zirkonyumun kas ve kemik dokuları üzerinde olumsuz sonuçlara yol açmadığı rapor edilmiştir. 1990'dan sonra zirkonyumun hücreler üzerindeki etkileri hakkında bilgi sahibi olmak için in vitro çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda zirkonyum dioksitin sitotoksik olmadığı görülmüştür. Ayrıca zirkonya implantların yüksek biyouyumluluğunun yanında kemik yapımını stimüle etme özelliğine de sahip olduğu bildirilmiştir [100].

2.4.1.3.2. Zirkonyum Abutmentlerin Avantajları

- Radyopak olduklarından radyolojik olarak değerlendirilebilirler [68],
- Abutmentler laboratuarda yapılabilirdiği gibi ağız ortamında da diş konturuna uygun olarak şekillendirilebilir veya CAD/CAM cihazıyla hastaya uygun olarak frezlenebilir [68],
- Çok iyi polisaj yapılabilmesi sayesinde düşük korozyon, düşük plak birikimi, yüksek biyouyumluluk ve düşük ısı iletkenliği özelliklerine sahiptir,
- Tam seramik restorasyon uygulamalarında alt yapı da metal olmadığında dişetinden metal yansıması da meydana gelmez,
- Supragingival marjin sonlanması yapılabilir böylelikle simantasyon artıklarının temizlenmesi ve kronun marjin adaptasyonu kolaylaşır [110].

2.4.1.3.3. Zirkonyum Abutmentlerin Dezavantajları

- Zirkonyum abutmentlerin üzerine yapılan tam seramik restorasyonların adeziv simanlar ile yapıştırılması önerilmektedir. Uzun dönem başarısı için simantasyon işleminin doğru şekilde yapılması önemlidir [111].
- Yüzey işlemi uygulanması zirkonyumun mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler [68].
- Titanyum abutmentlerde genellikle vida kırılması görülürken zirkonyum abutmenlerde abutmentin kendisinde kırılma görülmektedir.
- Titanyum abutmentler kadar dayanıklı değildir.
- Fiyat olarak titanyum abutmentlere kıyasla daha pahalıdırlar [110].

2.4.1.3.4. Zirkonyum Abutmentlerin Endikasyonları

- Gülme sırasında dişeti fazla görünen hastalarda,
- Estetik kaygılara bağlı olarak tam seramik restorasyonların yapılmasının istendiği durumlarda,
- İmplantın açılı yerleştirildiği durumlarda implant gövdesinin yönü değiştirilmek istendiğinde,
- İmplantların yüzeye çok yakın konumlandığı ve titanyumun açığa çıktığı durumlarda,
- Bukkale çok yakın yerleştirilmiş titanyum dayanağın gingivadan yansıdığı ve periimplant mukozanın ince olduğu durumlarda kullanılır [110].

2.4.1.3.5. Zirkonyum Abutmentlerin Kontrendikasyonları

- Örtülü kapanışın aşırı olduğu durumlar,
- Posterior bölgelerde,
- Hastada bruksizm ve yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkların bulunması,

- İmplantın yerleştirilmesine bağlı olarak abutmentin 30° den fazla açılandırılması gereken durumlarda,
- Hastanın kapanış ilişkisinin abutmentin aksiyal kalınlığının 0,7 mm.' den az, yüksekliğinin ise 7 mm'den az olmasına neden olduğu durumlarda kullanılmaları kontrendikedir [110].

2.4.1.4. Kompozit Rezin Abutmentler

2.4.1.4.1. Fiberle Güçlendirilmiş Abutmentler

Metal abutment kullandığında diş eti komşu dişlere oranla daha grimsi bir görüntü verebilmektedir. Bu sorun diş renginde saydam bir materyal kullanılarak aşılabilmektedir. Cam fiberle güçlendirilen kompozitlerin kırılma ve gerilme direnci artmaktadır. 2000 yılında yapılan bir çalışmada cam fiberle güçlendirilmiş kompozit abutmentlerin, ağız içinde yeterli dayanıma sahip olduğunu ve geliştirilerek kullanımlarının arttırılabileceğini söylemiştir [112].

2.4.1.4.2. PEEK Abutment

Polietereterketon (PEEK) güçlü bir termoplastik materyaldir. Termoplastik özelliği olan bu materyalin yarı kristal yapısı vardır. PEEK hidrolize direnç göstermektedir ve yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özelliklere sahiptir. Bu sebeple yaklaşık otuz senedir otomotiv, kimya, uçak ve elektronik endüstrilerinde kendisine geniş kullanım alanı bulmuştur [113]. PEEK materyalinin implante edilebilir ve biyouyumlu materyal olarak geliştirilmesi için çalışmalar 1980'lerde başlamıştır. PEEK materyalinin yüzey özellikleri, yüzey de gerçekleşen bir takım çalışmaları sayesinde hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylelikle biyouyumluluğu ispatlanmış, kimyasal dayanımı ve aşınma direnci çok güçlü olan bir

biyomateryal kazanılmıştır. Bu biyomateryal çeşitli sterilizasyon işlemleri esnasında bozulmaya da direnç göstermiştir [114].

Erime ısısı 280°C'nin üzerinde olduğundan sıcak sterilizasyon yöntemleri kullanılabilir. Elastikiyeti materyalin diğer bir avantajıdır. Bükülme dayanımının 3,1 GPa olduğu görülmüştür. Materyalin kırılmasını bu yüksek elastikiyet modülü engeller. Ayrıca kemik benzeri bir yoğunluk kazandırır. PEEK'in yüksek elastikiyet modülü materyale metal desteksiz hareketli protezlere alt yapı desteği açısından yeni bir endikasyon alanı yaratmıştır. Köprü protez tedavilerinde zirkonyumdioksit ve geleneksel metal alaşımlara alternatif iskelet materyali olarak kullanılabilir. PEEK'in bu şekilde kullanılması tedavinin uzun dönem başarısına büyük katkı sağlar. Kemik rezorpsiyonunun oranına bağlı olarak protezlerdeki kron yükseklikleri artmaktadır [115].

Bir örnek verilmek istenirse; dikey kantilever implant üzerine gelen lateral kuvvetleri arttıracığından dezavantaj yaratır. Bundan dolayı üstyapı uzunluğunun artmasıyla beraber implant üzerine gelen eksantrik kuvvetler de artış görülür. Eğer hastada metal alaşımları veya yitrium ile stabilize zirkonyum dioksit de kullanılırsa kemik kaybı miktarı köprünün hacmi ile doğru orantılı olarak artmaktadır. PEEK materyali düşük ağırlığı ve elastik oluşu sayesinde çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri yumuşatarak implanta ilettiğinden bu probleme çözüm sunabilmektedir [115].

İnert bir malzeme olmasına rağmen veneerle kaplanabilmesi dental amaçlı iskelet materyali olarak kullanılmasını sağlar. Röntgen ışınlarını geçirgenliği iyileşme sürecini izlemek amaçlı ayrı bir avantaj sağlar. Frezleme ünitesinin maliyeti NPM titanyum ve seramikten daha ucuzdur ve laboratuvarında daha kolay hazırlanabilir. Özellikle alerjisi olan bazı hastalarda materyale olan tepki, materyalin suda çözünürlüğü <0,3 mg (mikro g) / mm³ olduğundan diğerlerine kıyasla daha düşüktür [116].

Regensburg üniversitesinin yürüttüğü çalışmalarda, monolitik BioHpp'den üretilmiş köprülerin hepsinde küçük abrazyon izleri görülmesine rağmen; karşıt arkdaki dişlerle olan temas noktalarında herhangi bir hasar gözlenmemiştir. Elde edilen bükülme direnci materyalin ister monolitik olsun, ister veneerlenmiş olsun, nihai restorasyonlar için kullanılabilirliğini ispatlamıştır. Üreticileri BioHpp'u teleskobik çalışmalarda kişisel abutment olarak, bir gövdeli üç üye köprülerde, iki gövdeli dört üye köprülerde ve bar destekli protezlerin ikincil yapılarında test etmişlerdir. Fakat implant üretiminde, kanal postu, ya da iki gövdeden fazla olan köprülerde denememişlerdir [116].

Kişisel abutment üretiminde BioHpp abutment da kullanılabilir. Üreticileri protetik diş tedavsi uzmanlarının ağız içinde özelleştirebileceği, hazır yapılı abutmentlerin kullanımını da önermektedir. Hem kişisel hemde hazır abutmentler elastik özellikleri sayesinde gelen yükleri kemiğe yumuşatarak iletirler [117]. Oklüzalden vidalabilen tek parça BioHpp abutment kronlar kullanılabilir. Bunların da uzun dönem stabilite ve dayanımlarının başarılı olduğu görülmüştür. Abutment ve kronlar laboratuvarında basınç altında döküm işlemi aracılığıyla titanyum bir baz üstüne yapıldıktan sonra ağız içinde vidalanır. Bu sayede siman artığı kalma ihtimali hiç yoktur. Sağladığı diğer bir avantaj da estetikle ilgilidir. Abutmentler dişlerle aynı renkte olması nedeniyle; dişetinde çekilme olsa bile kron estetiği bozulmaz. Materyal, yumuşak doku tepkisi ve kemik seviyesi açısından titanyum kadar rahat kullanılabilir [117]. PEEK'in avantajları şu şekildedir;

- Doğal radyolusentlik,
- Sterilizasyona dayanım,
- Yüksek kimyasal direnç,
- Toksikite oluşturmaması,

- Manyetik rezonansa (MRI) uygunluk,
- Çok yönlü seri üretim yapılabilmesi,
- Frezlerle kolayca şekillendirilebilmesidir [118].

PEEK bu özellikleri sayesinde kardiyoji, ortopedi ve diş hekimliği gibi alanlarda kullanılmaktadır. Özellikle protetik diş hekimliğinde titanyum materyaline alternatif oluşturmuştur [119].

2.4.2. Parça Sayısına Göre İmplant Abutmentleri

2.4.2.1. Tek Parçalı Abutmentler

İki düz bölümde hazırlanır. Amaç protezin döküm hareketini engellemektir. Simante edilerek yerleştirilir. Yaklaşık olarak 15 N/cm kuvvetle torklanır [120]. Bu abutment tipinin sağladığı avantajlar;

- Vida gevşemesi görülme,
- Kolay ve tam oturum sağlanır,
- Abutmentin hazırlanması kolay olduğundan ucuzdur,
- Kalın duvarları vardır.

Ancak yukarıda saydığımız avantajların yanında dezavantajları da bulunmaktadır;

- Birden çok abutmentle birlikte kullanılabilirler,
- Tek diş restorasyonları ve açılı abutment kullanımı için uygun değildirler,
- Kırılmaya karşı da zayıftırlar [68].

2.4.2.2. İki Parçalı Abutmentler

İmplant gövdesindeki anti rotasyonel yapıyı ve diğer elemanları bir arada tutan abutment vidası bulunmaktadır. Esas avantajı bağlı olduğu kronun maruz kaldığı makaslama veya rotasyonel kuvvetler altında rotasyon hareketine engel olmasıdır. Abutment ve vida gevşemesinin yalnızca radyografi ile kontrol edilebilmesi ve ince duvarların abutmentin prepare edilmesini zorlaştırması ise dezavantajlarıdır [68].

2.4.3. İmplant-Abutment Bağlantısı

İmplant abutment birleşim tasarımlarının temelini internal ve eksternal bağlantılı birleşim tipleri oluşturur. Eksternal bağlantılı implantlar Nobel Biocare firması tarafından Branemark'ın ilk implant tasarımını farklı modifikasyonlarla üretmeye devam etmekle birlikte günümüzde daha çok internal bağlantılı birleşim tipleri tercih edilmektedir [41].

2.4.3.1. Eksternal Bağlantı

Eksternal bağlantılı türlerinde; implant yapısında eksternal oktagon ya da hegzagonal bir yapı vardır. Bu yapı abutment yapısına anti rotasyonel bir özellik katmaktadır [121]. Abutment içinde yer alan karşıt bir oktagon ya da hegzagon yapı bunun üzerine konumlanmaktadır [122]. Eksternal hegzagonal yapı gittikçe daralan şekilde ya da düz bir şekilde de olabilir [123].

2.4.3.1.1. Eksternal Bağlantı Sisteminin Avantajları

- İki aşamalı implant cerrahisine uygun,
- Farklı sistemlerle uyumlu olması,
- Anti-rotasyonel mekanizma

2.4.3.1.2. Eksternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları

- Hekzagonal yapının boyutları sebebiyle oluşan mikro hareket [124],

- Rotasyona ve lateral hareketlere karşı daha az direnç göstermesi [125],
- Bağlantıdaki mikro aralığa bakteri penetrasyonu sonrası gelişen mikro sızıntı olasılığına bağlı oluşan kemik rezorbsiyonu [121],
- Eksternal hekzagonal bağlantı sisteminin aşırı yük durumlarında kullanılmaması önerilir [121].
- Çalışmayan taraftaki aşırı lateral yükler, aşırı vertikal yükler ve uyumsuz üst yapılar vida gevşemesine neden olur [126].
- Oklüzal yükün, vidanın sıkılma torkunu aştığı durumlarda stresler direkt olarak implant abutment ara yüzüne iletilir. Sonuç olarak abutment vidası deforme olur ve ara yüzde bir aralık oluşur [56].

2.4.3.2. *İnternal Bağlantı*

İnternal bağlantılı birleşim tasarımında eksternal bağlantılı birleşimde görülen tasarımın tam tersi implant yapısında internal konik bir yapı bulunmaktadır. Abutmentte yer alan karşıt yapı bunun içine konulanmaktadır. İnternal konikal yapı düz veya gittikçe daralan dizayna sahip olabilir. İnternal konik yapı Astra tasarımında olduğu gibi 11°lik açı yaparak gittikçe daralabilir veya ITI dental implant sisteminde olduğu gibi 8°lik açı da yapabilir. Bu sistem “Morse taper” abutment birleşim türü olarak da adlandırılır [127].

2.4.3.2.1. *İnternal Bağlantı Sisteminin Avantajları*

- Abutment bağlantısının kolaylığı
- Bağlantı alanının daha geniş olması nedeniyle yüksek stabilite ve anti rotasyonel özellik
- Rotasyon merkezinin daha aşağıda olması nedeni ile lateral yüklere daha dirençli
- Daha iyi kuvvet dağılımı

- Tek diş restorasyonlarında kullanılabilme
- Tek aşamalı implant yerleşimine olanak sağlama [125].

2.4.3.2.2. *İnternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları*

- Protetik ara yüzde implantın lateral duvarlarının incilmesi
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin ortadan kaldırılmasındaki güçlükler [121].

İnternal hegzagon bağlantısında protez arayüzü implanttan daha derine yerleştirilmiştir ve bu sayede moment kolu kısalmır. Protez-implant fulkrumunun implantın orta 1/3'üne doğru hareket ettikçe kemikteki stres dağılımı daha homojen hale gelmektedir. İnternal altıgen bağlantının tasarımı nedeniyle implant çevresindeki stres dağılımı daha dengelidir, böylece alveolar kemik üzerindeki stres azalmaktadır [125]. İmplant boynunda daha az kemik rezorpsiyonuna ek olarak internal altıgen bağlantıda abutmentin tam olarak yerine oturması hissedilebilir ve anti rotasyonel sistem daha güçlü ve etkin olmaktadır. Ayrıca abutment vidaları daha stabil hale geldikçe vida kırılması ve onarım komplikasyonları daha az görülmektedir [122].

2.4.3.3. *Morse Taper Bağlantı*

İnternal bağlantı konsepti ortaya çıktıktan sonra üreticiler farklı tasarımlar üretmeye devam etmişlerdir. İmplant-abutment bağlantısını oluşturan yüzeylerin birbirine eş koniklik açıları ile dizayn edilmesi düşüncesi ile 'Morse Taper' (internaltapered conical connection, tapered friction fit, conical seal design) olarak tarif edilen ve abutment vidası olmaksızın yalnız koniklik açısı ile tutunmayı sağlayan bağlantı tipini ilk kez kullanan implant üreticisi Bicon'dur [128]. Vidasız bağlantının yanında bazı üreticiler koniklik açısına ek olarak abutment vidasının da bulunduğu sistemler tasarlamışlardır. Bu bağlantı tipine vidalı Morse taper veya konik açılı vidalı bağlantılar

denilebilir (Şekil 2.7) [129]. Bu bağlantı tipi mekanik dayanıklılığı, stabilitesi, kendinden kilitli ara yüz bağlantısı ile kısa sürede popüler hale gelmiştir [129]. Morse taper bağlantıda abutment vidası eksternal bağlantıya göre daha dirençlidir çünkü bağlantı çok daha derindedir ve 8-11 derecelik koverjan iç duvarlara sahiptir [130]. İmplantın iç duvarları dayanağı desteklerken meydana gelen stresleri azaltmaktadır [131]. Sonuç olarak vidayı gevşetmek için gereken kuvvet sıkmak için gerekenden %30 daha fazladır [130, 131]. Bu bağlantı diğer geleneksel eksternal ve internal bağlantılara oranla dayanağın bükme dayanımını da arttırmaktadır [127]. Fonksiyonel yükler altında eksternal bağlantıda mikro hareketler meydana gelmektedir ve bu durum abutment kayıplarını arttırmaktadır [126]. Yapılan bir çalışmada 5439 Morse taper bağlantıya sahip implant üstü tek kuronlarda 11 yılın sonunda başarı oranı %98,7 olarak bulunmuştur [132].



Şekil 2.7: Vidalı Morse Taper Bağlantılı Dental İmplant KA®

Vidasız Morse taper bağlantı tipi; koniklik açısı aynı olan iki yüzey arasındaki kuvvetli sürtünme ile oluşan, iki yüzey arasındaki kontak basıncı pürüzlü alanlarda yüzeylerin birbirine nüfuz etmesine ve kaynaşmasına neden olarak yüzeyler arasında mikro kaynak noktalarının oluşmasına ve implant-dayanağın tek bir bütün gibi

davranmasını sağlar. Mikroskobik düzeyde yüzeyler tam olarak pürüzsüz olmadığı için bu bağlantı şekli “soğuk kaynak” olarak adlandırılır [133]. Geleneksel vidalı sistemde stres sistemin en zayıf noktası olan vidada birikirken vidasız Morse taper bağlantı tipinde stresler tüm sistem içerisinde homojen olarak dağılır [133, 134]. Geometrik açıdan vidasız Morse taper bağlantı ISO (International Organization for Standardization) 296 Standartlarına göre koniklik açısı 1,5 dereceden daha küçük olan bağlantı olarak tanımlanmaktadır [134]. Bu sistemin en büyük avantajı mekanik stabilitesidir. Mikro hareket meydana gelmemekte [127, 135], implant- abutment ara yüzünde mikro aralık oluşmamakta ve bunlara bağlı komplikasyonlar çok daha az görülmektedir [136].

2.4.3.4. Platform Switching

Platform switching konsepti; implant- abutment birleşiminde implanttan daha dar boyun çapına sahip abutment kullanılarak implant etrafındaki daha uygun stres dağılımı gerçekleştirilerek kemik kaybını azaltmak amacıyla ortaya çıkmıştır. İmplant- abutment birleşiminin krestal kemik bölgesinden daha mediale alınarak uzaklaştırılmasıdır. Böylece, birinci yıl sonundaki marjinal kemik kaybı azalmaktadır [5]. “Platform switching” tasarımlarında kemik kaybının azalmasının nedeni; implant ve kemik arasındaki stres dağılımının yoğunlaştığı alanın değişmesi veya mikro aralığın lokalizasyonunun değiştirilmesi olduğu iddia edilmiştir. Fakat bu bulgular henüz netlik kazanmamıştır [137]. Bazı sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, geleneksel implantlara kıyasla implant çevresinde daha dengeli bir stres dağılımı üreteceği bildirilmektedir [5, 137]. Yapılan çalışmalarda internal Morse taper bağlantılı sistemlerde gözlemlenen mikrobiyal sızıntı, eksternal Hekzagonal bağlantılı sistemlere göre çok daha az gözlemlenmiştir. Benzer şekilde platform switch olarak adlandırılan ara yüz

tasarımında, ara yüz ile alveolar kemik arası mesafenin artması ve biyolojik aralığın artması, implant çevresi inflamasyon riski azalmakta dolayısıyla da krestal kemik kayıpları azalmaktadır [138]. Kemik kayıpları ve implant başarısızlıklarının temel sebeplerinden biri olarak biyomekanik aşırı yükleme gösterilmiştir. Platform switch konseptinin avantajları aşağıdaki gibi özetlenebilir [139];

- Marjinal kemik kaybının azalması
- Daha estetik sonuçlar elde edilmesi
- Kemik implant temasının artması
- Daha yüksek primer stabilite

2.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER

Bir implantı fonksiyonel kılan ve onu tamamlayan, o implantın üzerine yapılan protetik restorasyondur. Çene kemiğine yerleştirilmiş bir implant, proteze destek sağlamasının yanında, geride kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını da muhafaza etmelidir [140].

2.5.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

- Çiğneme kasları ve çiğneme etkinliğinin geliştirilmesi ile yüz görünümün korunması,
- Oklüzal dikey boyutun restorasyonu ve korunması,
- Fasiyal estetiğinin korunması,
- Alveol kemiğinin korunması,
- Fonasyonun geliştirilmesi,
- Estetiğin geliştirilmesi,
- Oral proprioepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,

- Oklüzyonun geliştirilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilite ve retansiyonunun geliştirilmesi,
- Protez boyutunun azaltılması,
- Protetik başarının artırılması,
- Komşu dişlerde preparasyon yapma gerekliliğinin ortadan kaldırması,
- Hareketli protez yerine sabit protez yapılabilmesi,
- Psikolojik sağlığın korunması [30].

2.5.2. İmplant Destekli Protezlerin Planlaması

İmplant destekli protezlerin, implantın yapımından önce planlanması gereklidir. Bu planlama protez; estetik, hijyenik ve biyomekanik açıdan değerlendirilerek, aşağıdaki hususlar göz önüne alınarak yapılır;

- Alt-üst çene ilişkisini incelemek için çalışma modellerinin hazırlanması,
- İmplant yerlerinin ve pozisyonlarının belirlenmesinde kullanılacak cerrahi splintlerin hazırlanması,
- Uygun protez çeşidinin belirlenmesi,
- Protez çeşidi belirlendikten sonra uygun abutment ve parçaların estetik ve fonksiyon açısından değerlendirilmesi,
- İmplant uygulanan bölgelerin hatasız olarak ana modele aktarılması,
- Uygun oklüzyon ilişkisinin tasarlanması,
- Hastaların estetik ve konuşma fonksiyonlarını düzenleyen geçici protezlerin yapılması [30].

2.5.3. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant uygulamalarındaki artışa bağlı olarak implant destekli protez uygulamalarında da çeşitlilik meydana gelmiştir. İmplant üreticisi firmalar, protez

uygulamaları sırasında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önünde bulundurarak, implant destekli protez yapımı için çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir. Gerek firmaların gerekse protetik diş tedavisi uzmanlarının geliştirdikleri ve uyguladıkları protetik parça ve protezlere farklı isimler vermeleri bir terim karmaşasına yol açmıştır. Protezlerin uygulanmasında görülen yöntem farklılıkları, farklı isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant destekli protezlerde bir sınıflama yapma gereksinimini ortaya çıkarmıştır [120].

Misch 1989 yılında implant diş hekimliği için 5 protetik seçenek sunmuştur.

- 1) Sabit Protez 1 (SP-1): Sadece kronu oluşturur, doğal diş gibi bir görünüm lde edilir.
- 2) Sabit Protez 2 (SP-2): Kronun ve kökün bir kısmını oluşturur, kronun konturları oklüzal yarıda normaldir. Fakat gingival yarıda uzamış ya da aşırı konturlanmıştır.
- 3) Sabit Protez 3 (SP-3): Dişsiz bölgenin bir kısmını, eksik kronu ve dişeti rengini oluşturur. Protezde çoğunlukla akrilik dişeti ve plastik diş kullanılır. Ancak metal porselen de olabilir.
- 4) Hareketli Protez 4 (HP-4): Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
- 5) Hareketli Protez 5 (HP-5): İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezdir.

İlk üç tedavi seçeneği sabit protezlerdir. Bu protezler kısmi ya da tam dişsizliği tedavi edebilir. Vidalanabilir ya da Simante edilebilir tarzda olabilir. Bu seçeneklerden birinin tercih edilmesi sert ve yumuşak doku eksikliği miktarına bağlıdır. Tüm sabit protezlerin ortak özelliği hasta tarafından çıkarılamamasıdır. Son iki protez tipi ise protezin görünümüne değil desteğine bağlıdır [141].

2.5.3.1. Sabit Protezler

2.5.3.1.1. SP-1

Bu protezler hastanın eksik dişinin sadece anatomik kronunu oluşturan sabit bir restorasyondur. Minimum seviyede sert ve yumuşak doku kaybı mevcuttur. Kalan kemik boyutu ve pozisyonu implantı, doğal diş köküne yakın bir şekilde konumlandırılmasına izin verir. Restorasyonun son hali hacim ve biçim açısından dişin doğal kronunu yerine koyan sabit protezlere benzer. Bu protezler üst çene ön bölgede en çok istenen protezlerdir [120].

2.5.3.1.2. SP-2

Bu protezler dişin anatomik kronu ile kökün bir kısmını restore eder. Doğal dişin mine-sement birleşim yeriyle kıyaslandığında; kemik topografisi ve hacmi daha apikaldir. SP-1 protezlere göre implantın vertikal yönde daha apikalde konumlandırılmasını gerektirir. Sonuç olarak insizal kenarın pozisyonu doğrudur. Ancak kronun 1/3'lük gingival bölümü linguale ve apikale, doğal dişin pozisyonuna göre uzamıştır. Bu protezler diş eti çekilmesi ve periodontal kemik kaybı olan dişlerle benzerlik gösterir. Tedaviyi yapacak hekimin, yapılacak olan protezin kemik kaybı olmayan sağlıklı bir diştten daha uzun görüneceğinin farkında olmalıdır. Hastayı bu konuda bilgilendirmelidir [120].

2.5.3.1.3. SP-3

Bu protezler doğal dişlerle birlikte bir miktar yumuşak dokuyu da yerine koyar. SP2 protezlerde olduğu gibi kullanılabilir. Kemik miktarı doğal rezorbsiyon ya da implantların yerleştirilmesi sırasındaki osteoplasti nedeniyle azalmıştır. Fonasyon fonksiyon, estetik, ve dudakların desteklenmesi için dişin insizal kenarını doğru konumlandırmak amacıyla yapılacak dişlerin vertikal boyutunun doğal olmayan bir

uzunlukta olması gerekmektedir. Ayrıca hastanın estetik beklentileri yüksekse, konuşma sırasında alçak bir alt dudak hattına veya yüksek gülme hattına sahipse uzun dişler doğal olmayan bir görünüme neden olacaktır [120].

2.5.3.2. Hareketli Protezler

2.5.3.2.1. HP-4

HP-4 tümüyle diş destekli ya da tümüyle implant destekli hareketli protezlerdir. Protez takıldığında rijittir. Hareketli protezi doku barına veya implant abutmentlerine ataşmanlar aracılığıyla bağlarlar. Hastaya istenilen şartlara uygun implant destekli HP-4 bir protezin yapılabilmesi için planlama çoğunlukla üst çenede altı-sekiz ve alt çenede ise beş-altı implant yapılması şeklindedir [120].

2.5.3.2.2. HP-5

HP-5 implant ve yumuşak doku desteğini birlikte sağlayan hareketli protezdir. İmplant desteği değişkenlik gösterir. Total dişsiz bir alt çeneye yapılacak implant üstü protez planlaması için, yumuşak doku abrazyonunu ve protezi destekleyen yumuşak doku miktarını azaltmak için kanatlı bir barla splintlenen dört implant, lateral hareketlere engel olmak için santral ve premolar bölgesinde splintlenmiş üç implant, ön bölgede tutuculuğu arttırmak için kanin bölgesinde splintlenmiş iki implant kullanılabilir. Restorasyonun görüntüsü geleneksel hareketli proteze benzemektedir [120].

2.5.4. İmplant Üstü Sabit Protez Seçenekleri

Uzun dönem başarı elde etme için, kullanılan materyallerin mekanik kimyaal ve fiziksel özelliklerinin, klinikte uygulama yöntemlerinin çok iyi bilinmesi gereklidir. En önemli yöntem ise restorasyon ve implantın bağlanma şeklidir. İmplant üstü

restorasyonlar, vida tutuculu, siman tutuculu veya her ikisinin birleştirilmiş şeklinde olabilir [142].

