

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA ABUTMENT
YÜZEYİNİN LİKİT LATEKS BARIYER İLE KAPLANMASININ
ARTIK SİMAN MİKTARINA ETKİSİNİN İN-VİTRO
İNCELENMESİ**

Dt. Zühre Belde AKKAYA

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2018

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA ABUTMENT
YÜZEYİNİN LİKİT LATEKS BARIYER İLE KAPLANMASININ
ARTIK SİMAN MİKTARINA ETKİSİNİN İN-VİTRO
İNCELENMESİ**

Dt. Zühre Belde AKKAYA

UZMANLIK TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Bahadır ERSU**

ANKARA

2018

30/05/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Zühre Belde AKKAYA'nın 30/05/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında 'İmplant Destekli Restorasyonlarda Abutment Yüzeyinin Likit Lateks Bariyer ile Kaplanması Artık Siman Miktarına Etkisinin İn-Vitro İncelenmesi' başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Bahadır ERSU

Üye : Prof. Dr. Selim ERKUT

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- **Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

- **Tezimin/Raporumun 1 yıl süresince erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

- **Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- **Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

30.05.2018
Zühre Belde AKKAYA

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Bahadır ERSU danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Zühre Belde AKKAYA



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecimde bana rehberlik eden, tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana her zaman elinden gelen desteği sağlayan ve her zaman zihni sinir fikirleriyle mucit olarak hatırlayacağım danışman hocam Sayın Doç. Dr. Bahadır ERSU'ya,

Tez jürimde olan ve öğrenimime katkıda bulunan H.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtarogullarına ve Başkent Üniversitesi öğrencilik yıllarımda üzerimde emeği bulunan Sayın Prof. Dr. Selim Erkut'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan her zaman büyük keyif duyduğum, tüm saygıdeğer H.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık süresince varlıklarıyla beni şanslı hissettiren, herşeyi birlikte paylaştığımız ve bundan sonrasında da hep paylaşmaya devam edeceğimiz Dt. Nigar Baghirova, Dt. Nuray Eren Cordanoglu, Dt. Diler Çetin Deniz, Dt. Melike Akarca ve Dt. Sena Kamacı Ergül arkadaşlarıma ve diğer sevgili çalışma arkadaşlarıma,

Tüm Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Beni koşulsuz ve sonsuz sevgileri ile yetiştiren, evlatları olmaktan her zaman gurur duyduğum sevgili annem Ece Akkaya ve babam Ali Ferhat Akkaya'ya ve biricik ikizim Boğaçhan Akkaya'ya,

Tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

AKKAYA Z.B, İmplant destekli restorasyonlarda abutment yüzeyinin likit lateks bariyer ile kaplanmasının artık siman miktarına etkisinin in-vitro incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018.

İmplant destekli siman tutuculu restorasyonların simantasyonu sonrasında, artık simanın tamamen temizlenememesi implant çevresi dokulara zarar veren hatta implant kaybına neden olan ciddi bir sorundur. Bu in-vitro çalışmanın amacı, simantasyon sırasında uyguladığımız likit lateks bariyerin, taşan simanın dişetin altında kalan implant dayanağı üzerine yapışmasını engellemeye yönelik etkisini değerlendirmek ve basamak derinliğinin, temizleme işlemleri sonrasındaki artık simanın alan ve derinliğine olan etkisini araştırmaktır. Bu amaçla, implant analoglarının akrilik blokların içine gömülü olduğu ve üstünde 4mm yükseklikte yapay dişeti silikonu bulunan 20 tane standart model hazırlandı. Sonrasında, anatomik dayanaklar (4,5mm çapında ve dişeti yüksekliği 2,5-4mm olan) modeller uygun Ncm ile torklandı. Modeller siman temizleme prosedürüne göre iki gruba ayrıldı (geleneksel sond ile temizleme ve likit lateks bariyer tekniği ile temizleme). CAD/CAM ile üretilen standart 20 adet polimetilmetakrilat geçici kron ile iki farklı siman temizleme prosedürü gerçekleştirildi. Çıkarılan kron-dayanak kompleksleri ışık mikroskobu altında $\times 20$ büyütmede fotoğraflandı. Artık simanın kapladığı alan ve derinlik ölçümleri Image J bilgisayar programı kullanılarak dijital ortamda yapıldı.

Çalışmamızın sonucunda likit lateks bariyer tekniği, hazırladığımız in-vitro şartlarda (1,5-0mm basamak derinliğinde) geleneksel sond ile temizleme prosedüründe basamak derinliği arttıkça temizlenmeden kalan artık siman miktarı ve derinliği de artmaktadır. Likit lateks bariyer tekniği ise dayanak yüzeyinde artık simanın kalmasını önleyerek daha güvenli bir siman temizleme yöntemi olmuştur.

Anahtar Kelimeler: Simantasyon, dental implant, dayanak, artık siman, likit lateks bariyer tekniği

ABSTRACT

AKKAYA Z.B, In-vitro investigation of the effect of residual cement on the abutment surface of implant-supported restorations with liquid latex barrier. Hacettepe University Faculty of Dentistry , Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2018. After cementing of implant-supported cement-retained restorations, the complete removal of the cement is now a serious problem that damages surrounding tissues and even leads to loss of implants. The aim of our study is to evaluate the effect of the liquid latex barrier technique we applied during cementation of cement-retained implant-supported restorations to prevent adhesion of the excessive cement onto the implant abutment and to investigate the effect of step depth on the area and depth of the residual cement after cleaning operations. For this purpose, 20 standard models with implant analogs embedded in acrylic blocks and artificial silicone gums at a height of 4 mm were prepared. Subsequently, anatomical abutments (4.5mm in diameter and gum height 2.5-4mm) were torqued on the models. The models were divided into two groups according to the cementation procedure (cleaning with conventional sond and cleaning with liquid latex barrier technique). Two different cement cleaning procedures were performed with 20 standard PMMA temporary crown produced by CAD/CAM. The extracted crown-abutment complexes were photographed at 20 magnifications under a light microscope. As a result of our work, the liquid latex barrier technique increases the amount of residual cement and the depth of the cement that is not cleaned as the step depth increases in the conventional stainless steel explorer cleaning procedure in the in vitro conditions we have prepared (1,5-0 mm step depth). The liquid latex barrier technique is a safer cement cleaning method by preventing the remaining cement on the substrate surface.

Key Words: Cementation, dental implant, abutment, residual cement, likid latex barrier technique

İÇİNDEKİLER

ONAY	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. Dental İmplantların Geometrisi	4
2.2. İmplant Destekli Protezlerin Gelişimi ve Sınıflandırılması	12
2.2.1. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Dayanak Seçimi	13
2.3. İmplant Çevresi Dokuların Özellikleri	23
2.3.1. Peri-implant Dokuların Periodontal Dokulardan Farkı	23
2.3.2. Peri-mukositis ve Peri-implantitis Tanımı	24
2.3.3. Artık Simanın Peri-implant Hastalıklar Üzerine Etkisi	25
2.4. İmpant Destekli Siman Tutuculu Restorasyonlarda Siman Seçimi	26
2.5. İmplant Destekli Siman Tutuculu Restorasyonlarda Artık Simanı Etkileyen Faktörler	30
2.6. Artık Siman Miktarını Azaltmaya Yönelik Uygulamalar	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	39
3.2. Geçici Kronların Hazırlanması	42
3.3. Simantasyon ve Temizleme İşlemleri	43
3.4. Taşan Simanın Ölçülmesi	49
3.5. İstatistiksel Analiz	51

4. BULGULAR	52
4.1. Artık Simanın Kapladığı Yüzey Alanı	52
4.2. Artık Simanın Derinliği	56
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇLAR	63
7. KAYNAKLAR	64
8. ÖZGEÇMİŞ	84



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
<10 mm	: 10 milimetreden kısa
>10 mm	: 10 milimetreden uzun
µm	: Mikrometre (uzunluk birimi)
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim (Computer aided design/ Computer aided manufacturing)
Kg	: Kilogram (ağırlık birimi)
mm	: milimetre (uzunluk birimi)
mm²	: Milimetre kare (alan birimi)
Ncm	: Newton santimetre
PMMA	: Polimetilmetakrilat
rDNA	: Ribozomal DNA
Ti6Al4V	: Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum
Ti	: Titanyum
Zr	: Zirkonyum

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Retansiyon tipi seçimi için karar şeması (2).	21
3.1. Dişeti modelasyonunun tamamlandığı ve iyileşme başlığının takıldığı model.	40
3.2. Dişetin dublikasyonu için kullandığımız silikon indeks.	40
3.3. Lingualdeki basamak seviyesi dişeti seviyesinde, bukkaldeki ise 1,5 mm subgingival olarak hazırlanmış örnek.	41
3.4. Geçici kronun 3Shape CAD yazılımında yapılan üst birinci premolar diş formundaki tasarımı.	42
3.5. Hazırlanan örneklerden birinin (A) bukkal, (B) mezial, (C) lingual ve (D) distal görüntüleri	43
3.6. Likit lateks bariyer tekniğinin yapay dişeti olmayan modeldeki uygulama aşamaları. (A) lateks bandın dayanağın boyun bölgesine düğümlenmesi (B) fırça ile sıvı lateksin sürülmesi (C) Sıvı lateksin kuruması için beklenmesi (D) Simantasyon sonrası sond ile artık simanın ayrılması (E) lateks bandın üzerindeki siman ile birlikte krondan ayrılması (F) simantasyon sonrası kron-dayanak kompleksi	44
3.7. Kontrol grubu için hazırlanmış 10 örnek.	45
3.8. Dayanağın vida girişinin teflon bant ile görüntüsü.	45
3.9. Kronun içinin tamamen siman ile doldurulması.	46
3.10. Kronun standart yük altında simantasyonu.	46
3.11. Sond ile simanın temizlenmesi.	47
3.12. Deney grubuna ait simantasyon ve siman temizleme aşamaları. (A) likit lateks bariyer uygulanmış dayanağın modele yerleştirilmesi (B) erişim için bırakın lateks bandın model üzerindeki görüntüsü (C) simantasyon sonrası simanın ayrılması (D ve E) lateks bandın dikkatlice modelden çıkarılması (F) simantasyon sonrası çıkarılan kron-dayanak kompleksi	48
3.13. Kontrol grubuna ait x20 büyütme altındaki mikroskop görüntüsü. (A) Dayanağın bukkal yüzeyindeki artık siman (B) Dayanağın lingual yüzeyindeki yüzeyindeki artık siman ve yüzey çizikleri	49

- 3.14.** Deney grubuna ait x20 büyütme altındaki mikroskop görüntüsü. (A) Dayanağın bukkal yüzey görüntüsü (B) Dayanağın lingual görüntüsü 49
- 3.15.** ImageJ’de artık simanın (A) yüzey alanının belirlenmesi ve (B) derinliğinin belirlenmesi. 51
- 4.1.** Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki dişetin altında kron yüzeyinde kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanı. 54
- 4.2.** Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki dişetin altında kalan dayanak yüzeyindeki toplam artık simanın kapladığı yüzey alanları. 55
- 4.3.** Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki kron-dayanak kompleksinde kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanları (mm²). 55
- 4.4.** Dayanak yüzeyinde kalan artık simanın bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerde dayanak marjinine olan uzaklığı (mm). 56

TABLolar

Tablo	Sayfa
4.1. Kontrol grubuna ait artık simanın kapladığı yüzey alanı (alan; mm ²) ölçümleri.	53
4.2. Geleneksel sond (kontrol grubu) ve likit lateks bariyer tekniği (deney grubu) ile temizlenen grupların artık simanın kapladığı yüzey alanı açısından karşılaştırılması	53
4.3. Dayanak yüzeyinde bukkal, aproksimal ve lingual bölgeler için artık simanın dayanak marjinine olan uzaklık (mm) ölçümleri.	56



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Modern diş hekimliğinin amacı, sonuçları öngörülebilir yöntemlerle birlikte; hastalara fonksiyon, estetik, fonasyon ve ağız sağlıklarını geri kazandırmaktır. Hastalar için bu amaçla geliştirilen dental implant tedavisi, bilimsel ve klinik olarak kanıtlanmış bir tedavi seçeneğidir (1). Branemark'ın osseointegrasyon kavramını bilim dünyasına tanıttığından bu yana, çok sayıda implant sistemi geliştirilip dişhekimleri tarafından kullanılmıştır (3). Böylece; implant destekli protezler, diş destekli sabit protezlere alternatif olarak günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

İmplant destekli sabit protezlerin değerlendirildiği bir sistematik derlemede, konu ile ilişkili tüm klinik çalışmaların incelenmesi sonucunda; implantlar için 5 yıllık sağkalım oranı %95.4 iken, 10 yıllık sağkalım oranı ise %92.8 olarak bildirilmiştir (4). Bildirilen bu yüksek başarı oranlarına rağmen, implant tedavisi tamamen risksiz bir tedavi yöntemi değildir ve bir takım geri dönüşümlü veya dönüşümsüz komplikasyonlarla sonuçlanabilmektedir (5).

Dental implantların protetik rehabilitasyonu sabit veya hareketli olmak üzere ikiye ayrılır. Sabit implant destekli restorasyonlarda retansiyon için, siman veya vida tutuculu olmak üzere iki çeşit sabitleme yöntemi kullanılabilir (6). Üstyapı seçimi ise genellikle klinisyenin tercihine bağlıdır. Her iki sabitleme yöntemi de klinik duruma göre birbirlerinin yerine kullanılabilir; ancak her iki sabitleme yöntemi için farklı avantaj ve dezavantajlar bulunmaktadır.

Günümüzde siman tutuculu restorasyonların kullanımı, dental implantların protetik rehabilitasyonunda standart bir tedavi haline gelmiştir (7). İmplant üstü siman tutuculu restorasyonların; uygulanabilirliğinin ve oklüzyon kontrolünün kolay olması, pasif uyumu, estetik ve daha ekonomik olması klinik kullanımlarını yaygın hale getirmiştir (8). Taşan fazla siman, diş hekimi tarafından yeterli temizlenemeyip implant dayanağı üzerinde ya da implantı çevreleyen yumuşak dokularda artık siman olarak kaldığında, bu hastalar peri-implantitise karşı savunmasız hale gelmektedir (9, 10). Yapılan bir çalışmada, siman tutuculu implant destekli restorasyonlarda

simantasyon sonrası dişeti cebi içinde kalan artık siman ve peri-implant hastalık arasında güçlü bir ilişki olduğu ortaya koyulmuştur (11).

Yapılan başka bir çalışmada (12), siman ve vida tutuculu restorasyonların etrafındaki yumuşak doku sağlığı karşılaştırılmış ve siman tutuculu restorasyonların, 6. ve 12. ay takiplerinde vidalı restorasyonlara kıyasla, daha fazla plak ve kanama indeksi gösterdiği grlmştir. Dayanak-restorasyon arayüzünde artık simanın sebep olduğu przzlk, plağın tutunmasını kolaylaştırmakta ve subgingival plağın uzaklaştırılması için uygulanan proflaksi işlemlerini daha da zorlaştırmaktadır. İmplant veya dayanak üzerindeki artık siman, yabancı cisim gibi etki ederek inflamatuvar yanıtı tetikleyerek krestal kemik rezorbsiyonuna hatta implant kaybına neden olabilir. Literatürde taşan simanı azaltmaya yönelik çeşitli yöntemler denenmiş olsa da hem pratik hem de güvenilir bir yöntemin eksikliği söz konusudur (13-15).

Yaptığımız çalışmanın amacı; siman tutuculu implant destekli restorasyonların simantasyonu sırasında uyguladığımız likit lateks bariyer tekniğinin, taşan simanın implant dayanağı üzerine yapışmasını önlemeye yönelik etkisini invitro şartlarda değerlendirmek ve basamak derinliğinin, temizleme işlemleri sonrasındaki artık simanın alan ve derinliğine olan etkisini araştırmaktır. Çalışmamızın hipotezleri ise, simantasyon öncesi dayanak yüzeyine uyguladığımız likit lateks bariyer yönteminin dayanak yüzeyine yapışan artık simanı önleyeceği ve geleneksel sond ile temizlemenin yapıldığı grupta ise, basamak derinliği arttığa artık siman miktarının artacağı ve daha derinde kalacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantlar protez terimleri sözlüğünde; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyaller şeklinde tanımlanmaktadır (16). Branemark 1952’de kemik iyileşmesiyle ilgili mikroskobik hayvan çalışmalarına başlamıştır (17). Bu çalışmalar ticari olarak saf titanyumdan üretilen implantların doğrudan kemik teması ile kemikte ankraj sağladığını göstermiştir (18). Branemark felsefesiyle birlikte insanlar üzerinde yapılan klinik implant çalışmaları ise 1965 yılında başlayıp 1977 yılında yayınlanmıştır (19). Osseointegrasyon terimi ilk kez Branemark tarafından, ışık mikroskobu düzeyinde gözlenen canlı kemiğin titanyum implantın yüzeyi ile doğrudan teması olarak tanımlandı (20). Bu tanımlama daha sonra “Canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı” tanımı ile pekiştirilmiştir. 1960’ların sonlarında Andrée Schroeder, çeşitli implant materyallerinin doku entegrasyonunu incelemiş, dekalsifiye edilmeyen histolojik kesitlerde titanyum implantlar için doğrudan kemik implant temasını belgelemiştir ve osteointegrasyonu “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlamıştır (21).

Bilim ve teknolojideki gelişmelerle birlikte dental implantlar için mevcut olan materyaller de gelişmiştir. Titanyum (Ti), uzun zamandır dental implantların üretimi için kullanılmaktadır. Titanyumun hem saf hem de alaşım formları biyolojik ve mekanik olarak oldukça iyi özellikler sergilemektedir; ancak dar çaplı implantların kullanılmasının gerektiği klinik durumlarda titanyumun yorulma direnci önemli bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır (22, 23). Bu problem saf titanyum içerisine bazı metaller eklenerek telafi edilmeye çalışılmıştır. Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum (Ti6Al4V) ve Titanyum-zirkonyum (TiZr) gibi titanyum alaşımları bu amaçla geliştirilmiştir; ancak vanadyum ve alüminyumun dokulara salınabildiği, osteoblast farklılaşmasını engelleyerek yeni kemik büyümesinin inhibisyonuna sebep olduğu ve kemikte osteonekroz oluşumuna yol açabildiği rapor edilmiştir (24). Bu nedenle Ti6Al4V alaşımı günümüzde tercih edilmemektedir (25). Farklı elementlerin doku

reaksiyonlarını araştıran in-vitro deneyler, titanyum ve zirkonyumun yüksek oranda biyouyumlu olduğunu ve osteoblastların büyümesini engellemediğini göstermiştir (26, 27). Günümüzde titanyum-zirkonyum alaşımlar dar çaplı implantlar için titanyum implantlara alternatif olarak yaygın birşekilde kullanılmaktadır (28). Ayrıca, zirkonyum veya seramik implantların, titanyum veya titanyum alaşımı implantlara göre renk açısından ve plak tutulumu açısından daha üstün olduğu bildirilmiştir (29, 30).

Geçmişten günümüze kadar çok sayıda dental implant sistemi geliştirilmiştir. Dental implantlar kemikle olan ilişkilerine göre; kemik üzerine yerleştirilen, kemik boyunca uzanan ve kemik içerisine yerleştirilen implantlar (endosteal) olarak sınıflandırılmıştır (31). Kemik zerine yerleştirilen ve kemik boyunca uzanan implantlar tam dişsizlik için tasarlanmıştır ve günümüzde tercih edilmemektedir. Günümüzde ise endosteal implantlar klinik uygulamalarda başarılı bir şekilde, yaygın olarak kullanılmaktadır (32).

2.1.1. Dental İmplantların Geometrisi

İmplant ile ilgili gelişmeler, iyi bir implant kemik teması sağlayacak şekilde implant yüzeyinin kemik içerisindeki temasını arttırmayı hedefler. Bu temas yüzeyi implantın tasarımı, uzunluğu ve çapı ile arttığı gibi yüzey özellikleri de önemlidir.

İmplantların kullanım alanının genişlemesi farklı geometrik tasarımların ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Dental implantların geometrisi, mikrogeometri ve makrogeometri olarak iki ayrı kategoride incelenebilir.

Mikrogeometri

Dental implantların mikrogeometrik yapısı yüzey özellikleri ile ilişkilidir. Günümüzde dental implantlarda daha iyi ankraj ve yüzey özellikleri elde etmek için sürekli gelişmeler olmaktadır. İlk jenerasyon dental implantların pürüzsüz tornalanmış yüzeyleri vardı. Bu pürüzsüz tornalanmış yüzeylerin dezavantajı fibrin gibi yapısal proteinlerin tornalanmış yüzeylere yapışmasının oldukça zayıf olmasıdır, bunun

sonucunda ise osseointegrasyon süreci yavaşlamaktadır. Dental implantların kullanım alanının artmasıyla çekim sonrası soketlere, greftlenmiş kemiklere, düşük yoğunluktaki kemiklere ve hemen yerleştirilmesi gibi daha zor klinik durumlarda kullanılmasına yol açmıştır. Bu tip implantların, zorlu klinik durumlarda kullanılması artmış başarısızlık oranlarına sebep olmuştur (33).

Mikropürüzlü implant yüzeylerinin kullanılmasıyla kemik-implant arayüzey alanını arttığı böylece yapısal proteinlerin implant yüzeyine daha güçlü yapıştığı ve osteogenezisin kolaylaştığı gösterilmiştir (34). Sonuç olarak, tornalanmış implantlara göre daha hızlı entegrasyona ve daha iyi kemik implant temasına sahip oldukları için pürüzlü implant yüzeylerinin kullanımı önerilmektedir.

Makrogeometri

Dental implantlar yüzey özelliklerinin dışında; implantın şekli ve dış tasarımı, boyu, çapı, implant-dayanak arayüzeyinin konumu ve implant-dayanak bağlantı tasarımı açısından da çeşitlilik göstermektedir.

İmplantın şekli biyomekaniksel parametreleri ve primer stabiliteyi etkiler. Bu nedenle, ticari olarak farklı tasarımlara sahip implantlar geliştirilmiştir. Silindirik implantlar yivli vida şeklinde veya yivsiz formlarda üretilmiştir. İmplant vida yivinin şekli hem kemik-implant arayüzeyindeki kuvvet dağılımını optimize etmek için hem de primer stabilite ve osseointegrasyon miktarını arttırmak için tasarlanır (35). Farklı yiv şekline sahip dental implantlar ticari olarak piyasada bulunabilir. İmplant yiv tasarımının genel implant başarısı üzerindeki etkisi hakkında literatürde kesin bir bilgi yoktur. Yapılan bazı çalışmalar, kare şekilli yivlerin osteointegrasyonun kalitesini arttırdığı ve diğer tasarımlarla kıyaslandığında kesme tipi kuvvetleri daha iyi ilettiğini göstermiştir (36-39). 1990'ların ortasından bu yana, vida şeklinde implantlar temel implant şekli olarak karşımıza çıkmaktadır ve bunların arasında silindirik ve konik olanlar en yaygın kullanılan tasarımlardır (40). Son zamanlarda konik implant ve silindirik implantları birleştiren konik-silindirik implantlar, yeni çekim soketlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (41). İmplant şeklinin implant yerleşimi sırasında kemikte oluşabilecek mikroçatlaklar açısından önemli olduğu düşünülmüştür (42);

ancak implant şeklinin konik ya da silindirik formda olmasının tedavinin başarı oranına veya klinik olarak daha avantajlı olduğuna dair kesin bir kanıt yoktur (43).

Standart implantlar, bilimsel literatürde iyi bir şekilde dökümanite edilmiş ve yeterli miktarda ve iyi kaliteye sahip kemiğin olduğu durumlarda mükemmel başarı oranı göstermiştir (44). Kemik hacminin sınırlı olduğu (yükseklik ve genişlik olarak) vakalarda ise greftleme işlemlerine alternatif olarak, implantın mevcut anatomisi ile uyumlu olabileceği dar, kısa veya geniş seçeneklerin kullanılması mümkündür. İmplant boyu ile ilgili literatürdeki görüşler tartışmalıdır. Bazı sonlu elemanlar analizi çalışmaları uzun implantların kemik-implant ara yüzeyindeki stresi azaltarak implant başarısını arttıracaklarını belirtmiştir (45, 46). Buna karşın bazı yazarlar (47, 48) aksiyal yükler altında farklı uzunluklar arasında kemikteki gerilme değişiminin anlamlı olmadığını bildirmiştir. İmplant başarısızlığının sadece uzunluğa bağlı olmadığı ve marjinal kemik kaybı açısından kısa implantların (<10mm) standart implantlar (>10 mm) ile benzer marjinal kemik kaybı değerleri gösterdiği bazı araştırmacılar tarafından gösterilmiştir (44, 49, 50). Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmaları; daha geniş çaplı implantların hem implantın kendisi hem de kemikte daha az strese neden olduğunu göstermiştir (51, 52). Kemik defekti varlığında ileri cerrahiden kaçınmak ve anatomik risk alanlarına yaklaşmamak için dar çaplı implantların kullanımı faydalı olabilmektedir (53). Literatürde dar çaplı implantların sağkalım oranlarının, standart çaplı implantların sağkalım oranlarıyla benzer olduğunu gösteren klinik çalışmaların yanında (54, 55), implant çapındaki azalmanın mekanik başarısızlık oranını arttırdığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (56-59). Bu nedenle dar çaplı titanyum implantların kullanımında dikkatli olunması önerilmektedir.

Sisteme ve cerrahi işleme bağlı olarak, implant-dayanak arayüzünün konumu kemik seviyesi veya yumuşak doku seviyesi olabilir. Kemik seviyesi implantlar iki aşamalı cerrahi protokol için tasarlandığından, kret veya subkrestal implant-dayanak arayüzeyine sahiptirler. Bu yüzden bu implantlarda, implant ve dayanak arasında kemik seviyesine yakın bir mikro aralık mevcuttur. Ayrıca bu implantlar tek aşamalı cerrahi protokole uygun olarak da kullanılabilirler. Yumuşak doku seviyesi implantlar ise tek aşamalı protokole uygun tasarlanmışlardır. Bu implantlarda, implantın gövdesi mukozayı geçen pürüzsüz bir boyun kısmı içerir ve implant dayanak arayüzeyi kemik

seviyesinden daha yukarıdadır. Bu nedenle yumuşak doku seviyesi implantlar kemik seviyesindeki mikro aralığı ortadan kaldırırlar (60). Yumuşak doku seviyesi implantlardaki mikro aralığın konumu, kemik seviyesinden daha yukarıda konumlandığından bu sistem daha avantajlı gözükmetedir (61). Yumuşak doku seviyesi implantlar; total dişsizlikten tek diş eksikliğine kadar geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir. Limitasyonları ise; azalmış interark mesafe, estetik bölgede interokluzal mesafenin az olduğu boşluklar ve ince biyotiptir. Kemik seviyesi implantlar, doku seviyesi implantlara kıyasla daha fazla interokluzal mesafe sağlar ve interproksimal kemikte daha iyi yumuşak doku desteği ve yönetimi sağlayabilir. Yumuşak doku seviyesi implantların uzun dönem radyografik incelemeleri, implant fonksiyona girdikten sonra ilk yıl 0,6-1,0 mm arasında, sonrasında yılda 0,2 mm'nin altında olduğunu göstermiştir (62, 63). Kemik seviyesi implantların boyun çevresinde, implantın üstü açıldıktan sonraki bir yıl içerisinde 1 ila 1,5 mm krestal kemik rezorpsiyonu görülmektedir (64, 65). Kemik seviyesi implantların çevresinde görülen karakteristik kemik remodelasyonunun, implantların çevresindeki biyolojik genişliğin oluşturulmasıyla ilişkili fizyolojik bir durum olduğu düşünülmektedir (66). Kemik seviyesi implant sistemlerinde implant ile dayanak arasındaki mikro boşluğun ve mikro hareketin, marjinal kemik kaybı ve daha sonrasında yumuşak doku çekilmesinde baskın bir rol oynadığı öne sürülmüştür (64). Yapılan bir sistematik derlemede (67) kemik seviyesi ve yumuşak doku seviyesi implantlar karşılaştırılmış; kısa süreli gözlem periyodunda (1 ila 3 yıl) iki implant tipi arasında kemik kaybı ve sağkalım oranları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Dolayısıyla, her iki implant sistemi de uygun vakalar için güvenle kullanılabilir.

Kemik seviyesi implantlar etrafındaki kemik rezorpsiyonunu önlemek için implant-dayanak arayüzünün geometrisi değiştirilerek, bunu en aza indirmenin yolları araştırılmıştır. 1991 yılında, *Implant Innovations* geniş çaplı platformlara sahip geniş çaplı implantları tanıtmış ancak, bu çapa uygun protetik bileşenler mevcut olmadığından 5.0 ve 6.0 mm genişliğindeki implantların çoğu standart çap (4.1 mm) dayanaklar ile restore edilmiştir. Bu dar çaplı dayanaklarla restore edilmiş geniş çaplı implantların uzun süreli radyografik takibi, aynı çaptaki dayanakla restore edilen implantlarla karşılaştırıldığında, krestal kemik yüksekliğinde daha az bir dikey

değişim gözlenmiştir. Bu yaklaşımda, mikro boşluğun yatay yönde merkeze doğru yer değiştirmesi ve ilişkili mikrobiyal kaynağın kemikten uzaklaşmasının krestal kemik yıkımına karşı koruma sağladığı görüşü kabul görmektedir (68). İmplant-dayanak arayüzeyindeki bu içe doğru daralmanın, biyolojik genişliğin daha iyi korunmasına olanak sağlayacağı ve böylece marjinal kemik kaybını azaltacağı hipotezi ileri sürülmüştür (69). Bu amaçla, *platform switch* kavramı tanıtılmıştır (70). Bu konsept, daha büyük çaplı bir implant platformuna bağlı daha küçük çaplı bir protez bileşeni kullanılması ile karakterizedir. Bu konseptinin başarılı olabilmesi için implant çevresi yumuşak doku kalınlığının 3 mm civarında olması gerekir. Eğer hasta daha ince bir yumuşak dokuya sahipse, uygulanan implant *platform switch* olsa bile hastanın kemik rezorbsiyonu riskiyle karşılaşması yüksektir. *Platform switch* implantların bir diğer önemli endikasyonu ise kısa implantlardır. Bu konseptte sahip kısa implantlarda peri-implant kemik korunacağı için kemik yüksekliğinin az olduğu bölgelerde ileri cerrahi işlemlerinin riski alınmadan uzun vadeli başarılı sonuçlar alınmaktadır (71).

İmplant dayanak bağlantısı, implant gövdesi ile dayanak arasında birleşmeyi sağlayan bölüm olarak tanımlanabilir. Bu şeklin farklı tasarımları vardır. Bu tasarımlar; dental implantların uzun dönem klinik başarısı, mikro hareketi, anti-rotasyonel stabilitesi ve bakteriyel sızıntısı gibi faktörleri etkileyebilmektedir. İmplant dayanak bağlantısı implant sisteminin en zayıf noktasıdır. Bu bağlantı, mekaniksel stabilite göstermeli, implant-dayanak arayüzeyinde okluzal yüklerin doğru bir şekilde dağılımını sağlamalı ve bakteri penetrasyonuna karşı dirençli olmalıdır (72).

Bağlantı prensiplerine göre implant-dayanak bağlantısı; butt joint (uç uca) ve conical (konik) olmak üzere iki ana başlıkta incelenebilir (73). Uç-uca bağlantıda implant ile dayanak ilişkisi yatay iken konik bağlantıda dikey yöndedir. Uç-uca bağlantı, implant gövdesinin protezle birleştiği platformda ya içe ya da dışa doğru bir geometrik yapı içerir. Konik bağlantı ise dayanağın implant gövdesi içerisine uzanan kısmının dış yüzeyleri ile implantın iç yüzeyleri arasındaki ilişki olarak tanımlanabilir (74).

İmplant-dayanak arayüzü, antirotasyon özelliklerinin olup olmasına bağlı olarak değişebilir. Antirotasyon özelliğe sahip olmayan implantlar düz bir yüzeye

sahiptir. Bu yüzden sadece birbirine bağlı birden fazla ünitenin bulunması durumunda malrotasyonu önleyebilir. Bu yüzden tek diş restorasyonlarda kullanımı endike değildir. İmplant-dayanak bağlantı tasarımında yer alan antirotasyon özellikler, dayanağın istenmeyen hareketini önler (75). Uç-uca ve konik bağlantı kendi içinde internal ve eksternal olmak üzere alt gruplara ayrılabilir. Bu internal ve eksternal bağlantı sistemleri rotasyonu önlemek için; altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilirler. Literatürde bu geometrik şeklin vertikal uzunluğu, koniklik açısı gibi özelliklerinin bağlantının direncini etkilediği bildirilmiştir (76, 77).

İmplant destekli protetik restorasyonlarda en sık görülen mekanik problem, dayanak vidasının gevşemesi ve kırılmasıdır (78). Üretici firmalar bu tür komplikasyonları önleyebilmek adına, mekanik direnci yüksek ve aynı zamanda estetik bir implant-dayanak bağlantısı sağlayabilmek için en ideal tasarımı üretmeye çalışmaktadırlar.

Eksternal bağlantı tasarımı

Eksternal bağlantı tasarımında; dayanağın implanta bağlanan parçası, implant gövdesini dışarıdan çevreler. Rotasyonu önlemek amacıyla implantın dayanak ile bağlanan kısmı, hegzagonal ya da oktagon bir şekle sahiptir. Dayanak içerisinde yer alan antagonist bir hegzagon ya da oktagon yapı ise bu parça üzerine yerleşir (79) .

Eksternal hegzagon, Branemark (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) implantlarda kullanılmak üzere geliştirilen ilk sistemdir ve 0.7 mm yüksekliğinde hegzagonal bir uzantıya sahiptir (80). Literatürde oldukça iyi dökümanite edilmiş bu bağlantı tipinde fonksiyon sırasındayken bütün yükler dayanak vidasında yoğunlaşır (81). Bu sistem, çoğunlukla implant-dayanak arayüzünde klinik komplikasyonlara neden olabilecek çok fazla mikro hareketlilik sergiler (82). Yapılan çalışmalarda, bu 0,7 mm hegzagon yüksekliğin rotasyonel kuvvetlere yeterli direnç gösteremediği, dayanak vidasının gevşemesi ve kırılması gibi mekanik komplikasyonlara sebep olduğu bildirilmiştir (79).

Günümüzde, 0.7 ile 1.2 mm arasında değişen farklı eksternal hegzagon yüksekliklerine sahip implantlar bulunmaktadır. External hegzagon yüksekliğini arttırmanın, vidayı etkileyen yükleri azaltarak vida gevşemesi ve kırılması gibi komplikasyonları azaltabileceği bildirilmiştir (83).

Literatürdeki in-vivo ve in-vitro çalışmalar, implant-dayanak arayüzündeki mikro boşluklar yüzünden bakterilerin implantın içerisine penetre olabildiğini göstermiştir (84-86). Bu durum, mikro boşluğun konumuna ve oluşan mikro harekete bağlı olarak, potansiyel bir enflamatuar reaksiyon riski ve kemik rezorpsiyonu oluşturur (87).

Eksternal bağlantının yukarıda bahsettiğimiz bu mekanik ve biyolojik problemleri, farklı implant-dayanak bağlantı tasarımlarının geliştirilmesine yol açmıştır.

İnternal Bağlantı Tasarımı

İnternal bağlantı tasarımı, eksternal bağlantı tasarımında karşılaşılan komplikasyonları azaltmak ve daha stabil bir implant-dayanak bağlantısı oluşturmak için geliştirilmiştir. İnternal bağlantı tasarımında; dayanağın implanta bağlanan parçası, implant gövdesi içerisine yerleşmektedir (88). Bu bağlantı tasarımı üretici firmalar tarafından geliştirilerek farklı açı ve şekillere sahip internal bağlantılar tanıtılmıştır. İnternal bağlantının, farklı açılara sahip hegzagonal, oktagon, konikal (*morse taper*) veya üçgensel şekilleri mevcuttur (78).

İnternal hegzagonal bağlantı; implant ve dayanak arasında daha geniş bir temas yüzeyi oluşturarak dayanak stabilitesini arttırmaya yardımcı olur. Bu bağlantı tasarımı, eksternal hegzagonal bağlantı tasarımı ile karşılaştırıldığında; dayanak vidasına etki eden yük miktarı azalmıştır. Daha az vida gevşemesi ve mikrobiyal sızıntı, artan bağlantı dayanımı ve estetik; sistemin avantajları arasında gösterilmektedir (79). İnternal hegzagonal sistemde bağlantı uç-uca ve konik olmak üzere 2 farklı şekilde gerçekleştirilebilir. Uç-uca bağlantı, implant ile dayanak arasında çok hafif bir boşluğun bulunduğu pasif bir bağlantı türüdür. Bu bağlantı tipine uygun olarak, Frialit-2

(Densply Sirona, Almanya) örnek olarak verilebilir (88). Konik bağlantı ise ve bu bağlantı tipi üretici firmaya göre değişen açılı bir arayüz bağlantı tasarımıdır ve sürtünmesel olarak oturur. Bu bağlantı tipine uygun firmalara örnek olarak; Zimmer Dental ve BioHorizons örnek olarak verilebilir.

İnternal hegzagonal bağlantının, rotasyonel kuvvetlere olan direncini arttırmak amacıyla firmalar tarafından modifiye edilerek farklı şekilleri piyasaya sunulmuştur (89). İnternal oktagonel bağlantıya sahip, Straumann kemik seviyesi implantları buna örnek olarak gösterilebilir.

İnternal konik bağlantı ise; birbirine paralel hazırlanmış konik duvarların iç içe oturmasıyla, sıkı bir implant dayanak bağlantısı sağlamaktadır. Birçok implant sisteminde internal bağlantının daralan (5-10 derecelik daralan bir konikliğin olması) bir tasarımı vardır. Buna konikal (*morse taper*) bağlantı denir. “*Morse taper*” ilk defa ITI implant sistemi tarafından üretilmiştir ve mekanik dayanıklılığı, stabilitesi, kendinden kilitli arayüz bağlantısı ile kısa sürede popüler hale gelmiştir (90). Bu daralan tarzdaki tasarım implant ve dayanak arasında çok yakın bir temasa olanak verir ve amacı dayanağın rotasyonunu engellemek ve dayanak ile implant arasındaki mikroaralığı ortadan kaldırmaktır (91). Bu sistemde implant-dayanak bağlantısının fiksasyon ve stabilitesini tek başına vida sağlamamaktadır. Bu sisteme örnek olarak; Astra Tech, Straumann yumuşak doku seviyesi ve Ankylos marka implantlar verilebilir (77). İmplant ile dayanak duvarları arasındaki konik ve derin arayüz lateral yüklere karşı bağlantının direncini artırır (92). Konik bağlantı aşırı fonksiyonel yükler altında kuvveti tüm ara yüzeye dağıtarak kuvvetlerin direkt vidaya ulaşmasını önler ve dayanak vidasının korur (93). Uygulanan kuvvetin ancak %10 kadarı vida tarafından karşılanır (94). Yapılan bir sistematik derlemede (95), konik ve konik olmayan implant dayanak bağlantısına sahip implantların maksimum çiğneme kuvvetlerine ve yorulmaya karşı yeterli direnç gösterdiğini belirtilmiştir. Bununla birlikte, konik bağlantı, mikrobiyal sızdırmazlık, mikro boşluk oluşumu ve dayanak stabilitesi bakımından üstünlük göstermiştir. Yapılan başka bir çalışmada (96) ise, konik implantların klinik olarak 8 yıllık takibinde vida gevşemesi veya kırığı gibi mekanik bir komplikasyona rastlanmamıştır. Sonuç olarak dayanak vida gevşemesi veya kırığı gibi biyomekanik komplikasyonlar konik bağlantılarda daha az meydana gelir (97).

İnternal üçgensel bağlantı; uç-uca bağlantıyı esas alır ve diğer bağlantı tasarımlarıyla karşılaştırıldığında daha derinde bir implant-dayanak birleşimine sahiptir. Camlog firması tarafından tanıtılan 5,4 mm'lik 'tube in tube' veya 'Cam tube' bağlantısının; piyasadaki en derin ve dayanıklı internal bağlantılardan biri olduğu belirtilmiştir (Cam tube connection, Camlog, Almanya) (98). Nobel Biocare firması tarafından tanıtılan "tri-channel" veya "tri-lobe" bağlantı tasarımı da "Cam tube" bağlantısıyla benzerlik göstermektedir (Tri-channel design, Nobel Biocare, İsveç) (88). Bağlantı derinliğinin artmasının; vida gevşemesi problemini azaltacağı ve daha iyi bir mikrobiyal sızdırmazlık sağlayacağı bildirilmiştir (99).

2.2. İmplant Destekli Protezlerin Gelişimi ve Sınıflandırılması

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması ile implant destekli protez seçenekleri de genişlemiştir. Modern implant diş hekimliğinin ilk 25 yılında, implantlar daha çok tam dişsiz olan hastalara çiğneme fonksiyonu kazandırmak ve yaşam kalitesini yükseltmek amacıyla çene kemikleri üzerine uygulanmıştır (100). 1980'lerde, implantların kullanım alanı genişlemesi, kısmi dişsiz hastalar için de umut verici olmaya başlamıştır. Günümüze gelindiğinde ise dental implantların kullanım alanı daha da genişleyerek, tek diş eksiklikleri için de kullanılabilir duruma gelmiştir (101). Böylece implant destekli protez hastaları dentisyonun durumuna göre; tam dişsizlik, parsiyel dişsizlik ve tek diş eksikliği olmak üzere üç grup altında incelenebilmektedir.

Dental implant uygulamalarının uzun dönem klinik başarısı, doğru bir endikasyon ile doğru uygulanmış bir cerrahi işlemin yanı sıra planlanan protetik restorasyonun iyi performansı ile gerçekleşir (102).