Simante protezlerin daha çok tercih edilmesinin sebepleri, estetik olmalarının yanı sıra açılama sorunlarının daha kolay giderilebilmesidir [143]. Vida tutuculu protezde tutucu vida, restorasyon ve abutment arasında veya restorasyon ve implantın kendisi arasında solid bir birleşme sağlar [144]. Simante protezlerle, vida ile sağlanamayan pasiflik, estetik, okluzal bütünlük sorunları elimine edilebilir [145]. Ayrıca, siman tabakasının birden gelen kuvvetleri absorbe edici ve protez- implant- kemik sistemine kuvveti optimum iletme özelliği gösterilmiştir [146].

2.5.4.1. Simante Protezlerin Avantajları

- Pasiftir,
- Siman tabakası şokları absorbe eder,
- Yapıştırıcı ajan için bırakılan boşluk, uyumsuzlukları kompanse eder,
- Klinik ve laboratuvar aşamalarında konvansiyonel işlemler uygulanır,
- Uygun olmayan açıda yerleştirilmiş implantları, kişisel abutment yapımı ile düzeltme olanağı sağlar,
- Rotasyonel kuvvetlere dayanıklıdır,
- Estetiktir,
- Maliyeti daha azdır [141].

2.5.4.2. Simante Protezlerin Dezavantajları

- Siman çözünmesi protezin başarısızlığına neden olur,
- Protezin çıkartılabilirliği sınırlıdır,

- Klinikte simantasyon ve artık simanın temizlenmesi zaman alır,
- Artık siman periodontal ve periimplant enfeksiyona neden olur,
- Siman temizliği sırasında oluşan çizikler plak birikimini arttırır,
- Simantasyon sonrası mikro boşluk oluşabilir [141].

2.5.4.3. Vida Tutuculu Protezin Avantajları

- Protez İstendiğinde çıkartılabilir. Bu sayede;
 - Hijyen daha kolay sağlanır,
 - Protezin tamiri daha kolaydır,
 - Vida gevşediğinde proteze zarar vermeden tamir olanağı vardır,
 - Periimplant enfeksiyon durumunda tedavi daha kolaydır,
- Restorasyonun uyumu daha iyidir,
- Inter ark mesafenin az olduğu koşullarda yeterli tutuculuk sağlanabilir [141].

2.5.4.4. Vida Tutuculu Protezin Dezavantajları

- Vida gevşemesi veya kırılması protezin tamirini veya tekrarını gerektirir,
- Rotasyonel kuvvetlere direnci azdır,
- Küçük bir uyumsuzluk bile kabul edilemez,
- İmplantın optimum pozisyonda olmaması restorasyonun yapımını zorlaştırır,
- Okluzal ilişkiler daha zor sağlanır,
- Vida deliğini kapatmada kullanılan kompozit restorasyon çabuk aşınır [141].

2.5.4.5. İmplant- Protez Bağlantısının Etkilendiği Faktörler

- Yapım kolaylığı ve maliyet
- Pasiflik

- Tutuculuk
- Oklüzyon
- Estetik
- Protez teslimi
- Kullanım kolaylığı ve kolay çıkarılabilirlik [48].

2.5.4.5.1. Yapım Kolaylığı ve Maliyet

Simante protezlerin yapımı, geleneksel yöntemler kullanıldığından ve laboratuvar teknisyenlerinin özel eğitimine ihtiyaç olmadığından daha kolaydır [143]. Kullanılan parçalar daha ucuzdur. Restorasyon 17°'den az açıyla yapılıyorsa protezi simante yapmak daha kolaydır [147]. Henüz 17°'den daha az açılı vida tutuculu abutment üretilmediğinden, bunun gerekli olduğu durumlarda vida tutuculu protezde zorlanılır. Bu durum, daha hassas olan ve beceri gerektiren kişisel abutment yapımını gerektirir [147].

2.5.4.5.2. Pasiflik

Restorasyonun pasif oturmaması iki tip komplikasyona yol açar;

- Biyolojik komplikasyonlar: Kemiğe iletilen kuvvetin artması, kemik kaybı ve implant- abutment arasındaki boşlukta mikro flora oluşması.
- Protetik komplikasyonlar: Vidanın gevşemesi ya da kırılması, implantın kırılması [148].

İmplant-kemik ankrajının sadece 10-60 p'luk bir harekete izin vermesi nedeniyle [148, 149] dental implant osseointegrasyonunun uzun süre devam edebilmesi için üst yapının pasif oturması bir ön koşul haline gelmiştir. Aksi takdirde pasif olarak oturmayan üst yapının oluşturacağı stres, sıkışma veya devrilme momentleri vida kırılmasından, gevşemesinden, kemik yıkımına kadar birçok soruna neden olabilir [150]. Yapım aşamasındaki her işlem, protezin implanta göre pozisyonel distorsiyonuna yol açabilecek küçük bir hataya yol açabilir [77]. Olası distorsiyon; ölçü aşamasında, ana modelin

hazırlanması, mum modelajın yapımı, revetmana alma ve döküm aşamalarında, porselenin fırınlanması sırasında veya protezin teslimi aşamasında meydana gelebilir. Her ne kadar bu faktörlerin her birinin oluşturduğu distorsiyon çok az olsa ve klinikte göz ardı edilebilse de tümünün toplamı protez-implant sisteminde intenal streslere neden olabilir.

Çeşitli çalışmalar üst yapının uyumunu araştırmış ve ölçü ile ana model doğruluğunun implanta gelen stres üzerindeki esas belirleyici faktör olduğuna karar vermişlerdir [78, 79]. Üreticinin öngördüğü tornalama ve laboratuvar işlemleri de üst yapının uyumunu belirleyen diğer faktörlerdir [80]. Henüz, vida tutuculu implant üst yapıların pasif oturduğuna dair kesinleşmiş bir veri yoktur. Çeşitli çalışmalarda, protezin pasif olmamasının protetik veya biyolojik bir sorun oluşturmadığı gösterilse de [81-83] bu konuda daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Vida tutuculu üst yapılarda pasif uyumun olmaması, simante ile karşılaştırıldığında implant çevresinde daha fazla stres konsantrasyonu oluşmasına neden olur. Bununla birlikte vida tutuculu protezlerde, simante protezlere göre daha az marjinal açıklık oluşur [73, 80]. Marjinal açıklık arttığında, bu boşluğun mikroflora ile kolonizasyonu riski söz konusudur. Ayrıca simante protezlerde geçici simanın çözülmesi de sorun yaratabilir.

Protetik komplikasyonlardan pasif oturmayan veya uyumu bozuk olan vida tutuculu üst yapılar vida gevşemesi veya kırılması ile sonuçlanabilir [81, 91]. Diğer bir komplikasyon ise implant kırılmasıdır. Kırıkların çoğu, implantın 3. veya 4. yivinde olmaktadır [92].

Siman tabakası, küçük uyumsuzlukları elimine ederek, ‘pasif uyum’ probleminin çözümü olarak gösterilmiştir [72, 75]. Ancak, üst yapının uyumunun doğruluğunu kontrol

edecek çok hassas bir yöntem bulunmamaktadır. Bununla birlikte, ‘pasif uyum’ terimi, biyomekanik olarak doğru tanımlanamamıştır. Henüz, implant-kemik ara yüzünün ne kadar stresi tolere edebileceği ve osseointegrasyonun uzun dönem devamı için bir ön koşul olup olmadığı tam olarak bilinmemektedir [75].

2.5.4.5.3. Tutuculuk

Simante protezlerin tutuculuğu, doğal dişlerde olduğu gibidir. Etkileyen faktörler; aksiyel duvarların paralelliği, yüzey alanı, yükseklik, yüzeyin pürüzlülüğü ve kullanılan siman tipidir. Paralellik, Shillingburg [94]’ un belirttiğine göre, 6°’lik açılamanın kron preperasyonunda ideal olduğunu kanıtlamıştır. Bu açı 15°’ye çıktığında tutuculuk 1/3’üne iner. 25°’lik bir açı ise tutuculuğu %75 azaltır. Üreticiler genellikle 6°’lik abutment ürettiğinden implant üstü protezler normal dişlere göre daha tutucudur. Yüzey alanı ve yükseklik parametrelerinin artması tutuculuğu ve dayanımı artırır. İmplant abutmentlerinin marjinleri subgingival olduğundan daha uzun duvarlara sahiptirler; ancak prefabrik abutmentte molar bölgede yüzey alanı doğal diştekinden daha azdır [72].

Yüzey pürüzlülüğünün artması tutuculuğu artırır. Ek tutuculuk gerekli ise, implant yüzeyleri elmas frezlerle veya hava püskürtmeli partikül abrazyonu yöntemi ile pürüzlendirilebilir. Bununla birlikte, 6°’lik açılama ve uzun aksiyel duvarlar, genellikle ilave tutuculuğu gereksiz kılmaktadır [71]. Daimî simanlar tutuculuğu arttırmak ve restorasyon için iyi bir marjinal tıkama sağlamak amacıyla kullanılır. Geçici simanlar ise esas olarak çıkartılmalarının kolay olması istenen geçici restorasyonlarda tercih edilir. İmplant üstü abutmentlerde çürük riski olmadığından, protezin daha kolay çıkartılabilmesi amacıyla geçici simanlar da kullanılabilir. Çeşitli çalışmalar rezin kompozit, çinko fosfat ve cam iyonomer simanların titanyum abutmentlere yapıştıktıklarında geçici simanlardan daha fazla tutuculuk sağladığını göstermiştir [95-97].

Vida tutuculu protezlerin tutuculuğu vidanın sıkıştırılmasıyla sağlanır. Sorun oluşmaması için vidalar üreticinin önerilerine göre sıkıştırılmalıdır. En sık titanyum ve altın vidalar kullanılır. Tutuculuk vidanın ve implantın yivleri arasında oluşan internal sürtünme direnci ile sağlanır [141]. Protez pasif uyumlu olduğunda, vidaya optimal bir ön yükleme uygulamak mümkün olur.

Ancak uyumsuzluk varsa, ön yükleme uygulandığında protez-implant sisteminde “eksternal ön yükleme” denilen ilave bir yük oluşur; ki bu yük implant ve kemik üzerinde aksiyal ve devrilme momentlerine neden olur. Ayrıca vidada gerilme tipi stresler oluşur ve bu durum vidanın gevşemesi ya da kırılmasıyla sonuçlanır [141]. Vida tutuculu protezin en belirgin avantajı, arklar arası mesafenin sınırlı olduğu vakalarda implant dayanağının aksiyal duvarının yüksekliğinin simante proteze izin vermediği durumda ortaya çıkar [141].

2.5.4.5.4. Oklüzyon

Oklüzyon, yapılacak sabit protetik restorasyonun simante ya da vida tutuculu seçeneklerinden hangisini seçmemiz konusunda bize yol gösteren önemli bir faktördür. İdealde posterior dişlerde implant, aksiyal yükün uygun gelmesi için santral fossada yerleşmelidir.

Üst küçük azıların bukkal lingual genişliği 9 mm ve üst azıların ise 11 mm’dir. Küçük azılar için gereken oklüzal tabla 4-5 mm, azılar içinse 5-6 mm’dir [111]. Oklüzal vidaların başının genişliği ise 3 mm’dir. Bu 3 mm’lik vida oluğu molar dişlerin oklüzal tablasının %50’ sini, premolarların oklüzal tablasının ise %50’sinden fazlasını kaplamaktadır [72].

2.5.4.5.5. Estetik

Alt küçük azı ve azı bölgelerindeki vida deliği her ne kadar opak kompozit materyalle kapatılsa da tamamen elimine olmadığı için estetiği bozmaktadır. Ancak simante protezlerde böyle bir durum söz konusu değildir [141].

2.5.4.5.6. Teslim

Vida tutuculu protezlerde, protezin implanta tam uyumlu olduğunu görmek için vidanın son sıkıştırmasından önce sadece radyolojik muayene yeterlidir. Ancak simante protezde radyografik muayeneye ilave olarak simanın dikkatlice uzaklaştırılması da gerekir. Siman artıklarının uzaklaştırılması periodontal sağlık için gereklidir. Bilindiği üzere, doğal dişlerde bırakılan subgingival siman artıkları dişeti cebinde plak birikimini artırır. Benzer şekilde siman artıkları dişetlerinde şişme ve ağrı, periodontal cep, sondlamada kanama ve radyolojik olarak gözlenen periodontal kemik kaybı ile seyreden implant çevresinde inflamasyona neden olabilir [99]. Bu nedenle siman artığı bırakılmamalıdır. Açar ve ark. [100]'nın yaptıkları bir çalışmada, siman artıklarının metal sonla temizlenmesi sırasında abutment üzerinde bol miktarda çizik olduğu ve bu çiziklerin de plak birikimi üzerinde en az siman artığı kadar etkili olduğu vurgulanmıştır.

2.5.4.5.7. Kullanım Kolaylığı ve Kolay Çıkarılabilirlik

Protetik yapıların çıkarılabilirliği belli başlı temel şartlar altında önem arz eden bir konu haline gelmektedir. Bu durumlar genel olarak;

- Protetik komponentlerin periyodik değiştirilmesi
- Vidaların gevşemesi veya kırılması
- Abutment kırılması
- İmplant kaybindan sonra protezin değiştirilmesi

- Cerrahi müdahale gereksinimi amacıyla protezlerin takılıp çıkartılabiliyor olması gerekebilir. Ayrıca ağız hijyenin kontrolü ve periimplant sondlama protez çıkartıldıktan sonra daha rahat yapılabilir.

Simante protezlerin en büyük dezavantajı protezin çıkartılabilmek zorluğudur. Dental implantların başarısının son yıllarda çarpıcı biçimde artmış olmasından, protezlerin çıkartılabilmesi olasılığı göz ardı edilmemelidir. Bu nedenle geçici simanlar sıklıkla kullanılmaktadır [120].

2.6. İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER ve METAL ALAŞIMLAR

Metal alaşımlar diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Mekanik üstünlükleri ve ekonomik olarak avantajlı olmaları bakımından protetik diş hekimliğinde otoritelerin gözünde kazandığı değeri halen sürdürmektedir. Fakat bütün alaşımların ağız ortamında mükemmel biyolojik inertlik göstermesi beklenemez [151]. Metal-seramik restorasyonlar, metalin olumlu mekanik özelliklerini, porselenin estetiği ile birleştirir [152]. Metal-seramik restorasyonlar doğal diş dayanağı üzerine oturan bir döküm metal veya kopingten ve koping üzerine pişirilen seramikten oluşur [153]. Metal-seramik restorasyonlar yıllardır implant üstü ve doğal dişlerde tek üye restorasyonlarda kullanılır ve altın standartları da sağlar [154-156]. Fakat son yıllarda tam seramik restorasyonların kullanımı da giderek artmaktadır [157-159]. Tam seramiklerin düşük kırılma, bükülme ve uygun olmayan gerilme dayanımlarından dolayı posterior bölgede kullanımları sınırlıdır [160]. Yüksek kırılma dayanımı gösteren zirkonya esaslı tam seramiklerin kullanıma sunulmasıyla posterior bölgede de bu materyaller kullanılmaya başlanmıştır [161].

2.6.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşım Kavramları

Metallerin ilk diş hekimliğinde kullanımı 1907 yılında bir altın inleyin kayıp mum tekniği ile elde edilmesiyle başlamıştır ve bu tarihten itibaren altın ve alaşımlarının kullanımı giderek artmıştır [162]. Altın ve diğer kıymetli alaşımların yüksek fiyatları nedeniyle pek çok alternatif alaşım diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Alaşımların özelliklerine geçmeden bazı kavramların açıklanmasında fayda vardır [163].

Bir metal element ile en az bir başka elementin(metal veya ametal) homojen bir şekilde karışımına alaşım denir. Oluşturulan bu alaşım yine metal özelliklerini taşıyan bir materyaldir. Ancak, alaşımlar kendisini oluşturan metallerden farklı özellik gösterirler [164].

Soy Metaller, ağız içerisinde korozyona karşı dirençlerinden dolayı rahatlıkla kullanılabilen metallerdir. Bu metaller; altın, platin, paladyum, rodyum, rutenyum, iridyum, osmiyum 'dur. Gümüş metali de bu grupta olmasına rağmen ağız içerisinde korozyona uğramasından dolayı soy metal olarak düşünülmez [164].

Kıymetli Metal ifadesi, metallerin gerçek değerini belirten bir terimdir. 8 soy metal kıymetli metal olarak değerlendirilir. Fakat her kıymetli metal soy metal değildir. Bu terimin kullanıldığı metaller genellikle altın, platin, paladyum ve gümüşdür [164].

Baz Metal, soy olmayan metallerdir. Döküm alaşımları içi çok önemlidirler. Bu metaller ile alaşımların, sertliği, korozyona olan direnci ve birçok özelliği kontrol edilebilir. Günümüzde en çok kullanılanlar; krom, kobalt, nikel, demir, bakır ve manganez 'dir [164].

2.6.2. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

İçeriklerine göre dental alaşımlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir [165];

Soy metal alaşımlar

- Altın –Platin- Paladyum
- Altın- Paladyum- Gümüş (yüksek gümüş, düşük gümüş)
- Altın-Paladyum
- Paladyum- Gümüş
- Yüksek paladyum (kobalt, bakır, altın-gümüş)

Baz metal alaşımlar

- Nikel-krom (berilyum içeren içermeyen)
- Kobalt-krom
- Diğerleri (Titanyum bu guruba dahil olmaktadır).

2.6.3. Diş Hekimliğinde Metal Yapıların Elde Edilme Yöntemleri

2.6.3.1. Döküm

Metal dental restorasyonların hazırlanmasında 1907’den bu yana Dr. Taggart tarafından tarif edilmiş olan “kayıp mum tekniği” kullanılmaktadır. Kayıp mum tekniği ile hazırlanacak döküm restorasyon için diş hekiminin ölçü alması gerekir. Ölçü işlemi hasta ve hekim açısından sıkıntı yaratan bir işlemdir. Ölçü aşamasından sonra master model hazırlanır. Mum modelaj, revetmana alma ve mum atımı işlemlerini takiben restorasyonun dökümü yapılır. Son olarak elde edilen döküm kronların tesviye ve polisajları yapılır [166]. Kron yapımı aşamasında karşımıza çıkan diğer bir faktör ise, aslında tehlikeli bir işlem olan döküm işleminin hassasiyet gerektirmesi ve metalin sıvı fazdan katı faza geçişi sırasında metalde gerçekleşen büzölmeye bağlı olarak marjın uyumunun orijinalden sapmasıdır [167].

Baz alaşımların döküm işlemleri sırasında yaşanan zorluklar; dökülen alaşımın delikli, poröz ya da pürüzlü bir şekilde elde edilmesine sebep olmaktadır. Metal

altyapıların diş ile uyumları sıkı olabilir. Bunun nedeni ise manşete dökülen erimiş metalin soğurken gerçekleşen termal büzülmedir. Ayrıca siman aralığının istenilenden fazla olması ve marjinal uyumun bozuk olması da karşılaşılan sorunlardandır [168]. İncelenen bazı literatürlerde klinik olarak yapılmış çalışmalarda 230 μm - 260 μm siman aralığının herhangi bir problem yaratmadığı belirtilmiştir [169, 170]. Oysa, marjinal açıklığın siman aralığından daha düşük olması gereklidir. Önerilen marjin açıklığı literatürde 30 μm - 125 μm arasında olabileceği belirtilmiştir [169, 171]. Ayrıca, kıymetsiz döküm metallerin tesviye ve polisajlarının zor olması yüksek sertlik derecelerinden kaynaklanır [168]. Metal destekli seramik restorasyonlarda porselen fırınlamaları esnasında metal altyapıda deformiteler oluşmaması için alaşımın yüksek ergime derecesine sahip olması gerekir. Buna rağmen metal altyapılarda görülebilen döküm hataları;

- Tek parça dökümlerin proksimal bölgelerinde porozite olması,
- Dökülmüş alaşımın kendi içinde porozite olması,
- Dökümün kırılğan yapıda olması,
- Metal alt yapıların gazdan arındırma veya oksidasyon işleminden sonra döküm üzerinde korozyon direnci düşük bölgelerin oluşması ve gaz çıkarma/oksidasyon esnasında döküm alt yapıda deformiteler olmasıdır.

Dökümden sonra metal altyapı üzerine işlenen porselende döküm işlemine bağlı olarak oluşan problemler;

- Çatlaklar ve porselenin metal altyapıdan ayrılması,
- Metal oksit tabakasındaki uyumsuzluk nedeni ile seramik ile metal arasında istenen bağlantının oluşmaması ve renk değişikliğidir [166, 172, 173].

Bu nedenle kıymetsiz alaşımların zorluklarını ortadan kaldıracak alternatif yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

2.6.3.2. CAD/CAM ve Kopya Freze

Günümüzde sabit protetik restorasyonların üretilirken; bilgisayar destekli tasarım(CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojisi kullanılmaktadır. Özellikle tam seramik restorasyon üretiminde CAD/CAM vb. makineler kullanılması hızlı üretim imkanı sağlamıştır. Bunlardan ilki; sistemlerin dental laboratuvarlarda seramiğin manuel yol ile şekillendirilmesi gereksinimini ortadan kaldırmasıdır. İkincisi ise mikro yapı değişikliklerini azaltmasıdır [174].

Kopya freze yönteminin metal alt yapı materyali üretiminde kullanılması ise hızlı bir üretim sistemidir [174]. Kopya freze, CAD yöntemi ile tarama ve tasarım yapıldıktan sonra metal biringottan 4 veya 5 eksenle aşındırma yaparak metal üniteler elde eden yeni bir yöntemdir. Bu sistem ile titanyum ve CoCr gibi ağır metaller, PMMA, döküm prosedürü problemlili olan metaller ve seramikler işlenebilmektedir [174].

Literatürde bu konuyla ilgili yapılmış yeterli araştırma olmamakla birlikte Açıklan ve ark [174]'nın internal yapıştırma aralığı ve marjinal aralığı değerlendirdiği çalışmada geleneksel döküm yönteminin kopya freze yöntemine göre daha olumlu sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Ancak bunun klinik olarak değerlendirilmesi gerektiği sonucu belirtilmiştir. Bu sonuçlar ışığında farklı hızlı üretim teknolojilerine ihtiyaç duyulmaktadır [174].

2.6.3.3. Lazer Sinterizasyon

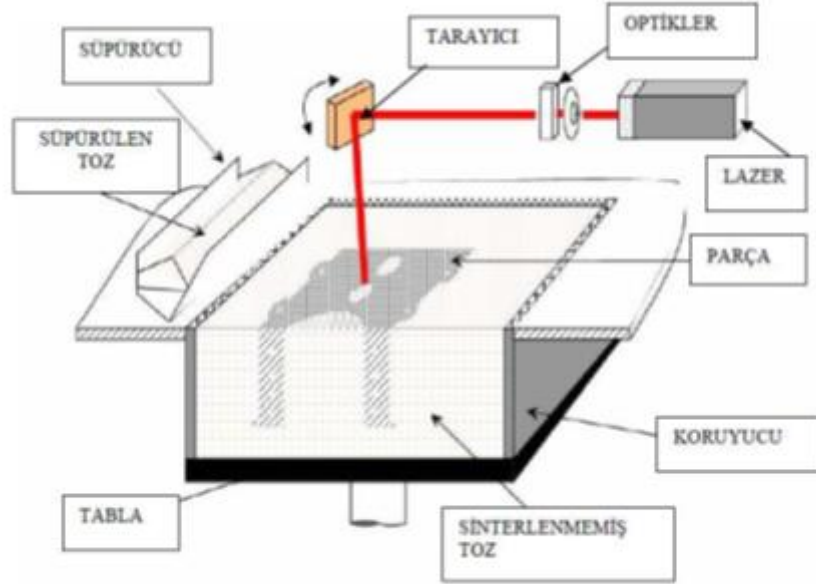
Kıymetsiz metal alaşımların maliyetlerinin düşük olması göz önünde bulundurulduğunda, kıymetsiz alaşımların dökümü esnasında karşılaşılan problemlerin

üstesinden gelebilmek ve harcanan zamanı minimuma indirmek için yeni bir hızlı üretim tekniğine gereksinim vardır [175].

Hızlı üretim teknolojileri üç boyutlu tasarım yazılımı ile hazırlanan sanal taslaklardan gerçek modeller üretmeyi sağlar. Bu teknolojiler bir ürününün geliştirilmesinde veya imalatı öncesinde farklı amaçlar için gerekli prototip ihtiyaçlarını hızlı bir şekilde karşılayabilmektedir. Kullanıcı açısından bakıldığında çalışma prensipleri farklılıklar gösteren hızlı üretim sistemleri, farklı uygulama alanlarında kullanılabilmekte ve malzeme, üretim süresi ve maliyet açısından değişik alternatifler sunabilmektedir. Çok zor geometrisi olan objelerin bile tabaka tabaka üretilme imkanı sayesinde kısa sürede istenilen hassasiyet ve doğrulukta üretilmesi gibi avantajlara sahiptir [175].

Metaller için tabakalı üretim tekniklerinin temelleri Ciraud [176] 'un 1971'de aldığı patent ile atılmıştır. Üç boyutlu lazer teknolojisinin de öncüsü olan ve seçici lazer sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS) ve seçici lazer eritme (Selective Laser Melting, SLM) sistemlerinin kavramlarını tanımlayan Ciraud [177] 1977 yılında Household patentlerini almıştır. Deckard [178]'ın 1986'da Teksas Üniversitesi'nde yaptığı çalışma 1992 yılında ortaya çıkarılan ilk masaüstü üretim (Desktop Manufacturing, DTM) makinesi ile sonuçlanmıştır. Deckard geliştirdiği sistemi ilk olarak Parçaların Seçici Sinterleme ile Tabakalı Üretimi (Part Generation by Layerwise Selective Sintering, PGLSS) olarak adlandırmış ardından bu ismi seçici lazer sinterleme olarak değiştirmiştir (Şekil 2.8). Tabakalı üretim (Layer Manufacturing, LM), diğer adı ile hızlı prototipleme, tekniklerinin yaklaşık 30 yıllık tarihçesi vardır. Bu teknikler CAD ile üretilen üç boyutlu katı modellerden, doğrudan, tabaka-tabaka fiziksel modeller üretirler [179, 180]. Hızlı prototipleme (Rapid Prototyping), 3-boyutlu (3D) CAD tasarımı yapılan

numunelerin tasarımıdaki hatalarını görmek ve prototip üreterek bunun üzerinde inceleme yapabilmek için kullanılmaktadır. Son yıllardaki gelişmeler ile SLS ve SLM cihazları, prototip anlayışını ortadan kaldırarak doğrudan üretim olanağı sunmuştur [181].



Şekil 2.8: Seçici Lazer Sinterlemenin Şematik Bir İllüstrasyonu [175]

2.7. DENTAL SİMANLAR

Dental simanlar sabit restorasyonlarda yapıştırıcı olarak ve diş hekimliğinde restorasyon maddeleri olarak kullanım alanı bulmuştur [182]. Yapılacak olan sabit protetik restorasyonların başarısında kullanılacak olan siman ve simantasyon işlemi büyük rol oynamaktadır. Sabit protetik restorasyonların başarısızlığının en önemli sebeplerinden birinin simantasyon işlemine bağlı kron retansiyon kaybı olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir. [183]. Günümüzde dokulara uyum, estetik ve direnç yönünden kuvvetli özelliklere sahip siman türleri geliştirilmiştir. Ancak bunların zaman geçtikçe çözünmesi sebebiyle diş ve kron arasında mikro sızıntı meydana gelmesi hala önlenememiştir [184]. Simantasyonda kullanılan materyallerin hiçbiri üstün retantif ve

fiziksel özellikler, güvenli bir örtücülük, biyouyumluluk, manüplasyon kolaylığı ve uzun süren stabiliteyi birlikte bulundurmamaktadır. Dolayısıyla klinik başarısızlıklar kaçınılmazdır. Başarısızlık yüzdesi doğru siman seçimi ve iyi bir maniplasyon ile minimum seviyeye düşürülebilmektedir. Bunun yanı sıra mekanik yıkım ve çözünme gibi yapıştırma işlemi sırasında önem arz eden konular, simanın özelliklerinden daha ziyade klinik durumla ilgilidir [184]. Simanlar genellikle şu şekilde sınıflandırılır;

- Fosfat simanlar
- Fenolat simanlar
- Polikarboksilat simanlar
- Rezin simanlar [30].