İmplant tedavisi uygulanacak hastalar için birden çok tedavi seçeneği söz konusu olabilir. Bu yüzden tedavi planlaması yaparken mutlaka hastanın temel problemi göz önüne alınmalıdır; çünkü tüm hastalar aynı restorasyon tipi ya da tasarımı ile tedavi edilemezler. İmplant tedavi planlamasındaki temel prensip; hastanın estetik ve fonksiyonel gereksinimlerini karşılayacak, kişisel isteklerini tatmin edecek öngörülebilir ve ekonomik tedaviyi sunmaktır (103).

İmplant destekli protezler, sabit ve hareketli üzere ikiye ayrılırlar. Yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından ise sabit ve hareketli protezler Misch'e göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (104).

SP-1: Doğal bir diş görünümünde, sadece krunun yerini alan sabit protezler,

SP-2: Kron ve kökün bir kısmının yerini alan sabit protezler. Kron konturu oklüzal yarıda normal formda iken, gingival yarıda biraz daha aşırı kontura sahiptir,

SP-3: Eksik kronlar, dişeti ve dişsiz bölgenin yerini alan sabit protezler,

HP-4: Hareketli protezler. Tamamen implant destekli overdenture protezler

HP-5: Hareketli protezler. İmplant ve yumuşak doku destekli overdenture protezler.

2.2.1. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Dayanak Seçimi

İmplant planlamasında; uygulanacak olan implantın çeşidi, sayısı ve yerleşimi kadar protetik üst yapıyı oluşturan komponentlerin seçimi de dikkat gerektirmektedir. Son yıllarda, hasta ve hekimlerin artan estetik beklentileri, oral implantolojinin protetik aşamasını çok daha önemli bir hale getirmiştir. İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan dayanaklar, firmalara göre çeşitlilik gösterebildiği gibi estetik nedenler, üretim şekillleri, kullanılan malzemeler ve de uygulanacak olan restorasyonun tipine göre de farklılık gösterebilir (105). Üretici firmalar tarafından pek çok farklı dayanak seçeneği piyasaya sunulmakta ve bu çeşitlilik hekim için tercih yapmayı zorlaştırmaktadır. Dayanak seçimi sırasında hekim; hastayla ilgili anatomik, estetik, periodontal, biyomekanik, psikolojik ve ekonomik pek çok faktörü göz önünde bulundurmalıdır (106). Yapılan çalışmalarda;

- İmplantın yerleşimi ve açısı,
- İnterokluzal mesafe,

- Periodontal dokular,
- Dişeti yüksekliği ve kalınlığı,
- Uygulanacak olan protetik restorasyonun çeşidi,
- Okluzal yüklerin ideal bir şekilde dağılımı,
- Kullanılacak olan dayanak materyali ve
- İmplant-dayanak tasarımının dikkatle değerlendirilmesi gereken parametreler arasında olduğu bildirilmiştir (107, 108).

Doğru dayanak seçimi, mekanik olarak stabil ve estetik olarak beklentiyi karşılayan protetik restorasyonların üretilebilmesi için kritik önem taşımaktadır. Hekimin mevcut dayanak seçenekleri hakkında bilgi sahibi olması, vakaya uygun dayanak seçimi yapmasını kolaylaştırmaktadır.

Dayanaklar, implantın ağız ortamına açılan bölümüdür ve implant destekli protezlere tutuculuk, destek, retansiyon ve ideal bir çıkış profili sağlamak amacıyla kullanılırlar (109). Dayanaklar genel olarak geçici ve daimi olmak üzere 2 gruba ayrılırlar. Geçici dayanaklar; ölçü dayanakları, iyileşme dayanakları ve geçici restorasyonlara retansiyon sağlayabilecek yüzeye sahip olan prepare edilebilen metal ya da plastik dayanaklardır. İmplant destekli geçici restorasyon; cerrahi işlem sonrası iyileşme döneminde yumuşak dokuların ideal bir biçimde şekillenmesine yardımcı olmak için kullanılır, daimi restorasyon öncesinde estetik parametrelerin değerlendirilmesine olanak tanır ve hasta konforunu artırır (76).

Daimi dayanakların üretiminde kullanılan 2 temel materyal, titanyum ve seramiklerdir. Titanyum; biyolojik uyumu, korozyona olan direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeniyle dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır (110). Zirkonya ise; düşük ısı iletkenliği, estetik oluşu, frezelenbilmesi, biyolojik uyumu, yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı sayesinde diş hekimliğinde giderek daha yaygın bir kullanım alanı bulmuştur (111). Dayanak seçiminde estetik gereksinimler dikkatli değerlendirilmelidir. İmplant

yerleşiminin yüzeyel ve dişeti kalınlığının ince olduğu vakalarda, titanyum dayanaktan dişetine yansıyarak estetiği olumsuz yönde etkileyebilir. Böyle durumlarda, zirkonya dayanak kullanımı ile daha estetik sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (112). Yapılan çalışmalarda; zirkonyanın, titanyum ile karşılaştırıldığında daha az plak akümülyasyonuna sahip olduğu (113, 114) ve kısa dönemli klinik çalışmalarda zirkonya dayanaklarda kırıkla ilgili bir komplikasyonun yaşanmadığı bildirilmiştir (110, 115). Bununla birlikte in-vitro çalışmalarda titanyum dayanakların kırılma dayanımının zirkonya dayanaklardan yüksek olduğu bildirilmiştir (111). Uygun bir bağlantı tasarımı, dikkatle kontrol edilmiş bir oklüzyon ve iyi planlanmış restorasyonlar uzun dönemde zirkonya dayanakların klinik başarısı için gereklidir.

En güncel dayanak tasarımlarından bir diğeri, '*ti-base*' dayanak tasarımıdır. Özellikle estetik gereksinimin yüksek olduğu bölgelerde, *ti-base* dayanaklar üzerine yapılan restorasyonların, gerek mekanik gerekse de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (116, 117). Buna ek olarak; zirkonya dayanakların aksine implant ile bağlanan kısmın titanyum olması sebebiyle, yapının mekanik dayanımının artacağı belirtilmiştir (118). *Ti-base* dayanakların en önemli avantajları; uygulama ve üretim kolaylığıdır. *Ti-base* kişiye özel restorasyonların veya dayanakların, tasarım ve üretimi hekim tarafından CAD/CAM sistemleri kullanılarak yapılabilir. *Ti-base* dayanakların dezavantajı ise, implant çevresi yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu veya implantların derin yerleştirildiği olgularda *ti-base*'in dayanak boyunun gerekli retansiyonu sağlamak için kısa kalmasıdır (119). Ayrıca estetik gereksinimin arttığı ve bukko-lingual mesafenin dar olduğu, alt ön keser bölgesinde, *tibase* dayanak yerine zirkonya dayanak kullanımının daha estetik sonuçlar vereceği belirtilmiştir (117).

Üretim şekillerine göre dayanaklar prefabrike ve kişiselleştirilmiş dayanaklar olmak üzere ikiye ayrılırlar. Prefabrike dayanaklar, üretici firma tarafından genellikle titanyum veya zirkonyadan üretilen fabrikasyon dayanaklardır. Bu dayanaklar, hazırlanacak olan sabit protetik restorasyona uygun bir çıkış profili ve yeterli retansiyonu sağlamak amacıyla diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilerek kullanılırlar. Üretici firmaların büyük bir kısmı; farklı dişeti yüksekliği ve formuna (anatomik veya düz) sahip, standart ve açılı olmak üzere farklı prefabrike dayanak seçenekleri sunmaktadır. Prefabrike dayanaklar, hekim tarafından genellikle

daha düşük maliyetli oldukları ve hasta başında modifiye edilebildikleri için tercih edilirler. Bu dayanakların kullanılabilmesi için, ideal bir implant yerleşimi gereklidir. İmplant yerleşiminin ve açılanmasının ideal olmadığı durumlarda; estetik problemlerin yanı sıra gerekli retansiyon ve stabilitenin sağlanmasının da güç olacağı belirtilmiştir (120). Kişiselleştirilmiş dayanaklar ise; ideal çıkış profilini sağlamak için, implantta açılanma problemi ve yetersiz interoklüzal mesafe varsa tercih edilir. Bu dayanakların üretimi, geleneksel döküm yöntemleri veya CAD/CAM sistemleriyle dikkatle yapılması gereken maliyetli bir laboratuvar işlemi gerektirir (121). CAD/CAM sistemi kullanılarak kişiselleştirilmiş dayanak üretimi için genellikle zirkonya veya titanyum bloklar tercih edilmektedir. Günümüzde kişiselleştirilmiş dayanak üretimi için implant üretici firmaları tarafından önerilen sistemler; Nobel Procera (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç), Straumann CARES (Straumann, Basel, İsviçre), Bella Tek Encode (BIOMED 3i, Florida, ABD) ve Atlantis (Dentsply-Sirona, New York, ABD)' dir (122).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonu için siman veya vida tutuculu sistemler kullanılabilir. Bu tercih; interoklüzal mesafe, periodontal dokular, oklüzyon, estetik ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak yapılır (123, 124).

Vida Tutuculu Dayanaklar

Vida bağlantılı sistemlerde protetik üst yapı dayanağa vida ile sabitlenmektedir. Bu sistemlerde genel olarak, oklüzalden veya transversal vidalı dayanaklar kullanılır. Oklüzalden vidalı dayanaklarda giriş deliği oklüzalde olduğu için oklüzal ilişkinin sağlanması dikkat gerektirir. Transversal vidalı dayanakların ise labotatuvar aşamaları zor ve maliyetlidir (124).

Vida tutuculu dayanakların avantajları; siman tutuculu dayanaklara kıyasla daha iyi bir marjinal uyuma sahip olması, interoklüzal mesafe yetersiz olduğunda kullanılabilmesi ve gerektiğinde üstyapıyı çıkarmanın çok daha kolay olmasıdır (125, 126). Vida tutuculu dayanakların dezavantajları ise, pasif uyum gösteren bir üst yapı protezinin elde edilmesinin zor olması, oklüzal yüzeyde hazırlanan vida yuvasının estetik olarak problem oluşturması ve dayanak seviyesinde vida gevşeme riski

taşımasıdır. Ayrıca; vidalı rekonstrüksiyon için laboratuvar maliyetleri daha yüksek olduğundan, üretimi de daha pahalıdır (127-129). Literatürde dengesiz oklüzal yüklerin vidada plastik deformasyona neden olabileceği bildirilmiştir (130). Bu sebeple vida tutuculu sistemlerde, vidanın periyodik olarak kontrol edilmesi önerilmektedir.

Siman Tutuculu Dayanaklar

Siman tutuculu sistemde; protetik üst yapı dayanağa siman yardımıyla sabitlenir. Siman tutuculu dayanaklar, implant diş hekimliğinde en sık kullanılan dayanaklardır (131). Bunun için kullanılabilen iki tip dayanak mevcuttur. Bunlar; solid dayanak ve içinde vida erişim boşluğu olan iki parçalı dayanaklardır.

Siman tutuculu dayanağın preparasyonu ve simantasyon tekniği doğal diş destekli sabit protezler ile benzerlik gösterir. Siman tutuculu dayanakların avantajları; yanlış eğimli implantların açısının telafi edilmesi, implant dayanağı ile restorasyon arasındaki siman tabakası nedeniyle pasif uyumu sağlamanın kolay olması ve bir vida giriş deliğinin olmaması sebebiyle bozulmamış oklüzal yüzey varlığıdır (132). Literatürde yer alan en önemli dezavantajı ise peri-implant mukositis ve peri-implantitis gibi peri-implant hastalıklarının gelişimiyle ilişkili olan artık simanı temizleme güçlüğüdür. Sonuç olarak, siman tutuculu dayanakların bu dezavantajı, implant tedavisi için ek bir risk faktörü oluşturmaktadır (11, 133-138).

2.2.2. İmplant Destekli Vida/Siman Tutuculu Sabit Restorasyonların Seçiminde Etkili Olan Faktörler

İmplant destekli sabit restorasyonların başarısı için protezin üstyapısının implantla olan bağlantı bütünlüğü kritik faktörlerden birisidir (139). Seçilen bağlantı tipi, restorasyonun prognozunu etkileyebilmektedir. Hasta için hangi retansiyon tipinin uygun olduğu ise çeşitli faktörlere dayanmaktadır. Bunlar; avantaj/dezavantajları, endikasyonları ve klinik performansdır (2).

Yapılan bir çalışmaya göre (140), vida tutuculu bir restorasyon, siman tutuculu bir restorasyon maliyetinin yaklaşık dört katını içermektedir. Ancak günümüzde protetik parça tasarımlarının ve dijital iş akışının gelişmesiyle birlikte bu maliyetler azalmıştır. Prefabrike titanyum veya zirkonyum dioksit bazına bağlanmış, bireyselleştirilmiş kombine dayanak yaklaşımı, uygun maliyetli bir çözüm olarak sunulmaktadır. Ancak, bu dayanak tipi için henüz uzun vadeli klinik değerlendirmeler bulunmamaktadır (141). İmplant destekli vida tutuculu restorasyonlar, CAD/CAM sistemlerinin gelişmesinin sağladığı üretim kolaylığı ve yeni materyallerin geliştirilmesi sayesinde günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Vida tutuculu restorasyonların en belirgin avantajı, arklar arası mesafe sınırlı olduğunda, dayanağın aksiyel duvar yüksekliğinin siman tutuculu proteze izin vermediği durumlarda kullanılabilmesidir (142). Vida tutuculu restorasyonlar, yapıştırıcı simana ihtiyaç duymazlar ve tutuculuk üreticinin önerilerine göre belirlenen değerde vidanın sıkıştırılması ile sağlanır. Sorun oluşmaması için üst yapı pasif uyumlu olmalıdır. Pasif olmayan üst yapının oluşturacağı kuvvetler vida gevşemesinden, osseointegrasyon kaybına kadar birçok soruna neden olabilir (143, 144).

Oklüzyon, yapılacak sabit protetik restorasyonun siman ya da vida tutuculu olacağına karar verilmesinde önemli bir diğer faktördür. Kuvvetin implantın uzun aksına paralel iletilebilmesi için, arka bölgedeki implant destekli restorasyonlarda oklüzal temaslar santral fossada yer almalıdır. 3 mm'lik vida deliği büyük azıların oklüzal tablasının %50' sini, küçük azıların oklüzal tablasının ise %50' sinden fazlasını kaplamaktadır (145). Bu durum, özellikle dar oklüzal tablaya sahip dişlerde uygun oklüzal temasların sağlanmasında güçlük yaratabilir.

Siman tutuculu restorasyonlar, geçici veya daimi olarak yapıştırılabilir. Geçici siman restorasyona zarar vermeden çıkarılabilmeyi sağlarken, sızıntı ve retansiyon kaybı riski ise daimi simana kıyasla yüksektir. Siman tutuculu restorasyonlarda fonksiyon esnasında retansiyonu sürdürmek için temel mekanik parametreler önemlidir. Bu faktörler; aksiyel duvarların paralelliliği, yüksekliği, çapı, yüzey pürüzlülüğü, yerine koyulacak diş sayısına bağlı olarak dayanak sayısı, ark üzerindeki dayanakların konumu, dayanağın düz veya açılı olması ve kantilever varlığıdır (2). Altı derecelik koniklikliğe sahip siman tutuculu dayanaklar, doğal diş

preparasyonunda elde edilen retansiyonun üç ila dört katı kadar ideal tutuculuk sağlamaktadır (145). Bu yüzden, arklar arası mesafe yeterli olduğunda, siman tutuculu dayanaklar, restorasyon için yeterli tutuculuk sağlamaktadır. Daha büyük kuvvetler veya azaltılmış dayanak/restorasyon arayüzü durumlarında ise; dayanak yüzeyini kumlamak veya oluklarla modifiye etmek gerekir (146).

Siman tutuculu restorasyonların en önemli avantajları; pasif uyum, uygulama kolaylığı, estetik, düşük maliyet, daha az vida gevşemesi ve kırılmasıdır (107). Günümüzde her iki restorasyon tipi ile istenilen estetiği sağlamak mümkündür. Ancak vida tutuculu protezlerde implantın üç boyutlu olarak doğru konumda olmadığı durumlarda vida erişim yeri sorun yaratabilmektedir. Bu durumda siman tutuculu protezler avantaj sağlamaktadır (120). Siman tutuculu restorasyonların dezavantajları ise; daimi siman kullanıldığında ve siman tutuculu restorasyonun sökümü gerektiğinde bu durumun, zaman alıcı ve hasta için rahat olmayan bir prosedür olmasıdır (147). Kontrol edilebilirlik, bu bağlantı şeklinde tam olarak mümkün değildir. Dolayısıyla başarısızlık durumunda, protetik üst yapının yenilenmesi gerekebilir. Simantasyon işleminden sonra artık simanın tam olarak temizlenememesi ve buna bağlı olarak görülen yumuşak doku enflamasyonu da siman tutuculu sistemin bir diğer dezavantajıdır (6, 11).

2.2.3. İmplant Destekli Vida/Siman Tutuculu Sabit Restorasyonların Endikasyonları

Literatürde uzun aralıklı ve kantileverli sabit restorasyon tasarımlarında komplikasyon riskinin yüksek olduğu tartışılmıştır (148, 149). Bu durumlarda tamirinin daha kolay sağlanabilmesi için vidalı retansiyonun tercih edilmesi önerilmektedir. İmplant üç boyutlu olarak ideal bir konuma yerleştirilememişse genellikle siman retansiyonu tek seçenektir. Bu nedenle implant tedavisinde, uygun tedavi planlaması ve protez yönlendirmeli implant yerleşimi önemlidir (150-152). Wittneben ve ark. (2) yaptıkları bir derlemede ve 2014 yılında bildirilen konsensüs (153) kararlarına göre siman/vida tutuculu sabit restorasyonlar aşağıdaki durumlarda tercih edilmelidir.

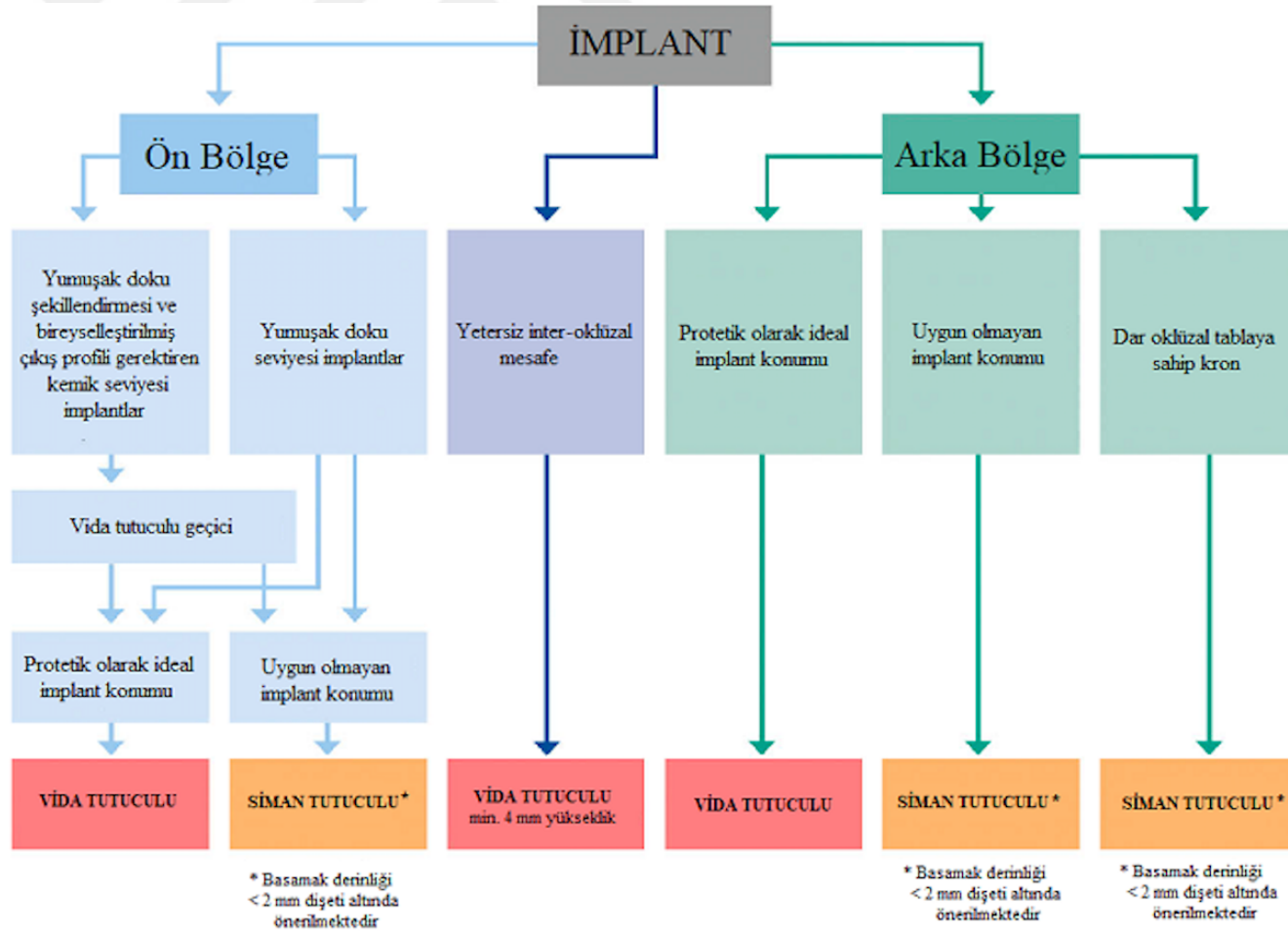
Siman tutuculu sabit restorasyonlar;

- Kısa mesafeli protezlerde marjin seviyesi dişeti seviyesinde veya üstünde ise,
- İmplantın açısı kompanse edilmek istendiğinde,
- Oklüzyonun daha kolay uyumlanabilmesi için bir erişim deliğinin varlığı istenmediğinde dar çaplı kronlarda tercih edilmelidir.

Vida tutuculu sabit restorasyonlar ise;

- İnterark mesafe minimum olduğunda (min 4 mm),
- Kantilever dizaynına sahip sabit implant üstü restorasyonlarda,
- Uzun dişsiz boşluklarda,
- Artık siman risk faktöründen kaçınmak istendiğinde,
- Estetik bölgede, yumuşak doku şekillendirmesi için geçici restorasyon kullanılacağında
- Geri çıkarılabilmesi isteniyorsa tercih edilmelidir.

Şekil 2.1’de retansiyon tipinin seçimiyle ilgili bir karar şeması gösterilmektedir (2). Ön bölgede siman ya da vida tutuculu kararını verirken implantın protetik olarak ideal konumda olup olmadığı önemlidir. Eğer implantın konumu uygun değilse siman tutuculu restorasyon tercih edilebilir. Yetersiz interokluzal mesafe varlığında tek seçenek vida tutuculu restorasyondur. Arka bölgede ise yine implantın protetik olarak ideal konumda olup olmadığı önemlidir. Ayrıca, dar okluzal tablaya sahip kronlarda vida çıkış deliğinin yaratacağı problemden dolayı siman tutuculu restorasyonlar tercih edilmelidir. Artık siman riski açısından siman tutuculu restorasyonlarda basamak derinliğinin 2 mm’den fazla olması ise önerilmemektedir.



Şekil 2.1. Retansiyon tipi seçimi için karar şeması (2).

2.2.4. İmplant Destekli Vida/Siman Tutuculu Sabit Restorasyonların Klinik Performansları

Günümüzde birçok yayın siman ve vida tutuculu sabitleme yöntemlerinin klinik performanslarını sağkalım, biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından kıyaslamıştır.

Wittneben ve ark. (154) yayınladıkları sistematik derlemede vida tutuculu ve siman tutuculu protezleri; sağkalım, mekanik/teknik komplikasyon ve biyolojik komplikasyon açısından karşılaştırmış ve sonuçları değerlendirmiştir. Vida tutuculu ve siman tutuculu protezlerin tahmini 5 yıllık sağkalım oranlarının benzer olduğunu (siman tutuculuda % 96.03, vida tutuculuda % 95.5) ve farklı protez tiplerinin başarısızlık oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını söylemişlerdir. Toplam teknik ve biyolojik komplikasyon sıklığı ise istatistiksel olarak siman tutuculu restorasyonlarda daha yüksek bulunmuştur. Siman tutuculu protezlerin başarısızlık oranı ise, belirli bir simanın seçiminden etkilenmemiştir. Bununla birlikte, simanın tipi retansiyon kaybını etkilemiştir (155). Teknik komplikasyonlardan seramik kırılması/ufalanması, vida tutuculu protezlerde önemli ölçüde daha sık meydana gelmiştir. Fistül/süpürasyon gibi biyolojik komplikasyon sıklığı ise siman tutuculu protezlerde istatistiksel olarak daha fazladır. Bu sonuçlar, siman kalıntılarının yumuşak doku enfeksiyonu açısından önemli bir risk faktörü olduğunu söyleyen diğer raporlarla uyumludur (156-159).

Millen ve ark.'nın (160) yaptığı sistematik derlemede yetmiş üç makale çalışmaya dahil edilmiştir. Vida tutuculu protezler siman tutuculu protezlerle kıyaslandığında, tek kronlar ve sabit bölümlü protezlerde teknik komplikasyon oluşumuna daha fazla eğilimli olduğu görülmüştür. Vida tutuculu sabit bölümlü protezlerde, teknik komplikasyon görülme sıklığı önemli oranda yüksektir ve vida tutuculu sabit tam-ark protezler, yüksek oranda daha fazla porselen kırılması oranı göstermiştir. Tüm sabit protezler düşünüldüğünde, siman tutuculu protezler için önemli ölçüde daha yüksek teknik ve biyolojik komplikasyon oranları görülmüştür. Çok değişkenli Poisson regresyon analizi, başarısızlık insidansı açısından vida ve siman tutuculu protezler arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Teknik

komplifikasyonların ortaya çıkışının, protez veya dayanak materyalinden ziyade, protez tipine daha fazla bağımlı olduğu bildirilmiştir. Siman tutuculu sabit dental protezler ile ilişkili riskler ve daimi simantasyon sonrası sınırlı müdahale seçenekleri dikkate alındığında, implant destekli sabit restorasyonlarda vida tutuculu sistem önerilmiştir.

Siman ve vida tutuculu restorasyonlar ile ilgili güncel ve kapsamlı bir sistematik derleme 2012 yılında Avrupa Osseointegrasyon Konsensüs Konferansı'nda sunulmuştur (161). Bu sistematik derleme, implant ve restorasyonların sağ kalımlarına odaklanmış ve en az 1 yıllık bir ortalama takip ile çalışmalardan elde edilen tahmini 5 yıllık ve 10 yıllık teknik ve biyolojik komplifikasyon oranlarını hesaplamıştır. Komplifikasyonların görülme oranları siman veya vida tutuculu tek kronlar, sabit bölümlü protezler ve tam-ark sabit protezler için gruplandırılmıştır. Vida tutuculu ve siman tutuculu sabit dental protezlerin sağkalım oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bildirilmemiştir. Biyolojik komplifikasyon oranları (kemik kaybı>2 mm), siman tutuculu protezlerde daha yüksek bulunurken, vida tutuculu sabit protezlerde daha fazla teknik komplifikasyon görülmüştür (161).

Weber ve Sukotjo (162) tarafından yapılan diğer bir sistematik derlemede, kontrol muayenesinden sonra (> 72 ay), uygulanan implant destekli sabit protezlerin başarı oranlarını siman tutuculu protezler için % 93.2 ve vida tutuculu protezler için %83.4 bildirmiştir. Vida tutuculu protezlerde ise daha fazla komplifikasyon görülmüştür.

2.3. İmplant Çevresi Dokuların Özellikleri

2.3.1. Peri-implant Dokuların Periodontal Dokulardan Farkı

Doğal dişi çevreleyen dokular ile implantı çevreleyen dokular arasında benzerlikler olmasına rağmen histolojik ve anatomik olarak belirgin farklılıklar vardır. İmplant çevresindeki yumuşak dokular, doğal diş etrafındaki periodontal dokulara benzer şekilde keratinize ve keratinize olmayan epitelden oluşur. Hem doğal diş etrafında bulunan birleşim epiteli hem de implant etrafındaki bariyer epiteli yaklaşık

2 mm uzunluğundadır ve supra alveoler bağ dokusu alanları benzer karaktere sahip olup yaklaşık 1-1.5 mm yüksekliğindedir (163).

Her iki doku etrafında bulunan epitel tabakası diş yüzeyine veya implant yüzeyine hemidesmozomlar aracılığı ile tutunmaktadır. Doğal dişin aksine, implant ile implantı çevreleyen kemik arasında periodontal ligament yoktur ve implant-kemik teması lifler aracılığı ile değil osseointegrasyon ile sağlanır. Dental implantlar, kemiğe direkt bağlandığından, uygulanan kuvvetler süspansiyon edememektedir. Buna ek olarak, peri-implant dokular dokunma duyusunu algılayan periodontal ligamentte bulunan mekanoreseptörlerden de yoksundur (164).

Dental implantlarda, doğal dişlerden farklı olarak kollajen lif demetleri implant yüzeyine paralel olarak seyretmektedir. Bağlantı bölgesindeki bağ dokusu doğal dişlere oranla daha fazla kollajen içermesine rağmen daha az fibroblast ve damarsal yapı içermektedir (163).

2.3.2. Peri-mukositis ve Peri-implantitis Tanımı

Periimplantitis, 1994'te Periodontoloji üzerine yapılan ilk Avrupa Workshop'unda, bir implantın fonksiyonunda işlev gören destekleyici kemik kaybı ile ilişkili inflamatuvar reaksiyonlar olarak tanımlanmıştır. Bu tanım, çeşitli konsensus toplantılarında incelenmiştir (165). Etiyolojisi üzerine farklı hipotezler önerilmiştir. Peri-implant hastalıklarının enfeksiyöz olduğu bildirilmiştir.

Peri-implant hastalığı, yük taşıyan bir implantın etrafındaki dokularda meydana gelen patolojik inflamatuvar değişiklikleri ifade eder. Peri-implant hastalıkları aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (166):

1. Peri-implant mukositis: Radyografik kemik kaybı bulgusu olmadan şişlik, sondalama kanaması ve peri-implant dokuların sondalama derinliğinin artması ile karakterize edilen, geri dönüşümlü inflamatuvar bir patolojidir.

2. Peri-implantitis: Bir yıllık fonksiyon sonrasında 1.5 mm'yi aşan ilerleyici krestal kemik kaybı ile karakterize, geri dönüşümsüz bir durumdur.

Peri-implant hastalıklarının tanımı konusunda uzlaşma sağlanmış olsa da, literatürde yapılan çalışmalarda diagnostik kriterler farklılık göstermektedir (167). Bu nedenle çalışmalarda belirtilen peri-implant hastalık prevalansı da değişkenlik gösterir.

Son yıllarda yapılan bir konsensüs toplantısında (168) periimplantitis; implanta (materyal, yüzey özellikleri, tasarım), klinisyene (cerrahi ve protetik deneyim, beceri) ve hastaya (hastalık, ilaç, oral hastalık, oral hijyen, sigara, kemik kalitesi) bağlı çok faktörlü etyolojiye sahip peri-implant patoloji olarak tanımlanmıştır.

2.3.3. Artık Simanın Peri-implant Hastalıklar Üzerine Etkisi

Siman tutuculu protezlerin en büyük dezavantajı artık siman bırakılması sonucunda bakteriyel kolonizasyona bağlı olarak peri-implant doku hastalıklarına neden olabilmesidir (169). Artık simanın pürüzlü yüzeyi, peri-implant hastalıklar için birincil etyolojik etken olarak gösterilen plak birikimi ve bakteri oluşumuna neden olmaktadır (170).

Artık simana verilen implant çevre dokuların yanıtı; kanama, şişme ve eksüdasyondan osseointegrasyon kaybına ve sonuç olarak implant başarısızlığına kadar çeşitlilik göstermektedir (171). Bu sebeple Amerikan Periodontoloji Akademisi 2013 yılından itibaren implant çevresindeki artık simanı peri-implant mukositis ve peri-implantitis için bir risk faktörü olarak göstermiştir (171).

Subgingival artık simanın peri-implant hastalıklar üzerine etkisinin incelendiği bir sistematik derleme (172), çalışmaların birçoğunun peri-implant koşulları değerlendirmek için iyi tanımlanmış klinik parametrelere sahip olmaması nedeniyle, dahil edilme kriterlerini karşılayan az sayıda çalışma olduğunu ortaya koymuştur. Analiz edilen veriler sonucunda, artık simanın dental implantların etrafında % 59.5 ila % 80.95 arasında olduğu tespit edilmiştir. Dahil edilen tüm çalışmalar, artık siman ve peri-implant mukositis arasında bir korelasyon olduğunu gösteren diğer raporlarla

benzer bulunmuştur (173). Ayrıca; son zamanlarda peri-implant mukositisin, peri-implantitis başlangıcı için hasta düzeyinde bir risk faktörü olduğu bildirilmiştir (174, 175).

Periimplantitis klinik olarak belirgin hale gelmeden önce 4 ay ila 9 yıl geçebilmektedir. Yapılan bir çalışmada klinik olarak peri-implant doku hastalığı olduğu belirlenen implant vakalarının % 81'inde artık simana rastlanmıştır. Artık simanın temizlenmesinden sonra ise bu vakaların % 74'ünde peri-implant hastalığının ortadan kalktığı gözlenmiştir (176).

Linkevicius ve ark. (177) implant üzerinde yaptığı retrospektif bir çalışmada siman artığı olan ve olmayan implantlar analiz edilmiştir. 238 vida tutuculu implant ise kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Peri-implant hastalık olduğu kaydedilen vakalarda artık siman gözlenmiştir, vida tutuculu restorasyonların ise yalnızca % 1.08'inde peri-implant hastalığa rastlanmıştır.

Weber ve ark. (12) siman ve vida tutuculu implant üstü restorasyonları kıyasladıkları çalışmalarında, siman tutuculu restorasyonlarda modifiye plak indeksi ve sondalamada kanama indeksinin daha yüksek olduğunu kaydetmişlerdir.

Güncel bir sistematik derlemede ise artık siman varlığı, peri-implant hastalıklar için olası bir risk faktörü olarak tanımlanmıştır. Takip ve düzenli kontrol aralıklarıyla peri implant hastalıklarının çoğunun erken dönemde tespit edilebileceği rapor edilmiştir (178).

2.4. İmpant Destekli Siman Tutuculu Restorasyonlarda Siman Seçimi

Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynar (179). Simanlarının klinik başarısı; yüksek baskı, gerilme ve kırılma dayanıklılığına, adezyon ile güçlü bağlantısına, biyouyumluluğuna, çözünmeye karşı direncine ve kolay kullanım özelliğine bağlıdır (8, 180, 181). Simanların amacı; dayanak ile restorasyon arasında oluşan aralığı doldurarak

bakterilerin ve ağız sıvılarının dayanak yüzeyine penetrasyonunu engellemek, termal iletme karşı yalıtıklık sağlamak ve restorasyonun retansiyonunu sürdürmektir (182).

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları:

- 1- Çinko fosfat simanlar
- 2- Çinko polikarboksilat simanlar
- 3- Cam iyonomer simanlar
- 4- Hibrid iyonomer simanlar
 - ✓ Rezin ile modifiye edilen cam iyonomer simanlar
 - ✓ Poliasit ile modifiye edilen rezin simanlar
- 5- Rezin simanlar olarak sıralanabilir.

İmplant destekli protezlerin simantasyonunda hangi simanın tercih edilmesi gerektiğini araştıran çalışmalarda, araştırma protokollerinin ve kullanılan sistemlerin farklılık göstermesi sebebiyle birbiriyle bağdaşmayan çok çeşitli sonuçlar elde edilmiştir (8, 180). İdeal implant simanı; hastanın kullanımı süresince yeterli retansiyona sahip, fakat gerektiğinde de peri-implant doku, dayanak ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden çıkarılabilmesine izin verecek yapıda olmalıdır.

2010 yılında ABD'deki diş hekimliği fakültelerinde yapılan bir araştırma, implant destekli restorasyonlarının yapıştırılması için kullanılan simanların tercih edilme oranlarını bildirmiştir. Araştırmadaki dikkat çekici nokta, hekimlerin implant destekli restorasyonların yapıştırılması için diş üstü restorasyonların yapıştırılmasında kullandıkları simanları kullanma eğiliminde olduğudur. Bu da bilimsel bir dayanaktan çok kişiye özel bir tercih olarak siman seçiminin yapıldığı sonucunu vermektedir (183).

İmplant destekli siman tutuculu restorasyonlarda simantasyon işlemi, geçici veya daimi siman ile yapılabilir. Daimi simanın, geçici siman üzerindeki en büyük avantajı, daha yüksek düzeyde olan kalıcılığıdır (146). Direnç/tutuculuk formu, yüksekliği, dağılımı ve dayanak sayısı, altyapı uygunluğu ve protezin yer aldığı alan bölge maksilla veya mandibula gibi birçok faktör, simanın tutuculuğunu etkileyebilir (184, 185). Çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve dual-cure rezin simanlar, implant üstü protetik restorasyonların daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen ve siman tutuculuğunu konu alan karşılaştırmalı çalışmalarda standart olarak kabul edilen simanlardır (180, 186, 187). Bununla birlikte, bazı yazarlar siman tutuculu implant destekli protezlerin çevre dokulara zarar verilmeden çıkarılabilmesi amacıyla geçici simanları daimi simanlara alternatif olarak önermektedir (180, 188, 189).

Daimi ve geçici simanlar arasında seçim yaparken bazı hususlar göz önünde bulundurulmalıdır. Geçici simanlar, artık simanın kolayca temizlenmesi, uygun koşullarda yeterli tutuculuk sağlaması ve gerektiğinde restorasyonun dayanağa veya implanta zarar vermeden kolayca çıkarılabilmesi gibi bazı avantajlar sağlar (189, 190). İmplant ve protez bileşenleri arasındaki uyumun çok iyi sağlandığı durumlarda, geçici siman kullanımı birçok klinisyen tarafından önerilmiştir (191). Ancak geçici simanlar daimi simanlarla karşılaştırıldığında, daha fazla çözünürlük ve daha az tutuculuk gibi bazı dezavantajlar göstermektedir.

Daimi simanların geçici simanlar üzerindeki temel avantajı, yüksek derecede kalıcılığıdır (192). Schwarz ve ark. (193) tarafından yapılan bir çalışmada, implant üstü kron ve köprülerde kullanılan geçici simanın, kırık ve retansiyon kaybı insidansı açısından daimi simandan daha büyük olduğunu göstermiştir. Genel olarak, farklı geçici ve daimi simanların gerilme dayanıklılığını karşılaştıran çalışmalar temel alındığında, simanların tutuculuğu en az olandan en çok olana doğru sıralaması; çinko oksit (Öjenollü veya öjenolsüz), çinko polikarboksilat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, çinko fosfat ve rezin siman şeklindedir (8, 101, 180, 189, 194-198).

Daimi simanlar arasında seçim yapılırken, taşan simanın kolay temizlenmesi ve titanyum dayanaklara verilecek olası hasar durumu da dikkate alınmalıdır. Agar ve

ark. (195) çinko fosfat, cam iyonomer ve rezin simanlar arasında temizlenmesi en kolay olanı çinko fosfat en zor olanı ise rezin siman olarak rapor etmişlerdir.

Çeşitli simanların toksik etkisi, kimyasal bileşimi ve polimerizasyon reaksiyonu nedeniyle farklı olabilir (199, 200). Resin simanlar, polimerizasyon sonrasında serbest monomerlerin açığa çıkması nedeniyle dokular üzerinde zararlı etkilere neden olabilirler. Ayrıca, polimerize olmayan yüzeysel oksit tabakası, hücre için toksik bir ajan olan formaldehit içerir (199). Polimerizasyon sonrasında resin ile modifiye edilen cam iyonomer simandan salınan 2-hidroksi etil metakrilat hakkında da bazı endişeler vardır. Bu materyalin iltihaplanma, solunum problemleri alerji ve kontakt dermatit gibi çeşitli toksik aktiviteleri vardır (201). Diğer yandan, çinko içeren simanlardan salınan çinko iyonları ise antibakteriyel etkiler göstermektedir (200, 202).

Doğal dişlerdeki restorasyonların simantasyonunda kullanılan simanların tamamı implant protezleri için uygun değildir (203, 204). Örneğin; *Durelon*, üreticinin talimatlarına göre titanyum üzerinde korozyon etkisi olan bir polikarboksilat simandır ve doğal dişler için Ti içermeyen restorasyonlarda kullanılması tavsiye edilir (203). Florür içeren simanlar ise, doğal diş destekli restorasyonlar için avantajlıdır. Ancak implant destekli restorasyonlar üzerinde olumsuz bir etkisi olabilir. Florit, titanyumun işlenmesi için endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır. Uygun koşullar altında, asidik bir etki yaparak metal iyonların yüzey üzerinden ayrılmasına neden olabilir.

Simanlar biyofilm oluşumuna yatkınlık açısından da farklılık göstermektedir. Korsch ve ark. (205) yaptığı retrospektif çalışmada, siman tutuculu implant destekli protezlere sahip hastaları değerlendirmiştir. Bu amaçla, artık siman örnekleri toplanmış ve 16S rDNA bazlı yöntemler ile bakteriyel in situ kolonizasyonu için analiz edilmiştir. Laboratuvar deneylerinde, çinko fosfat, çinko oksit öjenol ve metakrilat içerikli simanlar biyofilm oluşumu açısından incelenmiş ve metakrilat içerikli simanın bakteriyel invazyon ve biyofilm oluşumuna daha yatkın olduğu bildirilmiştir.