Çinko fosfat simanlar 20. yy'ın başlarında geliştirilmiş ve günümüze kadar değişmeden gelebilmişlerdir. Bu simanların en büyük dezavantajı ise ağız sıvılarında çözünmeleridir. Diş ve restorasyonun pürüzlü yüzeylerine ulaşarak mekanik bağlanma sağlarlar. [185]. Smith ise 1968 yılında toz ve likitten oluşan polikarboksilat simanı diş hekimliğine sunmuştur. Tozunda çinko oksit ve magneyum oksit yer alan siman çinko fosfat simana benzer. Likidini ise poliakrilik asit oluşturur. Distile su karıştırılması sonucunda sertleşebilen polikarboksilat simanlar da vardır [30]. Restorasyonun geçici olarak yapıştırılması için fenolat simanlar kullanılır. Yapıştırma simanında olması beklenen ideal özellikler şunlardır [184];

- Ağız sıvılarında çözünmemeli,
- Yeterli dirence sahip olmalı,
- Pulpayı galvanik akımdan, ısıdan ve zararlı penetrasyondan korumalı,
- Toksik olmamalı, pulpayı irrite etmemeli,

- Alaşımlara, akrilik rezinlere, porselene, mineye ve dentine iyi yapışmalıdır. Fakat kullanılan aletlere yapışmamalı.
- Siman sıvı haldeyken film kalınlığı ince, viskozitesi düşük ve uygun çalışma zamanına sahip olmalı,
- Translüsant restorasyonların simantasyonu düşünüldüğünde optik özellik olarak estetik olmalı.

2.7.1. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman 100 yıldır kullanılmaktadır. Bu yüzden en uzun takip kaydına sahip bu simanlar aynı zamanda en eski yapıştırma simanlarıdır. [101]. Çok ideal özelliklere sahip olmamalarına rağmen ideal siman olarak kabul edilirler.

- Toz; %89 oranında ZnO, %3-11 oranında MgO (simana beyaz renk veren bileşik)
- Likit; %46-61 oranında fosforik asit, %29-34 oranında su, alüminyum fosfat ve bazılarında reaksiyon hızını yavaşlatmak için metal tuzları bulunmaktadır [72].

Sertleşme tepkimesi negatif fosfat iyonları ile pozitif çinko iyonları arasında olmaktadır. Asit-baz tepkimesi tozu ve likidi karıştırıldığı anda başlar. Fosforik asit, çinko oksit parçacıklarının yüzeylerine etki etmektedir. Bununla birlikte çinko iyonu salınımını başlatır. Alüminyum ile bileşik oluşturan fosforik asit molekülü ve çinko iyonu tepkimeye girmesiyle parçacıkların yüzeyinde çinko alümino fosfat jeli meydana getirir. Böylece siman koheziv çinko alümino fosfat matriks içine gömülmüş ve reaksiyona girmemiş çinko oksit parçacıklarından oluşmuş olur [186]. Çinko oksitin sadece dış yüzey tabakası tepkimeye girer. Tepkimesi gerçekleşmemiş iç kısmı ise fosfat matriks sayesinde bir arada tutulur [187]. Toz ve likitin karıştırılma oranı simanın direncini belirler. Toz oranı

arttıkça direnci de artar. Çiğneme kuvvetlerine karşı Basma (80-110 MPa) ve çekme (5-7 MPa) dirençlerinin yeterli seviyede olduğu görülmüştür. Elastisite modüllerinin yüksek olması uzun köprülerde çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklılık göstermesini sağlar(13 GPa). Çinko fosfat simanlar kimyasal bağlantı olmadan sadece mekanik bağlanma gösterir [72].

Avantajları;

- Uygun çalışma süresi
- Kolay manipülasyon,
- Yüksek sertlik direnci bulunması,
- Başarılı bir geçmiştir [72].

Dezavantajları;

- Ağız sıvılarında çözünürlüğü yüksektir,
- Adezyonu zayıftır,
- Sertleşme sırasında büzülme gösterir,
- PH'sının düşük olması sebebi ile pulpal irritasyona neden olur ve dolayısıyla postoperatif hassasiyet yaratır.[72].

Endikasyonları;

- Prefabrik veya döküm postların simantasyonu,
- Metal inley ve onlay restorasyonların simantasyonu,
- Metal destekli porselen kron ve köprülerin simantasyonu,
- Tam metal kronların simantasyonu,
- Tam seramik (zirkonyum veya alümina esaslı) kronların simantasyonu,
- Ortodontik braket ve bantların simantasyonu,
- Kaide materyali olarak kullanılmaktadır [188].

2.7.2. Fenolat Simanlar

2.7.2.1. Çinko Oksit Ojenol Siman

Toz içeriği saf çinko oksittir. Yaklaşık olarak %1’lik bölümünün manipülasyonunun kolay olması için asetat ile sülfat tuzları eklenmiştir. Likidinin içeriği ise %86 öjenoldür [189]. Simanın sertleşmesi için ojenol ve çinko oksit tepkimeye girer. Bunun sonucunda çinko öjenolat maddesi oluşur [189].

Avantajları;

- Antiseptik özellik,
- İyi örtücülüktür,
- Pulpa üzerinde analjezik etkidir.

Dezavantajları;

- Ağız sıvılarında kolay çözünme,
- Sertliğinin düşük olması,
- Abrasyon direncinin düşük olmasıdır [190].

2.7.2.2. Kalsiyum Hidroksit Simanlar

Kalsiyum hidroksit siman; kron ve köprülerin geçici olarak yapıştırılmasında, derin kavitelerde kaide materyali olarak ve geçici dolgu malzemesi olarak kullanılmaktadır [190]. Kalsiyum hidroksit simanlar genellikle iki tüplü sistemler şeklinde bulunur. Birinci tüpün içinde çinko oksit, kalsiyum hidroksit, etilen, tolüen ve sülfonomid vardır. Diğer tüpün içinde ise; kalsiyum fosfat, kalsiyum tungsten ve titanyum dioksit vardır. Kalsiyum hidroksit ayrıca sekonder dentin oluşumunu uyarır [189].

Avantajları;

- İyi örtücülük özelliği,
- İnce tabakalarda hızlı sertleşmeleri,
- Kolay manipüle edilebilmeleri,
- Pulpanın açık olduğu durumlarda ve çürük dentin yüzeyinde olumlu etki göstermeleridir.

Dezavantajları;

- Plastik deformasyon,
- Düşük dayanıklılık,
- Asidik ortamda yüksek çözünürlüğe sahip olmaları,
- Kenar sızıntısıdır.

Derin kavitelerde astar malzemesi olarak kullanılan kalsiyum hidroksit siman yüksek çözünürlüğü ve düşük dayanıklılığı sebebi ile yapıştırma simanı olarak tercih edilmemektedir [162].

2.7.3. Çinko Polikarboksilat Siman

Dennis Smith 1968 yılında; çinko fosfat simanın likitinin yerine poliakrilik asit koyarak çinko polikarboksilat simanı bulmuştur. Bu simanın gerilme dayanımı ve diş dokularına adezyonu çinko fosfat simandan daha iyidir. [191]. Çinko polikarboksilat simanın; dişin yapısındaki kalsiyum iyonuna tutunma mekanizması bilinmemektedir. Tüp halinde olan simanın apatitle arasındaki hidrojen bağının yerini sertleşme ilerledikçe metal iyonlarının aldığı ve metal iyon bağlantısı olduğu düşünülmektedir [190]. Tozunun içeriği %90 oranında ZnO ve %10 oranında Mg (MgO)'dir. Kolay manipülasyon ve sertleşme süresini değiştirmek için %4-5 oranında stannöz florid eklenir. Likidinin içeriği ise %35-45 poliakrilik asittir. Polikarboksilat simanın tozu ve

likitinin karıştırılması sonrasında toz yüzeyinde bulunan magnezyum, çinko ve kalay gibi iyonların, poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla reaksiyona girer. [190].

Polikarboksilat simanların su ile karıştırılan veya akışkan çeşitleri vardır. Poliakrilik asitin kurutulup dondurulmuş ve toz haline getirilmiş hali su ile sertleşen çeşididir. Bu hale getirilip siman tozuna eklenmiştir. Çinko fosfat simanlar polikarboksilat simanlara göre plastik deformasyon dirençleri daha yüksektir. Bu yüzden uzun köprülerde ve yüksek çığneme basıncı olan bölgelerde polikarboksilat siman kullanımı önerilmez. Polikarboksilat simanlar dış yüzeyleri ile büyük ölçüde adezyon ve kimyasal kuvvetler ile tutunma sağlarlar bu nedenle dış yüzeylerinin iyi kurutulmuş ve temiz olması gerekmektedir [186]. Altın ve porselen ile aralarındaki adezyon zayıftır dolayısıyla bu materyallerden yapılan restorasyonların simantasyonunda kullanılmazlar. Paslanmaz çelik materyali ile kuvvetli bağlar oluşturdukları için ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılabilirler [190].

Avantajları;

- Düşük miktarda da olsa kimyasal adezyon sağlar.
- Manipülasyonu kolay ve çalışma zamanı uzundur,
- postoperatif hassasiyete yol açmaz, pulpa ile biyouyumludur. [190]

Dezavantajları;

- Ağız sıvılarında yüksek çözünürlük,
- Yetersiz fiziksel özellikler,
- Düşük germe direnci (8-12 MPa) , basma direnci (55 MPa) ve elastisite modülüne (6 GPa) sahip olmasıdır [190].

Endikasyonları;

- Post sistemleri,

- Az sayıda üyeli metal destekli kron ve köprüler,
- Tam metal kronlar,
- Ortodontik bant ve braket yapıştırılmasında
- İnley ve onley sistemlerinde kullanılır [190].

2.7.4. Cam İyonomer Simanlar

2.7.4.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

1972 yılında Kent ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanması silikat simanların ise flor iyonu salma özelliği gibi olumlu özelliklerinin birleştirilmesi ile ortaya çıkmıştır. Fluoroalümina cam tozları ya da alüminosilikat cam ve poliasit solüsyonu arasındaki asit reaksiyonu ile sertleşen materyaller olarak tanımlanabilir [192]. Cam; metal floridler, silika (SiO_2), alümina (Al_2O_3), metal oksitler ve metal fosfatların 1000°C ' dan daha yüksek derecede eritilmesiyle oluşmaktadır. Metal iyonlarını genellikle alüminyum (Al^{+3}), lantanum (La^{+3}), kalsiyum (Ca^{+2}), stronsiyum (Sr^{+2}), çinko (Zn^{+2}), sodyum (Na^{+1}) ve potasyum (K^{+1}) meydana getirir. Gerçekleşen tepkimeyi geliştirmek ve erime ısısını düşürmek amacıyla; fosfat ve florid cam bileşimine iyonlar (kalsiyum ve sodyum florür) halinde katılır. Lantanum oksit (La_2O_3), baryum sülfat (BaSO_4), ve stronsiyum oksit (SrO) ise cam tozuna eklenerek simana radyoopasite verir. Ancak bunlar cam yapısına katılmamaktadır [193]. Toz yapısına göre parçacıkların büyüklüğü değişir ve bu büyüklük simanın sertleşme özelliğini etkiler. Likit olarak genellikle poliakrilik asit kullanılır [193]. GCİS'lerin asit ve cam bileşenlerinde değişiklikler yapılarak materyaller geliştirilmiştir. GCİS'ler kullanım alanlarına göre sınıflandırılır.

- Tip I: Yapıştırıcı

- Tip II: Restoratif

Ayrıca geleneksel cam iyonomer simanlar içerik ve kullanım alanı açısından üç grupta sınıflandırılabilir:

- Yüksek vizkoziteye sahip cam iyonomer simanlar
- Metal ile güçlendirilmiş (Sermet) cam iyonomer simanlar
- Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar [194].

Avantajları;

- Minimal kavite preparasyonuna izin verir,
- Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilir,
- Flor salar, flor uygulanarak yeniden yüklenebilir ve bu sayede sekonder çürük oluşumu engellenmiş olur [195].

Dezavantajları;

- Manipülasyonunun zor olması,
- Diş dokularına bağlanma kuvvetinin günümüz dentin bağlayıcı sistemlerden düşük olması,
- Asitle çözünürlüklerinin yüksek olması,
- Aşınma ve kırılma dirençlerinin düşük olması,
- Reaksiyon sürecinde neme ve dehidratasyona karşı hassas olması,
- Sertleşme reaksiyonunun süresinin uzun olmasıdır [196].

Endikasyonları;

- Ortodontik braketler,
- Metal inley ve onleyler,

- Postların simantasyonunda,
- Tam seramik kron ve köprüler,
- Metal destekli seramik kron ve köprülerde kullanılır [72].

2.7.4.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanın (GCİS) yapısına rezin materyali eklenmesiyle rezinle modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) oluşmuştur. Rezin eklenmesinin amacı; simanın dayanıklılığının arttırılması, sertleşme süresinin ve çözünürlüğün azaltılmasıdır [197]. RMCİS'ler; rezinin ışıkla polimerizasyonu, GCİS'lerin yapı taşlarının oluşturduğu asit-baz reaksiyonu, rezinin kimyasal polimerizasyonu olmak üzere üç şekilde sertleşme reaksiyonuna girerler [198].

RMCİS'lerin yapısını; üreticiden üreticiye değişmekle birlikte her zaman silika, alimüna, florid , %40-50 poliakrilik asit (polialkelenoik asit) ve su oluşturur [198]. RMCİS'ler dişe uygulanmasından önce poliakrilik asit ve sitrik asit gibi maddelerin uygulanması önerilmektedir. Böylece smear tabakası uzaklaştırılmış olacaktır. Primer ajan uygulanması; yüzey enerjisini ve dolayısıyla bağlanma enerjisini de artırmaktadır. Genellikle primer olarak poliakrilik asit kullanılmaktadır. RMCİS'ler, nemli dentin yüzeylerine daha iyi bağlanma gösterirler. Bunun sebebi ise hidrofilik özellikleriyle dentin bonding ajanlara benzemeleridir.[199].

Avantajları;

- Erken dönem nem hassasiyeti GCİS'lerden daha düşüktür,
- Sertleşme tepkimesinin süresi GCİS'lere oranla daha kısadır,
- Çalışma süreleri GCİS'lerden uzundur,
- Aşınma ve kırılma dirençleri GCİS'lerden daha yüksektir,

- Manipüle edilmeleri GCİS'lerden daha kolaydır,
- Çalışma süreleri GCİS'lere göre uzundur,
- Asitlere karşı dirençleri GCİS'lardan daha yüksektir,
- Suda çözünürlükleri GCİS'lardan daha düşüktür,
- F- iyonu salarlar ve F- uygulamaları ile yeniden yüklenebilirler,
- Estetik özellikleri GCİS'lara göre daha iyidir,
- Diş dokularına adezyon ile bağlanmaktadır [200].

RMCİS materyalinin dezavantajları şunlardır;

- Polimerize olmuş simanın partikül boyutunun büyük olmasından dolayı polisaj etkinliği sınırlıdır,
- Yapısında rezin bulunması nedeniyle polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu da mikrosızıntıya sebep olmaktadır,
- Restorasyonlar zamanla renk değiştirir [201].

Endikasyonları;

- Tam metal, metal destekli seramik ve tam seramik kron ve köprüler,
- Ortodontik braketler,
- Postların simantasyonunda kullanılırlar [186].

2.7.5. İmplant Simanı

Bütün diş üstü ve implant üstü rezin, tam seramik ve metal destekli porselen kron ve köprülerin geçici olarak yapıştırılmasında kullanılabilirler[162].

2.7.6. Rezin Simanlar

Bis-gma içeren yapıştırma simanlarıdır. Simante implant üstü restorasyonlar için kullanımları uygundur [202]. Rezin simanlar metal ve porselen gibi farklı maddelere olduğu gibi mine ve dentine de güçlü şekilde bağlanabilen simanlardır. Başarı oranları

çok aşamalı işlemler gerektirdiği için kullanım tekniğinden doğrudan etkilenir Polimerler, monomer denen küçük moleküllerden meydana gelir ve rezinler diş hekimliğinde kullanılan polimerlerdir. Dental polimerler; sertleşme mekanizmasına, ilave edilen dolduruculara ve rezin türüne göre farklılık gösterir (Tablo 2.2.) [30]. Rezinlerde polimerizasyon büzülmesi kaçınılmazdır. Bu polimerizasyon büzülmesini azaltmak için farklı inorganik doldurucular; rezinlerin içerisine eklenir [30]. Kompozitler, monomer ve inorganik doldurucu olmak üzere iki farklı materyalin kimyasal birleşiminden meydana gelir. Bu kimyasal bağlantı (doldurucu ve monomer arasında) γ -metakriloksipropil trimetoksisilan adı verilen organik bir madde ile sağlanır [203]. Rezin simanlar; BIS-GMA rezin ve bu rezinin yapısına katılmış diğer metakrilatların varyasyonları halinde bulunur [204]. Tüm kompozitlerin mekanik özellikleri bu maddelerin varlığıyla doğrudan bağlantılıdır.

Tablo 2.2. Rezin Siman Polimerizasyon Reaksiyon Aşamaları

Polimerizasyon Reaksiyon Aşamaları	Reaksiyonun Başlaması	Reaksiyonun Hızlanması
Başlama	Isı	Isı
İlerleme	Kimyasal	Işık
Bitim	Fotokimyasal	Peroksitler

[30]

Rezin siman içeriği 4 ana kategori altında toplanmaktadır;

- İnorganik doldurucu
- Organik matriks
- Ara faz
- Silan bağlayıcı ajanlar [30].

2.7.6.1. Kimyasal Olarak Sertleşen (Otopolimerizan) Rezin Simanlar

Çoğunlukla birbiriyle karıştırılan iki ayrı tüp halinde bulunurlar. Benzol peroksit benzeyen peroksitlerin reaksiyon hızlandırıcıları olan üçüncül aminlerle reaksiyonu sonucu oluşan serbest radikaller kimyasal reaksiyonları başlatır. Polimerizasyon hızı, hızlandırıcı ve aktivatör oranına bağlıdır [30]. Zamanla bu yapıştırıcılardaki amin grupları renk bozulmasına neden olabilir. Kimyasal olarak sertleşen(otopolimerizan) rezin simanların belirli bir sertleşme süreleri vardır [205]. Endikasyonları;

- Seramik inley ve onleyler,
- Metal inley ve onleyler,
- Tam metal kron, metal destekli seramik kron ve köprüler,
- Adeziv köprüler,
- Işık geçişine olanak sağlamayan kor yapısında tam seramikler,
- Post sistemleri [206].

2.7.6.2. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar

Monomerler bir ışık kaynağı (LED (Light Emitting Diod), plazma ark, lazer veya halojen) tarafından doğrudan aktivasyon ile polimerize edilebilir. Polimerizasyon reaksiyonu, reaksiyon başlatıcıyı (kamforkinon veya floresein gibi) yok ederek serbest radikallerin oluşumu ile başlar [207]. Işıkla polimerize olan rezin simanlar, farklı kıvamları ve renk seçenekleri, uzun çalışma süreleri ve renk stabiliteleri nedeniyle genellikle tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır [30]. Bu simanların dezavantajı; restorasyonun kalınlığının gerektiğinden fazla olduğu durumlarda yetersiz polimerizasyon oluşmasıdır [208]. Endikasyonları;

- Tam seramik kronlar,

- Işığın geçişine izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan kompozit ve seramik laminate veneerlerdir [209].

2.7.6.3. Dual Sertleşen Rezin Simanlar

Dual sertleşen rezin simanlar; restorasyon altında eksik polimerizasyon olasılığı nedeniyle geliştirilmiş bir simandır. Baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı kısımdan oluşurlar. Katalizör, amin/peroksit içerir ve temel yapı, ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon içerir. Baz, ışıkla sertleştirme için tek başına kullanılabilir veya bir katalizör ile karıştırılabilir. Yetersiz ışık derinliği veya yetersiz geçirgenlik durumunda, tamamen polimerize olmayan siman, kimyasal polimerizasyonu yaklaşık 24 saat içinde tamamlar. Çoğu dual sertleşen rezin simanlar sertleşme reaksiyonunu başlatmak için ışığa ihtiyaç duyar. Mekanik dayanımlarında ışık kullanılmadığı durumlarda zayıflama görülür [205].

Avantajları;

- Fiziksel ve mekanik dayanımları yüksektir,
- Birden çok substrata bağlanabilirler,
- Çeşitli opasite ve renk seçenekleri mevcuttur,
- Tam seramik restorasyonlarla beraber kullanıldığında seramiğin kırılma direncini arttırmaları,
- Ağız sıvılarındaki çözünürlülüğü düşüktür,
- Adezyon iyi olduğundan daha minimal invaziv preparasyonlara olanak tanır,
- Yüksek mukavemete sahiptir,
- Düşük kron boyutunun, retansiyon ve direnç sağlayamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler [183].

Dezavantajları;

- Siman sertleştikten sonra artık simanın temizlenmesi çok zordur ve tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi neredeyse imkânsızdır. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan artık siman temizlenmeli ve marjinal bölgeye hava ile teması kesen reaktif ajanlar (propylene-glikol) uygulanmalıdır,
- Oksijen ile temasta polimerizasyon bozulur. Bu durum özellikle restorasyon marjinlerinde yapışkan sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Sonuç olarak sertleşmemiş siman temizlenirken; restorasyon ve diş arasındaki marjinal kenarda açıklık oluşmasına ve bunun neticesinde postoperatif hassasiyet, çürük oluşumuna sebep olabilir,
- Simantasyon öncesi pürüzlendirme ve adezyon işlemlerinin uygulanması hem zaman alıcıdır hem de hassasiyet gerektirir,
- Yüksek maliyetlidir ve geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır [210].

Endikasyonları;

- Fiber ve zirkonya postların,
- Işık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alümina içerikli tam seramiklerle üretilen inley, onley, kron ve köprü protezleri,
- Adeziv kron ve köprü protezlerin simantasyonunda kullanılırlar [209].

Dental simanların; diş hekimliği klinik uygulamalarında kullanımı oldukça sıktır. Bunlar; endodontik postları, restorasyonları, ortodontik braketleri yapıştırmak ve kavite astar materyali olarak pulpayı korumak içindir [190].

Klinik manüplasyona uygun simanlar, farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip olarak geliştirilmiştir. Bunlar çeşitli uygulamalarda kullanılır. Diş hekimliğinde

kullanılan simanlar yüzeye yapışırken kimyasal, mikro mekanik, mekanik veya bunların birleşimi şeklinde bağlanır [183]. Sabit protetik restorasyonların uzun süreli başarısında ve kullanılan simanın doğru seçimi ve simantasyon aşamasının hassasiyetle uygulanması önemli rol oynar [211].

Klinikte simanların başarısı; çözünmeye karşı direncine, yüksek gerilme, kırılma, baskı dayanıklılığına, biyouyumluluğuna, adezyon ile güçlü bağlantısına, kolay kullanım özelliğine bağlıdır [212]. Simanların kullanım amacı; restorasyonun retansiyonunun devamlılığını, termal iletme karşı yalıtkanlık sağlamak ve restorasyon ile abutment arasında oluşan siman aralığını doldurarak ağız sıvılarının ve bakterilerin abutment yüzeyine yapışmasını engellemektir [213].

2.8. SİMAN İZOLASYON TEKNİKLERİ

Siman temizlemek için kullanılan tekniklerden biri; dayanağın yumuşak doku ile temas eden yüzeyin teflon bant ile kaplanması yöntemidir [16]. Bu yöntem simanın dayanağın dış etine bakan yüzeyine yapışmasını engellemek için kullanılır. Politetrafloroetilen (PTFE) bandın, restorasyonu yerleştirmeden önce uygulanmasının hem dayanağın (metal, porselen veya zirkonya abutment) yüzeyine siman yapışmasına engel olacağı, hem de simanın dış etinin derinliklerine doğru ilerlemesini zorlaştıracığı çalışmada öne sürülmüştür [16]. Bunun dışında; çeşitli vaka raporlarında simantasyon işlemi öncesi rubber dam takılması da denenmiştir [18]. Bu tekniğin dezavantajı yumuşak doku seviyesinde olan implantlarda kullanılamamasıdır.

Dental restorasyonların aksine, implant üstü restorasyonlarda implant çevresi yumuşak dokularda artık simanı önlemek amacıyla kord kullanımı uygun bulunmamıştır. Çünkü kordun, implant çevresi boşluğu ve sulkus alanını arttırarak, simanın daha apikale

doğru akışını ve kordun dişetinde sıkışma riskini arttırdığı rapor edilmiştir [214, 215]. Ferreira ve ark. [216] implant üstü protetik restorasyonun simantasyon işleminden sonra kullanılan diş ipinin siman temizlemede etkinliği ile ilgili bir araştırma yapmıştır. Geleneksel C şeklindeki superfloss ile dairesel çaprazlama superfloss tekniğinin taşan simanı temizleme etkinliklerini değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre dairesel çaprazlama superfloss teknik, implant üstü restorasyonun simantasyon işleminden sonra, geleneksel C şeklindeki superfloss tekniği ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az artık siman bıraktığı rapor edilmiştir. Literatürü incelediğimiz zaman implant üstü sabit simante restorasyonlarda artık simanın tamamen temizlenemediğini ve bu durumun implant çevresi doku hastalıklarının gelişiminde önemli bir faktör olduğunu görmekteyiz [217]. Artık simanı tam olarak önleyebilmek amacıyla denenmiş çeşitli çalışmalar ve teknikler mevcuttur. Ama bu durumu önleyebilecek güvenilir ve pratik bir yöntemin eksikliği söz konusudur. Dolayısıyla bu konu ile ilgili yeni tekniklerin keşfedilmesine, kullanılan tekniklerin ise geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada sondla temizleme, rubber dam ve teflont bant izolasyon yöntemleri ile kombine şekilde kullanılan polikarboksilat, geçici implant ve rezin simanı materyallerinin yüzeylerde oluşturacağı artık siman miktarları karşılaştırılarak etkin bir izolasyon yöntemi ve bu yöntemde en efektif sonuç verebilecek siman tipi belirlenmeye çalışıldı. Çalışmamız Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

3.1. ÇALIŞMA GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Çalışma, sağ üst birinci molar dişini kaybetmiş bir hastadan elde edilen alçı model üzerinde gerçekleştirildi. Hastanın üst çenesindeki diğer tüm dişleri mevcut ve ark üzerinde doğru konumlarında bulunmaktadır. Hastanın diş eksikliği bir adet dental implant (Nucleoss T6, 4,1 mm çap ve 10 mm uzunlukta, İzmir, Türkiye) ile giderildi. Çalışmada test edilecek olan izolasyon yöntemleri ve yapıştırma simanları bu model üzerinde uygulandı.

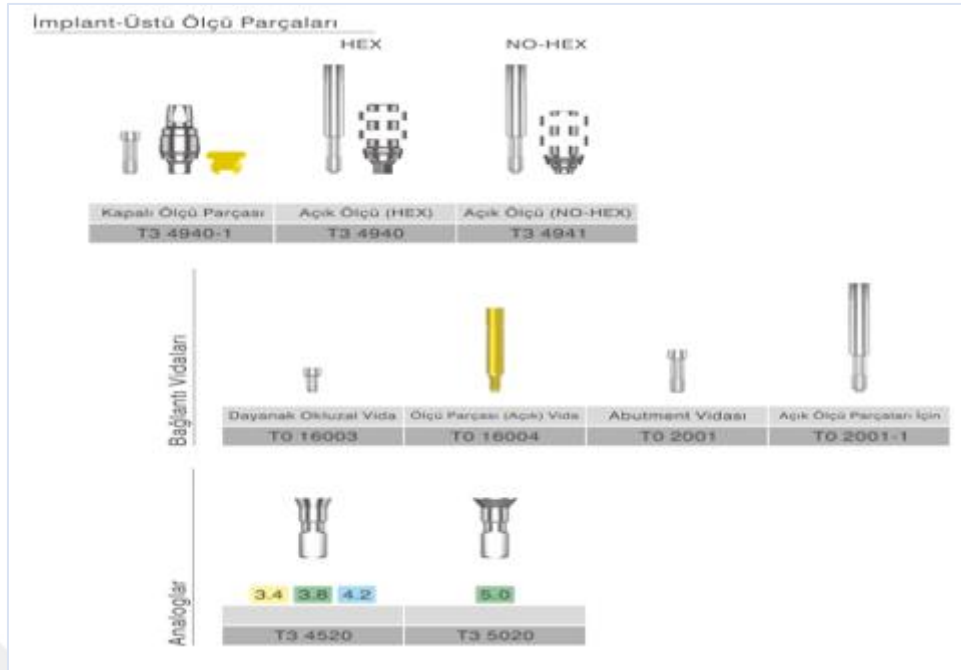
Çalışmamızda izolasyon yöntemleri dikkate alınarak her bir grupta toplam 30 örnek olacak şekilde 3 ana grup oluşturuldu. Daha sonra her bir ana grup uygulanacak siman materyaline göre 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Grupların dağılımı Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma Gruplarının Dağılımı

İzolasyon Yöntemi (n=30)	Siman Grupları (n=30)
Grup 1. Rubber Dam (30 Örnek)	Polikarboksilat siman (10 örnek) İmplant Primer siman (10 örnek) Rezin siman (10 örnek)
Grup 2. Teflon Bant (30 Örnek)	Polikarboksilat siman (10 örnek) İmplant Primer siman (10 örnek) Rezin siman (10 örnek)
Grup 3. Kontrol – (Sond) (30 Örnek)	Polikarboksilat siman (10 örnek) İmplant Primer siman (10 örnek) Rezin siman (10 örnek)

3.2. ÇALIŞMA MODELİNİN ELDE EDİLMESİ

Öngörülen osseointegrasyon süresini tamamlayan hasta dental implant üzerine iyileşme başlığı takılmış halde kliniğimize başvurmuştur. Hastanın periimplant yumuşak dokularının şekillenmesini sağlayan iyileşme başlığı parçası çıkarılmış üretici firmadan tedarik edilen ölçü postu ve ölçü kepi dental implant içerisine vidalanarak sabitlenmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: İmplant Ölçü Parçaları



Şekil 3.2: A Tipi Silikonla Hasta Ağızından Alınan Ölçünün Görüntüsü

Ark uzunluğuna uygun olarak ölçü kaşıkları hasta ağızında denenmiş ve 2 numaralı ölçü kaşığı ile A tipi ilave silikon (Elite HD+ PuttySoft ve Light Body, ZhermackSpA, BadiaPolesine (RO), İtalya) ölçü maddesi ile alt ve üst çene ölçüleri alınmıştır (Şekil 3.2).