Taşkın simanın dokulara zarar verici etkileri göz önüne alındığında, simanların radyopasitesi siman artıklarının saptanmasında önemli ve kolay bir yol olarak kullanılabilir. Yapılan çalışmalarda, çinko içeren simanların en radyoopak simanlar

olduğu bildirilmiştir (206, 207). Buna karşın, 3M ESPE firmasının RelyX cam iyonomer ve Unicem universal resin simanları en az radyopak olan simanlardır. Ayrıca rezin bazlı implant destekli protezler için üretilen simanlar *Improv* (Alvelogro, Snoqualmie, WA) ve *Premier* implant simanı (Premier Dental, Plymouth Meeting, MA) da radyografik olarak görünmezler.

2.5. İmplant Destekli Siman Tutuculu Restorasyonlarda Artık Simanı Etkileyen Faktörler

Literatürde, restorasyonun marjin derinliği, implantın çapı, yerleştirildiği bölge, kullanılan implant sistemi, restorasyon ve doku arasındaki andırkat miktarı, dayanağın konturları gibi faktörlerin taşan simanın temizlenebilirliğini etkilediği, bu nedenle artık siman ile ilişkili olduğuna dair araştırmalar yer almaktadır. Bütün bunların yanı sıra hekime bağlı faktörler de artık siman miktarını etkileyebilmektedir.

Mevcut bilimsel makalelerin çoğu, simante restorasyonların marjin derinliği ile artık siman miktarı arasındaki ilişkiyi değerlendirmiştir. Caudry ve ark. (5), yaptıkları çalışmada; restorasyon marjin derinliğinin, sadece iyi bir estetik sonuç elde etmek için değil, aynı zamanda taşan simanın tamamen temizlenebilmesi için de çok önemli olduğunu vurgulamıştır. Restorasyon marjini, estetik bölgelerde subgingival, posterior bölgede ise gingival veya supragingival, erişilebilir bir konuma yerleştirmek önemlidir. Çünkü marjini derinliği, implantın çevresindeki artık siman miktarını etkilemektedir. Aksi takdirde, siman kalıntılarının tamamen temizlenebildiğinden emin olunamaz. Yakın tarihli bilimsel makaleler, kron marjini subgingival yerleştirildiğinde taşan simanı temizlemenin zor olabileceğini bizlere göstermektedir (13, 136, 195).

Simantasyon marjini derinliği, taşan simanın yetersiz temizlenmesine dolayısıyla artık siman miktarının fazla olmasına sebep olmaktadır. Agar ve ark. (195) mikroskop ile x20 büyütme altında dayanak yüzeylerini değerlendirdikleri bir invitro çalışmada, siman tutuculu restorasyonlarda dayanağın subgingival sınırında yapılan siman temizleme işlemlerinin, dayanağın çizilmesine sebep olduğu ve temizleme işlemlerine rağmen dayanak yüzeyinde temizlenemeyen artık simanın kaldığı

sonucuna varmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; özellikle 1 ila 1.5 mm arasındaki dayanak marjin derinliği riskli bulunmuştur. Çünkü; kron marjini, bukkal veya lingulade 1.5 mm ve interproksimalde 3 mm yumuşak doku seviyesinin altında kaldığında çok fazla temizlenemeyen siman bulmuşlardır.

Linkevicius ve ark. (13, 136) yaptıkları invitro ve prospektif klinik araştırmanın sonuçlarına göre, özellikle 2 ve 3 mm derinliğinde kron marjinlerine sahip titanyum dayanak gruplarında artık siman miktarının daha fazla olduğu göstermiştir. Yapılan bu çalışmalarda artık siman miktarı tartarak ve dijital fotoğraflar üzerinde alan hesaplaması yapılarak elde edilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda; taşan simanın temizlenebilmesi için marjin derinliğinin önemli olduğu vurgulanmıştır ve dişeti derinliğe uygun dayanak seçilmesi gerektiği tavsiye edilmiştir.

Windasiute ve ark. (131) yayınladıkları prospektif bir klinik çalışmada artık siman ile implantın yerleştirildiği bölge, çapı ve restorasyon ile doku arasındaki andırkat miktarı arasındaki ilişkiyi alınan fotoğraflar üzerinde piksel hesaplaması yaparak değerlendirmiştir. İmplantın yeri dikkate alındığında dayanak üzerindeki artık siman miktarı ve yumuşak dokulardaki artık siman miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Daha geniş çaplı implant kullanıldığında yumuşak dokularda kalan siman miktarında istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma görülmüştür; ancak dayanakta kalan siman miktarı ile implant çapı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Bunun yanında hem yumuşak doku hem de kron-dayanak kompleksinde andırkat miktarı ve artık siman arasında güçlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda göre; siman tutuculu kronlarda, implantların çapı ve yeri ne olursa olsun, restorasyon ve doku arasındaki andırkat fazla simanın daha iyi çıkarılabilmesi için minimum seviyeye indirilmelidir.

Korsch ve ark. (208) metakrilat siman *Premier* implant siman (Premier Dental Products Company) ile yapıştırdıkları implantüstü kronlarda bir iki ay içerisinde; sondlamada kanama, süpürasyon ve peri-implant ataçman kaybı gibi biyolojik komplikasyonlar gelişmiştir ve hastalar geri çağırılmıştır. Yapılan incelemenin sonuçlarına göre implant çapı, taşkın simanın görülme sıklığı ile anlamlı derecede ilişkili bulunmuştur. İmplantın yeri veya kullanılan üç implant sisteminin (Astra,

Camlog ve Bredent) ise; artık siman miktarı üzerine önemli bir etkisi olduğu görülmemiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre; kritik bir implant çapı henüz tam olarak belirlenememiştir. Ayrıca simantasyon işleminin elle yapılan bir işlem olması, artık siman miktarı ve çalışmaya katılan protez uzmanları arasında anlamlı bir fark yaratmamıştır.

Sancho-Puchades ve ark. (15) yaptıkları in vitro araştırmada, iç ve dış bükey profil tasarımına ve üç farklı basamak derinliğine sahip bireyselleştirilmiş dayanakların, restorasyon simantasyonunu takiben artık siman açısından hangisinin daha üstün olduğunu, dijital fotoğraflar üzerinde yaptıkları ölçümler ile değerlendirmiştir. İç bükey profil ve daha derin kron-dayanak marjin pozisyonları dayanak yüzeyinde artık siman kalma riskini arttırmıştır. İç bükey profilde, gingival marjin seviyesinde dış bükey profilden daha çok artık siman kalmıştır. İki profil için de kron-dayanak marjini subgingival olarak daha derinde olduğunda belirgin olarak daha fazla artık siman dayanak yüzeyinde tespit edilmiştir. Bunun yanı sıra, taşan simanın dayanakların bukkal yüzüne kıyasla lingual ve aproksimal yüzeylerde temizlenmesinin daha zor olduğu ve periapikal radyografinin, mevcut olan tüm artık siman kalıntılarının tespit edilmesinde yetersiz kaldığı rapor edilmiştir. Ayrıca kron-dayanak birleşim yeri referans alındığında artık simanın mezial ve distal alanlarda daha derine ilerlediği görülmüştür.

Başka bir klinik araştırmada (209), CAD/CAM kişisel titanyum implant dayanakları ve monolitik zirkonyum kronlar etrafındaki artık simanın sıklığı değerlendirilmiştir. Artık simanın implantın bulunduğu yer ve çapıyla herhangi bir ilişkisi bulunmamıştır. Artık simanın daha çok hangi bölgelerde kaldığı değerlendirildiğinde, çoğunun distal (%17.9) ve mezialde (%15), lingualde (%8.8) ve bukkalde (%3.4) ise daha az siman kaldığı gözlenmiştir. Sonuçlara göre artık simanın çoğunun interdental olarak yerleştiği ve bukkal bölgede siman varlığının en düşük insidansa sahip olduğu gösterilmiştir.

2.6. Artık Siman Miktarını Azaltmaya Yönelik Uygulamalar

Restorasyon marjinde artık simanın bulunmadığı, pasif uyum için az miktarda simana ihtiyaç duyan, plak birikimini azaltmak için restorasyon-dayanak birleşiminde minimal pürüzlülüğe ve restorasyon için optimum retansiyon sağlayan simantasyon teknikleri elverişli kabul edilmektedir. İmplant destekli siman tutuculu restorasyonların simantasyonunda taşan simanın tam olarak uzaklaştırılması klinisyenler için zor ve zaman alıcıdır. Literatürde ise bu konuyla ilgili, artık simanın önüne geçebilmek amacıyla bazı uygulamalar önerilmiştir.

Siman Kaçış Boşluğu Modifikasyonları

Bazı araştırmacılar, taşan simanın miktarını sınırlandırmak için dayanak veya kronlarda çeşitli modifikasyonlar yapmıştır. Taşan simanın miktarını, yönünü, yerini kontrol edebilmek ve siman akışını kolaylaştırmak için kaçış deliklerinin yapılması bu modifikasyonlara örnek olabilir.

Literatürde denenmiş taşan simanı azaltma tekniklerden biri; krona siman kaçış deliği hazırlanmasıdır. Patel ve ark. (14), yaptıkları çalışmada kron kopingleri üzerinde oluşturulan kaçış yolu deliklerinin çapı ve lokasyonunun dayanak kron birleşiminden taşan siman miktarına etkisini araştırmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre kaçış yolu deliğinin yerinin taşan siman miktarını etkilediği rapor edilmiş; ancak deliğin çapı ile taşan siman arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Simantasyon sırasında taşan siman miktarını en aza indirmek için 0.75 mm orta palatal veya insizo-palatal kaçış deliğinin kullanılması önerilmiştir. Sonuç olarak; iyi konumlandırılmış bir siman kaçış deliği, marjinden taşan fazla siman miktarını azaltır (210). Bu tekniğin dezavantajlarından birisi ise, yapısal bütünlüğün bozulmasına neden olduğu için meydana gelen porselen kırığı riskidir (211).

Bunun dışında, dayanak üzerindeki vida erişim boşluğunu doldurma miktarının da taşan simanı sınırlandırabileceği düşünülmüştür. Dayanakların vida giriş kanalı da bu amaçla kullanılmıştır (212, 213). Wadhvani ve ark. (212) dayanak vida erişim boşluğu, rezin materyal ile tamamen kapatılmış dayanaklar, vida erişim deliğinde

sadece vida üzerinde politetrafloroetilen band bulunan dayanaklar ile vida erişim yeri açık ve üzerinde oklüzal yüzeyden 3 mm aşağıda 0,75 mm çapında iki adet delik oluşturulmuş dayanakları karşılaştırmıştır. Her dayanak için döküm metal altyapılar hazırlanmış ve simantasyon protokolü gerçekleştirilmiştir. Her bir dayanak modifikasyonu için taşan siman miktarı, istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur. En fazla taşan siman vida erişim deliği tamamen kapatılmış dayanaklarda, en az siman ise içi boş ve üzerine delik oluşturulmuş dayanaklarda bulunmuştur. Ayrıca metal altyapının dikey yer değiştirme miktarında da bakılmış; dayanak modifikasyonu ile arasında bir ilişki görülmemiştir.

Rodrigo ve ark. (214) ise; yaptıkları invitro çalışmada dayanakların vida erişim yerlerinin açık veya kapalı olması, döküm kronlar üzerinde siman kaçış deliği açılan veya açılmayan durumlar ile birlikte simantasyon öncesi kopya dayanak yönteminin siman miktarı üzerine etkisine bakılmıştır. Çalışmada toplam 8 grup vardır. Her örnek için standart bir siman miktarı kullanarak yüzdeler yerine miligram olarak taşan siman miktarını tartılmıştır. Standart kron yerleştirme hızı ve kuvveti altında simantasyon protokolleri uygulanmış ve tüm gruplar arasında sabit bir siman akışı sağlanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, tüm bağımsız değişkenlerin taşan simanı azaltmada önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, geçici siman ile titanyum implant dayanakları üzerine kronların yapıştırılması durumunda, kron marjiniinde taşan simanı en aza indirmek için kron üzerinde bir siman kaçış deliği veya açık bir vida erişiminin dikkate alınması gerektiği sonucuna varılabilir. Ancak; siman tutuculu restorasyonların retansiyonunu belirgin bir şekilde azalttığı için açık vida erişimi ile kombine edilmiş kopya dayanak protokolü önerilmemektedir. Marjinal boşluklara sebep olma ihtimali ise, taşan siman miktarını en aza indirgeyen bu ve benzeri tekniklerin en önemli dezavantajıdır (215).

Bireysel Dayanaklar

Bireysel dayanakların kullanımının artık siman üzerindeki etkisi de araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Kappel ve ark. (216)'nın yaptıkları prospektif randomize çalışmanın amacı, monolitik zirkonya kronlarının standart ve bireysel seramik dayanaklara yapıştırıldıktan sonra artık siman frekansı ve miktarını

değerlendirmektir. Bireysel ve standart tüm seramik dayanaklarda; dayanak ve sulkus yüzeylerinde az miktarda subgingival artık siman gözlenmiştir.

CAD/CAM monolitik zirkonya tek kronların ve CAD/CAM titanyum dayanakların simantasyonu sonrası artık siman frekansının değerlendirildiği bir başka çalışmada (209), 18 premolar 42 molar diş bölgesine yeleştirilen implantlar, basamak seviyesi dişeti seviyesinden 1 mm derinde olacak şekilde tasarlanmış bireysel dayanaklar ve monolitik zirkon kronlarla restore edilmiştir. Kron dayanak kompleksinin birlikte çıkarılabilmesi için kronların okluzal yüzeylerinde bir boşluk tasarlanmıştır. Simantasyonda cam iyonomer siman kullanılmıştır. Değerlendirmeler hem peri implant doku hem de kron dayanak kompleksinde var/yok şeklinde yapılmıştır. Bu dayanakların çevresindeki peri-implant dokularda artık siman bulunmamasına rağmen, 60 restorasyonun 44'ünde (%73.3) klinik olarak tespit edilememiş artık siman bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, artık siman varlığı ve implant bölgesi veya çapı arasında herhangi bir ilişki yoktur. Siman artıklarının çoğu ise distal (%17.9) ve mesial (%15) yönlerde izlenmiştir. Yapılan bu çalışmaların (209, 216) sınırlamaları dahilinde, kişisel dayanakların kullanılmasının, subgingivalde artık simanı önlemeyi garanti etmediği sonucuna varılabilir.

Kullanılan Siman Miktarı ve Uygulama Yöntemleri

Restorasyonların simantasyonu için gereken ideal siman miktarı için henüz bir rehber bulunmamaktadır. En popüler simantasyon yöntemi ise, simanı düzgün ince bir tabaka halinde restorasyona yaymaktır (217). Simantasyon için gereken optimum siman hacmi toplam kron hacminin % 3'ü olarak tahmin edilmekte ve yaklaşık 40 µm'lik bir alanı doldurmaktadır (218). Simante kronlarda genellikle die spacer kullanılarak restorasyon içerisindeki siman boşluğu ayarlanır. CAD/CAM ile üretilen restorasyonlarda ise tasarım yapılırken bu boşluk ayarlanabilir. Siman haznesini aşan siman miktarı ise, kronun tam oturabilmesi için fazla simanın taşmasına sebep olur. Tam tersi siman miktarı az geldiğinde ise kronun içi tam olarak siman ile kaplanmamış olur.

Wadhvani ve ark. (219) implant destekli bir kronun simantasyonunda, hekimlerin uyguladığı siman yüklenme miktarlarını araştırmıştır. Çalışmada en popüler uygulama biçimleri olan: fırça uygulaması, tam doldurma ve kron iç marjinerine uygulama yöntemleri karşılaştırılmıştır. Kronlar ilk önce siman yüklenmeden tartılmış ve uygulama sonrasında siman sertleştikten sonra tekrar tartılmıştır. Tam doldurulmuş kronların ortalama ağırlıkları (n=10) kontrol grubu olarak alınmıştır. Diğer gruptaki siman yüklü kronların ağırlıkları kontrol grubuyla karşılaştırılmış ve istatistiksel analizi yapılmıştır. Tam doldurma yapılan gruptaki simanın ağırlığı diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur. Tam doldurma ve kron iç marjinerine uygulama yapılan gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Bu çalışma kullanılması gereken siman miktarı ve uygulama yöntemiyle ilgili görüş birliğinin bulunmadığını göstermektedir.

Chee ve ark. (6) ise; 4 farklı yöntem ve 2 farklı simanı, simantasyondan sonra taşan siman miktarı açısından karşılaştırmıştır. Grup 1’de siman sadece kronun iç marjinal alanına; grup 2’de kron aksiyal duvarlarının servikal üçlüsüne; grup 3’te oklüzal yüzey hariç, tüm kron iç aksiyal duvarlarına; grup 4’te restorasyonun iç konfigürasyonu silikon indeks ile dublike edilip simantasyon öncesi bu indeks uygulanmıştır. Taşan siman miktarı açısından iki farklı siman (tempbond ve fujicem) arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, en az taşan Grup 4’te olmuştur. En fazla taşan grup ise Grup 3 olarak rapor edilmiştir. Grup 1, 2 ve 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Wadvani ve ark (220) yerleştirme hızı, kron, dayanak, siman, gibi değişkenlerin simüle edilebildiği; akışkanlar dinamiği yaklaşımını kullanan bilgisayar destekli yeni bir ölçüm sistemi ile bir çalışma yapmıştır. Kullanılan simülasyonların amacı, kronun oturması sırasındaki simanın akış modelini daha iyi anlamak ve bu karmaşık sistemde uygulama tekniklerinin ve dayanak değişikliklerinin etkilerini araştırmaktır. Çalışmada simanın kron içinde uygulandığı alan, kronun yerleştirilme hızı ve dayanak modifikasyonları ile taşan siman arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde simanın uygulandığı alanın ve yerleştirme hızının, taşan siman miktarını ve basamaklardaki siman tıkamasını etkilediği gösterilmiştir. Hızlı yerleştirme ve oklüzal bölgeye siman yerleştirilmesinin basamaklarda tam tıkama

sağlanmadığı kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre; simanın uygulama yeri, dayanak modifikasyonları ve kronun yerleştirilme hızı, siman akışında önemli etkilere sahiptir.

Kopya Dayanak Yöntemi

Gerçek simantasyondan önce simantasyon prosedürünü in vitro olarak taklit etmek için kopya dayanakların kullanılması, retansiyon ve taşan siman miktarını azaltmak açısından iyi sonuçlar göstermektedir (221, 222). Bu teknikte; patern rezin, termoplastik materyaller, silikon, bis akrilik kompozit ve polimetilmetakrilat gibi materyallerden dayanağın bir kopyası üretilerek, siman yüklenmiş kron ağız içi simantasyon öncesinde bu kopya dayanak üzerine yerleştirilir, restorasyonun yapışması için gerekli olan minimum siman miktarı bu sayede elde edilmiş olur (221-230).

Yapılan 1,5 yıllık prospektif çalışmanın sonuçları kopya dayanak tekniğinin, çinko oksit siman ile birlikte kullanımının, retansiyon sağlamada etkili olduğunu göstermektedir (227). Desimantasyon oranları, konvansiyonel bir simantasyon tekniğine kıyasla artış göstermemiştir. Subgingival kron marjın varlığına rağmen, 1.5 yıllık sürenin sonunda peri-implant hastalığı açısından düşük oranlar tespit edilmiştir. Bu çalışmanın bulgularını tekrar gözden geçirmek ve bu simantasyon tekniğini diğer yaklaşımlarla karşılaştırmak için uzun vadeli takibe ve farklı simanlar ile gelecekteki prospektif değerlendirmelere ihtiyaç vardır. Başka bir çalışmada (222) ise; rezin kopya dayanak yöntemi çinko oksit siman ile birlikte yeterli oranda retansiyon sağlamıştır; ancak intraoral hizmetin ilk 6 ayı için implant destekli tek kronların desimantasyon oranlarını %6 yükseltmiştir.

Siman Temizleme Teknikleri

Kullanımı denenmiş bir başka teknik ise dayanağın yumuşak doku ile temasta olan yüzeyinin teflon bant ile kaplama yöntemidir (231). Bu simanın dayanağa yapışmasını engellemek için yardımcı bir yöntemdir. Politetrafloroetilen (PTFE) bandın, kronu yerleştirmeden önce uygulanmasının hem dayanağı (metal, porselen

veya zirkonya dayanak) simandan koruyacağı hem de simanın subgingivale ilerlemesini zorlaştıracığı çalışmada ileri sürülmüştür.

Bunun dışında; çeşitli vaka raporlarında simantasyon öncesi rubber dam takılması da denenmiştir (232). Bu tekniğin dezavantajı yumuşak doku seviyesi implantlarda kullanılamamasıdır.

Dental restorasyonların aksine, peri-implant dokularda artık simanı önlemek için kord kullanımı uygun bulunmamıştır. Çünkü kord, peri-implant sulkus alanını arttırarak, simanın apikale doğru akışını ve kordun dişetinde sıkışma riskini arttırmaktadır (233, 234).

Ferreira ve ark. (235) ise, implant üstü kronların simantasyonundan sonra kullanılan diş ipinin temizleme etkinliği ile ilgili bir çalışma yapmıştır. Deneysel "dairesele çaprazlama superfloss tekniğı ile geleneksel" C "şeklindeki superfloss tekniğinin simanı temizleme etkinliklerini değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre deneysel teknik, implant üstü kronların simantasyonundan sonra, geleneksel teknik ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az siman göstermiştir.

Literatürü incelediğimizde implant üstü simante restorasyonlarda artık simanın tam olarak temizlenemediğini ve bu durumun periimplant hastalıklarının gelişiminde önemli bir faktör olduğunu görmekteyiz. Artık simanı tamamen önleyebilmek için denenmiş çeşitli teknikler ve çalışmalar mevcuttur ama bunu önleyebilecek pratik ve güvenilir bir yöntemin eksikliği söz konusudur. Dolayısıyla bu konu ile ilgili yeni tekniklerin geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, siman tutuculu implant destekli restorasyonların simantasyonu için geliştirdiğimiz likit lateks bariyer tekniğinin, taşan simanın implant dayanağı üzerine yapışmasını önlemeye yönelik etkisinin invitro şartlarda değerlendirilmesi ve geleneksel sond ile temizleme işlemleri sonrasında dayanak yüzeyinde kalan artık simanın, kapladığı alan ve derinliğinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızın amacına yönelik belirlediğimiz aşamalar şu şekildedir:

1. Deney örneklerinin hazırlanması
2. Simantasyon için kullanılacak geçici kronların üretimi
3. Simantasyon ve temizleme işlemleri
4. Taşan simanın analizi için ışık mikroskobu ile görüntülerin kaydı
5. Bilgisayar ortamında alan ve derinlik ölçümlerinin yapılması
6. İstatistiksel analiz

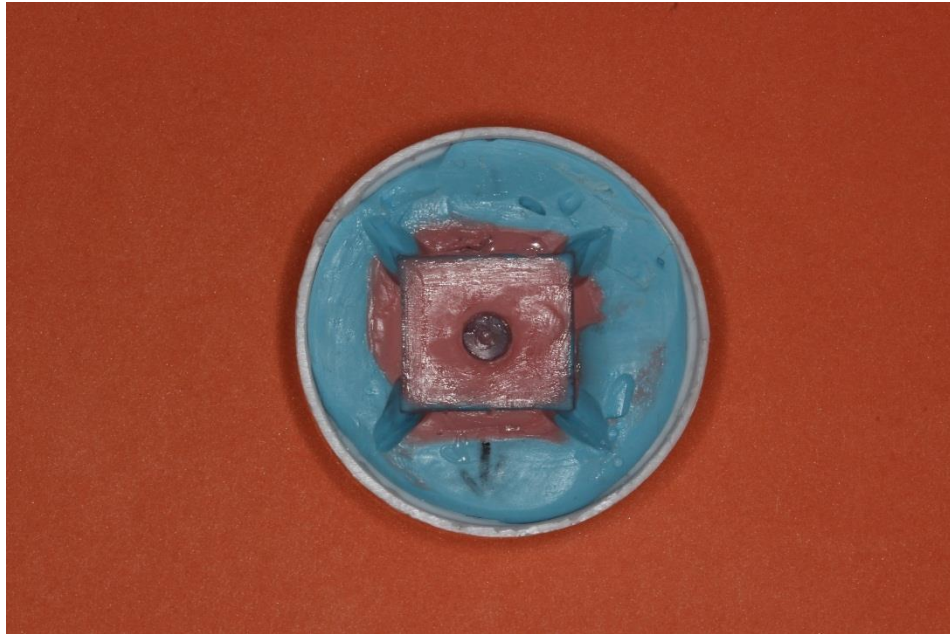
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

20 implant analogu (Bego Implant Systems GmbH, Bremen, Almanya), analogların yönleri ve üç boyutlu konumları (bukkolingual, servikoinsizal ve meziodistal olarak) aynı olacak şekilde boyutları 2×2×4 cm olarak hazırlanmış şeffaf akrilik bloklar içerisine gömüldü. Seçilen rastgele bir model üzerinde pembe dental modelasyon mumu (Nowax modelling wax, President Dental, Almanya) ile, yüksekliği kullandığımız anatomik titanyum dayanakların (SUB-TEC Plus Ti-Pfosten dişeti yüksekliği 2,5-4mm, Bego Implant Systems) lingualindeki basamak seviyesine (4mm'ye) eşit olacak şekilde, düz bir dişeti modelasyonu yapıldı. Her model için standart bir restorasyon çıkış profilinin hazırlanabilmesi için dişeti modelasyonunu tamamladığımız modelde implant analoguna, 6mm çap ve yüksekliğinde seçtiğimiz bir iyileşme başlığı takıldı. Bu sayede iyileşme başlığının şekline uygun standart bir

şekillendirme sağlandı. Dişeti modelasyonunun tamamlandığı ve iyileşme başlığının takıldığı model Şekil 3.1’de verilmiştir. Sonrasında ise, silikon ölçü malzemesi ile (Vinylbest polyvinyl siloxane addition putty ve light body, BMS Dental, İtalya) hazırlanmış bu modelin iki aşamalı olarak ölçüsü alındı ve dişetin dublikasyonu için kullanacağımız bir adet silikon indeks elde edildi (Şekil 3.2.).

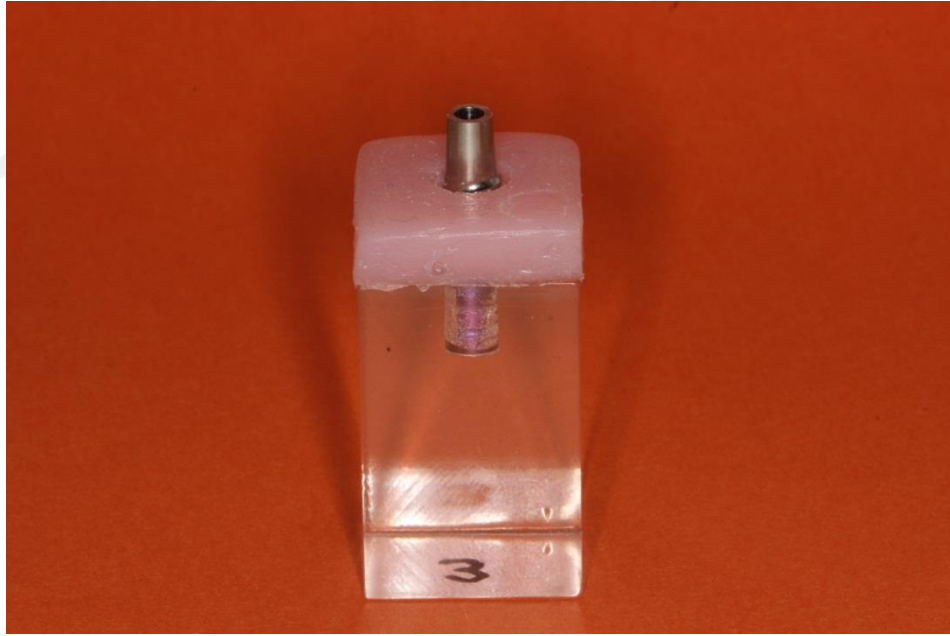


Şekil 3.1. Dişeti modelasyonunun tamamlandığı ve iyileşme başlığının takıldığı model.



Şekil 3.2. Dişetin dublikasyonu için kullandığımız silikon indeks.

Hazırladığımız silikon indeksin köşelerine kaçış yolu için kesikler hazırlandı ve içine lubrikant (vazelin) ajan uygulandı. Şeffaf akrilik modelde yapay dişetini oluşturulacağımız yüzeye ise, silikon dişeti malzemesinin bağlanabilmesi için Ufi gel P (VOCO GmbH, Almanya) adeziv uygulandıktan sonra; silikon gingival mask (Zhermack Gingifast Elastic, İtalya) üreticinin talimatlarına göre hazırlandı ve silikon indeks içine dişetini taklit etmek istediğimiz bölgeye uygulandı ve sertleşmesi için beklendi. Her model için bu işlem sırasıyla yapılarak toplamda 20 örnek elde edildi. Modellerin kenarlarından taşan silikon dişeti malzemesi, bistüri ile dikkatlice temizlenip kontrol edildi. Modeller 1'den 20'ye kadar numaralandırıldı. 20 adet anatomik implant dayanağı (Bego İmplant Sistemleri, 4,5mm çapında ve dişeti yüksekliği 2,5-4mm olan) hazırlanan modellere yerleştirildi. Sonuç olarak; lingualdeki basamak seviyesi silikon dişeti seviyesinde, bukkalde ise 1,5 mm subgingival olan örnekler elde edildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Lingualdeki basamak seviyesi dişeti seviyesinde, bukkalde ise 1,5 mm subgingival olarak hazırlanmış örnek.

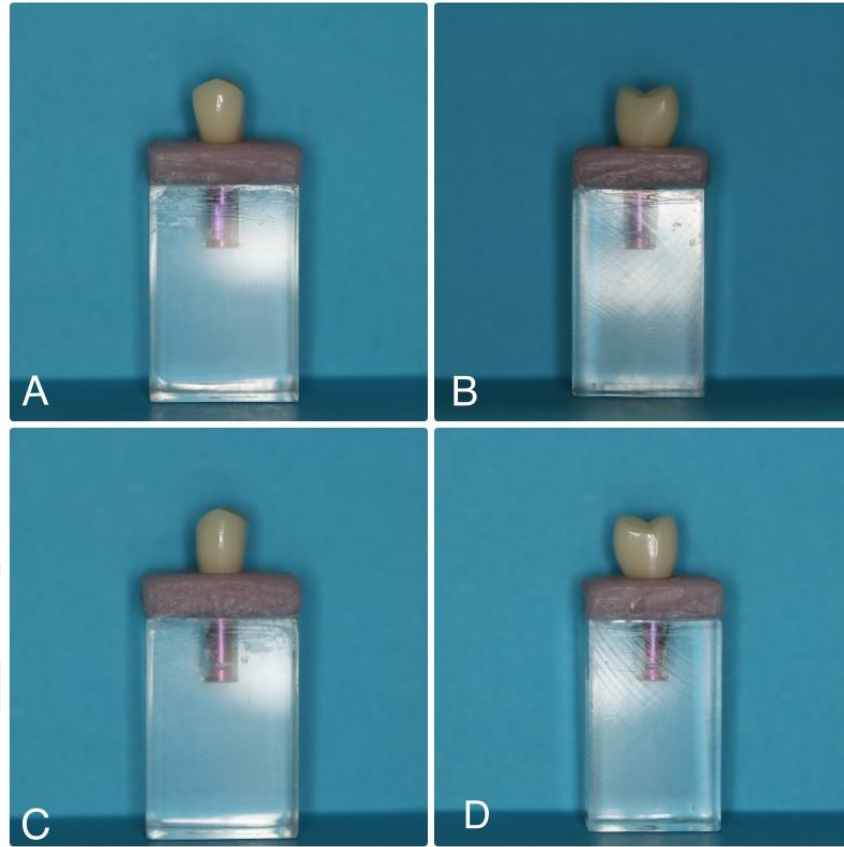
3.2. Geçici Kronların Hazırlanması

Elde edilen standart modellerin üzerine tarama pudrası uygulandıktan sonra laboratuvar dijital ölçü cihazıyla (3Shape D810, 3Shape, Kopenhagen, Danimarka) taranarak, elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarıldı. Restorasyon üst birinci premolar diş formunda CAD yazılımı (3Shape Dental Designer, 3Shape A/S, Kopenhagen, Danimarka) kullanılarak tasarlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Geçici kronun 3Shape CAD yazılımında yapılan üst birinci premolar diş formundaki tasarımı.

Materyal olarak polimetilmetakrilat (PMMA) blok (Dental PMMA, Tian Shwu Co. LTD.TS, Tayvan) kullanılarak toplamda 20 adet PMMA geçici kron, beş boyutlu CAM ünitesi (CORITEC 350i, imes-icore GmbH Leibolzgraben Eiterfeld, Almanya) ile üretildi. Üretilen geçici kronların uyumları dayanaklar üzerinde sırayla kontrol edildi. Şekil 3.5'te hazırlanan örneklerden birine ait olan görüntüler (bukkal, mezial, lingual ve distal) yer almaktadır.

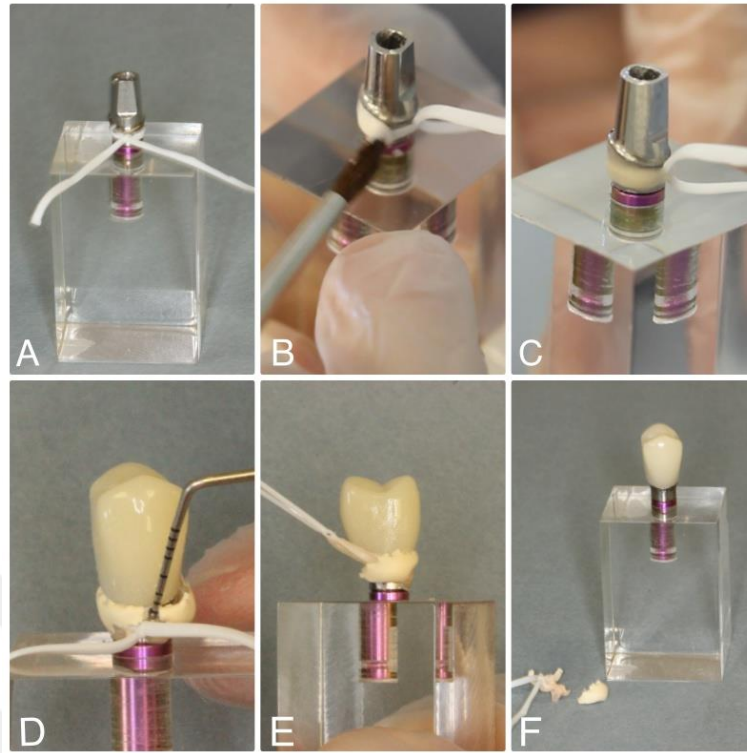


Şekil 3.5. Hazırlanan örneklerden birinin (A) bukkal, (B) mezial, (C) lingual ve (D) distal görüntüleri

3.3. Simantasyon ve Temizleme İşlemleri

Çalışmamızda simantasyon işlemi için daimi siman olan çinko polikarboksilat siman (Poly-F® Plus / Bondex™, DENTSPLY DeTrey GmbH, Almanya) kullanıldı. Kontrol grubunda, siman sertleştikten sonra temizleme işlemi geleneksel olarak sond yardımıyla yapıldı. Deney grubunda ise dayanak marjininin apikaline uygulanan likit lateks bariyerin erişim yeri yardımıyla temizleme işlemi yapılmıştır.

Likit lateks bariyer tekniğinde, öncelikle dayanağın marjin kısmının altındaki boyun bölgesine lateks band bir tur sarılıp düğüm atıldı sonra, likit lateks bariyer (BN NYE sıvı lateks, ABD) dayanağın basamak marjinin alt kısmındaki metal yüzeye fırçayla uygulanıp ve kuruması için beklendi. Kron yapıştırıldıktan sonra, lateks bandın erişim için bırakılan uzun kısmı yardımıyla dikkatlice yukarı doğru çekilerek temizleme işlemi gerçekleştirildi. Şekil 3.6'da likit lateks bariyer tekniğinin yapay dişeti olmayan modeldeki uygulama aşamaları görülmektedir.



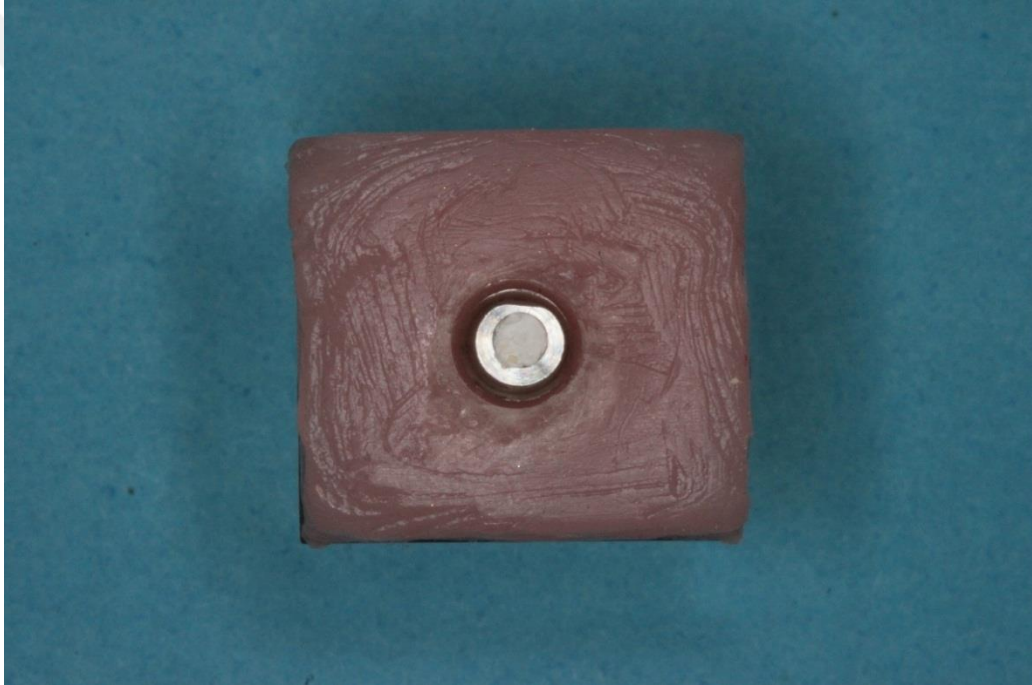
Şekil 3.6. Likit lateks bariyer tekniğinin yapay dişeti olmayan modeldeki uygulama aşamaları. (A) lateks bandın dayanağın boyun bölgesine düğümlenmesi (B) fırça ile sıvı lateksin sürülmesi (C) Sıvı lateksin kuruması için beklenmesi (D) Simantasyon sonrası sond ile artık simanın ayrılması (E) lateks bandın üzerindeki siman ile birlikte kronun ayrılması (F) simantasyon sonrası kron-dayanak kompleksi

Kontrol grubu için simantasyon prosedürü

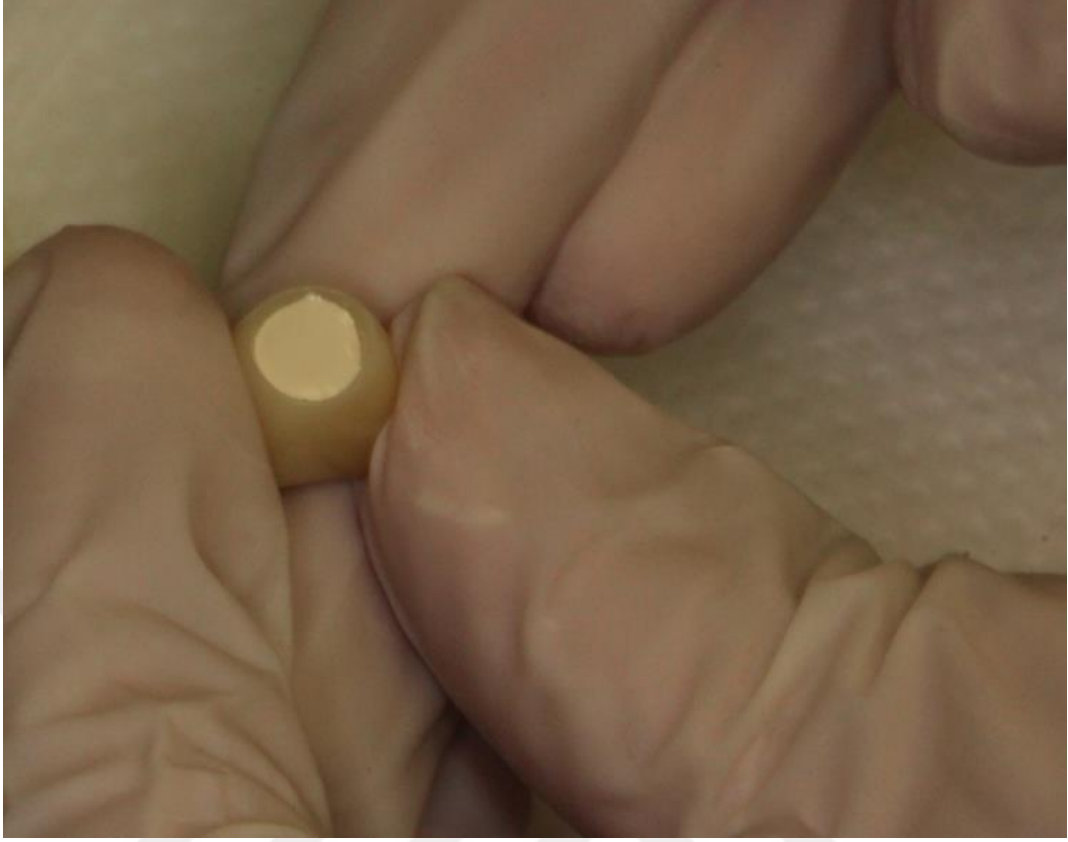
Kontrol grubu için simantasyon tekniğinin uygulanabilmesi için 10 adet anatomik implant dayanağı analoglar üzerine yerleştirilip 30 Ncm ile torklandı. Şekil 3.7'de kontrol grubu için hazırlanmış 10 örnek görülmektedir. Dayanakların vida girişleri simantasyon işleminden önce teflon bant ile tamamen kapatıldı (Şekil 3.8). Simantasyon işlemi için kullandığımız daimi polikarboksilat daimi siman üretici firmanın talimatlarına göre 1 ölçek toza 2 damla distile su olacak şekilde karıştırma süresi 15 saniye olacak şekilde hazırlandı. Kronların içi tamamen siman ile dolduruldu (Şekil 3.9) ve tek bir uygulayıcı tarafından parmak basıncıyla dayanaklara uygun konumda yerleştirildi. Sonrasında kronlar, 10 dakika boyunca 5 kg'lık aksiyal kuvvet uygulanarak standart basınç altında simante edildi (Şekil 3.10). Temizleme işlemi aynı uygulayıcı tarafından sond yardımıyla yapay dişetine zarar vermeden dikkatlice yapıldı (Şekil 3.11).