Hastanın sentrik okluzyon kaydı iki kat halinde homojen ısıtılmış pembe mum (Nowaxmodellingwax, PresidentDental, Almanya) ısırtılarak kaydedilmiştir. Hasta ağızındaki implant postu sökülerek ağız dışında kemik içerisindeki dental implantı taklit edecek analog parça ile vidalanarak birleştirilmiştir. Bu iki parça bir arada ölçü içerisindeki ölçü kepine sabitlenmiştir. Diş eti konumu ve görüntüsünü taklit etmek için ölçü postu etrafına ilave silikon hammaddeli gingival kontur materyali (GingifastRigid, ZhermackSpA, BaidaPolesine (RO), İtalya) üretici önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Materyal uygulanmadan önce üst çene ölçüsü kurutularak materyalinin uygulanacağı bölgeye ürün setinin içinde yer alan ayırıcı ajan (separatör) püskürtülerek uygulanmıştır. Kontur materyalinin uygulanacağı bölgenin ayırıcı ajan uygulaması sonrası opak görünüm kazanması ajanın aktivasyonunu tamamladığını (kurduğunu) göstermiş ve baz-katalizör halinde iki pat olarak üretilen materyal uygulama tabancası ile 1:1 oranında karışmış halde post etrafına uygulanmıştır. Materyalin sertleşmesi için üretici önerileri doğrultusunda 10 dakika beklenmiştir. Kontur materyalinin sertleşmesi sonrası model elde etme aşamasına geçilmiştir. Alt ve üst çenelerden elde edilen ölçüler içerisine tip 4 dental alçı materyali (Denston Dental Stone, Ata Alçı San. ve Tic. A.Ş., Kavaklıdere, Ankara, Türkiye) 30 ml suya 150 gr alçı tozu karışımı oranında karıştırılarak el vibrasyonu ile dökülmüş ve 2 saatlik sertleşme süresince beklenmiştir. Sertleşmesi tamamlanan alçı modeller ölçü materyalinden ayrılmıştır (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4).



Şekil 3.3: Modelin Oklüzalden Görünümü



Şekil 3.4: Modelin Bukkalardan Görünümü

Model üzerindeki kontur materyali çıkarılarak fazlalıkları bir makas yardımı ile düzeltilmiştir. Okluzal düzlemleri yere paralel olacak konumda tip 1 alçı materyali (Paris

Alçısı, ABS Alçı ve Blok Sanayi A.Ş., Ataşehir, İstanbul, Türkiye) ile taban hazırlanmıştır. Çalışma modeli üzerinde yer alan ölçü postu implant analogundan ayrılmıştır. Grade 5 titanyumdan üretilmiş standart, düz, basamak yüksekliği gingival marjinin 1 mm altında kalacak şekilde, 6 cm çap, 2 mm basamak yüksekliği olan abutment materyali (Line Plus Titanyum Düz Abutment, Çizgi Tıbbi Malzemeler San. Tic. Ltd. Şti. Ankara, Türkiye) titanyum alaşımdan üretilmiş bir vida ile 25 Ncm tork değeri ile vidalanarak sabitlenmiştir (Şekil 3.5).

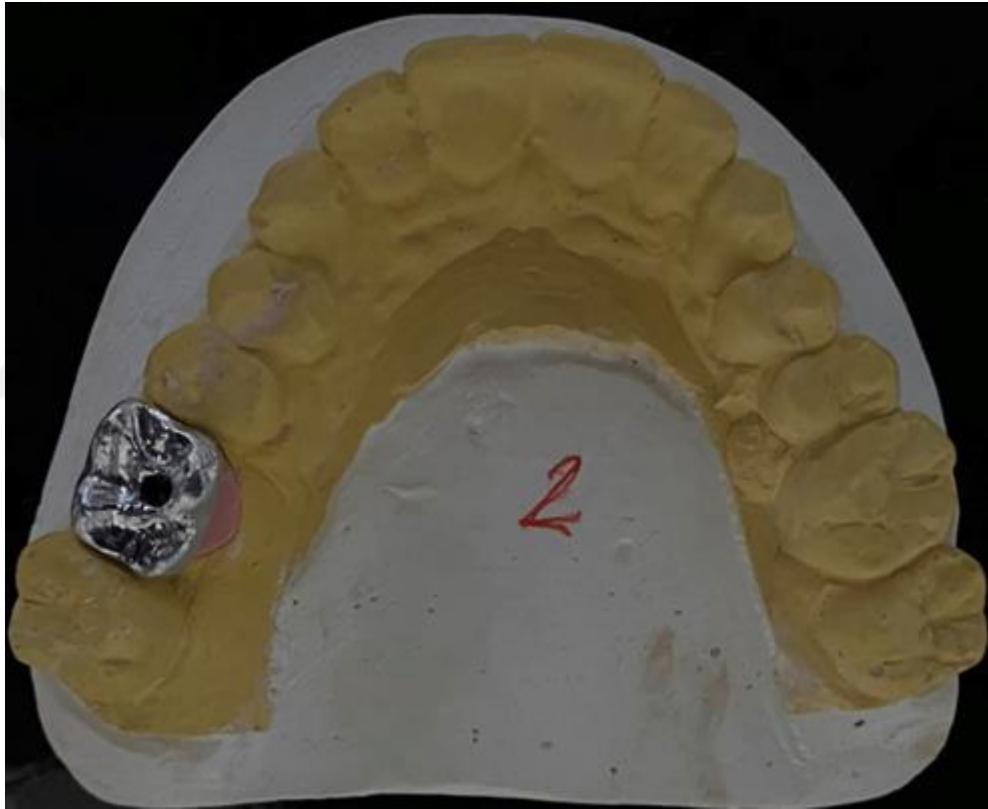


Şekil 3.5: Model Üzeri Grade 5 Abutment

3.3. KROM-KOBALT ÜST YAPILARIN (KRONLARIN) ÜRETİMİ

Hastadan elde edilen, üzerinde standart titanyum abutment bulunan çalışma modeli ve alt çene modeli sentrik okluzyon ilişkisinde iken 3Shape LabScanners (3Shape A/S, Copenhagen K, Denmark) cihazı kullanılarak taranmıştır. Taramadan elde edilen

sayısal veriler 3Shape dosya formatında dijital ortama aktarılmıştır. Bilgisayar ortamında 3Shape modelasyon programı (3Shape A/S, Copenhagen K, Denmark) ile kapanış kaydına uygun morfolojide sağ üst birinci molar kron modelajı yapılmıştır. Çalışma dizaynına uygun şekilde simantasyon sonrası kronun abutment ile birlikte kolayca modelden ayrılabilmesi için kronun okluzal yüzeyinde mezial ve distal uzunluğun ortasında palatinal kısma daha yakın olmak üzere 2 mm çapında abutmentin vida deliğine kadar uzanan bir boşluk tasarlanmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Abutment Takılı Modelin Üstüne CrCO Kronun Yerleştirilmesi



Şekil 3.7: Kronun Bukkal Açıdan Görüntüsü

Okluzal uyumun kaybolmamasına dikkat edilerek vida deliğine okluzal yüzeyde alan oluşturulmuştur (Şekil 3.7). Üretilen kronlarda 0.50 μm boyutunda sabit siman aralığı oluşturulmuştur. Tasarımı tamamlanan sayısal model, direkt lazer metal sinterleme işlemi için EOSINT M270 cihazına (EOS GmbH Electro Optical Systems, Krilling, Almanya) gönderilmiştir. Kronların üretimi için tek bileşenden oluşan EOS CobaltChrome SP2 (EOS GmbH Electro Optical Systems, Krilling, Almanya) hammaddesi kullanılmıştır. Hammadde içeriğinde;

- %63,8 (ağırlığınca) Kobalt,
- %24,7 (ağırlığınca) Krom,
- %5,1 (ağırlığınca) Molibden,
- %5,4 (ağırlığınca) Tungsten,

- %0,1 (ağırlığınca) Silisyum,
- En fazla %0,1 (ağırlığınca) Manganez,
- En fazla %0,5 (ağırlığınca) Demir bulunmaktadır.

Sinterleme işlemi için 200 watt çıkış gücünde Ytterbium-Fiber-Lazer üreten sistemle toz halindeki hammadde, 0,02 ve 0,04 mm kalınlığında tabakalar halinde eritilerek yığılmıştır. Üretimi tamamlanan 90 adet örneğin yüzeyleri, EOSINT M270 cihazında püskürtme yöntemi ile 3 bar basınç altında 250 µm boyutunda alüminyum oksit tanecikleri ile temizlenmiştir.

3.4. KULLANILAN SİMANLAR

Çalışmada geçici implant simanı, polikarboksilat siman ve rezin siman kullanılmıştır.

Kullanılan simanlar Tablo 3.2.'de verilmiştir.

Siman	Siman Tipi	Üretici Firma	Lot no.
Premier Implant Cement	İmplant destekli protezler için öjenol içermeyen geçici siman	Premier Dental Products, Plymouth Meeting, pa, USA	4288CI
Adhesor Carbofine	İmplant destekli protezler için çinko polikarboksilat siman	Pentron, Çekya	5956753-2
Multilink® N Resin	Işıklı sertleşen seçeneğiyle, kendiliğinden sertleşen reçine esaslı siman materyali	Ivoclar Vivadent® AG, Schaan, Lihtenştayn	X51463

Tablo 3.2. Kullanılan Simanlar

3.4.1. Geçici İmplant Simanı

Geçici implant simanı ileride yaşanabilecek herhangi bir başarısızlık durumunda protezin istenildiği zaman çıkarılabilmesine kolaylık sağlamak amacıyla üretilmişlerdir (Şekil 3.8). Çalışmamızda geçici implant simanı olarak premier implant simanı kullanılmıştır (Tablo 3.2). İmplant destekli simante sabit bir protezin esnekliği sayesinde istenildiğinde çıkarılmasını sağladığı gibi güvenli bir tutunma ve marjinal sızdırmazlık da sağlar [202]. Uzun süreli veya yüksek tutma kuvvetinin hedeflendiği restorasyonlarda geçici implant simanının uygulanması uygun değildir. Çalışma zamanı oda sıcaklığında en az 1.5 dk. 'dır. Jel evresi 37° C'de 2 ile 2.5 dk. arasındadır. Tam sertleşmesi ise karıştırmanın başlamasından itibaren 5 dk. Sonradır (www.premusa.com).



Şekil 3.8: Geçici İmplant Simanı

3.4.2. Polikarboksilat Siman

Çalışmamızda polikarboksilat siman olarak Adhesor carbofine simanı kullanılmıştır (Tablo 3.2). Adhesor carbofine, iritan olmayan çinko polikarboksilat dental

simanıdır (Şekil 3.9). Pulpaya zarar vermez, sert dental dokular için doğal adhezyon sağlar ve röntgen görüntülerinde kontrast oluşturur. Toz ve likidi 30 saniye boyunca karıştırılarak yapıştırma simanı haline getirilir. Çalışma süresi 2 dk. 'dır. Sertleşme süresi 8 dk. 'dır (www.pentron.eu).



Şekil 3.9: Adhesor Carbofine Siman

3.4.3. Rezin Siman

Çalışmamızda rezin siman olarak Multilink N rezin simanı kullanımıştır (Tablo 3.2). Metal, metal destekli seramik, tam seramik ve kompozit indirekt restorasyonlarda adeziv esaslı yapıştırma amacıyla kullanılan, kendiliğinden sertleşen ve ışıkla sertleşme opsiyonu bulunan bir yapıştırma simanıdır (Şekil 3.10). Çalışma süresi oda sıcaklığında 3 dk, ağız sıcaklığında 2 dk. 'dır. Sertleşme süresi 8 dk. ağız ortamında ise 5 dk. 'dır. (www.ivoclarvivadent.com)



Şekil 3.10: Multilink N Rezin Siman

3.5. SİMANTASYON PROSEDÜRÜ VE İZOLASYON TEKNİKLERİ

Çalışmada yukarıda bahsi geçen üç farklı siman materyali kullanılmıştır. Abutmentlerin vida girişleri simantasyon işlemi öncesi teflon bant ile tamamen kapatılmıştır. Kronların içine siman materyalleri standardizasyon amacı ile bütün yapışma yüzeyini dolduracak şekilde yüklenmiştir. Simantasyon müddetince üç ayaktan oluşan ve tek noktadan bir kilogram ağırlığında (1 kg= 10 N) sabit kuvvet uygulayabilen bir düzenek yardımı ile kronlar üzerine 5 dakika boyunca standart kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan simanların sertleşme süreleri olan 5 dakika boyunca, tarif edilen metotla kuvvet uygulanmıştır. Simanın sertleşmesi sonrasında aynı araştırmacı bütün örneklerde taşan simanları bir sond yardımıyla üretici firmaların önerileri doğrultusunda temizlemiştir. Bu işlemler bütün örneklerde aynı şekilde tekrarlanmıştır. Simantasyon işlemi için kullandığımız daimî polikarboksilat siman üretici firmanın talimatlarına göre 2 gr (bir ölçek) toza 1 gr likit (1 damla) ölçeğinde, karıştırma süresi 30 saniye olacak şekilde hazırlanmıştır. Siman krona spatül yardımıyla taşınmıştır. Kullandığımız rezin siman paketinden çıkan oto miks şırınga yardımıyla 1:1 oranında a katalizör ve b aktivatör tüpleri karıştırılarak kron içine direkt uygulanmıştır.

Simantasyonu takiben 3s boyunca 650mw/cm^2 yoğunluklu ışık cihazıyla (Woodpecker LED, Guilin WoodpeckerMedicalInstrumentCo Ltd., GuilinNational High TechZone Information Industry Park, CHINA) görünür mavi ışık ile ön sertleştirme sağlanmıştır. Geçici implant simanı ise yine paketinden çıkan oto miks şırınga yardımıyla 1:1 oranında a katalizör b aktivatör tüpleri karıştırılarak kron içine direkt uygulanmıştır.

3.5.1. Teflon Bant İzolasyon Tekniği

Teflon bant izolasyon tekniği için simantasyon öncesinde abutment modelden ayrılmıştır. İşlem esnasında manipülasyonu kolaylaştırmak için abutment bir analog parçası üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.11). Simantasyonun tamamlanmasından sonra teflon bantın kolay ayrılması için abutmentin gingival yüzeyine ince bir katman halinde vazelin (Vaseline, Unilever, İstanbul, Türkiye) sürülmüştür. Uygun boyutlarda (2 cm X 2 cm) kesilmiş bir teflon bant lingual taraftan bukkala doğru sarılmış ve bukkalde iki serbest uç kıvrılarak yapay dişetinin (kontur materyali) dışında kalacak şekilde bırakılmıştır Şekil (3.12). Tarif edilen şekilde izole edilmiş abutment analog parçasından ayrılarak model içinde yer alan analog üzerine vidalanmıştır. Simantasyon işleminin tamamlanması sonrası bukkal tarafta kıvrılmış uçlar çözülmüştür. Serbest bu uçların mesial tarafta kalanından tutularak bukkal yönde çekilip teflon bant uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3.11: Teflon Bant Uygulaması



Şekil 3.12: Teflon Bant Uygulaması

3.5.2. Rubber Dam İzolasyonu

Rubber dam izolasyonu için simantasyon yapılacak bölgede komşu dişler arasındaki mesafe ölçülerek lastik örtünün (Dentaldam, Zehentsadelweg, Münih, Almanya) mesio-distal genişliği belirlenmiştir. Bukkal ve palatal yönlerde ise lastik örtü 1 cm uzunluğunda taşacak şekilde kesilmiştir. Kesilen lastik örtünün merkezi bir dental

sond yardımı ile perfore edilmiştir. Simantasyon öncesinde abutment modelden ayrılmıştır. İşlem esnasında manipülasyonu kolaylaştırmak için abutment bir analog parçası üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.13 ve Şekil 3.14). Perfore edilen kısımdan abutment yerleştirilmiştir. Lastik örtünün abutmentin gingival kenarını aşmamasına ve komşu dişlerle temas noktalarını örtmemesine dikkat edilmiştir. Simantasyon işleminin tamamlanması sonrasında lastik örtü makasla kesilmiş ve bukkal yönde çekilerek çıkarılmıştır.



Şekil 3.13: Abutmentin Diş Etine Bakan Yüzeyinin Rubber Dam Örtüyle İzole Edilmiş

Hali



Şekil 3.14: Rubber Dam ile İzole Edilmiş Abutmentin Üzerine Kronun Yerleştirilmesi

Kontrol grubunda ise herhangi bir izolasyon yöntemi kullanılmadan simantasyon sonrası araştırmacı sond ile görünür yüzeylerde artık siman temizliği yapmıştır.

3.6. ARTIK SİMANIN BELİRLENMESİ

Kronlar üzerinde hazırlanmış olan vida delikleri sondla temizlenmiştir. Vidayı simandan korumamız için vida ağzını kapatmada kullanılan teflon bir presel yardımıyla çıkarılmıştır. Abutment vidasını sökmek için implant anahtarıyla girilmiş ve kron-abutment kompleksi bütün olarak çıkarılmıştır. Çıkarıldıktan sonra model üzerinde dişetini taklit eden elastomerik gingival kontur materyali yüzeyinden, sabit ışık altında tripot (Eken SjecamMini Tripod GP103, Xiaomi Communications Co., Ltd., Pekin, Çin) yardımı ile 30 cm mesafeden yüzeye dik açıyla yerleştirilmiş bir fotoğraf makinesi (Canon 550D 18-55mm lens, Ohta-ku Tokyo, Japonya) ile 3:1 büyütme görüntü alınmıştır. Elde edilen bu görüntü abutment ve gingiva yüzeyi arasında gingivaya yapışan siman miktarının tayininde kullanılmıştır.

Sökülen kron-abutment kompleksi kondanse silikon bloğu içine gömülmüş ve abutment kenarlarında kalan siman artıklarının mesial, distal, bukkal ve palatal yönlerden sabit ışık altında tripot yardımı ile 30 cm mesafeden bu yönlere dik açı ile yerleştirilmiş fotoğraf makinesi ile 3:1 büyütme görüntüleri alınmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Silikon Anahtara Kron Abutment kompleksinin Oturtulması- Mesial Kenar

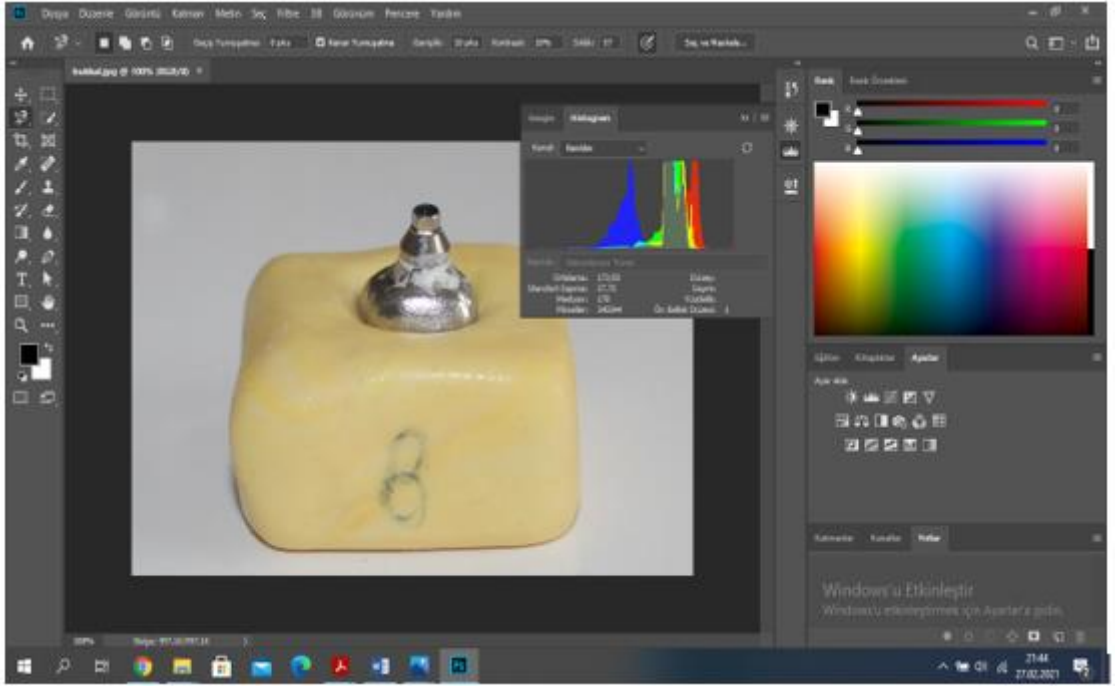


Şekil 3.16: Artık Siman Tayini İçin Oklüzal Yönden Görüntü

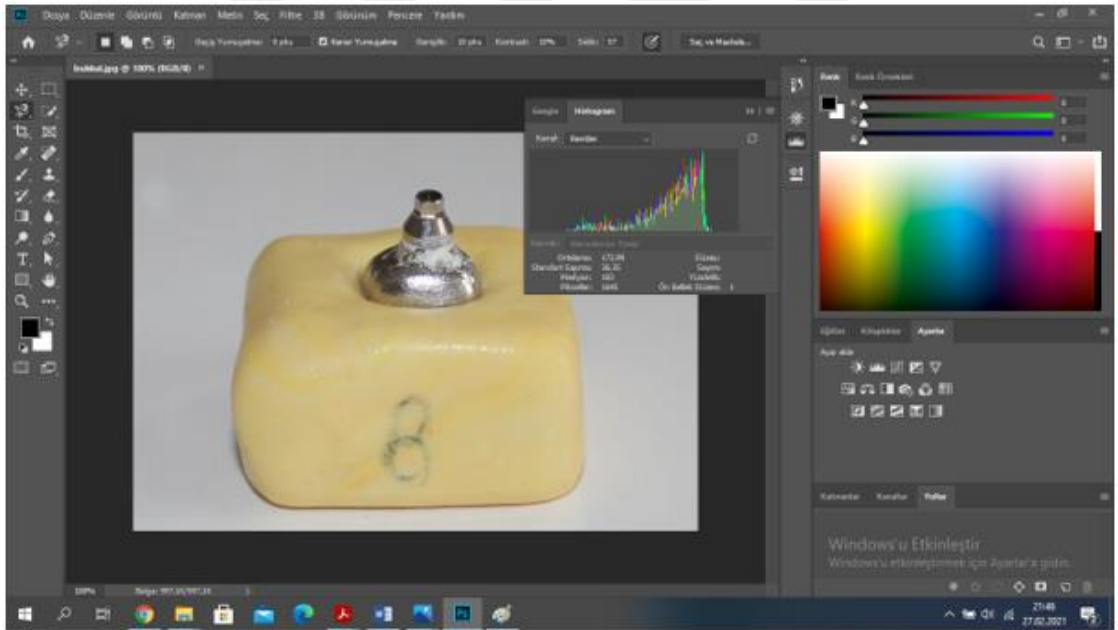
Elde edilen bu görüntü abutmentin gingivaya bakan yüzeyinde yapışan artık siman miktarının tayininde kullanılmıştır. Kron-abutment kompleksi söküldükten sonra diş etinde kalan artık siman tayini için oklüzal yönden sabit ışık altında tripot yardımı ile 30 cm mesafeden bu yönlere dik açı ile yerleştirilmiş fotoğraf makinesi ile 3:1 büyütme görüntüleri alınmıştır (Şekil 3.16). Elde edilen bu görüntüler gingiva yüzeyinde kalan artık siman miktarının tayininde kullanılmıştır. Tarif edilen bu işlemler her örnek için tekrar uygulanmıştır.

3.7. GÖRÜNTÜLERDEN ARTIK SİMAN MİKTAR TAYİNİ

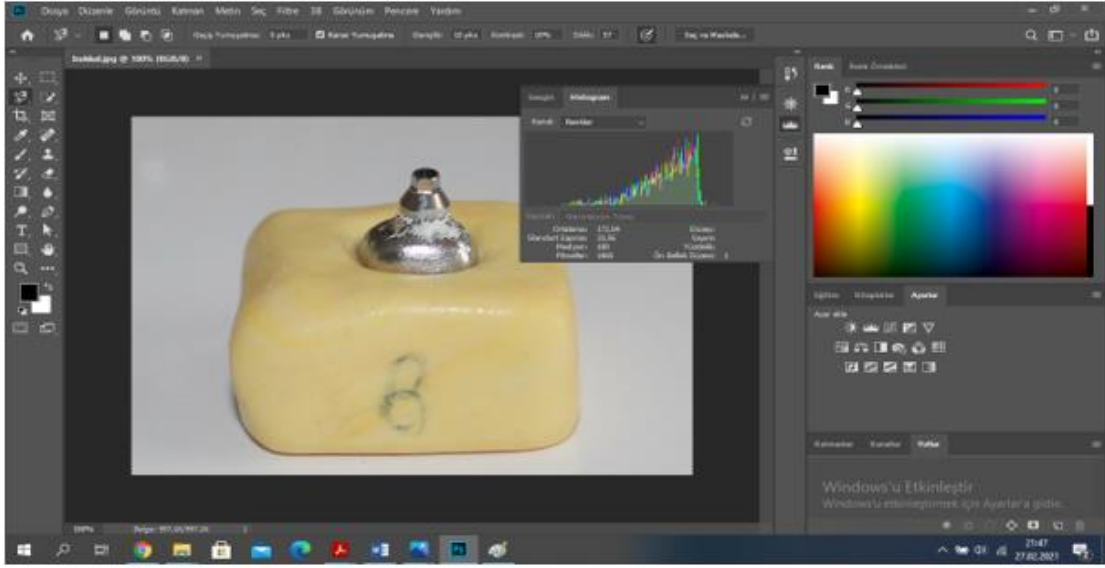
Elde edilen dijital görüntüler Adobe Photoshop CC2018 programı (19.0 Release, San Jose, Kaliforniya, Amerika Birleşik Devletleri) ile analiz edilmiştir. Programa yüklenen her bir fotoğraf için %130 büyütme uygulanmıştır. Programda, kalmış siman artıkları Manyetik Lasso Aygıtı ile işaretlenmiştir (Şekil 3.17). Bu işaretli bölgelerin toplam alanları tespit edilmiştir (Şekil 3.18). Her örnekte elde edilen toplam alanlar artık siman miktarını belirlemiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3.17: Photoshop Programında Kompleksin Bukkalden Görüntüsü



Şekil 3.18: Fare İmleciyle Artık Simanın Alanının İşaretlenmesi



Şekil 3.19: İşaretlenin Tamamlanmasıyla Lasso tool Eklentisinin İşaretlenen Alandaki Total Piksel Sayısını Ölçmesi

3.8. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Deney safhasında elde edilen ham verilerin istatistiksel analizi yapılmıştır. Analizler IBM SPSS Statistics Ver.23 (IBM Corp, Armonk, NY) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılımlarını test etmek için Shapiro – wilk testi kullanılmıştır. Artık siman miktarı üzerine etki oluşturan faktörleri belirlemek için varyansların homojen dağılımı Levene testi ile incelenmiştir. Geleneksel sond (kontrol grubu), rubber dam izolasyon (deney grubu) ve teflon bant izolasyon tekniği (deney grubu) arasındaki toplam artık siman alanı açısından farklılık 3 yönlü Anova testiyle incelenmiştir. Geleneksel sond (kontrol grubu), rubber dam izolasyon (deney grubu) ve teflon bant izolasyon tekniği (deney grubu) grup içi karşılaştırmalar için ise post hoc Bonferroni testi kullanılmıştır. Bütün testlerde $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

İzolasyon yöntemine göre diş etinin oklüzal yüzeyinde; kron-abutment kompleksinin mezial, distal, bukkal ve palatinal yüzeyinde kalan üç farklı siman materyali için gruplara ait tanımlayıcı istatistik veriler Tablo 4.1, Tablo 4.2. ve Tablo 4.3’de verilmiştir. Tüm gruplardaki abutmentların her bir yüzeyinde ve diş etlerinde (oklüzal) artık siman varlığı kaydedilmiştir.

		Kontrol (Sond)				
Değişkenler	n	Polikarboksilat siman	Geçici İmplant Simanı	Rezin Siman	n	Total
Oklüzal	10	1378,4±668,9	5472,2±1031,9	1308,3±692,8	30	2719,6±2130,3
Mezial	10	3322,9±1048,9	3207±1901,6	1632,9±431,4	30	2720,9±1461,5
Distal	10	3749,6±797,5	4113,3±2121,9	1754,4±465,6	30	3205,8±1665,7
Bukkal	10	211,7±799,8	2215,5±1267,5	1288,2±368,9	30	2071,8±1048,5
Palatinal	10	3504±1447,6	2242,8±1344,6	1446±337,3	30	2397,6±1410,5
Total	50	2933,3±1280,8	3450,1±1964,4	1485,9±491,8	150	2623,1±1607,4

Tablo 4.1. Kontrol grupları için örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri

		Rubberdam				
Değişkenler	n	Polikarboksilat siman	Geçici İmplant Simanı	Rezin Siman	n	Total
Oklüzal	10	361,7±142,2	417,9±143,6	2321,3±1673,7	30	928,4±1224,9
Mezial	10	2282,9±2341,4	705,5±259,4	1304,4±598,1	30	1504,1±1625,3

Distal	10	2947,3±1999,0	569,0±241,5	1136,7±603,7	30	1679,2±1665,3
Bukkal	10	2697,1±2092,7	1014,5±495,8	1395,0±684,1	30	1794,0±1555,6
Palatinal	10	2580,4±1640,5	751,6±251,3	1077,4±421	30	1574,4±1338,4
Total	50	2173,9±1981,8	691,7±349,7	1446,9±972,5	150	1496±1498,1

Tablo 4.2. Rubberdam izolasyon yöntemine göre ayrılan örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri

		Teflon Bant				
Değişkenler	n	Polikarboksilat siman	Geçici İmplant Simanı	Rezin Siman	n	Total
Oklüzal	10	569,1±289,9	1157,3±414,2	1711,0±750,5	30	1145,8±1224,9
Mezial	10	2394,7±1537,2	1599,3±753,3	1183,8±399,9	30	1725,9±1104,6
Distal	10	2798,7±2064,7	1572,3±427,8	1120,8±449,7	30	1830,6±1400,9
Bukkal	10	2550,2±964,5	1582,2±464,1	943,6 ±381	30	1692±922,9
Palatinal	10	2329,7±1966,6	1528,4±625,7	934,4 ±329,6	30	1597,5±1301,4
Total	50	2128,5±1661,5	1487,9±556,1	1178,7±546,4	150	1598,4±1124,8

Tablo 4.3. Teflon izolasyon yöntemine göre ayrılan örneklerin farklı yüzeylerinden alınan görüntülerin analizi sonucu elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. İzolasyon, siman materyali ve yüzeylere göre artık siman değerlerini karşılaştırılmasında üç yönlü varyans analizi kullanıldı (Tablo 4.4). Çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama $\pm$ s. sapma şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı. Üç yönlü Anova sonuçlarına göre izolasyon yöntemleri, siman materyalleri ve yüzeylerin artık siman miktarı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$).

	Kareler Toplamı (px)	S d	Kareler Ortalaması (px)	F	P	PartialEtaSqua red
İzolasyon	118149042,257	2	59074521,128	47,448	<0,001	0,200
Siman	76133582,740	2	38066791,370	30,575	<0,001	0,139
Yüzey	14526605,696	4	3631651,424	2,917	0,021	0,030
İzolasyon * Siman	90304297,370	4	22576074,343	18,133	<0,001	0,160
İzolasyon * Yüzey	20610463,676	8	2576307,959	2,069	0,038	0,042
Siman * Yüzey	108183311,162	8	13522913,895	10,861	<0,001	0,186
İzolasyon * Siman * Yüzey	53588044,545	16	3349252,784	2,690	<0,001	0,102

Tablo 4.4. Artık siman miktarı için Üç yönlü ANOVA sonuçları px: Piksel

4.1. İZOLASYON YÖNTEMİ ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

Siman türüne ve yüzeylere bakılmaksızın izolasyonun ana etkisinin artık siman miktarı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Artık siman miktarı azdan çoğa doğru sırasıyla rubber dam izolasyon grubu için 1437,5 px, teflon bant izolasyon grubu için 1598,4 px ve kontrol grubu için 2623,1 px olarak elde edilmiştir. İzolasyon yöntemlerinin birbirleri arasındaki farklılıklar incelediğinde rubber dam ve teflon bant izolasyon yöntemlerinin arasında anlamlı fark olmadığı ($p = 0,712$), kontrol grubuna göre ise her iki yönteminin de istatistiksel olarak anlamlı ($p = 0,000$, $p = 0,000$) oranda üstün olduğu görülmüştür (Tablo 4.5).

İzolasyon Yöntemleri	Ortalama ve Standart hata (piksel)	P
Kontrol	2623,14±91,1	0,000‡
Rubber Dam	1437,5±100,9	0,712*
Kontrol	1598,4±91,1	0,000†

*: Ruber Dam – Teflon Bant yöntemleri arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

†: Teflon Bant – Kontrol yöntemler arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

‡: Kontrol – Ruber Dam yöntemleri arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

Tablo 4.5 İzolasyon Yöntemlerine Göre Oluşan Artık Siman Miktarlarının Karşılaştırılması

4.2. SİMAN MATERYALİ ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

İzolasyon yönteminden ve yüzeylerden bağımsız olarak siman materyalinin artık siman miktarı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). En yüksek artık siman miktarı polikarboksilat yapıştırma simanından elde edilmişken en düşük siman miktarı ise rezin simandan elde edilmiştir. Artık siman miktarları çoktan aza doğru sırasıyla polikarboksilat yapıştırma simanı için 2411,9 px, geçici implant simanı için 1876,6 px ve rezin siman için 1370,5 px olarak elde edilmiştir (Tablo 4.6).

Siman Materyali	Ortalama ve standart hata (piksel)	P
Polikarboksilat Siman	2411,9±91,1	0,000*
Geçici İmplant Simanı	1876,6±94,8	0,001†
Rezin Siman	1370,5±97,4	0,000‡

*: Polikarboksilat Siman – Geçici İmplant Simanı arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

†: Geçici İmplant Simanı – Rezin Siman arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

‡: Rezin Siman – Polikarboksilat siman arasındaki istatistiksel anlamı gösterir

Tablo 4.6. Farklı Siman Materyallerinin Artık Siman Miktarı Üzerine Etkileri

4.3. YÜZEY ve ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

İzolasyon yöntemleri ve siman materyallerinden bağımsız olarak yüzeylerin artık siman miktarı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,030$).). Artık siman miktarı azdan çoğa doğru sırasıyla okluzal yüzeyde 1637,3 px, bukkal yüzeyde 1856,1 px, palatinal yüzeyde 1873,1 px, mesial yüzeyde 2011,9px ve distal yüzeyde 2271,4 olarak elde edilmiştir. Bu farklılık okluzal yüzeydeki ortalama artık siman miktarının distal yüzeydeki ortalama artık siman miktarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır ($p=0,019$) (Tablo 4.7).

Retorasyon yüzeyi	Ortalama ve standart hata (piksel)	P
Okluzal	1633,01±121,79	0,593 ^{*1} , 1,000 ^{*2}
Mezial	1959,27±121,79	0,012 ^{†1} , 1,000 ^{†2}
Distal	2195,79±121,79	0,309 ^{‡1} , 1,000 ^{‡2}
Bukkal	1822±121,79	1,000 ^{#1} , 1,000 ^{#2}
Palatinal	1873,1±121,79	1,000 ^{¶1} , 1,000 ^{¶2}

Üst indisler Belirtilen Yüzeyler Arasındaki İstatistiksel Anlamları Göstermektedir.

*1: Okluzal- Mezial*2: Okluzal- Palatinal

†1: Mesial- Bukkal †2: Mesial- -Distal

‡1: Distal- Bukkal‡2: Distal- -Okluzal

#1: Bukkal- Okluzal#2: Bukkal- Palatinal

¶1: Palatinal- Distal ¶2: Palatinal-Mezial

Tablo 4.7. Yüzeyler ve Artık Siman İlişkisi

4.4. İZOLASYON YÖNTEMİ ve SİMAN MATERYALİNİN ARTIK SİMAN İLE İLİŞKİSİ

Yüzeyden bağımsız olarak izolasyon yöntemi ve siman materyali arasındaki etkileşimin artık siman miktarı üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0,001$). En yüksek artık siman miktarı 3450,2 px olarak kontrol grubunda geçici implant simanı için, en düşük artık siman miktarı ise 691,7 px olarak rubber dam ile izolasyon grubunda geçici implant simanı için elde edilmiştir. İzolasyon yöntemi ve siman materyali etkileşiminin artık siman üzerindeki etkisi Tablo 4.8’de verilmiştir.

Polikarboksilat siman için kontrol grubu teflon bant ve rubber dam ile izolasyondan istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($p<0,001$) . Teflon bant ve rubber dam grupları ise birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$). Bununla birlikte polikarboksilat ile simante edilen gruplarda en yüksek artık siman miktarı kontrol grubu için saptanmıştır.

Geçici implant siman materyeli için tüm izolasyon yöntemleri birbirinden farklılık göstermiştir. Artık siman miktarı azdan çoğa doğru rubber dam, teflon bant ve kontrol grubu olarak saptanmıştır.

Rezin siman için izolasyon yöntemleri arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir ($p>0,001$).

Teflon bant izolasyonu göz önüne alındığında en düşük artık siman miktarı rezin siman için saptanmıştır (1178,7 px). Bunu sırasıyla geçici implant simanı (1487,9 px) ve polikarboksilat siman (2128,5 px) takip etmiştir. Polikarboksilat siman istatistiksel olarak rezin simandan farklılık göstermiştir ($p<0,001$). Geçici implant simanı ile rezin siman arasında istatistiksel fark bulunamamıştır ($p>0,001$).

Yüzeylerden bağımsız olarak farklı simanların farklı izolasyon yöntemleri ile verdiği sonuçlar değerlendirildiğinde polikarboksilat ile simante edilen gruplarda en yüksek artık siman miktarı kontrol grubu için saptanmıştır (2933,3 px). Polikarboksilat siman için kontrol grubu teflon bant ve rubber dam ile izolasyondan istatistiksel olarak farklılık göstermiş ($p<0,001$) ve her iki izolasyon yöntemi de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Teflon bant ve rubber dam grupları ise birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$).

Geçici implant siman materyeli için tüm izolasyon yöntemleri birbirinden farklılık göstermiştir. Artık siman miktarı azdan çoğa doğru rubber dam (691,7 px), teflon bant (1487,9 px) ve kontrol grubu (3450,2 px) olarak saptanmıştır.

Rezin siman için izolasyon yöntemleri arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir ($p>0,001$).

4.5. İZOLASYON YÖNTEMİ VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

İzolasyon ve yüzey etkileşiminin artık siman miktarı üzerine anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p=0,044$). En yüksek ortalama artık siman miktarı 3205,8px olarak kontrol grubu için distal yüzeyde elde edilmişken en düşük ortalama miktar ise rubber dam izolasyonu için oklüzal yüzeyde 928,4px olarak elde edilmiştir (Tablo 4.8).

Tüm yüzeyler için en yüksek artık siman miktarı kontrol grubunda gözlenmiştir. Bunu bukkal ve palatinal yüz dışında teflon bant ve rubber dam grupları takip etmiştir. Bununla birlikte istatistiksel olarak oklüzal, mezial ve distal yüzeylerde rubber dam ve teflon grupları arasında istatistiksel fark bulunmamışken ($p>0,001$) kontrol grubu hepsinden farklı bulunmuştur ($p<0,001$). Bukkal ve palatinal yüzeylerde ise üç izolasyon yöntemi arasında istatistiksel fark bulunmamıştır ($p>0,001$).

4.6. YAPIŞTIRMA SİMANI VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

Yapıştırma ve yüzey etkileşiminin artık siman miktarı üzerine anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p<0,001$). En yüksek artık siman değeri 3165,2 px olarak polikarboksilat yapıştırma simanında distal yüzeyde, en düşük ortalama değer ise polikarboksilat yapıştırma simanında oklüzal yüzeyde 769,7 px olarak elde edilmiştir (Tablo 4.8).

Oklüzal yüzeyde en fazla artık siman miktarı geçici implant simanı için gözlemlenmiştir. Bunu rezin siman ve polikarboksilat siman takip etmiştir. Polikarboksilat siman ve rezin siman arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir ($p>0,001$).

Mezial, distal, bukkal ve palatinal yüzeyde en fazla artık siman miktarı polikarboksilat siman için gözlemlenmiştir. Bunu geçici implant simanı ve rezin siman takip etmiştir.

4.7. İZOLASYON YÖNTEMİ, YAPIŞTIRMA SİMANI VE YÜZEYLERİN ARTIK SİMAN İLİŞKİSİ

İzolasyon, yapıştırma ve yüzey etkileşiminin artık siman miktarı üzerine anlamlı bir etkisi bulunmuştur ($p=0,001$) (Şekil 4.1). İzolasyon yöntemi, siman materyali ve yüzey etkileşiminin artık siman miktarı üzerine etkisi değerlendirildiğinde en fazla artık siman miktarı kontrol grubunda geçici implant simanı için oklüzal yüzeyde saptanmıştır (5472,7 px). En az artık siman miktarı ise rubber dam ile izolasyon grubunda polikarboksilat siman için oklüzal yüzde saptanmıştır (361,7 px).

Oklüzal yüz için değerlendirme yapıldığında artık siman miktarı 361,7 px ile 5472,2 px arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük değer rubber dam ile izolasyon grubunda polikarboksilat siman için, en yüksek değer ise kontrol grubunda geçici implant simanı için oklüzal yüzeyde saptanmıştır. Oklüzal yüzde polikarboksilat ve rezin siman için üç izolasyon yöntemi de birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$). Geçici implant simanı için kontrol grubu polikarboksilat siman ve geçici implant simanından oldukça yüksek bir artık siman değeri ile farklılık göstermiştir ($p<0,001$).

Mezial yüz için değerlendirme yapıldığında artık siman miktarı 705,5 px ile 3322,9 px arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük değer rubber dam ile izolasyon grubunda geçici implant simanı için, en yüksek değer ise kontrol grubunda polikarboksilat siman için saptanmıştır. Mezial yüzde polikarboksilat ve rezin siman için üç izolasyon yöntemi de birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$). Geçici implant

simanı için kontrol grubu polikarboksilat siman ve geçici implant simanından oldukça yüksek bir artık siman değeri ile farklılık göstermiştir ($p<0,001$).

Distal yüz için değerlendirme yapıldığında artık siman miktarı 569 px ile 4113,3 px arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük değer rubber dam ile izolasyon grubunda geçici implant simanı için, en yüksek değer ise kontrol grubunda geçici implant simanı için saptanmıştır. Distal yüzde polikarboksilat ve rezin siman için üç izolasyon yöntemi de birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$). Geçici implant simanı için kontrol grubu polikarboksilat siman ve geçici implant simanından oldukça yüksek bir artık siman değeri ile farklılık göstermiştir ($p<0,001$).

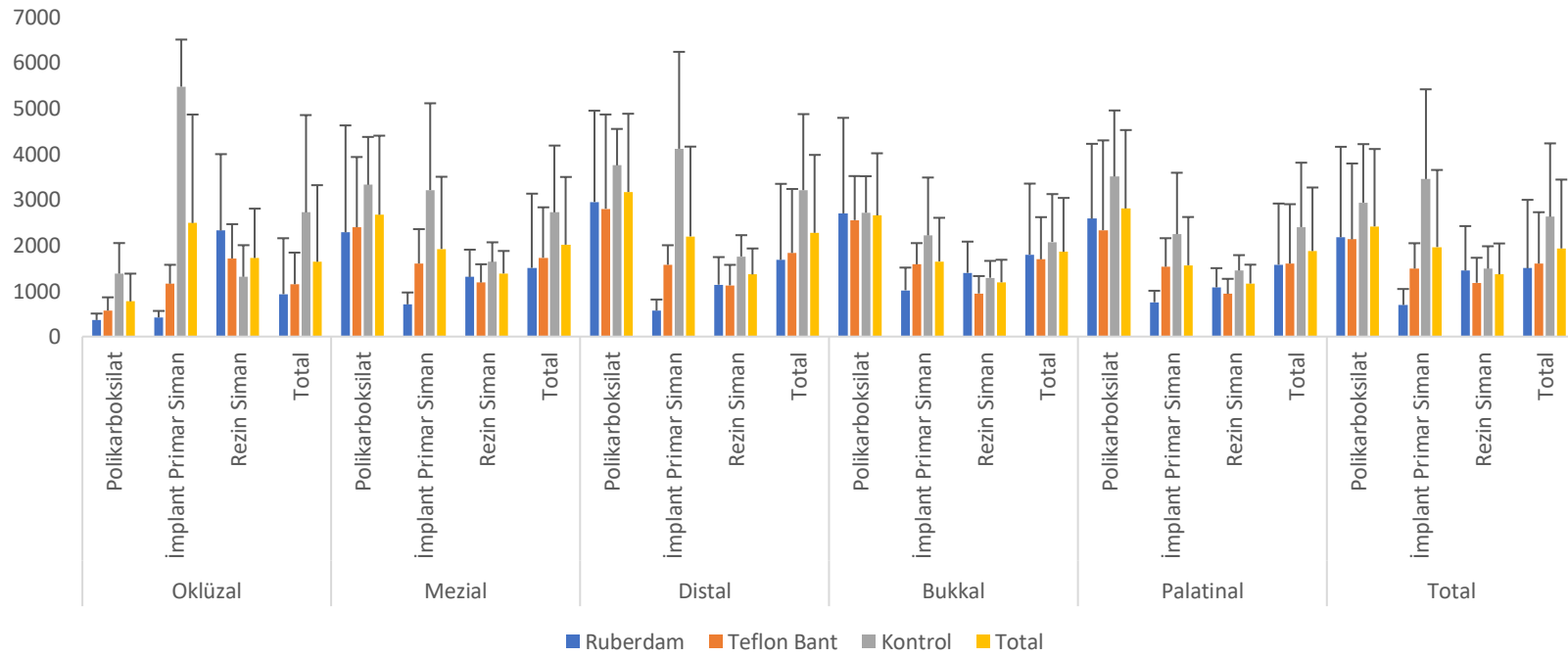
Bukkal yüz için değerlendirme yapıldığında artık siman miktarı 943,6 px ile 2711,7 px arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük değer teflon bant ile izolasyon grubunda rezin siman için, en yüksek değer ise kontrol grubunda polikarboksilat siman için saptanmıştır. Bukkal yüzde polikarboksilat, geçici implant simanı ve rezin siman için üç izolasyon yöntemi de birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$).

Palatinal yüz için değerlendirme yapıldığında artık siman miktarı 751,6 px ile 3504 px arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük değer rubberdam ile izolasyon grubunda geçici implant simanı için, en yüksek değer ise kontrol grubunda polikarboksilat siman için saptanmıştır. Palatinal yüzde polikarboksilat, geçici implant simanı ve rezin siman için üç izolasyon yöntemi de birbirinden farklılık göstermemiştir ($p>0,001$).

Tablo 4.8. Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

		Ruberdam	Teflon Bant	Kontrol	Toplam
Oklüzal	Polikarboksilat	361,7 ± 142,2 ^K	569,1 ± 289,9 ^{JK}	1378,4 ± 668,9 ^{DEFGHIJK}	769,7 ± 608,5 ^F
	Geçici İmplant Simanı	417,9 ± 143,6 ^{JK}	1157,3 ± 414,2 ^{FGHIJK}	5472,2 ± 1032,0 ^A	2487,1 ± 2375,2 ^{ABCD}
	Rezin Siman	2321,3 ± 1673,7 ^{BCDEFGHIJK}	1711,0 ± 750,5 ^{CDEFGHIJK}	1308,3 ± 692,8 ^{EFGHIJK}	1720,1 ± 1081,7 ^{CDEF}
	Toplam	928,4 ± 1224,9 ^E	1145,8 ± 692,1 ^{DE}	2719,6 ± 2130,3 ^{AB}	1637,3 ± 1677,8 ^b
Mezial	Polikarboksilat	2282,9 ± 2341,4 ^{BCDEFGHIJK}	2394,7 ± 1537,2 ^{BCDEFGHIJ}	3322,9 ± 1048,9 ^{BCD}	2666,8 ± 1732,3 ^{ABC}
	Geçici İmplant Simanı	705,5 ± 259,4 ^{HIJK}	1599,3 ± 753,3 ^{CDEFGHIJK}	3207,0 ± 1901,6 ^{BCDE}	1918,1 ± 1581,3 ^{BCDE}
	Rezin Siman	1304,4 ± 598,1 ^{DEFGHIJK}	1183,8 ± 399,9 ^{FGHIJK}	1632,9 ± 431,4 ^{CDEFGHIJK}	1381,4 ± 493,2 ^{DEF}
	Toplam	1504,2 ± 1625,3 ^{CDE}	1725,9 ± 1104,6 ^{CDE}	2720,9 ± 1461,5 ^{AB}	2011,9 ± 1482,9 ^{ab}
Distal	Polikarboksilat	2947,3 ± 1999,1 ^{BCDEF}	2798,7 ± 2064,7 ^{BCDEFG}	3749,6 ± 797,5 ^{AB}	3165,2 ± 1715,0 ^A
	Geçici İmplant Simanı	569,0 ± 241,5 ^{IJK}	1572,3 ± 427,8 ^{CDEFGHIJK}	4113,3 ± 2121,9 ^{AB}	2193,1 ± 1966,4 ^{BCDE}
	Rezin Siman	1136,7 ± 603,7 ^{EFGHIJK}	1120,8 ± 449,7 ^{FGHIJK}	1754,4 ± 465,6 ^{CDEFGHIJK}	1359,6 ± 569,6 ^{DEF}
	Toplam	1679,3 ± 1665,4 ^{CDE}	1830,6 ± 1400,9 ^{BCDE}	3205,8 ± 1665,7 ^A	2271,4 ± 1706,8 ^a
Bukkal	Polikarboksilat	2697,1 ± 2092,7 ^{BCDEFGH}	2550,2 ± 964,5 ^{BCDEFGHI}	2711,7 ± 799,8 ^{BCDEFGH}	2653,0 ± 1360,8 ^{ABC}
	Geçici İmplant Simanı	1014,5 ± 495,8 ^{FGHIJK}	1582,2 ± 464,1 ^{CDEFGHIJK}	2215,5 ± 1267,5 ^{BCDEFGHIJK}	1646,2 ± 954,4 ^{DEF}
	Rezin Siman	1395,0 ± 684,2 ^{CDEFGHIJK}	943,6 ± 381,0 ^{GHIJK}	1288,2 ± 368,9 ^{EFGHIJK}	1188,3 ± 493,7 ^{EF}
	Toplam	1794,1 ± 1555,6 ^{BCDE}	1692,0 ± 923,0 ^{CDE}	2071,8 ± 1048,5 ^{BCD}	1856,1 ± 1180,0 ^{ab}
Palatinal	Polikarboksilat	2580,4 ± 1640,5 ^{BCDEFGHI}	2329,7 ± 1966,6 ^{BCDEFGHIJK}	3504,0 ± 1447,6 ^{ABC}	2804,7 ± 1717,4 ^{AB}
	Geçici İmplant Simanı	751,6 ± 251,4 ^{GHIJK}	1528,4 ± 625,7 ^{DEFGHIJK}	2242,8 ± 1344,6 ^{BCDEFGHIJK}	1561,6 ± 1056,5 ^{DEF}
	Rezin Siman	1077,4 ± 421,0 ^{EFGHIJK}	934,4 ± 329,6 ^{GHIJK}	1446,0 ± 337,3 ^{DEFGHIJK}	1161,0 ± 413,2 ^{EF}
	Toplam	1574,4 ± 1338,4 ^{CDE}	1597,5 ± 1301,4 ^{CDE}	2397,6 ± 1410,5 ^{ABC}	1873,1 ± 1391,1 ^{ab}
Total	Polikarboksilat	2173,9 ± 1981,8 ^B	2128,5 ± 1661,5 ^B	2933,3 ± 1280,8 ^A	2411,9 ± 1695,9 ^a
	Geçici İmplant Simanı	691,7 ± 349,8 ^D	1487,9 ± 556,1 ^{BC}	3450,2 ± 1964,4 ^A	1961,2 ± 1686,9 ^b
	Rezin Siman	1447,0 ± 972,5 ^{BCD}	1178,7 ± 546,4 ^{CD}	1486,0 ± 491,8 ^{BC}	1362,1 ± 676,6 ^c
	Toplam	1496,0 ± 1498,2 ^b	1598,4 ± 1124,8 ^b	2623,1 ± 1607,4 ^a	1930,0 ± 1507,8

(A-K: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur)



Şekil 4.1: Artık Siman Miktarlarına Ait Ortalama ve Standart Sapma Grafiği

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada polikarboksilat siman, geçici implant simanı ve rezin siman ile simante edilen tek üye implant üstü kronların simantasyonu sonrasında kron-abutment kompleksi ve abutment çevresi dişeti yüzeyinde kalan artık siman miktarını en aza indiren izolasyon yönteminin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında sond, teflon bant ve rubber dam izolasyon yöntemlerinden hiç birinin kron-abutment kompleksi ve dişeti çevresinde kalan artık simanı tamamen uzaklaştırmadığı saptanmıştır. Bununla birlikte en az artık siman miktarı rubber dam ile izolasyonda, en fazla artık siman miktarı ise artık simanın sondla uzaklaştırıldığı kontrol grubunda gerçekleşmiştir. Rezin siman en az artık siman bırakırken polikarboksilat siman ise en fazla artık siman bırakmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda siman çeşidi, izolasyon yöntemi ve yüzey farklılığının artık siman miktarı üzerinde etkili olacağı doğrultusunda olan hipotezimiz kabul edilmiştir.

Erken yaşlarda oluşan diş kayıplarında uzun dönemde ciddi alveol kret rezorbsiyonu meydana gelmekte ve bu durum hastaların protez kullanımında zorluklar ortaya çıkarmaktadır [218, 219]. Mevcut diş kayıpları kayıp miktarına göre komşu dişin preparasyonunu gerektiren sabit protez, diş doku destekli hareketli bölümlü protez, konvansiyonel tam protez, implant üstü sabit veya hareketli protezler ile restore edilebilmektedir. Sabit protezlerin diş preparasyonu gerektirmesi, tam ve parsiyel protezlerin fonksiyon, fonasyon ve estetik açıdan yetersiz olması gibi dezavantajlarının yanında implant üstü protezlerin kullanım kolaylığı ve konforlu olması avantajları ve başarılı hayatta kalım süreleri implantları popüler hale getirmiştir. Yayınlanmış veriler, özellikle tek dişin yerine konması amacıyla tek diş eksikliği olan bölgeye yerleştirilen implantların yüksek başarı oranları gösterdiklerini bildirmiştir [220, 221].