Şekil 3.7. Kontrol grubu için hazırlanmış 10 örnek.



Şekil 3.8. Dayanağın vida girişinin teflon bant ile görüntüsü.



Şekil 3.9. Kronun içinin tamamen siman ile doldurulması.



Şekil 3.10. Kronun standart yük altında simantasyonu.

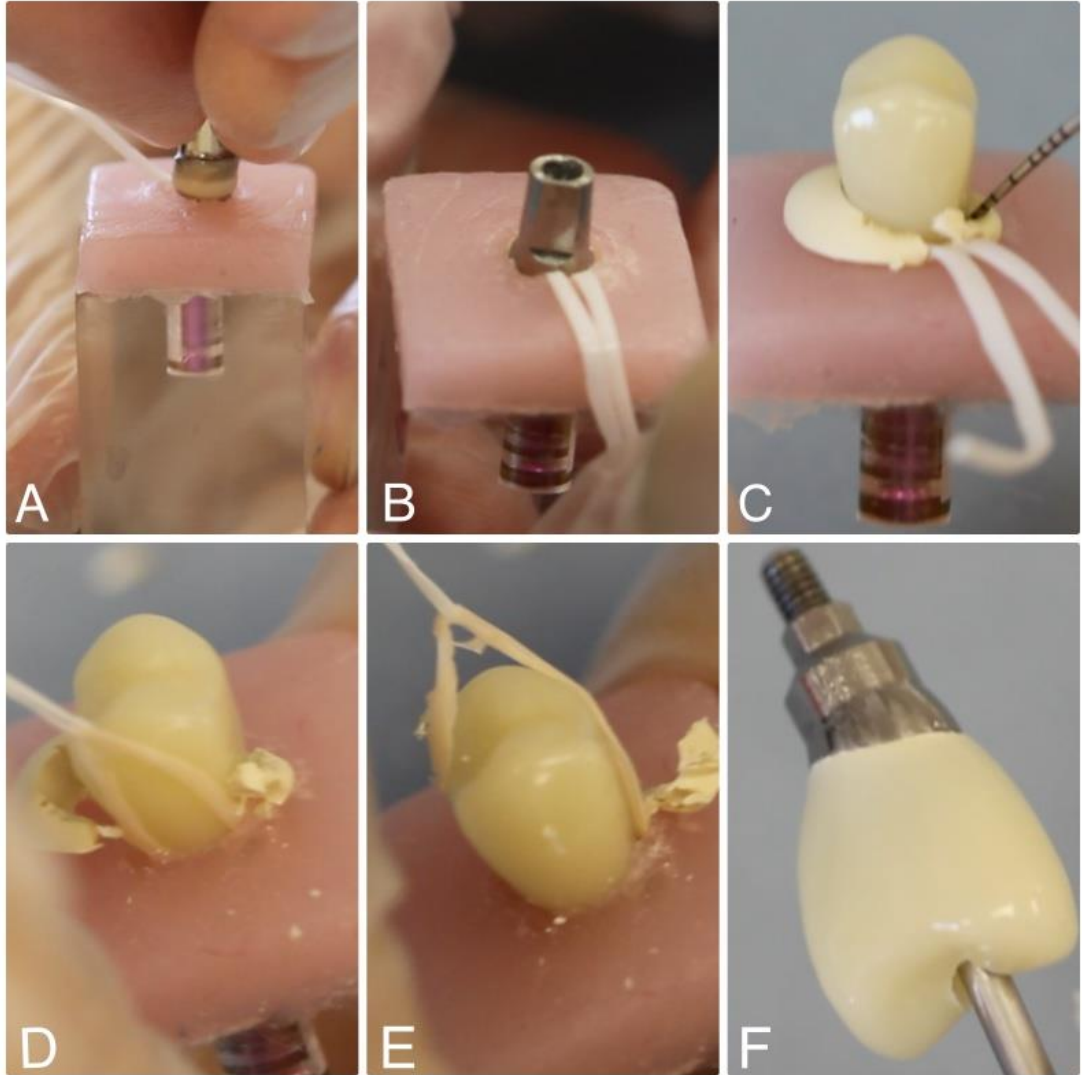


Şekil 3.11. Sond ile simanın temizlenmesi.

Deney grubu için simantasyon prosedürü

Simantasyon işleminin uygulanacağı dayanak, elde daha rahat tutabilmek için analog ile birleştirildi. Dayanağın marjin kısmının altındaki boyun bölgesine lateks bant bir tur sarıldıktan sonra düğümlendi, likit lateks bariyer dayanağın basamak marjinin alt kısmındaki metal yüzeyine fırça yardımıyla dikkatlice uygulanıp tamamen kuruması için 5 dakika beklendi. Sonra dayanak, impant anoloğundan çıkartıldı ve simantasyon işleminin gerçekleştirileceği, modele dikkatlice yerleştirildi. Dayanağın vida giriş yeri simantasyon işleminden önce teflon bant ile tamamen kapatıldı. Geçici kronun dişeti altında kalan yüzeyi simanın yapışmasını önlemek için vazalin ile izole edildi. Simantasyon işlemi için kontrol grubuyla aynı olacak şekilde çinko polikarboksilat daimi siman kullanıldı. Siman üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanıp kronların içini tamamen dolduracak şekilde yüklendi. Kronlar standart yük altında simanın sertleşme zamanı dikkate alınarak beklendi. Kronun üstüne taşan siman dikkatlice sond yardımıyla krandan ayrıldıktan sonra sertleşen siman bir bölgeden kırıldı. Lateks bandın kolay erişim için bırakılan uzun kısmından tutularak dikkatlice sağa-sola ve sonrasında yukarı doğru çekilerek çıkarıldı. Şekil 3.12’de deney grubuna ait simantasyon aşamaları görülmektedir.

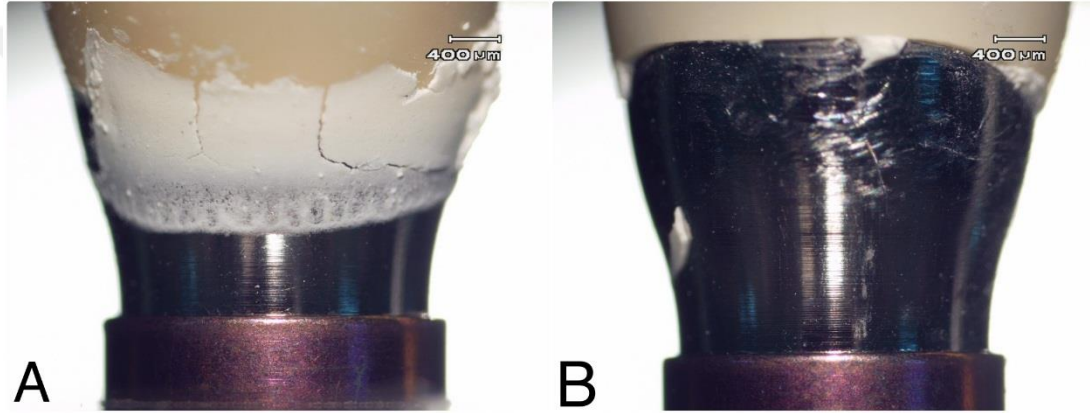
Her iki grup için siman temizleme işlemleri tamamlandıktan sonra, geçici kronlar önceden belirlenen okluzaldeki ulaşım yerlerinden elmas rond frezle açılan bir delik sayesinde vida girişine ulaşıp, teflon uzaklaştırıldı ve dayanağın vidası tersine torklanarak dayanakla birlikte çıkartıldı. Kron ve dayanağın bir arada olduğu bu yapıya kron-dayanak kompleksi olarak tanımlanmaktadır.



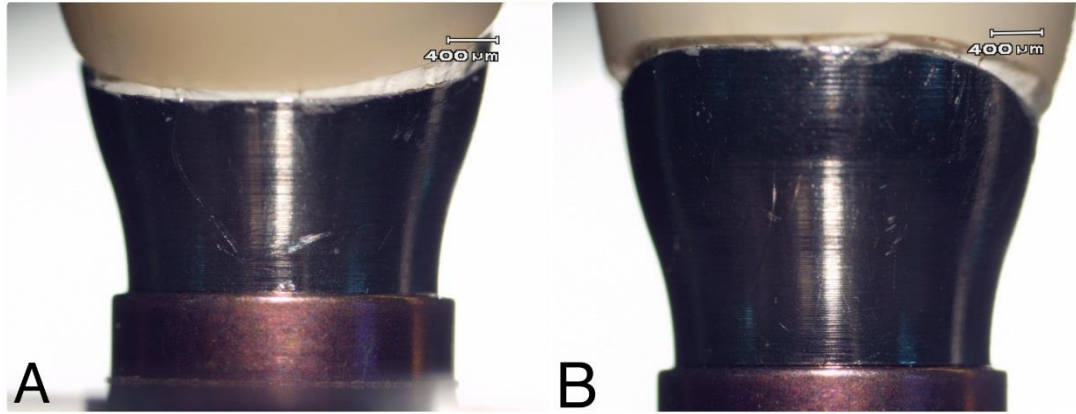
Şekil 3.12. Deney grubuna ait simantasyon ve siman temizleme aşamaları. (A) likit lateks bariyer uygulanmış dayanağın modele yerleştirilmesi (B) erişim için bırakın lateks bandın model üzerindeki görüntüsü (C) simantasyon sonrası simanın ayrılması (D ve E) lateks bandın dikkatlice modelden çıkarılması (F) simantasyon sonrası çıkarılan kron-dayanak kompleksi

3.4. Taşan Simanın Ölçülmesi

Hacettepe Üniversitesi Arge Laboratuvarında ışık mikroskobu altında kron-dayanak kompleksleri incelendi. İmplant analogunun gömülü olduğu akrilik bir blok üzerine, kontrol ve deney gruplarının simantasyon işlemlerinin tamamlandığı kron-dayanak kompleksleri vidalandı ve her model için 4 bölgeden (mezial, distal, bukkal, lingual) ışık mikroskobu ile (SZ61/SZ51 Zoom Stereo Microscopes/DP12 Microscope Digital Camera System, OLYMPUS, Japonya) $\times 20$ büyütme altında dijital olarak fotoğraflar alındı (Şekil 3.13 ve 3.14).



Şekil 3.13. Kontrol grubuna ait $\times 20$ büyütme altındaki mikroskop görüntüsü. (A) Dayanağın bukkal yüzeyindeki artık siman (B) Dayanağın lingual yüzeyindeki yüzeyindeki artık siman ve yüzey çizikleri



Şekil 3.14. Deney grubuna ait $\times 20$ büyütme altındaki mikroskop görüntüsü. (A) Dayanağın bukkal yüzey görüntüsü (B) Dayanağın lingual görüntüsü

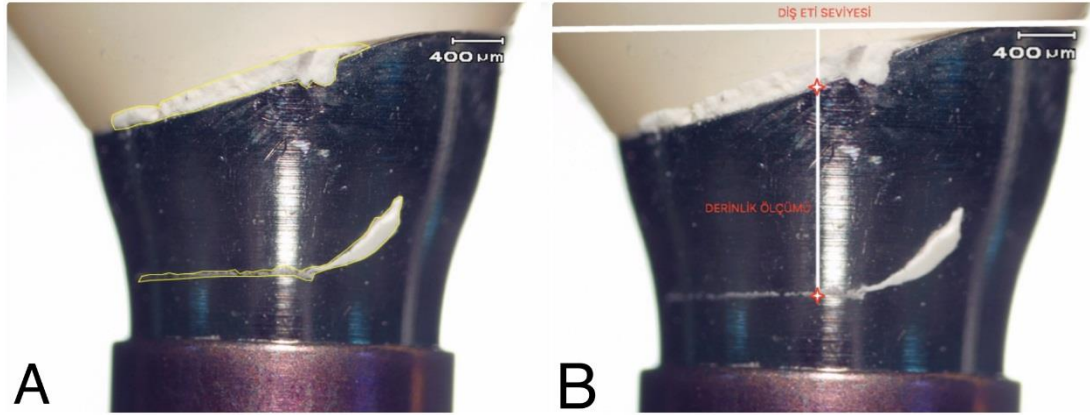
Kaydedilen fotoğraflar bilgisayar ortamına aktarılarak lineer ve alan ölçümleri ImageJ (ImageJ and NIH Image Software; National Institutes of Health, Bethesda, Md) programında yapıldı. Aşağıdaki parametreler ölçüldü:

- Dişeti seviyesinin altındaki kron yüzeyindeki artık simanın kapladığı yüzey alanı (alan; mm²)
- Dişeti seviyesinin altındaki dayanak yüzeyindeki artık simanın kapladığı yüzey alanı (alan; mm²)
- Dayanağın en apikalinde temizlenmeden kalan artık simanın dayanak marjin seviyesine olan uzaklığı (derinlik; mm)

Artık simanın kapladığı yüzey alanı, kron-dayanak komplekslerinin elde edilen görüntüleri üzerinde, yazılımın serbest çizgi aracıyla dişeti seviyesinin altında kalan kron ve dayanak yüzeyindeki artık siman konturları takip edilerek, program tarafından otomatik olarak hesaplandı. Kron-dayanak kompleksi üzerindeki artık simanın kapladığı yüzey alanı, kron ve dayanak yüzeyinde olmak üzere, 4 bölge için (bukkal, mezial, distal ve lingual) ayrı ayrı ölçüldü. Daha sonra, kron ve dayanak bölgesi için örneklerin mezial ve distalinde kalan artık simanların kapladığı yüzey alanlarının ortalaması alındı. Bu ortalama değer aproksimal bölgedeki simanın kapladığı alan olarak belirtildi

Artık simanın derinliğini tespit etmek için, öncelikle 4 bölgede (bukkal, mezial, distal ve lingual) dayanak yüzeyinin en apikalinde yer alan artık siman belirlendi. Mezial ve distal yüzeylerde ise artık siman hangisinde daha derinde ise sadece o bölgeden ölçüm yapıldı ve bu ölçülen değer, aproksimal bölgedeki dayanak derinliği olarak belirtildi. Derinlik ölçümü değerleri (mm), artık simanın en apikalinden o bölgedeki dayanak marjinine indirilen dikmenin, yazılım tarafından otomatik olarak hesaplanması ile elde edildi.

Yapılan bu ölçümler sayesinde artık simanın kapladığı yüzey alanı ve derinliğinin, kron marjin derinliği arasındaki ilişkisi sayısal veri olarak sunulabilmiştir. Şekil 3.15 ve 3.16'da artık simanın alan ve derinlik ölçümlerinin yapım aşaması görülmektedir.



Şekil 3.15. ImageJ’de artık simanın (A) yüzey alanının belirlenmesi ve (B) derinliğinin belirlenmesi.

3.5. İstatistiksel Analiz

Analizler IBM SPSS Statistics Ver.23 (IBM Corp, Armonk, NY) yazılımı ile gerçekleştirildi. Geleneksel sond (kontrol grubu) ve likit lateks bariyer tekniği (deney grubu) arasındaki toplam artık siman alanı açısından farklılık Mann Whitney U testiyle gerçekleştirildi. Kontrol grubunda, kron ve dayanakta kalan artık simanın alan ve derinliğinin 3 bölgedeki (bukkal, aproksimal ve lingual) farklılığına ise Kruskal Wallis testiyle bakılmıştır. Farklılık anlamlı bulunduğundan ikili (pairwise) karşılaştırma Dunn testiyle gerçekleştirildi. Bütün testlerde $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, geleneksel sond ile (kontrol grubu) ve likit lateks bariyer tekniği ile (deney grubu) temizleme şeklinde, 2 farklı siman temizleme yöntemi karşılaştırıldı. Bunun için, her grupta 10 örnek olmak üzere toplamda 20 örnek hazırlandı. Simantasyon için kullanılan geçici kronların basamak derinliği; bukkalde 1.5 mm dişetin altında, lingualde ise 0 mm yani dişeti seviyesindedir. Aproksimaldeki basamak derinliği ise; ortalama basamak derinliği hesaplanarak, 0.75 mm dişetin altında olarak bulundu. Yapılan ölçümler doğrultusunda aşağıdaki parametreler karşılaştırıldı:

1. Kontrol ve deney grubunda, kron-dayanak kompleksi 3 bölgede (bukkal, aproksimal ve lingual) dişetin altında kalan toplam artık simanın (kron ve dayanak yüzeyinde) kapladığı yüzey alanı (mm²) açısından karşılaştırıldı.

2. Deney grubunda artık siman kalmadığı için; sadece kontrol grubunda kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı açısından; kron yüzeyinde, dayanak yüzeyinde ve her ikisinin toplamında olmak üzere, kron-dayanak kompleksinin 3 bölgesi (bukkal, aproksimal ve lingual) karşılaştırıldı.

3. Kontrol grubunda ise dayanak yüzeyinde kalan artık simanın derinliği açısından, kron-dayanak kompleksinin 3 bölgesi (bukkal, aproksimal ve lingual) karşılaştırıldı.

4.1. Artık Simanın Kapladığı Yüzey Alanı

Kron-dayanak kompleksi üzerindeki artık simanın kapladığı yüzey alanı, kron ve dayanak yüzeyinde olmak üzere, 3 bölge için (bukkal, aproksimal ve lingual) ayrı ayrı hesaplandı. Kron-dayanak kompleksinde bu üç bölgeden (bukkal, aproksimal ve lingual) elde edilen verilerin toplamı ise, toplam artık siman alanı (kron ve dayanak yüzeyindeki toplam artık simanın kapladığı yüzey alanı) olarak belirtilmiştir. Tablo 4.1'de geleneksel sond ile temizlenen gruba (kontrol grubu) ait artık simanın kapladığı yüzey alanı ölçümleri yer almaktadır. Likit lateks bariyer tekniği ile temizlenen grupta (deney grubu) ise, kron-dayanak komplekslerinde hiçbir bölgede artık siman gözlenmemiştir.

Kontrol grubunda, dişetin altında kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanı ortalama $6,72 (\pm 4,10) \text{ mm}^2$, deney grubunda ise ortalama $0,00 (\pm 0,00) \text{ mm}^2$ dir. Sonuç olarak; dişetin altında kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanı açısından, kontrol ve deney grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmektedir ($p < 0,001$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.1. Kontrol grubuna ait artık simanın kapladığı yüzey alanı (alan; mm^2) ölçümleri.