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların retansiyonu için simante veya vida tutuculu sistemler kullanılmaktadır [141]. Vida bağlantılı sistemler gerekli görüldüğü durumlarda yerinden çıkarılma kolaylığı sağlamakla birlikte komplikasyonları sık görülmektedir [222]. Vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde vida boşluğu sebebiyle kronun kırılma direnci de olumsuz etkilenebilmektedir [223]. Simante sistemler vidalı sistemlere kıyasla oklüzal yüzeyde daha homojen yük dağılımı sağlamaktadır [224]. Estetik ve oklüzal bütünlük gibi özellikleri sayesinde simante sistemler vida tutuculu sistemlere göre daha çok kullanılır hale gelmiştir [225].

Siman tutuculu restorasyonlarda artık siman peri-implantitise neden olan en önemli komplikasyondur [120]. Peri-implantitis klinik olarak implant çevresi dokuda kızarıklık ve şişlik, sondalamada kanama veya süpürasyon, implant çevresi dokularda cep derinliklerinde artış ve implant çevresi kemik kaybı olarak tanımlanmaktadır [226]. Dental implant tedavisi görmüş hastalarla yapılan çalışmalarda oldukça farklı oranlarda peri-implantitis görülme sıklığı bildirilmiştir [227]. Bu konu üzerine gerçekleştirilen bir konsensus konferansında postoperatif 5-10 yıl aralığında yerleştirilmiş implantların %10'unda, hastaların ise %20'sinde perimplantitis geliştiği bildirilmiştir [228]. Literatür taraması sonucunda 1497 dental implant tedavisi görmüş hastanın verileri üzerinde yapılan bir meta analizde ise benzer şekilde birey seviyesinde %18,8, implant düzeyinde ise %9,6 oranında peri-implantitis vakası ile karşılaşılmıştır [229].

Peri-implantitisin etyolojisi multi-faktöriyeldir [227]. Hastaların sistemik rahatsızlıkları gibi genel etyolojik faktörlerin yanında lokal faktörler de peri-implantitis gelişiminde rol oynamaktadır. Lokal faktör olarak değerlendirilebilecek etkenler ise; oral hijyen seviyesi, mikrobiyal film bileşimi, kısmen veya tam dişsiz hastalarda implant çevresi bakteriyel çeşitlilik ve artık simandır [230].

Artık siman bulunduğu sahada yabancı cisim rolü alarak peri-implantitisi başlatabilecek enflamatuvar cevabı ortaya çıkarmaktadır. Wilson artık siman ve peri-implantitis arasındaki ilişkiyi dental endoskop kullanarak araştırdığı çalışmasında; incelediği peri-implantitis vakalarının %81'inde belirtilerin artık simanla ilişkili olduğunu ve artık simanın uzaklaştırılmasından sonra vakaların %74'ünde semptomların ortadan kalktığını bildirmiştir [14]. Benzer şekilde klinik gözleme dayalı olarak, sondalamada kanama ve pü varlığı ile tespit edilen implant çevresi enflamasyonun tespit edilememiş artık siman ile ilişkili olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur [14, 217, 231]. Kısa dönemde ortaya çıkan peri-implant hastalıkların, simante edilen implant üstü restorasyonlarda periimplant dokudan simanın tam olarak temizlenemediği durumlarda meydana geldiği gösterilmiştir [11, 13, 232]. Siman artığı, enflamasyon ve kemik kaybının erken dönemde oluşmasında önemli bir risk faktörüdür [11]. Artık simanın önüne geçmek için çeşitli yöntemler tanımlanmıştır [15]. Ayrıca siman çeşidinin artık siman üzerinde etkinliği de çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir [13, 233, 234]. Bununla birlikte siman tutuculu implant üstü restorasyonların simantasyonunda kullanılacak ideal bir siman materyali ve izolasyon yöntemi için fikir birliği bulunmamaktadır. Çalışmamızda farklı izolasyon yöntemleri ile kombine şekilde kullanılacak simantasyon materyallerinin tek üye implant üstü kronların simantasyonu sonrasında oluşturacağı artık siman miktarları karşılaştırılarak etkin bir izolasyon yöntemi ve bu yöntem için en efektif sonuç verebilecek siman tipi belirlenmeye çalışılmıştır.

Çene kemiğine yerleştirilen implantlar doku veya kemik seviyesinde implantlar olabilmektedir. Kemik seviyesi implantlarda doku seviyesi implantlara göre daha az kemik kaybı gözlemlendiği için çalışmamızda kemik seviyesi implant tercih edilmiştir [235].

Titanyum; biyolojik olarak uyumlu, kolayca şekillendirilebilen ve lehimlenebilen, korozyona karşı dirençli bir materyal olması sebebi ile günümüz diş hekimliği ve tıbbi uygulamalarında tercih edilen en önemli materyallerden biridir [236]. ADA (American Dental Association) tarafından dental implant uygulamalarında titanyum ve alaşımları önerilmektedir [82]. Titanyum; grade1, grade 2, grade 3, grade 4 ve grade 5 olmak üzere 5 sınıfa ayrılmaktadır. Grade 1’den grade 4’e kadar olan titanyum saf titanyumken grade 5 titanyum alaşımıdır. Çalışmamızda implant ve dental implant abutment yapımında mekanik açıdan en güçlü olan titanyumun % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içeren grade 5 titanyum tercih edilmiştir [80].

İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda coping materyali olarak metal ya da zirkonyum esaslı materyaller tercih edilmektedir. Metal destekli implant üstü protetik restorasyonların yeterli tutuculuk [237, 238], dayanıklılık [239], splintlenebilme [240], uygun fiyat [74], üretim kolaylığı [74, 241] gibi avantajlara sahip olması nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır [242]. Co-Cr alaşımları biyoyumlulukları ve elastisite modülü yüksek [243], paslanmaya dirençli ve dayanımı yüksek [242], manyetik olmayan, ısıya, aşınmaya, korozyona ve lekelenmeye karşı dirençli bir alaşımdır [242, 244, 245]. Bu özellikler sayesinde Co-Cr alaşımları kullanılarak sağlamlık ve dayanım özelliklerinden ödün vermeden daha düşük ağırlıkta metal altyapılara sahip restorasyonlar üretilmektedir [242]. Bu nedenle çalışmamızda coping materyali olarak Co-Cr alaşımı tercih edilmiştir.

Simantasyon işlemi sonrası kolay çıkarılabilmeyi sağlamak için restorasyonlar oklüzal açıklık ile üretilmekte ve simantasyon prosedürü sırasında bu açıklıklar kompozit materyali ile kapatılmaktadır [55, 246-248]. Dental implantların simantasyonunda tercih edilen siman vakaya göre geçici, yarı kalıcı veya daimi siman materyali olabilmektedir

[249]. Geçici siman olarak çinko oksit ojenol ve ojenolsüz çinko oksit [250]; yarı kalıcı siman olarak çinko fosfat ve cam iyonomer siman kullanılırken [250], daimi siman olarak rezin modifiye cam iyonomer, çinkopolikarboksilat ve rezin siman [251] kullanılmaktadır.

Woelber ve arkadaşları implant üstü kronların geçici siman kullanılarak simante edildiğinde geçici simanların diş destekli protetik restorasyonlardan farklı olarak implant üstü protetik restorasyonlarda kalıcı siman gibi davrandıklarını göstermişlerdir [252]. Bunun nedenini ise dentin tübüllerinin ve kollojenin implant destekli protetik abutmenlerde bulunmaması olduğu rapor edilmiştir [252]. Geçici simanlar bakterisidal etkisi [253] ve artık siman bırakmaması nedeniyle düşük peri-implantitis insidansı göstermektedir [254]. Radyopak [255] özelliğe ve yüksek pH'a [256] sahip olan geçici simanlar mükemmel kenar sızdırmazlığı sergilemektedirler [257]. Geçici simanlar minimum periodontal patojen oluşturmaları [258], taşan simanın tespit edilerek kolayca çıkarılması, restorasyonun rahatlıkla sökülebilmesi, biyouyumlu olması ve minimum bakteri mikro sızıntısı gibi avantajlarından [249] dolayı tercih edilmektedir. İmplant üstü kronların simantasyonunda kullanılan geçici simanların ojenol içeren ve ojenol içermeyen çeşitleri bulunmaktadır [259]. Çinko oksit ojenol içeren geçici simanın, daimi simantasyon için kullanılan rezin simanın polimerizasyonunu olumsuz etkilediği rapor edilmiştir [260]. Bu nedenden dolayı geçici simante edilen restorasyonun ilerde kalıcı simantasyonu düşünülüyorsa geçici siman olarak ojenolsüz çinko oksit siman tercih edilmelidir [249, 261]. Aynı zamanda alerjisi olan hastalarda hipoalerjen olması nedeniyle ojenolsüz çinko oksit siman kullanımı önerilmektedir [262]. İmplant üstü kronların daimi simantasyonu için ise rezin modifiye cam iyonomer, polikarboksilat, rezin simanlar tercih edilmektedir [249, 263]. Daimi simanlardan polikarboksilat siman, iyi

retansiyon sağlaması [264, 265], 0,5 mm kalınlıkta bile radyografide radyoopak görüntü vermesi [265], metal krona ve titanyuma kimyasal olarak bağlanması [266, 267] artık simanın kolayca tespit edilebilmesi, yapısında bulunan poliakrilik asit moleküllerinin geniş olması sebebiyle dentin kanallarına nüfuz edememesi, diş dokularına adezyon kabiliyetine sahip olması ve kimyasal bağlanma göstermesi, düşük iritasyon, gibi olumlu özelliklere [268] sahip olması nedeniyle implant üstü kronların daimi simantasyonunda önerilmektedir [249].

Daimi simanlardan rezin siman ise ağız sıvılarında çözünmeden yapışma sağlaması [257, 262, 269], yüksek retansiyona [264, 269-273], yüksek elastisite modülü ve eğilme mukavemetine sahip olması [262, 274], tam seramik protezleri güçlendirmesi [275, 276], titanyuma yüksek bağlanma afinitesi göstermesi, düşük mikro sızıntıya sahip olması [271, 277], oklüzal mesafe düşük olduğunda kullanılan kısa abutmentlerde sağlam tutuculuk [278] ve posterior bölgede iyi dayanım sağlaması [257, 262], tam seramik protezlerde daha az kırılma, mükemmel estetik [249] gibi avantajlarından dolayı protetik restorasyonların simantasyonunda önerilmektedir [249]. Mehl ve arkadaşlarının çeşitli tipte simanlar kullanılarak titanyum abutmentlere yapıştırılan döküm kobalt-krom (Co-Cr) kronların retansiyonunu inceledikleri çalışmada en yüksek tutuculuk rezin esaslı siman ile elde edilmiştir [279]. Bu çalışmanın sonucuna göre en yüksek tutuculuk rezin esaslı siman ile elde edilmiştir. Polikarboksilat simanın ise en tutucu ikinci siman olduğu rapor edilmiştir [279].

Bazı siman türlerinin diğerlerine göre kalıntılara ve dolayısıyla peri-implantitise neden olma olasılığının daha yüksek olduğu ileri sürülmektedir [13]. Simanların türü kadar siman uzaklaştırma için kullanılan yöntemlerde periimplantitisin önüne geçmek için önemlidir. Artık simanın metal sondla uzaklaştırıldığında titanyum yüzeyi çizerek

ciddi bir yüzey hasarı oluşturduğu gösterilmiştir [233]. Titanyum yüzeyde artan pürüzlülük, mikroorganizmaların yapışmasını hızlandırarak peri implantitise neden olabilmektedir.

Literatürler incelendiğinde implant üstü kronların simantasyonu için önerilen polikarboksilat, rezin ve ojenolsüz geçici simanların bıraktığı artık siman miktarı ve bu simanları uzaklaştırmak için etkin izolasyon yöntemi ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Artık siman belirlenmesinde radyografi [280], mikroskopla görüntüleme, standart fotoğraf çekilerek piksel ölçülmesi, artık simanın hassas tartıda tartılması [17, 281, 282] gibi yöntemler mevcuttur. Taşan siman temizlendikten sonra artık siman kalıp kalmadığını kontrol etmek için en sık kullanılan ve en az travmatik olan yöntem radyografi almaktır. [280]. Ancak dental radyografilerin iki boyutlu olması sebebiyle lingual ve bukkal yüzeylerde kalan artık simanların tespit edilmesi mümkün değildir [12]. Bu nedenle yapılan klinik çalışmalarda dental radyografiler siman artığı kontrolü için güvenilir bir yöntem olarak görülmemiştir [12, 248]. Yapılan çalışmalarda artık siman miktarını belirlemeye yönelik; çeşitli yöntemler mevcuttur. Örneğin standart fotoğraflar çekerek piksel cinsinden yüzey alanını değerlendirmek, artık simanı tartmak ve örneklerin mikroskopla görüntülerinin elde edilerek dijital ölçümlerini yapmak bunlardan bazılarıdır. [17, 281, 282]. Bizim çalışmamızda ise standart fotoğraflar çekerek piksel cinsinden yüzey alanı değerlerinin hesaplanması yöntemi kullanılmıştır.

Retansiyon [283], pasif oturma ve minimum artık siman gibi kriterler göz önünde bulundurarak ideal siman aralığı 50 μm olarak belirlenmiştir [284, 285]. Çalışmamızda kullanılan kronların siman aralığı bu yüzden 50 μm olarak üretilmiştir. Artık siman miktarı ile protetik restorasyon arasındaki korelasyon kapsamlı bir şekilde incelenmiştir

[17, 21]. Restorasyonun marjin konumu ile artık siman miktarı arasındaki ilişkinin değerlendirildiği çalışmalarda; restorasyonların daha derin subgingival marjine sahip olduğu durumlarda tespit edilmemiş artık siman kalıntılarının bulunma olasılığının daha yüksek olduğu bildirilmiştir [17, 19]. Çalışmamızda bütün bunlar göz önünde bulundurulmuş ve restorasyon marjin derinliği, gingival marjinden maksimum 1 mm derinliğinde (subgingivalinde) tasarlanmıştır [234].

İmplant üstü protetik restorasyonlarda artık siman miktarını azaltmak için el aletleri [233], ultrasonik uçlar, rubberdam bandı [28], politetrafloretilen bandı [16] ve gingival kord [214, 215] kullanılmaktadır. İmplant kron-abutment kompleksi etrafındaki gingival doku liflerinin çevresel oryantasyonunun bir sonucu olarak subgingivale taşan simanın bir el aletiyle tespit edilmesinin veya çıkarılmasının zor olduğu bildirilmiştir [233]. Ultrasonik uçlar ise abutmentin diş etine bakan yüzeyinde çizikler oluşturup bakteri tutulumunu arttırdığından dolayı önerilmemektedir [286]. Periimplant dokuları artık simandan korumak için kullanılan retraksiyon kordonunun peri implant sulkusun hacmini arttırması ve kordun olası sıkışması gibi dezavantajlarından dolayı uygun olmadığı rapor edilmiştir [214, 215]. Politetrafloroetilen (PTFE) bant ile izolasyon tekniğinde, PTFE bandın abutment implanta oturtulmadan önce abutmentin diş etine bakan yüzeyi etrafına sarılıp simantasyon sonrası çıkartılarak taşan simanın abutmentin subgingival yönüne yapışmasını veya bağlanmasını engellediği bildirilmiştir [16]. Gerilmiş PTFE bandın kalınlığı 50 µm'den az olduğu için implant çevresi sulcusu genişletme riski yoktur [287]. Rubber dam izolasyon tekniğinde ise implant üstü protezlerin simantasyonunda az miktarda artık simanın subgingival alana taşıdığı rapor edilmiştir [28].

Çalışmamızda diğer izolasyon yöntemlerine göre artık siman uzaklaştırmada daha avantajlı olan rubber dam bandı ve politetrafloroetilen bandı, kontrol grubu olarak ise kliniklerde artık siman uzaklaştırmada en yoğun olarak kullanılan el aleti olan metal sond kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre siman çeşidi, izolasyon yöntemi ve yüzeyin artık siman miktarı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte her üç siman içinde sondla temizleme, teflon bant ve rubber dam izolasyon yöntemlerinden hiç birinin kron-abutment kompleksi ve dişeti çevresinde kalan artık simanı tamamen uzaklaştırmadığı saptanmıştır

Çalışmanın sonuçları doğrultusunda izolasyon ve yüzeyden bağımsız olarak artık siman miktarı çoktan aza doğru sırasıyla polikarboksilat siman için 2411,9 px, geçici implant simanı için 1961,2 px ve rezin simanın için ise 1362,1 px olarak tespit edilmiştir. Buna göre en yüksek artık siman miktarı polikarboksilat simandan elde edilmişken en düşük siman miktarı ise rezin simandan elde edilmiştir. Metakrilat içerikli geçici simanların vizkozitesinin düşük olması nedeniyle geçici simanın rezin simandan daha fazla artık siman bıraktığı düşünülmektedir [288]. Düşük viskoziteli simanların, peri-implant sulkusta yüksek viskoziteli malzemelere göre daha kolay yayıldığı varsayılmaktadır [231]. Ayrıca premier implant simanın rezin simana göre daha fazla artık siman bırakmasının nedenini premier geçici simanın dayanıklılığının düşük olmasından dolayı artık siman temizlenirken simanın topaklar halinde kopup parçalanmasından ve bu nedenle tamamen yüzeyden uzaklaştırılamamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz [289]. Çalışmamızda olduğu gibi Lee ve ark. çalışmalarında da premier geçici simanın fazla artık siman bıraktığı rapor edilmiştir [29]. Rezin simanın en az artık siman oluşturması ise rezin simanın ilk 5 sn'lik başlangıç

sertleştirilmesinden sonra mekanik dayanıklılığının daha sağlam hale gelmesi nedeniyle küçük parçalara ayrılmadan büyük parçaların kopmasıyla temizlenebilmesi ile açıklanabilir [290].

Çalışmamızda, siman türünden bağımsız olarak farklı izolasyon yöntemlerinin yüzeylerde kalan artık siman miktarında önemli bir azalmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır. Siman türünden bağımsız olarak en yüksek artık siman miktarı kontrol grubunda saptanırken bunu rakamsal olarak teflon bant ve rubber dam takip etmiştir. Bununla birlikte teflon bant ve rubber dam arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Bu nedenle, teflon bant ve rubber dam izolasyon yönteminin abutmentin mukozaya bakan kısmına uygulanmasının, artık simanın en aza indirilmesi ve komplikasyonların azaltılması için yararlı bir teknik olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte, özellikle teflon bant materyalinin, rubber dam materyaline göre daha dayanıksız olması, yırtılarak o bölgede artık siman kalma ihtimalini artırmaktadır. Bu nedenle teflon bant abutmentin hekzine taşmadan diş etine bakan yüzeyine dikkatlice uygulanmalıdır. Rubber dam izolasyonunda, teflon banda kıyasla daha az artık siman saptanmasının sebebinin rubber damın daha sağlam olması ve kron-abutment kompleksini esnekliği sayesinde daha sıkı sarması olduğunu düşünmekteyiz [291].

İzolasyon ve siman türünden bağımsız olarak yüzeylerde kalan artık siman miktarı incelendiğinde simanın, restorasyonun mezial ve distal yüzeyinde bukkal ve lingual yüzeyine göre daha fazla kaldığı görülmüştür. Linkevicius ve ark. çalışmalarında implant üstü kron kenarlarının derinliği arttıkça artık siman miktarının da bu bölgelerde arttığını göstermiştir [12]. Lee ve ark. çalışmalarında da çalışmamızla aynı şekilde distal ve mesial yüzlerde daha fazla artık siman kaldığını rapor etmişlerdir [29]. Restorasyonun mezial ve distal yüzeylerinde daha fazla artık siman kalmasının nedeninin bu yüzeylerin bukkal ve

lingual yüzeylere göre daha derinde kalması ve implantların proksimallerindeki komşu dişlerin varlığından dolayı artık simanın uzaklaştırılabilmesi için erişebilirliğin kısıtlı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz [29]. Mevcut çalışmamızda da proksimal yüzeylerdeki artık simana sond ile erişilemediği ve etkin olarak izolasyon yöntemleri ile uzaklaştırılabildiği görülmüştür. Bununla birlikte artık siman tamamen uzaklaştırılamamıştır. Bu nedenle, klinik uygulamada, bir restorasyonun proksimal yüzeylerinde artık siman uzaklaştırılırken dikkatli olunmalı ve izolasyon yöntemlerinin yanısıra klinikte simantasyon işlemi sonrası mesial ve distal yüzeyler için ayrıca diş ipi kullanılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

İzolasyon yöntemi ve kullanılan siman türü birlikte değerlendirildiğinde en yüksek artık siman miktarı 3450,2 px olarak kontrol grubunda geçici implant simanı için, en düşük artık siman miktarı ise 691,7 px olarak rubber dam ile izolasyon grubunda geçici implant simanı için elde edilmiştir. En yüksek ve en az artık siman değerinin her ikisinde geçici implant simanı için saptanması geçici implant simanının sondla temizlenebilecek dayanıklılıkta olmamasından kaynaklandığını düşündürmektedir [292]. Rubber damın sökülürken restorasyon yüzeyine yaptığı süpürme hareketinin dayanıksız küçük parçacık halinde kalan geçici implant siman artıklarını daha kolay ve etkin uzaklaştırdığını ve bu nedenle en düşük değerin geçici implant simanı için saptandığını düşünmekteyiz [291]. Tüm siman türleri için derlendirildiğinde rubber dam ve teflon bant izolasyon yöntemlerinin artık siman miktarını dikkate değer miktarda azalttığı saptanmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda artık simanın sondla temizlemenin simanı uzaklaştırmada yetersiz kaldığı ve izolasyon yönteminin artık simanı uzaklaştırmada kontrol grubu olan sondla temizlemeden daha etkili olduğu görülmektedir.

İzolasyon yöntemi ve temizlenen yüzey birlikte değerlendirildiğinde en yüksek ortalama artık siman miktarı 3205,8 px olarak kontrol grubu için distal yüzeyde elde edilmişken en düşük ortalama miktar ise rubber dam izolasyonu için oklüzal yüzeyde 928,4 px olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar değerlendirildiğinde tüm yüzeyler için en fazla artık siman kontrol grubunda tespit edilmiştir. Teflon bant ve rubber dam izolasyon yöntemleri ise tüm yüzeylerde artık siman miktarında ciddi bir azalma sağlamıştır. Bu sonuçlardan artık simanı uzaklaştırmak için izolasyon yöntemlerinin etkili olduğu ve artık simanı sondla temizlemenin yetersiz kalması nedeniyle kontrol grubunda artık simanın yüksek çıktığı saptanmıştır. Yüzeyler kıyaslandığında distal yüzeyde daha fazla artık siman görülmesinin birkaç sebebi olduğu düşünülmektedir. Bunlardan birincisi restorasyonun distal yüzeyine komşu olan ikinci molar dişin mezialine komşu olan ikinci premolar dişe oranla daha fazla yüzey temasına sahip olmasıdır. İkincisi ise sondla temizleme amacıyla distalden erişimin oldukça zor olması nedeniyle etkin temizlenememiş olmasıdır [29]. Rubber dam ve teflon bant yöntemleri arasında istatistiksel fark bulunmasada rakamsal olarak rubber dam yönteminde daha az artık siman görülmüştür. Rubber damın abutmentin diş etiyle temas ettiği yüzeylerde, diş etinin abutmenta temas eden kısmına göre daha etkin artık simanı izole ettiği saptanmıştır. Rubber damın artık simanı diş etinden uzağa süpürme ve çekme hareketiyle uzaklaştırması sonucu bu durumun gerçekleştiği düşünülmektedir.

Kullanılan yapıştırma simanı ve temizlenen yüzey birlikte değerlendirildiğinde en yüksek artık siman değeri 3165,2 px olarak polikarboksilat yapıştırma simanında distal yüzeyde, en düşük ortalama değer ise polikarboksilat yapıştırma simanında oklüzal yüzeyde 769,7 px olarak elde edilmiştir. Hem en yüksek hem de en düşük artık simanın polikarboksilat siman için görülmesi yalnızca siman materyalinin tipinin değil aynı

zamanda restorasyon ve diş eti yüzeyinde artık siman miktarı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Distal yüzeyde artık simanın daha fazla olmasının sebebinin ise taşan simanın distal yüzün komşu dişle temas hacminin daha fazla olması ve simanın o bölgede artık şeklinde kalıp uzaklaştırılamaması olduğunu düşünmekteyiz [29]. Yine polikarboksilatın diş eti yüzeyinde en az artık siman bırakmasının sebebinin ise restorasyon yapıştırılırken akışkanlar mekaniği doğrultusunda simanın restorasyona doğru kaçış yapmak istemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir [293]. Ayrıca metale bağlanma kuvvetinin diş etine bağlanma kuvvetinden daha fazla olması sebebiyle kron-abutment kompleksi söküldüğünde simanın büyük çoğunluğunun diş etinden uzaklaşıp kron-abutment kompleksi üzerinde kaldığı düşünülmektedir [168].

İzolasyon yöntemi, siman ve temizlenen yüzeyin birlikte değerlendirilmesinde en yüksek artık siman değeri 5472,2 px olarak kontrol grubunda geçici implant simanı için oklüzal yüzeyde elde edilmiştir. En düşük artık siman değeri 361,7 px olarak ruber dam izalasyonunda polikarboksilat yapıştırma yönteminde oklüzal yüzeyde elde edilmiştir. Sondla temizleme sonucu her üç siman içinde en yüksek artık siman değeri rapor edilmiştir. Her ne kadar artık simanı hiçbir yöntem tamamen uzaklaştıramamış olsada rubber dam ve teflon bant izolasyon yöntemlerinin sondla kıyaslandığında üstünlüğü çalışmamızda gösterilmiştir. Bununla birlikte diş eti yüzeyi dışında her üç artık siman uzaklaştırma yöntemi için en yüksek artık siman değeri polikarboksilat siman için saptanmıştır. Bunu rubber dam için rezin siman ve geçici implant simanı, teflon bant için ise implant geçici simanı ve rezin siman, kontrol grubu için geçici implant simanı ve rezin siman takip etmiştir. Behr ve arkadaşlarının sond kullanılarak titanyum abutment üzerinde kalan artık simanı değerlendirdikleri çalışmalarında da polikarboksilat simanın çinkooksit ojenolsüz simandan daha fazla artık siman bıraktığı gözlenmiştir [234].

Polikarboksilat simanın abutmentin yüzeyinde asit benzeri bir yüzey bıraktığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir [264, 294, 295]. Bu durum siman ve titanyum abutment arasında kimyasal bir bağ oluştuğunu düşündürmektedir [296, 297]. Bu kimyasal bağ nedeniyle simanın metal yüzeye sıkıca tutunduğu ve uzaklaştırılmasının da bu nedenle daha zor olduğunu düşünmekteyiz. Bu karşılaştırmada kontrol grubu-geçici implant siman-oklüzal yüzeyin en yüksek çıkmasının sebebinin geçici simanın sondla uzaklaştırılması sırasında dayanıksız yapısından dolayı ufalanması ve kopan parçaların daha çok diş etinin iç kısımlarına doğru kaçmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. En düşük artık siman değerinin ise rubberdam-polikarboksilat siman-oklüzal yüzey için çıkmasının nedeninin rubber damın temizleme etkinliğinin sonddan daha fazla olması ve polikarboksilat simanın kıvamının optimum olmasından kaynaklı kopmadan dişetinden daha kolay temizlenebilmesi kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçları toplu olarak değerlendirildiğinde rubber dam ve teflon bant izolasyon yöntemlerinin artık siman uzaklaştırmada etkili olduğu, siman türlerinin ve yüzeylerin artık siman miktarını etkilediği ve siman türüne göre uygun izolasyon yönteminin seçilmesinin gerekliliği gösterilmiştir. Bu çalışmanın güçlü yönlerinden biri, deneysel koşulların gerçek yaşamdaki klinik durumlara olan benzerliğidir. Ancak, in vitro tasarım bu araştırmanın bir sınırlamasıdır. Çalışmamızın in vitro olması nedeniyle simanların ağız içi sıvılarına maruz kaldıktan sonraki artık siman miktarları değerlendirelememiştir. Ağız sıvılarında az çözünen bir simanın ağız boşluğunda daha uzun süre kalması muhtemeldir. Artık simanın ağız boşluğunda uzun süre kalması enflamatuvar cevabında uzun süre devam etmesi demektir. Bu enflamatuvar cevabın uzun sürmesi implant çevresi kemik yıkımına ve hatta implantın kaybedilmesine sebep olabilir. İlerki çalışmalarda in vivo olarak simanların ağız içi sıvılardaki çözünürlüğü sebebiyle

ağız boşluğunda kalma sürelerinin göz önüne alınması faydalı olacaktır. Ayrıca implant çevresi diş eti dokusunun fiziksel özellikleri ile alçı modelin diş etini taklit eden polivinilsiloksan materyalinin yapısı birbirinden farklıdır. Bu nedenle, sonuçları klinikte tatbik edebilmek maksadıyla gerçek peri-implant doku üzerindeki siman kalıntılarının miktarını değerlendiren ek klinik çalışmalar, daha ileri doğrulama için gereklidir. Bununla birlikte izolasyon materyallerinin abutment etrafındaki yumuşak doku üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarında yapılması faydalı olacaktır.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Tüm çalışma prosedürü uygulandıktan ve verilerin istatistiksel analizi yapıldıktan sonra elde edilen bulgular dahilinde çalışmamızdan çıkarılan sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Artık siman miktarı; izolasyon yöntemi, siman çeşidi ve temizlenen yüzey değişkenlerinden etkilenmiştir.

2. En etkili izolasyon yöntemi rubberdam için bulunmuştur. Bunu teflon bant ve sondla temizleme takip etmiştir.

3. Teflon bant ve rubber dam izolasyon yöntemlerinin her ikisi de artık siman miktarını anlamlı oranda azaltmıştır. Bununla birlikte sondla temizleme, teflon bant ve rubber dam izolasyon yöntemlerinden hiç birinin kron-abutment kompleksi ve dişeti çevresinde kalan artık simanı tamamen uzaklaştırmadığı saptanmıştır.

4. Diş eti yüzeyi dışında her üç artık siman uzaklaştırma yöntemi için en yüksek artık siman değeri polikarboksilat siman için saptanmıştır. Bunu rubber dam için rezin siman ve geçici implant simanı, teflon bant için ise premier rezin simanı ve rezin siman takip etmiştir. Bu nedenle kullanılacak siman materyaline göre izolasyon yönteminin seçilmesi uygundur.

5. Temizlenen yüzeyler arasında en çok artık siman miktarının olduğu yüzey distal, en az artık siman miktarının olduğu yüzey ise diş etinin restorasyona bakan oklüzal yüzeyinde bulunmuştur. Bu nedenle klinisyenler, siman kalıntılarını en aza indirmek amacıyla abutment marjininin dikey konumunu dikkatlice tasarlamayı düşünmelidir.

Ayrıca mesial ve distal yüzeyler için simantasyon sırasında diş ipi kullanılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

6. İmplant üstü restorasyonun simantasyonundan önce abutmentin mukozaya bakan yüzeyi üzerine izolasyon materyalinin uygulanması, artık siman miktarını önemli ölçüde azaltabilir.

7. İmplant restorasyonlarında siman kalıntılarını en aza indirmek için izolasyon yöntemleri dışında kişiye özel bir abutment ve estetiğin önemsiz olduğu bölgelerde marjinlerin supragingival olarak tasarlanması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Todd Taylor, Jeffrey Agar, and Tereza Vogiatzi,. *Implant prosthodontics: current perspective and future directions*. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2000. **15**(1): p. 66-75.
2. Murat Kurt, Tolga Külünk, Çağrı Ural, Şafak Külünk., *The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations*. Journal of Oral Implantology, 2013. **39**(1): p. 44-51.
3. James Hermann, Lawrence David,. *Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible*. Journal of Periodontology, 1997. **68**(11): p. 1117-1130.
4. Haldun Iplikcioglu and Kıvanç Akça, *Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone*. Journal of Oral Dentistry, 2002. **30**(1): p. 41-46.
5. Richard J. Lazzara and Stephan S. Porter, *Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels*. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2006. **26**(1): p. 9-17.
6. Jae-Hoon Lee, Val Frias, Keun-Woo Lee, Robert F.Wright., *Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2005. **94**(4): p. 377-381.
7. Franck Renouard and David Nisand. *Impact of implant length and diameter on survival rates*. Clinic Oral Implants Research, 2006. **17** (2): p. 35-51.
8. David E. Steflik, Ralph V. McKinney, Allen L. Sisk, David L. Koth, Baldev B. Singh, Gregory R. Parr,. *Ultrastructural investigations of the bone and fibrous connective tissue interface with endosteal dental implants*. Scanning Microsc, 1990. **4**(4): p. 1039-1047; discussion on 1047-1048.
9. Wittneben, Julia-Gabriela; Millen, Christopher; Brägger, Urs,. *Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review*. International Journal of Oral Maxillofac Implants, 2014. **(29)**: p. 84-98.
10. Maher Chaar, William Att and Jeniffer Strub, *Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review*. Journal of Oral Rehabilitation, 2011. **38**(9): p. 697-711.
11. Gapski Ricardo, Neugeboren Neil, Pomeranz Alan,. Reissner Marcus,. *Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2008. **23**(5) p. 943-946.
12. Tomas Linkevicius, Algirdas Puisys, Egle Vindasiute, Laura Linkeviciene, Peteris Apse,. *Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(11): p. 1179-1184.
13. Nathalie Pauletto, Brian J. Lahiffe, Joanne N. Walton,. *Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1999. **14**(6): p. 865-868.

14. Thomas G. Wilson Jr., *The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study*. Journal of Periodontology, 2009. **80**(9): p. 1388-1392.
15. Herman B. Dumbriague, Azhaar A. Abanomi, Linda L. Cheng., *Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2002. **87**(1): p. 112-114.
16. Timothy A. Hess., *A technique to eliminate subgingival cement adhesion to implant abutments by using polytetrafluoroethylene tape*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2014. **112**(2): p. 365-368.
17. Tomas Linkevicius, Egle Vindasiute, Algirdas Puisys, Vytaute Peculiene., *The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations*. Clinical Oral Implants Research, 2011. **22**(12): p. 1379-1384.
18. Steven Present, and Robert A. Levine, *Techniques to control or avoid cement around implant-retained restorations*. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 2013. **34**(6): p. 432-437.
19. Egle Vindasiute, Algirdas Puisys, Natalja Maslova, Laura Linkeviciene, Vytaute Peculiene, Tomas Linkevicius., *Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2015. **17**(4): p. 771-778.
20. Wadhwani, Chandur; Piñeyro, Alfonso; Hess, Timothy; Zhang, Hai; Chung, Kwok-Hung., *Effect of implant abutment modification on the extrusion of excess cement at the crown-abutment margin for cement-retained implant restorations*. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2011. **26**(6): p. 1241-1246.
21. Winston L. Chee, Jesse Duncan, Manijeh Afshar, Alireza Moshaverinia., *Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2013. **109**(4): p. 216-221.
22. Santosa, Robert E.; Martin, William; Morton, Dean., *Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported restoration: an in vitro study*. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2010. **25**(6): p. 1145-1152.
23. Wadhwani, Chandur; Hess, Timothy; Piñeyro, Alfonso; Opler, Richard; Kwok-Hung Chung., *Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey*. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2012. **27**(4): p. 859-864.
24. Chandur Wadhwani, Sabine Goodwin, Kwok-Hung Chung., *Cementing an Implant Crown: A Novel Measurement System Using Computational Fluid Dynamics Approach*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2016. **18**(1): p. 97-106.
25. Guillermo Galván, John C. Kois, Yada Chaiyabutr, Dean Kois., *Cemented implant restoration: A technique for minimizing adverse biologic consequences*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2015. **114**(4): p. 482-485.
26. Ju-Hyoung Lee, In-Sook Park, Dong-Seok Sohn., *A digital approach to fabricating an abutment replica to control cement volume in a cement-retained implant prosthesis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **116**(1): p. 25-28.

27. Mohammad M. Rayyan, Hiba A. Makarem., *A modified technique for preventing excess cement around implant supported restoration margins*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **116**(6): p. 840-842.
28. Chi-Won Seo, Jae-Min Seo., *A technique for minimizing subgingival residual cement by using rubber dam for cement-retained implant crowns*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2017. **117**(2): p. 327-328.
29. Jae-Hyun Lee, Sung-Eun Yang, Jungwon Lee, Su-Young Lee., *Influence of Luting Materials and Methods and the Restoration Surface on the Amount of Cement Remnants in Implant Restorations*. Journal of Oral Implantology, 2019. **45**(4): p. 301-307.
30. Hasan Güngör., *Investigation of the Effect of Different Surface Processes on the Bonding Strength of Dental Implant Abutment*. 2010 p. 20-100.
31. Hubertus Spiekermann., *Implantology*. 1995. p. 5-15.
32. Keith J. Ferro, Steven M. Morgano., *The glossary of prosthodontic terms*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2005. **94**(1): p. 10-92.
33. Markus Ring., *A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 1995. **16**(10): p. 1060, 1062, 1064.
34. Leonard Linkow and Jeffrey Dorfman, *Implantology in dentistry. A brief historical perspective*. The New York State Dental Journal, 1991. **57**(6): p. 31-35.
35. Simon Harel, Yanase Roy., *Terminology for implant prostheses*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2004. **91**(3): p. 273-274.
36. American Dental Association., *ADA Survey Reveals Increase in Dental Implants Over Five-Year Period*, Vol. 2007. Chicago: ADA, 2002 p. 15-20.
37. Christina Darle., *Honoring a pioneer*. The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2003. **23**(4): p. 311-311.
38. Per-Ingvar Branemark., *Vital microscopy of bone marrow in rabbit*. Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation, 1959. **11** (38): p. 1-82.
39. R. Adell, B. O. Hansson, P. I. Brånemark and U. Breine., *Intra-osseous anchorage of dental prostheses*. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 1970. **4**(1): p. 19-34.
40. P. I. Brånemark., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 1977. **16**(1) p. 18-22.
41. P. I. Brånemark., *Introduction to osseointegration*. Tissue-Integrated Prostheses, 1985: p. 11-76.
42. Gary W. Coatoam, Angelo Mariotti., *Immediate placement of anatomically shaped dental implants*. Journal of Oral Implantology, 2000. **26**(3): p. 170-176.
43. Richard M. Sullivan., *Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective*. Journal California Dental Association, 2001. **29**(11): p. 737-745.
44. Schroeder A, Pohler O, Sutter F., *Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer*. Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue Mensuelle Suisse D'odontostomatologie, 1976. **86**(7): p. 713.
45. André Schroeder, Eugen van der Zypen, Hermann Stich, Franz Sutter., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. Journal of Maxillofacial Surgery, 1981. **9**: p. 15-25.

46. R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, P.-I. Brånemark., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International Journal of Oral Surgery, 1981. **10**(6): p. 387-416.
47. Henny J.A. Meijer, Rutger H.K. Batenburg, Gerry M. Raghoobar, Arjan Vissink., *Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study*. Journal of Clinical Periodontology, 2009. **36**(9): p. 799-806.
48. Carl E. Misch, Francine Misch-Dietsh, Jennifer Silc, Eliane Barboza, Louis J. Cianciola, Christopher Kazor., *Posterior implant single-tooth replacement and status of adjacent teeth during a 10-year period: a retrospective report*. Journal of Periodontology, 2008. **79**(12): p. 2378-2382.
49. Goran I. Benic, German O. Gallucci, Muizzaddin Mokti, Christoph H. F. Hämmerle, Hans-Peter Weber, Ronald E. Jung., *Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study*. Journal of Clinical Periodontology, 2013. **40**(11): p. 1052-1061.
50. Charles A. Babbush, Jack A. Hahn, Jack T. Krauser, Joel L. Rosenlicht., *Dental Implants-E-Book: The Art and Science*. 2010: Elsevier Health Sciences p. 1-30.
51. Frank J.J. van Velzen, Ronen Ofec, Engelbert A.J.M. Schulten, Christiaan M. ten Bruggenkate., *10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients*. Clinical Oral Implants Research, 2015. **26**(10): p. 1121-1128.
52. M. Clementini, A. Morlupi, L. Canullo, C. Agrestini, A. Barlattani., *Success rate of dental implants inserted in horizontal and vertical guided bone regenerated areas: a systematic review*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2012. **41**(7): p. 847-852.
53. Simonis, P., T. Dufour, and H. Tenenbaum, *Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants*. Clinic Oral Implants Research, 2010. **21**(7): p. 772-7.
54. Moraschini, V., et al., *Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review*. International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 2015. **44**(3): p. 377-88.
55. Luigi Canullo, Roberto Cocchetto, Fabio Marinotti, David Peñarrocha Oltra, María Peñarrocha Diago, Ignazio Loi., *Clinical evaluation of an improved cementation technique for implant-supported restorations: a randomized controlled trial*. Clinical Oral Implants Research, 2016. **27**(12): p. 1492-1499.
56. Takuma Tsuge, and Yoshiyuki Hagiwara, *Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants*. Dental Materials Journal, 2009. **28**(4): p. 373-381.
57. Marchetti Enrico, Ratta Stefano, Mummolo Stefano, Tecco Simona, Pecci Raffaella, Bedini Rossella, Marzo Giuseppe., *Comparison of implant - abutment breaking values*. 2014. p. 613-618.
58. Thomas W. Oates, Guy Huynh-Ba., *Diabetes effects on dental implant survival*. in *Forum implantologicum*. 2012. HHS Public Access **8**(2): p. 7-14.
59. Carl F. Driscoll, Martin A. Freilich, Albert D. Guckes, Kent L. Knoernschild and Thomas J. McGarry, Members, Glossary of Prosthodontic Terms Committee: *The*

- glossary of prosthodontic terms*. Journal of Oral Prosthetic Dentistry, 2017. **117**(1): p. 1-105.
60. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, Junhei Fujimoto, *Contemporary Fixed Prosthodontics*, ; Mosby. 2006, Elsevier p. 169-401.
 61. Paul P. Sinon., *Implants and components: entering the new millennium*. Int Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2000. **15**: p. 76-94.
 62. Sina Safari, Fereshteh Hosseini Ghavam, Parviz Amini and Kaveh Yaghmaei., *Effects of abutment diameter, luting agent type, and re-cementation on the retention of implant-supported CAD/CAM metal copings over short abutments*. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2018. **10**(1): p. 1.
 63. Kappel, Stefanie; Chepura, Taras; Schmitter, Marc; Rammelsberg, Peter; Rues, Stefan., *Effects of Cement, Abutment Surface Pretreatment, and Artificial Aging on the Force Required to Detach Cantilever Fixed Dental Prostheses from Dental Implants*. International Journal of Prosthodontics, 2017. **30**(6): p.545-552.
 64. Carvalho, Valessa F., Soares, Priscilla B. F., Verissimo, Crisnicaw; Pessoa, Roberto S.; Versluis, Antheunis; Soares, Carlos J., *Mouthguard Biomechanics for Protecting Dental Implants from Impact: Experimental and Finite Element Impact Analysis*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2018. **33**(2): p.335-343.
 65. Parithimar Kalaignan, Jaya Shree Mohan, and Arun Jayakumar., *Assessment of oral health-related quality of life for complex mandibular defects rehabilitated with computer-guided implant restoration*. Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry, 2018. **8**(3): p. 277.
 66. Carlos-Eduardo Datte, João-Paulo-Mendes Tribst, Amanda-Maria-de Oliveira Dal Piva, Renato-Sussumu Nishioka, Marco-Antonio Bottino, Alexandre-Duarte M. Evangelhista, Fabrício M de M. Monteiro, and Alexandre-Luiz-Souto Borges., *Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants*. Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 2018. **10**(5): p. 439-444.
 67. Hong-Chang Lai, Zhi-Yong Zhang, Feng Wang, Long-Fei Zhuang, Xin Liu, Yi-Ping Pu., *Evaluation of soft-tissue alteration around implant-supported single-tooth restoration in the anterior maxilla: the pink esthetic score*. Clinical Oral Implants Research, 2008. **19**(6): p. 560-564.
 68. Balcı, Berna., *Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi/The evaluation of the fracture strenght of different esthetic abutment after cyclic fatigue loading*. 2015. p. 10-90.
 69. Zübeyde Özlem Zeren., *Analyzing the stresses on different diameters of titanium, zirconium and titanium-zirconium alloy implants and supported bone tissues BY three dimensional finite element analysis method*. 2016. p. 9-40.
 70. Hasan Güngör, Bilal Holoğlu, and Zeynep Yeşil Duymuş, *Diş Hekeimlerinin Dental İmplant Planlamasında Kullanılan Radyografi Teknikleri Konusundaki Tercihlerinin Değerlendirilmesi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. **2008**(2): p. 60-65.
 71. Onur Şahin, Derya Özdemir Doğan, and Zübeyde Akın Polat., *Farklı Laboratuvarlarca Dökümü Yapılmış Tek Parça Döküm Parsiyel Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımların Sitotoksosite Yönünden Değerlendirilmesi*. Cumhuriyet Dental Journal, 2011. **14**(2): p. 70-77.

72. Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers,., *Craig's restorative dental materials-e-book*. 2012: Elsevier Health Sciences. p. 29-99.
73. J. C. Wataha, R. G. Craig, C. T. Hanks, *The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium*. Journal of dental research, 1991. **70**(6): p. 1014-1018.
74. J. C. Wataha., *Alloys for prosthodontic restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 2002. **87**(4): p. 351-363.
75. Michael McCracken., *Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys*. Journal of Prosthodontics, 1999. **8**(1): p. 40-43.
76. Donatella Duraccio, Federico Mussano and Maria Giulia Faga., *Biomaterials for dental implants: current and future trends*. Journal of Materials Science, 2015. **50**(14): p. 4779-4812.
77. Mauno Könönen, Juha Rintanen, Waltimo, Pentti Kempainen., *Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1995. **73**(1): p. 4-7.
78. Paul Schweitzer,., *Corrosion Engineering Handbook*, -3 Volume Set. 1996: p.23-43.
79. Reham B. Osman and Micheal V. Swain., *A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia*. Materials, 2015. **8**(3): p. 932-958.
80. C. N. Elias, Lima, R. Valiev and M. Meyers., *Biomedical applications of titanium and its alloys*. The Journal of The Minerals, Metals, 2008. **60**(3): p. 46-49.
81. Samuel G. Steinemann., *Titanium-the material of choice?* Periodontology 2000, 1998. **17**(1): p. 7-21.
82. American Dental Association Council on Scientific Affairs., *Titanium applications in dentistry*. The Journal of the American Dental Association, 2003. **134**(3): p. 347-349.
83. Marina Andreiotelli, Hans J. Wenz, Ralf-Joachim Kohal., *Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review*. Clinical Oral Implants Research, 2009. **20**: p. 32-47.
84. Marina Andreiotelli, Hans J. Wenz, Ralf-Joachim Kohal., *Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release*. Acta Biomaterialia, 2007. **3**(3): p. 331-339.
85. Spiros Zinelis., *Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2000. **84**(5): p. 575-582.
86. Lautenschlager, E.P. and Monaghan P.,. *Titanium and titanium alloys as dental materials*. International Dental Journal, 1993. **43**(3): p. 245-253.
87. Katrin Döring, Eduard Eisenmann, Michael Stiller., *Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance*. Journal of Oral Implantology, 2004. **30**(3): p. 198-209.
88. Gizem Nur Bağrıvatan, Altuğ Çilingir, Gülsen Bayraktar., *Estetik İmplant Dayanaklar Esthetic Implant Abutments*. Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2015; **36**(2): p. 60-66.
89. Ulf Lekholm, Johan Gunne, Patrick Henry, Kenji Higuchi, Ulf Lindén, Christina Bergström, Daniel van Steenberghe., *Survival of the Brånemark implant in*

- partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1999. **14**(5): p. 639-645.
90. Nevin Büyükakyüz, Nevin Büyükakyüz, Murat Öztürk., *Oral İmplatolojide Estetik Problemlerin Sert ve Yumuşak Doku Greftleriyle Çözülmesi*. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry. **46**(2): p. 74-82.
 91. Joachim S. Hermann, David L. Cochran, Joachim S. Hermann, Daniel Buser, Robert K. Schenk, John D. Schoolfield., *Biologic Width around one-and two-piece titanium implants: A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible*. Clinical Oral Implants Research, 2001. **12**(6): p. 559-571.
 92. Zembic Anja, Sunjai Kim, Zwahlen, Marcel, Kelly, J. Robert., *Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2014. **29**(18). p.99-116.
 93. Stefan Holst, Markus B.Blatz, Ernst Hegenbarth, Manfred Wichmann, Stephan Eitner., *Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2005. **63**(9): p. 89-96.
 94. F. Butz, G. Heydecke, M. Okutan, J. R. Strub., *Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation*. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**(11): p. 838-843.
 95. Henriksson, Kristina; Jemt, Torsten., *Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study*. International Journal of Prosthodontics, 2003. **16**(6). p. 626-630.
 96. Canullo Luigi., *Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations*. International Journal of Prosthodontics, 2007. **20**(5). p. p489-493.
 97. Heydecke Guido, Sierralta Marianella, Razzoog Michael E., *Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases*. International Journal of Prosthodontics, 2002. **15**(5): p. 488-493
 98. C. Piconia, G. Maccaurob., *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
 99. Isabelle Denrya J. Robert Kelly., *State of the art of zirconia for dental applications*. Dental materials, 2008. **24**(3): p. 299-307.
 100. Paolo Francesco Manicone, Pierfrancesco Rossi Iommetti, Luca Raffaelli., *An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications*. Journal of Dentistry, 2007. **35**(11): p. 819-826.
 101. Mehmet Mustafa Özarslan., *Zirkonyum kor yapıların kısa implant dayanakları üzerine simantasyonunda kullanılan farklı yapıştırma simanlarının ve yüzey işleminin tutuculuğa etkisinin incelenmesi*. 2010, SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü. p. 30-70.
 102. Richard H. J. Hannink, Patrick M. Kelly, Barry C. Muddle, *Transformation toughening in zirconia-containing ceramics*. Journal of the American Ceramic Society, 2000. **83**(3): p. 461-487.
 103. B. Al-Amleh, K. Lyons, and M. Swain, *Clinical trials in zirconia: a systematic review*. Journal of oral rehabilitation, 2010. **37**(8): p. 641-652.

104. Muhammet Emin Aksan, Saadet Atsü, Ali Can Bulut., *İmplant ve Protez Bağlantısında Sonlu Eleman Analiz Yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2018. **28**(1). p. 91-97
105. Rimondini Lia, Cerroni Loredana, Carrassi Antonio, Torriceni Paola., *Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2002. **17**(6): p. 793-798.
106. Merve Bankoğlu Güngör, Cemal Aydın, Handan Yılmaz, Esma Başak Gül., *An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases*. Journal of Oral Implantology, 2014. **40**(4): p. 485-494.
107. Jérôme Chevalier, Laurent Gremillard, and Sylvain Deville., *Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants*. Annual Review of Materials Research. 2007. **37**: p. 1-32.
108. Arnold Watkin, and Robert B. Kerstein, *Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments*. Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995), 2008. **29**(4): p. 238-240, 242.
109. Kaan Yerliyurt., *Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları*. Kocatepe Tıp Dergisi. 2014. **15**(2): p. 202-206.
110. Murat Yildirim, Horst Fischer, Rudolf Marx, Daniel Edelhoff., *In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2003. **90**(4): p. 325-331.
111. Kadir Firidinoğlu, Suna Toksavul, and Muhittin Toman, *İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergi, 2007. **28**: p. 145-150.
112. Michael Behr, M. Rosentritt, R. Lang, G. Handel, *Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study*. Clinical Oral Implants Research, 2001. **12**(2): p. 174-178.
113. Eduardo Aloisio Fleck Neumann, Cristina Cunha Villar, Fabiana Mantovani Gomes França., *Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone*. Brazilian Oral Research, 2014. **28**(1): p. 1-5.
114. Steven M. Kurtz, John N. Devinec., *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. Biomaterials, 2007. **28**(32): p. 4845-4869.
115. Edwin Sever Bechir, Anamaria Bechir, Cherana Gioga, Roxana Manu, Alexandru Burcea, Ionela Teodora Dascalu., *The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology*. Materiale Plastice, 2016. **53**(3): p. 394-398.
116. Julietta V. Rau, Iulian Antoniac, Giuseppe Cama, Vladimir S. Komlev, and Antonio Ravaglioli., *Bioactive materials for bone tissue engineering*. 2016, Hindawi. p. 1-3.
117. Konrad H. Meyenberg, Heinz Lüthy, and Peter Scharer., *Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 1995. **7**(2): p. 73-80.
118. Karen B. Sagomonyants, Marcus L. Jarman-Smith, John N. Devine, Michael S. Aronowc, Gloria A. Gronowicza., *The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium*. Biomaterials, 2008. **29**(11): p. 1563-1572.

119. Bogna Stawarczyk, Florian Beuer, Timea Wimmer, Dirk Jahn, Beatrice Sener, Malgorzata Roos, Patrick R. Schmidlin,. *Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?* Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2013. **101**(7): p. 1209-1216.
120. Carl E. Misch., *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. 2004: Elsevier Health Sciences. p. 20-227.
121. Yoshinobu Maeda, T. Satoh, and M. Sogo, *In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication*. Journal of oral rehabilitation, 2006. **33**(1): p. 75-78.
122. Pita, Murillo Sucena, Anchieta, Rodolfo Bruniera, Barão, Valentim Adelino Ricardo, Garcia, Idelmo Rangel Pedrazzi, Vinicius Assunção, Wirley Gonçalves., *Prosthetic platforms in implant dentistry*. Journal of Craniofacial Surgery, 2011. **22**(6): p. 2327-2331.
123. Lars Steinebrunner, Stefan Wolfart, Klaus Ludwig, Matthias Kern., *Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants*. Clinical Oral Implants Research, 2008. **19**(12): p. 1276-1284.
124. Ghada Alsaadi, Marc Quirynen, Arnošt Komárek, Daniel Van Steenberghe., et al., *Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants*. Journal of Clinical Periodontology, 2008. **35**(1): p. 51-57.
125. Orhun Ekren and Cem Kurtoğlu, *Dayanak-İmplant Birleşme Tipinin İmplant Destekli Sabit Restorasyonların Klinik Başarısına Etkisi Konusunda Bir Derleme*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2009. **2009**(2): p. 131-137.
126. Giovanni E. Salvi, and Niklaus P. Lang,. *Changing paradigms in implant dentistry*. Critical Reviews in Oral Biology and Medicine, 2001. **12**(3): p. 262-272.
127. Michael R. Norton., *An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design*. Clinical Oral Implants Research, 1997. **8**(4): p. 290-298.
128. Dinçer Bozkaya, Sinan Müftü., *Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants*. Journal of Biomechanics, 2005. **38**(1): p. 87-97.
129. Ji-Hye Lee, Dae-Gon Kim, Chan-Jin Park, Lee-Ra Cho., *Axial displacements in external and internal implant-abutment connection*. Clinical Oral Implants Research, 2014. **25**(2): p. e83-e89.
130. Peter R. Hunt, Judith L. Gartner, Frederic J. Norkin,. *Choice of a dental implant system*. Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2005. **26**(4): p. 239-240, 242, 245.
131. Sutter Franz, Weber Hans Peter, Sorensen John, Belser Urs., *The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering*. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 1993. **13**(5). p408-431.
132. George H. Nentwig., *The Ankylos implant system: concept and clinical application*. Journal of Oral Implantology, 2004. **30**(3): p. 171-177.
133. Dinçer Bozkaya, Sinan Müftü., *Mechanics of the tapered interference fit in dental implants*. Journal of Biomechanics, 2003. **36**(11): p. 1649-1658.
134. Sannino, Gianpaolo, Barlattani, Alberto,. *Mechanical evaluation of an implant-abutment self-locking taper connection: finite element analysis and experimental*

- tests. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2013. **28**(1). p. 17-26.
135. Merz, Beat R., Hunenbart Stephan, Belser Urs C., *Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2000. **15**(4). p. 519-526.
 136. Adriano Piattelli ,Antonio Scarano, Michele Paolantonio, Bartolomeo Assenza, Giulio Cesare Leghissa, Giovanni Di Bonaventura, Giovanni Catamo, Raffaele Piccolomini., *Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections*. *Journal of Periodontology*, 2001. **72**(9): p. 1146-1150.
 137. Chih-Ling Chang, Chen-Sheng Chen, Ming-Lun Hsu., *Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2010. **25**(2). p. 295-304.
 138. Theofilos Koutouzis., *Crestal Bone Level Alterations in Implant Therapy*. *Implant Dentistry: A Rapidly Evolving Practice*, 2011: p. 379.
 139. Marí López, Jose Luis Calvo Guirado., *Implant platform switching concept: an updated review*. *Medicina Oral, Patologia Oral, Cirugia Bucal*, 2009. **14**(9): p. 450-454.
 140. Merin Mathew, Kamalakanth Shenoy, and K. S. Ravishankar., *Flexural strength of hydrogen plasma-treated polypropylene fiber-reinforced polymethyl methacrylate denture base material*. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 2018. **18**(3): p. 257.
 141. Carl E. Misch., *Prosthetic options in implant dentistry*, *Contemporary Implant Dentistry*. 1999. p. 67-72.
 142. Carl E. Misch., *Natural teeth adjacent to multiple implant sites: effect on diagnosis and treatment plan*. *Dental Implant Prosthetics*, 2005. p. 132.
 143. Michalakos Konstantinos X., Hirayama Hiroshi, Garefis Pavlos D., *Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2003. **18**(5). p. 719-728.
 144. Kenneth S. Hebel, Reena C.Gajjar., *Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997. **77**(1): p. 28-35.
 145. Whi Dong Kim, Zachary S Jacobson, and David Nathanson., *In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses*. *Implant Dentistry*, 1999. **8**(2): p. 141-151.
 146. Guichet, David L., Caputo Angelo A., Hyeonju Choi, Sorensen John A., *Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2000. **15**(2). p. 239-246.
 147. Wong Chee Yew., *Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?* *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1999. **14**(1): p. 137-141.
 148. Hidekazu Sekine, Yutaka Komiyama and Hak Hotta, *Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixturesupporting systems*. In van steeberghe D, editor: *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction*, Amsterdam, 1986. Excerpta Medica: p. 326-332.

149. Burton Langer, and Derek Sullivan, *Osseointegration: its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry. II*. The International Journal of Periodontics Restorative Dentistry, 1989. **9**(3): p. 165-184.
150. Riccardo Pietrabissa, Luca Gionso, Virginio Quaglini, Elena Di Martino, Massimo Simion., *An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses*. Clinical Oral Implants Research, 2000. **11**(5): p. 448-457.
151. Herbert T. Shillingburg., *Sabit protezin temelleri*. 2010: Quintessence Yayıncılık. p. 56-78.
152. Gordon J. Christensen., *The use of porcelain-fused-to-metal restorations in current dental practice: a survey*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1986. **56**(1): p. 1-3.
153. David G. Iocche, Aurelia Caputo, and John R. Matyas., *Effect of metal surface treatment on ceramic bond strength*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1986. **55**(2): p. 186-188.
154. De Backer Hein, Van Maele Georges, De Moor Nathalie, Van den Berghe Linda, De Boever Jan., *An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts*. International Journal of Prosthodontics, 2006. **19**(2). p. 136-141.
155. Nääpänkangas Ritva and Raustia Aune, *Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study*. International Journal of Prosthodontics, 2008. **21**(4). p. 307-311.
156. Walton Terry R., *A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns*. International Journal of Prosthodontics, 1999. **12**(6). p. 519-526.
157. German O. Gallucci, Linda Grütter, Rabah Nedir, Mark Bischof, Urs C. Belser., *Esthetic outcomes with porcelain-fused-to-ceramic and all-ceramic single-implant crowns: a randomized clinical trial*. Clinical Oral Implants Research, 2011. **22**(1): p. 62-69.
158. Michael H. Walter, Burkhard H. Wolf, Anette E. Wolf, Klaus W. Boening., *Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores*. International Journal of Prosthodontics, 2006. **19**(2). p. 162-163.
159. Zitzmann, Nicola U.; Galindo, Martha L.; Hagmann, Edgar; Marinello, Carlo P., *Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions*. International Journal of Prosthodontics, 2007. **20**(3). p. 239-241.
160. Bieniek, K. W. and R. Marx, *The mechanical loading capacity of new all-ceramic crown and bridge materials*. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie= Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia, 1994. **104**(3): p. 284-289.
161. Joachim Tinschert, Gerd Natt, Walter Mautsch, Michael Augthun, Hubertus Spiekermann., *Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study*. International Journal of Prosthodontics, 2001. **14**(3). p. 231-238.
162. Kenneth J. Anusavice, Chiayi Shen, H. Ralph Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2012: Elsevier Health Sciences p. 3-111.
163. A. Şahin Zaimoğlu., *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, 1993. p. 515.
164. John J. Manappallil., *Basic dental materials*. 2015: p. 3-61.

165. Robert W. Naylor,. *Introduction to Metal-Ceramic Technology*, 2009. Quintessence Publishing. p.264-270.
166. Herbert T. Shillingburg,. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 1997: Quintessence Publishing Company. p. 194.
167. Leo Werner Suffert and D. Luke Mahler, *Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics*. The Journal of the American Dental Association, 1955. **50**(1): p. 1-6.
168. Kenneth J. Anusavice and Robert Phillips, *Science of dental materials*. St Louis: WB Saunders, 2003. p. 482.
169. Y. Kokubo, C. Ohkubo, M. Tsumita, A. Miyashita, P. Vult Von Steyern, S. Fukushima,. *Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns*. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**(7): p. 526-530.
170. Jay McLean,. *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. British Dental Journal, 1971. **131**: p. 107-111.
171. Andreas Bindl, and Werner Mörmann, *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations*. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**(6): p. 441-447.
172. Erhan Akın,. *Diş Hekimliğinde Porselen*, 2. Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1983. p.1-8.
173. Jay McLean,. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II*. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics, 1980: p. 51-53.
174. Ayça Açıkalin, Ecmel Nadir Budak, Yurdanur Uçar,. *Geleneksel döküm ve kopya milleme yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011. **28**(3): p. 169-176.
175. Anatoly Kovalev, Dmitry Wainstein,. *Selective laser sintering of steel powders to obtain products based on SAPR-models*. Metallurgist, 2000. **44**(4): p. 206.
176. Perrine Ciraud,. *Verfahren und Vorrichtung zur Herstellung beliebiger Gegenstände aus beliebigem schmelzbarem Material*. German Patent Application DE, 1973. p. 5-21.
177. Carl Deckard,. *Method and apparatus for producing parts by selective sintering*. 1989, Google Patents. p. 3-15.
178. M. Shellabear, O. Nyrrhilä,. *DMLS-Development history and state of the art*. Laser Assisted Netshape Engineering 4, 2004: p. 21-24.
179. Edson Costa Santosa, Masanari Shiomia, Kozo Osakadaa, Tahar Laouib,. *Rapid manufacturing of metal components by laser forming*. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2006. **46**(12-13): p. 1459-1468.
180. Joseph J. Beaman, Joel W. Barlow, David L. Bourell, Richard H. Crawford, Harris L. Marcus, Kevin P. McAlea,. *Solid freeform fabrication: a new direction in manufacturing*. Kluwer Academic Publishers, Norwell, MA, 1997. **2061**: p. 25-49.
181. Gideon N. Levya, Ralf Schindel, J. P. Kruth,. *Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives*. CIRP Annals, 2003. **52**(2): p. 589-609.
182. Bjarni E. Pjetursson, Urs Brägger, Niklaus P. Lang, Marcel Zwahlen,. *Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs)*. Clinical Oral Implants Research, 2007. **18**(3): p. 97-113.

183. Ana M. Diaz-Arnold, Marcos A. Vargas, Debra R. Haselton,. *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. **81**(2): p. 135-141.
184. Yılmaz, C.B. and N. Yanıkoglu, *Farklı Post Sistemlerinin Tutuculuğunda Yapıştırma Simanlarının Etkisinin İncelenmesi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. **30**(2): p. 267-273.
185. McKenna, J.E., et al., *The effect of variability in the powder/liquid ratio on the strength of zinc phosphate cement*. International journal of dentistry, 2011. **2011**.
186. Hakan Gür, T. Tarı, *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron-Köprü Protezi Programı*. 2010. p. 2-30.
187. E. Nayır, , *Dişhekimliği maddeler bilgisi*. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 1999. p. 120-150.
188. Larry C. Breeding, M., Donna L. Dixon, W. Frank Caughman., *The curing potential of light-activated composite resin luting agents*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1991. **65**(4): p. 512-518.
189. Musa Kamacı., *Dental yapıştırma simanların antimikrobiyal özellikleri*. 2011, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. p. 5-45.
190. William J. O'Brien., *Dental materials and their selection*, Quintessence Yayıncılık, 2002. p. 114-134.
191. David C. Smith., *Composition and characteristics of dental cements*. Biocompatibility of Dental Materials, 1982. p. 143-200.
192. Angus Walls, A., *Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review*. Journal of Dentistry, 1986. **14**(6): p. 231-246.
193. Allen Wilson., *A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement*. British Dental Journal, 1972. **132**: p. 133-135.
194. Allen Wilson., *Glass-ionomer cement origins, development and future*. Clinical Materials, 1991. **7**(4): p. 275-282.
195. A. Lin, N. McIntyre, and R. Davidson,. *Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin*. Journal of Dental Research, 1992. **71**(11): p. 1836-1841.
196. B. Chadwick, and D. Evans,. *Restoration of class II cavities in primary molar teeth with conventional and resin modified glass ionomer cements: a systematic review of the literature*. European Archives of Paediatric Dentistry, 2007. **8**(1): p. 14-21.
197. Zeynep Yalçınkaya Erdemci, S. Burçak Çehreli, R. Ebru Tirali., *Hall versus conventional stainless steel crown techniques: in vitro investigation of marginal fit and microleakage using three different luting agents*. Pediatric Dentistry, 2014. **36**(4): p. 286-290.
198. Janir Alves Soares, Manoel Brito-Júnior, Dimitri Ribas Fonseca, Anielo Faleiro Melo, Suelleng Maria Cunha Santos, Nadia Del Carmen Soto Sotomayor, Neilor Mateus Antunes Braga, André Luis Faria e Silva., *Influence of luting agents on time required for cast post removal by ultrasound: an in vitro study*. Journal of applied oral science, 2009. **17**(3): p. 145-149.
199. Joel H. Berg., *Glass ionomer cements*. Pediatric Dentistry, 2002. **24**(5): p. 430-438.
200. Helena Forss., *Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions*. Journal of Dental Research, 1993. **72**(8): p. 1257-1262.

201. Sharanbir K. Sidhu., *Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations*. Dental Materials, 2010. **26**(1): p. 7-12.
202. Angel Alvarez-Arenal¹, Ignacio Gonzalez-Gonzalez, Hector deLlanos-Lanchares, Aritza Brizuela-Velasco, Joseba Ellacuria-Echebarria., *The selection criteria of temporary or permanent luting agents in implant-supported prostheses: In vitro study*. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2016. **8**(2): p. 144.
203. Pascal Magne, and Urs C. Belser., *Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis*. The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2002. **22**(5).
204. Serdar Polat, Fatma Cebe, Alirıza Tunçdemir, Caner Öztürk, Aslıhan Üşümez., *Evaluation of the bond strength between aged composite cores and luting agent*. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2015. **7**(2): p. 108.
205. Markus B. Blatz, Avishani Sadan, Matthias Kern., *Resin-ceramic bonding: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **89**(3): p. 268-274.
206. I. Krejci, R. Boretti, P. Giezenanner, F. Lutz., *Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC: clinical and laboratory procedures*. Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD, 1998. **10**(4): p. 487-498,500.
207. Altay Uludamar, Buket Akalin, and Yasemin Kulak, *Surface preparations of zirconia based full ceramic restorations before cementation*. Cumhuriyet Dental Journal, 2011. **14**(2): p. 140-53.
208. Edward P. Allen, Preston D. Miller Jr., *Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2003. **90**(1): p. 50-80.
209. Altay Uludamar, *Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi*. 2007, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. p. 140 - 153.
210. Adeola Ogunyinka., *The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces*. Journal of oral rehabilitation, 2000. **27**(5): p. 403-406.
211. Sita Ramaraju, Rama Krishna Alla, Venkata Ramaraju Alluri, Raju Mavk., *A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry*. American Journal of Materials Science and Engineering, 2014. **2**(3): p. 28-35.
212. Siegwad Heintze., *Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents*. Dental Materials, 2010. **26**(3): p. 193-206.
213. Fernando Mesta., *Degradation of luting cements measured in vitro*. Journal of Dental Research, 1982. **61**(5): p. 665-672.
214. Azza Al-Ani, Vincent Bennani, Nicholas P. Chandler, Karl M. Lyons And W. Murray Thomson., *New Zealand dentists' use of gingival retraction techniques for fixed prosthodontics and implants*. New Zealand Journal of Dentistry 2010. **106**(3): p. 92-96.
215. Vincent Bennani, Donald Schwass, Nicholas Chandler., *Gingival retraction techniques for implants versus teeth: current status*. The Journal of the American Dental Association, 2008. **139**(10): p. 1354-1363.

216. Cimara Fortes Ferreira, Mohamed Shafter, Vinay Jain, Russel Anthony Wicks, Erno Linder, Carlos Alberto da Silva Ledo., *Evaluation of Effectiveness of Cement Removal From Implant-Retained Crowns Using a Proposed "Circular Crisscross" Flossing Technique*. Journal of Oral Implantology, 2018. **44**(3): p. 177-183.
217. Noémie Staubli, Clemens Walter, Julia C. Schmidt, Roland Weiger, Nicola U. Zitzmann., *Excess cement and the risk of peri-implant disease—a systematic review*. Clinical Oral Implants Research, 2017. **28**(10): p. 1278-1290.
218. Feine, J., et al., *The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002*. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2002. **17**(4): p. 601-602.
219. M. Davis, O. John Rogers, E. Mark Packer, *The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1996. **11**(6). p. 767-774.
220. Nico H. J. Creugers, M. Cees Kreulen, Peter A. Snoek, Robert J. A. M. de Kanter., *A systematic review of single-tooth restorations supported by implants*. Journal of Dentistry, 2000. **28**(4): p. 209-217.
221. Klaus Gotfredsen., *A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech® implant: a pilot study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2004. **6**(1): p. 1-8.
222. Ana Paula Farina, Aloísio Oro Spazzin, Juliana Maria Costa Nuñez Pantoja, Rafael Leonardo Xediek Consani., *An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2012. **27**(4). p. 833–838.
223. Paulo Vicente Barbosa da Rocha, Mirella Aguiar Freitas, Tiagode Moraes Alves da Cunha., *Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2013. **109**(4): p. 264-268.
224. Marco Cicciu, Ennio Bramanti, Giada Matakacena, Eugenio Guglielmino, and Giacomo Risitano., *FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis*. International Journal of Clinical and Experimental Medicine, 2014. **7**(4): p. 817-825.
225. Guillermo Bernal, Mitsunobu Okamura, Carlos A. Muñoz., *The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations*. Journal of Prosthodontics, 2003. **12**(2): p. 111-115.
226. Lars Laurell, Dan Lundgren., *Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2011. **13**(1): p. 19-28.
227. Stefan Renvert, Marc Quirynen., *Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review*. Clinical Oral Implants Research, 2015. **26**(11): p. 15-44.
228. Björn Klinge, J. Meyle., *Peri-implant tissue destruction. The third EAO consensus conference 2012*. Clinical Oral Implants Research, 2012. **23**: p. 108-110.
229. Momen A. Atieh, Nabeel Alsabeeha, Clovis Mariano Faggion Jr., Warwick J. Duncan., *The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis*. Journal of Periodontology, 2013. **84**(11): p. 1586-1598.

230. Stefan Renvert, Ioannis Polyzois., *Risk indicators for peri-implant mucositis: a systematic literature review*. Journal of clinical periodontology, 2015. **42**(16): p. 172-186.
231. Michael Korsch, Bernt Peter Robra, and Winfried Walther, *Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue*. International Journal of Prosthodontics, 2015. **28**(1). p.11-18.
232. Ioannis K. Karoussis, Giovanni E. Salvi, Lisa Heitz-Mayfield, Urs Brägger, Christoph Hämmerle, Niklaus P. Lang., *Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System*. Clinical Oral Implants Research, 2003. **14**(3): p. 329-339.
233. John R. Agar, Stephen M. Cameron James C.Hughbanks, M. Harry Parker., *Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1997. **78**(1): p. 43-47.
234. Michael Behr, Anja Spitzer, Verena Preis, Dietmar Weng, Martin Gosau, Martin Rosentritt., *The extent of luting agent remnants on titanium and zirconia abutment analogs after scaling*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2014. **29**(5). p. 1185-1192.
235. N. Fernández Formoso, B. Rilo, M. Mora, I. Martínez Silva, A. Díaz Afonso., *Radiographic evaluation of marginal bone maintenance around tissue level implant and bone level implant: a randomised controlled trial. A 1-year follow-up*. Journal of Oral Rehabilitation, 2012. **39**(11): p. 830-837.
236. Trenton B. Johnson, Ben Siderits, Seth Nye, Yong-Hoon Jeong, Seung-Hee Han, In-Chul Rhyu, Jung-Suk Han, Toru Deguchi, F. Michael Beck, Do-Gyoon Kim., *Effect of guided bone regeneration on bone quality surrounding dental implants*. Journal of Biomechanics, 2018. **80**: p. 166-170.
237. John J.Wahle, Stanley L. Wendt, *Dentinal surface roughness: a comparison of tooth preparation techniques*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1993. **69**(2): p. 160-164.
238. Daniel Edelhoff, John A. Sorensen., *Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2002. **87**(5): p. 503-509.
239. Irena Sailer, Nikolay Alexandrovich Makarov, Daniel Stefan Thoma, Marcel Zwahlen, Bjarni Elvar Pjetursson., *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)*. Dental Materials, 2015. **31**(6): p. 603-623.
240. Emre Orhon Kuybulu, Deniz Gemalmaz, Kemal Naci Kose., *The use of all-ceramic restorations to splint periodontally compromised teeth: A clinical report*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005. **94**(6): p. 504-506.
241. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, *Contemporary fixed prosthodontics-e-book*. 2015: Elsevier Health Sciences. p. 443-736.
242. Youssef S. Al Jabbari, *Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature*. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2014. **6**(2): p. 138-145.
243. John C. Wataha., *Biocompatibility of dental casting alloys: a review*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2000. **83**(2): p. 223-234.

244. Stéphane Viennot, Francis Dalard, Michèle Lissac, Brigitte Grosgeat., *Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations*. European Journal of Oral Sciences, 2005. **113**(1): p. 90-95.
245. Viswanathan S. Saji, Han Cheol Choe., *Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2009. **19**(4): p. 785-790.
246. Egle Vindasiute, Algirdas Puisys, Natalja Maslova, Laura Linkeviciene, Vytaute Peciuliene, Tomas Linkevicius., *Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2015. **17**(4): p. 771-778.
247. Tomas Linkevicius, Egle Vindasiute, Algirdas Puisys, Laura Linkeviciene, Natalja Maslova, Alina Puriene., *The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study*. Clinical Oral Implants Research, 2013. **24**(1): p. 71-76.
248. Stefanie Kappel, Constantin Eiffler, Justo Lorenzo Bermejo, Thomas Stober, Peter Rammelsberg., *Undetected residual cement on standard or individualized all-ceramic abutments with cemented zirconia single crowns—a prospective randomized pilot trial*. Clinical Oral Implants Research, 2016. **27**(9): p. 1065-1071.
249. Nehal Almeahmadi, Ahmad Kutkut, Mohanad Al-Sabbagh, *What is the Best Available Luting Agent for Implant Prosthesis?* Dental Clinics, 2019. **63**(3): p. 531-545.
250. Sunyoung Ma, and Aaron Fenton, *Screw-versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications*. International Journal of Prosthodontics, 2015. **28**(2). p. 127-145.
251. M. Sad Chaar, Wael Att, and Jennifer Strub, *Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review*. Journal of Oral Rehabilitation, 2011. **38**(9): p. 697-711.
252. Johan P Woelber, Petra Ratka Krueger, Kirstin Vach, Eberhard Frisch., *Decementation Rates and the Peri-Implant Tissue Status of Implant-Supported Fixed Restorations Retained via Zinc Oxide Cement: A Retrospective 10–23-Year Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2016. **18**(5): p. 917-925.
253. Neal C. Raval, Chandur Peter Wadhwani, Sumita Jain, Richard P. Darveau., *The interaction of implant luting cements and oral bacteria linked to peri-implant disease: an in vitro analysis of planktonic and biofilm growth—a preliminary study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2015. **17**(6): p. 1029-1035.
254. Eberhard Frisch, Petra Ratka Krüger, Paul Weigl, Johan Woelber., *Extraoral cementation technique to minimize cement-associated Peri-implant marginal bone loss: can a thin layer of zinc oxide cement provide sufficient retention?* The International Journal Prosthodontic, 2016. **29**(4): p. 360-362.
255. Chandur Wadhwani, Timothy Hess, Thomas Faber, Alfonso Piñeyro, Curtis Chen., *A descriptive study of the radiographic density of implant restorative cements*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2010. **103**(5): p. 295-302.
256. Jason C. Marvin, Silvia I. Gallegos, Shaida Parsaei, Danieli C. Rodrigues., *In vitro evaluation of cell compatibility of dental cements used with titanium implant components*. Journal of Prosthodontics, 2019. **28**(2): p. 705-712.

257. Ernie Hill, and John Lott, *A clinically focused discussion of luting materials*. Australian Dental Journal, 2011. **56**(1): p. 67-76.
258. Michael Korsch, Silke Mareike Marten, Winfried Walther, Marius Vital, Dietmar H. Pieper, Andreas Dötsch,. *Impact of dental cement on the peri-implant biofilm-microbial comparison of two different cements in an in vivo observational study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2018. **20**(5): p. 806-813.
259. Funda Bayindir, M. Sami. Akyil, and Yusuf Ziya Bayindir, *Effect of eugenol and non-eugenol containing temporary cement on permanent cement retention and microhardness of cured composite resin*. Dental Materials Journal, 2003. **22**(4): p. 592-599.
260. Michael Behr, Martin Rosentritt, Hans Loher, Carola Kolbeck, Christina Trempler, Bastian Stemplinger, Vladim Kopzon, Gerhard Handel., *Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types*. Dental Materials, 2008. **24**(9): p. 1187-1193.
261. Ralph W. Philips and Kenneth Anusavice, *Philips' Science of Dental Materials (c.)*: Saunders Company. 2007. p. 150-239.
262. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, Bruce J. Crispin,. *Dental luting agents: A review of the current literature*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1998. **80**(3): p. 280-301.
263. Robert E. Going, John C. Mitchem,. *Cements for permanent luting: a summarizing review*. The Journal of the American Dental Association, 1975. **91**(1): p. 107-117.
264. Mona Wolfart, Stefan Wolfart and Kern Matthias,. *Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2006. **21**(4). p. 519-525.
265. Kıvanç Akca, Haldun İplikçioğlu and Murat C. Çehreli,. *Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2002. **17**(4). p. 536-542.
266. Chandur Wadhwani, Kwok Hung Chung,. *Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2015. **114**(5): p. 660-665.
267. Todd R. Schoenbaum, Richard G. Stevenson, and Alireza Moshaverinia,. *Single-Unit Cement-Retained Implant Restorations*. 2015. p. 1-7.
268. Osman Gökay,. *Maddeler bilgisi*. 2015. p. 1-6.
269. Marco Ferrari, Lorenzo Dalloca, Gerard Kugel, Eugenio Bertelli,. *An evaluation of the effect of the adhesive luting on microleakage of the IPS empress crowns*. Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD, 1994. **6**(4): p. 15-23.
270. Yu Hwa Pan, Ramp Lance C., Ching Kai Lin, Perng Ru Liu,. *Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2006. **21**(4). p. 587-592.
271. Shane N. White, Zhaokun Yu, Jeff Tom, Sumalee Sangsurasak,. *In vivo microleakage of luting cements for cast crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1994. **71**(4): p. 333-338.
272. P. Mojon, E. Hawbolt, M. Macentee,. *Early bond strength of luting cements to a precious alloy*. Journal of dental research, 1992. **71**(9): p. 1633-1639.
273. Shane N. White, Richard Furuichi, Sharon M. Kyomen,. *Microleakage through dentin after crown cementation*. Journal of Endodontics, 1995. **21**(1): p. 9-12.

274. Komal Ladha and Mahesh Verma, *Conventional and contemporary luting cements: an overview*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2010. **10**(2): p. 79-88.
275. Marvin Jensen, Jagdish N. Sheth, and David Tolliver,. *Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance*. Compendium (Newtown, Pa.), 1989. **10**(6): p. 336-338, 340.
276. Evan E. Roberts, Clifton W. Bailey, Deborah L. Ashcraft Olmscheid, Kraig S. Vandewalle,. *Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations*. Journal of Prosthodontics, 2018. **27**(7): p. 644-650.
277. Edward E. Hill,. *Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations*. Dental Clinics of North America, 2007. **51**(3): p. 643-658.
278. Thiago A.Pegoraro, Nelson da Silva, Ricardo M. Carvalho,. *Cements for use in esthetic dentistry*. Dental Clinics of North America, 2007. **51**(2): p. 453-471.
279. Christian Mehl, Habil Shurouk Ali, Shadi El Bahra, Sönke Harder, Habil Oliver Volirath, Matthias Kern,. *Is there a correlation between tensile strength and retrievability of cemented implant-retained crowns using artificial aging?* International Journal of Prosthodontics, 2016. **29**(1). p. 83-90.
280. Chandur Wadhwani, Thomas D. Faber,. *Residual excess cement detection*, in *Cementation in Dental Implantology*. 2015, Springer. p. 83-99.
281. M. Sancho Puchades, D. Cramer, M. Özcan, I. Sailer, R. E. Jung, C. Hämmerle, D. Thoma,. *The influence of the emergence profile on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant reconstructions*. Clinical oral implants research, 2017. **28**(12): p. 1515-1522.
282. Dipan Patel, James Invest, Christopher Tredwin, Derrick Setchell, David Moles,. *An Analysis of the Effect of a Vent Hole on Excess Cement Expressed at the Crown–Abutment Margin for Cement-Retained Implant Crowns*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2009. **18**(1): p. 54-59.
283. Christian Mehl, Sönke Harder, Martin Steiner, Oliver Vollrath, Matthias Kern,. *Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns*. Journal of Prosthodontics, 2013. **22**(8): p. 618-625.
284. Chandur Wadhwani, Alfonso Piñeyro,. *Technique for controlling the cement for an implant crown*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2009. **102**(1): p. 57-58.
285. Avish J. Jagathpal, Zunaid I. Vally, Leanne M. Sykes, Jonathan du Toit,. *Comparison of excess cement around implant crown margins by using 3 extraoral cementation techniques*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021. **126**(1): p. 95-101.
286. Cihan Uğurel, Cihan Şadi Uğurel, Ayşegül Kurt,. *Hatalı Restorasyon Planlamasına Bağlı Ball Ataşman Vida Kırığı Vakası*. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry. 2012. **46**(1): p. 53-58.
287. Timothy A. Hess,. *A technique to eliminate subgingival cement adhesion to implant abutments by using polytetrafluoroethylene tape*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014. **112**(2): p. 365-368.
288. Michael Korsch, Ursula Obst, Winfried Walther,. *Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement*. Clinical Oral Implants Research, 2014. **25**(7): p. 797-802.

289. Jong-Gu Park, Qiang Ye, Elizabeth M. Topp, Anil Misra, Paulette Spencerad., *Water sorption and dynamic mechanical properties of dentin adhesives with a urethane-based multifunctional methacrylate monomer*. Dental Materials, 2009. **25**(12): p. 1569-1575.
290. Roberto Ruggiero Braga, Paulo Francisco Cesar and Cayetano Gonzaga., *Mechanical properties of resin cements with different activation modes*. Journal of Oral Rehabilitation, 2002. **29**(3): p. 257-262.
291. Awadhesh K. Singh., *GTR membranes: The barriers for periodontal regeneration*. Double Helix Reseach International Journal Of Medical Sciencesi, 2013. **4**(1): p. 31-38.
292. Farahnaz Nejatidanesh, Omid Savabi, Mojtaba Shahtoosi., *Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents*. Clinical Oral Implants Research, 2013. **24**(100): p. 20-24.
293. Rodrigo Jimenez and Tatiana Vargas-Koudriavtsev., *Effect of Preseating, Screw Access Opening, and Vent Holes on Extrusion of Excess Cement at the Crown-Abutment Margin and Associated Tensile Force for Cement-Retained Implant Restorations*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2016. **31**(4): p. 807-812.
294. Christian Mehl, Sönke Harder, Mona Wolfart, Matthias Kern, Stefan Wolfart., *Retrievability of implant-retained crowns following cementation*. Clinical Oral Implants Research, 2008. **19**(12): p. 1304-1311.
295. Ahmed Mansour, Carlo Ercoli, Gerald Graser, Ross Tallents, Mark Moss., *Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements*. Clinical Oral Implants Research, 2002. **13**(4): p. 343-348.
296. Ovul Kumbuloglu, Lippo Lassila, Atilla User, Pekka Vallittu., *A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements*. International Journal of Prosthodontics, 2004. **17**(3). p. 357-363.
297. Andree Piwowarczyk, Peter Ottl, Hans Christoph Lauer., *Laboratory strength of glass ionomer and zinc phosphate cements*. Journal of Prosthodontics, 2001. **10**(3): p. 140-147.