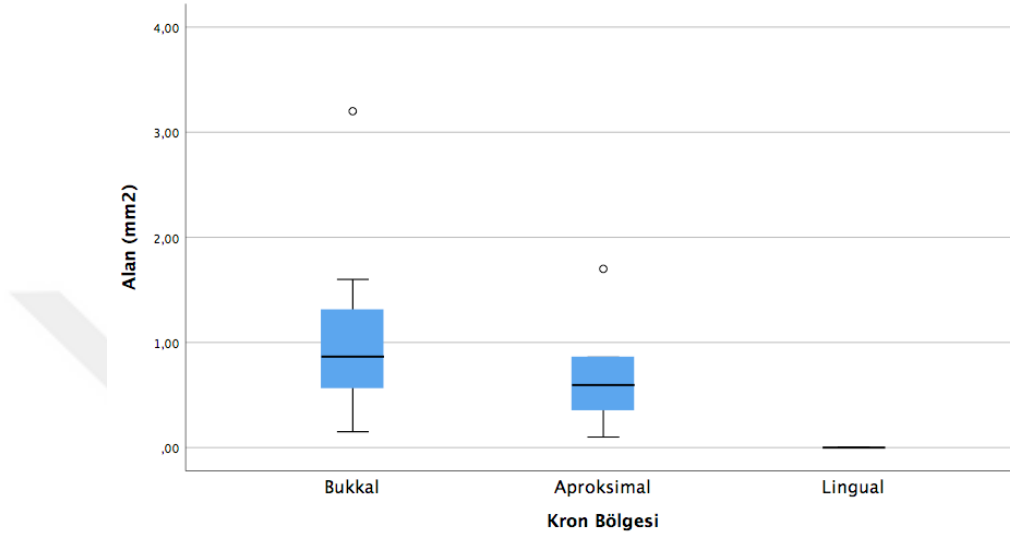
Kron-Dayanak Kompleksi	Örnek 1	Örnek 2	Örnek 3	Örnek 4	Örnek 5	Örnek 6	Örnek 7	Örnek 8	Örnek 9	Örnek 10	Ortalama
Kron bukkal (-1,5mm)	0,15	1,31	0,56	0,20	1,60	1,03	0,67	0,84	3,20	0,89	1,05
Kron aproksimal (-0,75 mm)	0,10	0,63	0,86	0,22	0,56	0,73	0,35	0,38	1,70	0,86	0,64
Kron lingual (0mm)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam kron artık siman	0,25	1,94	1,42	0,42	2,16	1,76	1,02	1,22	4,90	1,75	1,68
Dayanak bukkal (-1,5mm)	2,23	5,80	2,22	1,02	2,20	2,98	2,73	0,84	6,20	1,75	2,80
Dayanak aproksimal (-0,75 mm)	1,38	0,77	0,59	0,93	2,77	1,32	0,85	0,80	3,95	0,97	1,43
Dayanak lingual (0mm)	0,30	0,42	0,49	0,51	2,38	0,56	0,85	0,68	1,55	0,32	0,81
Toplam dayanak artık siman	3,92	6,99	3,29	2,46	7,35	4,86	4,43	2,33	11,70	3,04	5,04
Toplam bukkal	2,39	7,11	2,77	1,22	3,80	4,01	3,40	1,69	9,40	2,64	3,84
Toplam aproksimal	1,48	1,40	1,45	1,15	3,33	2,05	1,20	1,18	5,65	1,83	2,07
Toplam lingual	0,30	0,42	0,49	0,51	2,38	0,56	0,85	0,68	1,55	0,32	0,81
Toplam artık siman	4,17	8,93	4,71	2,88	9,51	6,61	5,45	3,55	16,60	4,79	6,72

Tablo 4.2. Geleneksel sond (kontrol grubu) ve likit lateks bariyer tekniği (deney grubu) ile temizlenen grupların artık simanın kapladığı yüzey alanı açısından karşılaştırılması

Kron-Dayanak Kompleksi	Grup	Mean	Standard Deviation	Median	Minimum	Maksimum	Percentile 25	Percentile 75
Kron bukkal (-1.5 mm)	Kontrol grubu	1,05	0,88	0,87	0,15	3,20	0,56	1,31
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Kron aproksimal (-0.75 mm)	Kontrol grubu	0,64	0,45	0,60	0,10	1,70	0,35	0,86
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Kron lingual (0 mm)	Kontrol grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam kron artık siman	Kontrol grubu	1,68	1,29	1,59	0,25	4,90	1,02	1,94
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Dayanak bukkal (-1.5 mm)	Kontrol grubu	2,80	1,82	2,23	0,84	6,20	1,75	2,98
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Dayanak aproksimal (-0.75 mm)	Kontrol grubu	1,43	1,08	0,95	0,59	3,95	0,80	1,38
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Dayanak lingual (0 mm)	Kontrol grubu	0,81	0,66	0,54	0,30	2,38	0,42	0,85
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam dayanak artık siman	Kontrol grubu	5,04	2,91	4,18	2,33	11,70	3,04	6,99
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam bukkal	Kontrol grubu	3,84	2,54	3,09	1,22	9,40	2,39	4,01
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam aproksimal	Kontrol grubu	2,07	1,42	1,47	1,15	5,65	1,20	2,05
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam lingual	Kontrol grubu	0,81	0,66	0,54	0,30	2,38	0,42	0,85
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Toplam artık siman	Kontrol grubu	6,72	4,10	5,12	2,88	16,60	4,17	8,93
	Deney grubu	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

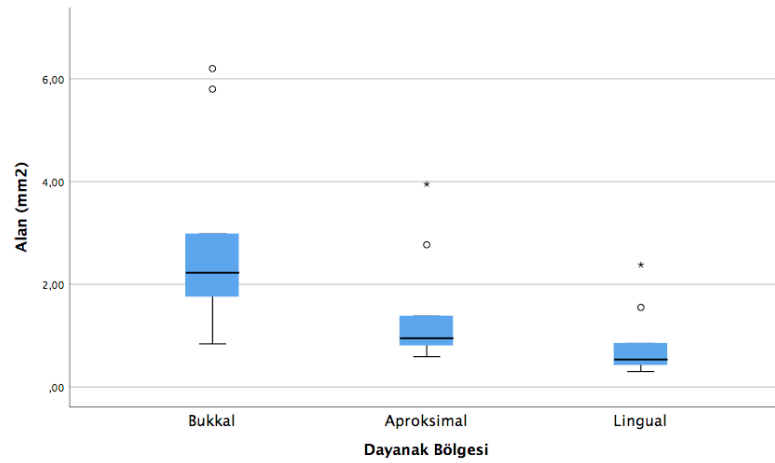
Geleneksel sond ile temizlenen grupta (kontrol grubunda), kron yüzeyinde kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı açısından kron-dayanak kompleksinin 3 bölgesi (bukkal, aproksimal ve lingual) karşılaştırıldığında; kron bukkal ortalama $1,05 (\pm 0,88) \text{ mm}^2$, kron aproksimal $0,64 (\pm 0,45) \text{ mm}^2$ ve kron lingual ise $0,00 (\pm 0,00) \text{ mm}^2$ bulunmuştur. Dişeti seviyesinin üstünde olan kron bölgesinde (lingualde) artık

simanın tamamı temizlenmiştir. Sonuç olarak; kontrol grubunda lingual bölgedeki kron yüzeyinde kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı, aproksimal bölgedeki kron yüzeyinden ($p=0,001$) ve bukkal bölgedeki kron yüzeyinden ($p<0,001$) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Şekil 4.1).



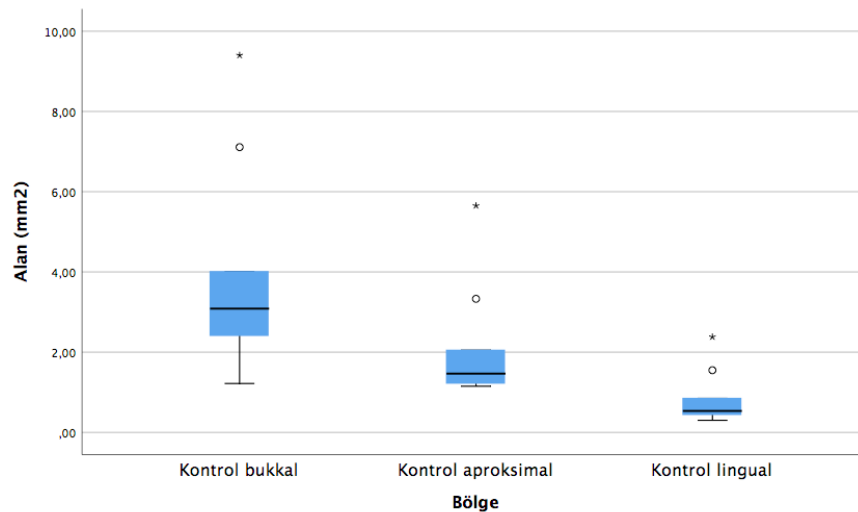
Şekil 4.1. Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki dişetin altında kron yüzeyinde kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanı.

Kontrol grubunda, dayanak yüzeyinde kalan artık simanın yüzey alanı açısından kron-dayanak kompleksinin 3 bölgesi (bukkal, aproksimal ve lingual) karşılaştırıldığında ise; dayanak bukkal ortalama $2,80 (\pm 1,82) \text{ mm}^2$, aproksimal $1,43 (\pm 1,08) \text{ mm}^2$ ve lingual $0,81 (\pm 0,66) \text{ mm}^2$ bulunmuştur. Dişeti seviyesinin altına inildikçe dayanak yüzeyinde kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı da artış göstermiştir. Sonuç olarak; kontrol grubunda lingual bölgedeki dayanak yüzeyinde kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı, bukkal bölgedeki dayanak yüzeyinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki dişetin altında kalan dayanak yüzeyindeki toplam artık simanın kapladığı yüzey alanları.

Kontrol grubunda, artık simanın kapladığı toplam yüzey alanı sırasıyla en çok bukkal, aproksimal ve lingual bölgede olmuştur. Toplam kalan artık simanın kapladığı yüzey alanı bukkal bölgede ortalama $3,84 (\pm 2,54) \text{ mm}^2$, aproksimal bölgede ortalama $2,07 (\pm 1,42) \text{ mm}^2$ ve lingual bölgede ortalama $0,81 (\pm 0,66) \text{ mm}^2$ olarak bulunmuştur. Sonuç olarak; kontrol grubunda bukkal bölgedeki artık simanın kapladığı toplam yüzey alanı, lingual bölgedeki toplam artık siman alanından istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ($p < 0,001$) (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Kontrol grubuna ait bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerdeki kron-dayanak kompleksinde kalan toplam artık simanın kapladığı yüzey alanları (mm^2).

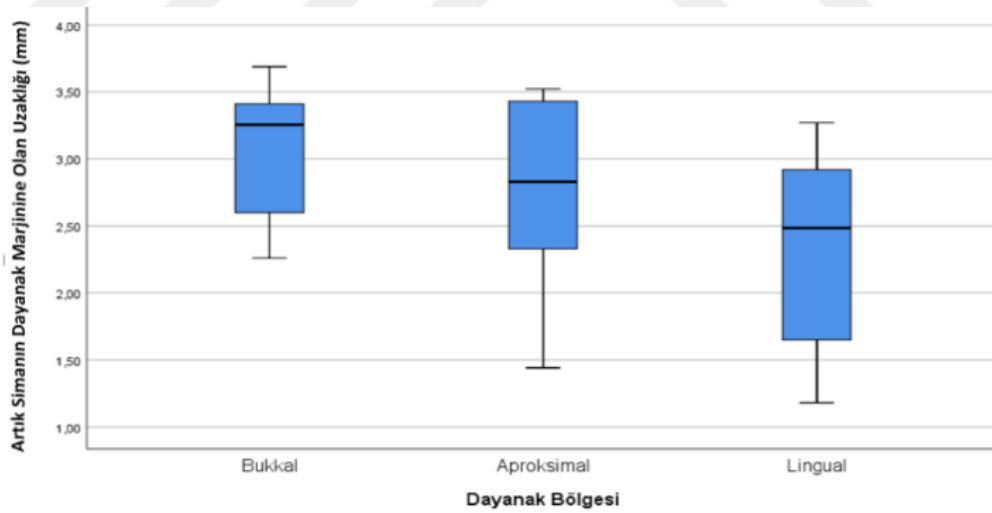
4.2. Artık Simanın Derinliği

Kontrol grubunda, dayanak yüzeyinde bukkal bölgede kalan artık simanın derinliği ortalama 3.10 mm, aproksimal bölgede ortalama 2.75 mm ve lingual bölgede ise 2.37 mm olarak hesaplanmıştır. Dayanak yüzeyinde kalan artık simanın derinliği, sırasıyla en çok bukkal, aproksimal ve lingual yüzeyde bulunmuştur (Şekil 4.4).

Sonuç olarak; kontrol grubunda dayanak yüzeyinde kalan artık simanın derinliği açısından, bölgeler (bukkal, aproksimal ve lingual) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,054$).

Tablo 4.3. Dayanak yüzeyinde bukkal, aproksimal ve lingual bölgeler için artık simanın dayanak marjinine olan uzaklık (mm) ölçümleri.

Kron-Dayanak Kompleksi	Örnek 1	Örnek 2	Örnek 3	Örnek 4	Örnek 5	Örnek 6	Örnek 7	Örnek 8	Örnek 9	Örnek 10	Ortalama
Dayanak bukkal (-1,5mm)	3,58	3,69	2,26	3,40	3,41	3,22	3,29	2,60	3,01	2,55	3,10
Dayanak aproksimal (-0,75 mm)	3,50	2,34	1,44	3,52	3,43	3,20	2,95	2,09	2,71	2,33	2,75
Dayanak lingual (0mm)	2,83	2,43	2,11	3,19	3,27	2,54	1,63	1,18	2,92	1,65	2,37



Şekil 4.4. Dayanak yüzeyinde kalan artık simanın bukkal, aproksimal ve lingual bölgelerde dayanak marjinine olan uzaklığı (mm).

5. TARTIŞMA

Mevcut in vitro incelemede; deneysel likit lateks bariyer tekniği ile dayanak yüzeyinde artık simanın kalmadığı, geleneksel sond ile siman temizleme prosedürünün uygulandığı grupta daha derin kron-dayanak marjinlerinde hem kron hem de dayanak yüzeyinde daha fazla miktarda artık siman kaldığı ve artık simanın kron-dayanak marjini derinleştikçe daha derinde kaldığı bulunmuştur.

Siman tutuculu implantüstü restorasyonların üretim kolaylığı, düşük maliyeti ve diş destekli restorasyonlara olan benzerliği, birçok klinisyenin implant üstü restorasyon yaparken bu siman tutuculu restorasyonları tercih etmesine sebep olmuştur (128). Bütün bu avantajlarının yanı sıra, yumuşak çevre dokuya taşan artık simanın tamamen temizlenememesi, bu restorasyonların en büyük dezavantajıdır (236). Artık siman, yumuşak dokuda tıpkı subgingival diştışı gibi iritan bir etki gösterebilir (237) ve mikrobiyolojik kontaminasyona ek olarak implant çevre dokularında artık simana karşı toksik bir reaksiyon geliştirebilir (238). Artık simanın neden olduğu, akut şiddetli kemik rezorbsiyonundan implantın kaybına kadar pek çok komplikasyon literatürde vaka raporu/serisi olarak yayınlanmıştır (134, 137, 173, 239-242). Bunların dışında, Wilson tarafından yapılan bir çalışma (176), artık siman ile kronik peri-implant hastalıklarının gelişimi arasında güçlü bir ilişki kurmuştur. Siman tutuculu implant üstü restorasyonların simantasyonu, artık simanın periimplantitis riski oluşturması nedeniyle titizlikle yapılması gereken bir aşamadır (136). Vida tutuculu implant üstü restorasyonlar siman içermediği için, çevre dokuların bu restorasyonlara karşı daha olumlu yanıt göstermesi muhtemeldir. Bununla birlikte, siman tutuculu implant üstü restorasyonlara karşı olumsuz hiçbir doku reaksiyonu bildirmeyen bazı çalışmalar da literatürde mevcuttur. Keller ve ark. (243) ve Assenza ve ark. (244), her iki restorasyon tipi etrafında peri-implant dokuların mikrobiyolojik ve histolojik parametrelerinin farklı olmadığını göstermiştir. Bu bilgiler ışığında peri-implantitis etiyolojisinde bir faktör olan simanın daha detaylı olarak araştırılması gerekmektedir.

İmplant üstü kron marjinlerinin subgingival olarak yerleştirilmesi artık simanın olası nedenlerinden biri olabilir. Yaptığımız invitro çalışmanın ve önceki

araştırmaların sonuçlarına göre (136, 245-247), kron-dayanak marjini, dayanak yüzeyindeki artık siman miktarını en aza indirmek için mümkün olduğunca koronal olarak yerleştirilmelidir. Klinik olarak bu ideal durum estetik sakıncalar nedeniyle genellikle mümkün değildir. Buser ve ark. (248), uygun çıkış profilini sağlayabilmek için restorasyon marjininin 1-2 mm subgingival olması gerektiğini önermiştir ve bu pozisyon günümüzde birçok klinisyen için hala tercih edilen bir referans noktasıdır. Estetik sebeplerden dolayı restorasyon marjininin subgingivale taşınması, klinisyeni artık siman bırakma ihtimali açısından riske sokar. Yapılan çalışmalarda (247, 249), kron-dayanak marjini 1mm subgingival bile olsa dayanak yüzeyinde artık siman bulunmuştur. Agar ve ark. (195) yaptıkları invitro çalışmada, restorasyon marjininin gingival seviyenin 1,5–3 mm altına inmesi durumunda, tüm artık simanı temizlemenin mümkün olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda bu sebepten dolayı; bukkalde 1,5 mm, lingualde ise gingival seviyede olan, anatomik şekile sahip dayanakları kullanmayı tercih ettik. Bu çalışmaya benzer şekilde, yaptığımız invitro çalışma şartlarında restorasyonun marjin seviyesi dişeti seviyesinde bile olsa, geleneksel sond ile temizleme yöntemini uyguladığımız kontrol grubunda, dayanak yüzeyine yapışan artık simanın tamamen temizlenemediği gözlenmiştir.

Linkevicius ve ark. (136, 247) yaptıkları invitro ve prospektif klinik çalışmada, ürettikleri kişisel dayanaklar ile restorasyon marjin derinliğinin artık siman miktarı ile olan ilişkisini araştırmıştır. Bu çalışmada hem fotoğraf çekerek hem de tartarak artık siman miktarı ile ilgili veriler elde edilmiştir. Her iki çalışmanın sonucuna göre, çalışmamızla benzer bir şekilde, restorasyon marjinleri derinleştikçe dayanak yüzeyindeki artık siman miktarı da artış göstermiştir.

Sancho-Puchades ve ark. (15) ise, iki farklı çıkış profili tasarımı (içbükey ve dışbükey) ve üç farklı restorasyon-dayanak marjin derinliğini (0 mm dişeti seviyesi, 1.5 mm subgingival, 3 mm subgingival) dayanak yüzeyinde kalan artık simanı alan ve derinliği açısından karşılaştırmıştır. Ibkey dayanaklar dış bükey dayanaklara kıyasla dayanak yüzeyinde daha fazla artık siman göstermiştir. Ayrıca marjin derinliği arttika artık siman miktarı da artmıştır. Bölge açısından değerlendirildiğinde ise, bukkalde daha az aproksimalde ise daha fazla artık siman dayanak yüzeyinde kalmıştır. Artık simanın dayanak yüzeyindeki derinliği değerlendirildiğinde ise, en derindeki artık

siman 3 mm subgingival marjin seviyesinde bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise temizlenebilirliği daha kolay sağlamak adına dış bükey çıkış profiline sahip standart anatomik dayanaklar tercih edilmiştir.

Yapılan bir klinik araştırmada (249), artık simanın daha çok hangi bölgede kaldığına bakılmış ve kalıntıların çoğunluğunun interdental olarak yerleştiği ve bukkal bölgenin en düşük artık siman insidansına sahip olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada, bukkal dayanak yüzeyi, bu bölgeye erişimin daha kolay olması nedeniyle artık simanın daha az kaldığı bölge olmuştur. Artık simanın derinliği incelendiğinde, mesial ve distal alanlar artık simanın en derinde kaldığı yerler olmuştur. Çalışmamızda hazırladığımız örneklerin kondağında diş olmaması ve ağız içi durumu tam olarak yansıtamamasından dolayı kontrol grubundaki artık simanın bölgesi ile ilgili değerlendirmede bulunamadık.

Yapılan invitro ve klinik araştırmalara dayanarak (135, 245, 247, 249) daha derin restorasyon marjinlerinin daha fazla miktarda subgingival artık siman kalıntıları ile ilişkili olduğu görülmüştür. Yaptığımız invitro araştırma, bu tespiti doğrulamaktadır; dayanakta kalan artık siman miktarı, bukkalde ortalama $2,80 (\pm 1,82)$ mm², aproksimalde $1,43 (\pm 1,08)$ mm² ve lingualde $0,81 (\pm 0,66)$ mm² bulunmuştur. Restorasyon marjin derinliğinin en derin bukkalde ve en az ise lingualde olduğu göz önüne alındığında, restorasyon marjin derinliği arttıkça, artık siman miktarı da önemli ölçüde artmıştır. Artık simanın bulunduğu derinliğini değerlendirdiğimizde ise, restorasyon marjinlerinin derinleştikçe artık simanın restorasyon marjininden daha derinde kaldığı gözlenmiştir. Derinlik ölçümlerinin kron-dayanak marjininden yapıldığı göz önüne alındığında, 1,5 mm subgingival marjinin bulunduğu bukkal bölgede 3 mm'den fazla olan ortalama derinlik değerleri, siman kalıntılarının subgingival olarak 4.5 mm üzerinde kaldığını göstermektedir. Bu bölgeye klinik olarak ulaşılması imkansızdır. Bu nedenle, kron-dayanak marjini konumu temizlenebilirlik açısından çok önemlidir. Çalışmamızda kullandığımız likit lateks bariyer tekniği ise, restorasyon marjin konumundan etkilenmeyerek (1,5-0 mm basamak derinliklerinde) artık simanı tamamen temizleyebilmede etkili bir yöntem olarak sunulmuştur.

Literatürde artık simanın miktarını belirlemeye yönelik çeşitli yöntemler gösterilmiştir (13-15). Bunlar, simanın mikroskopla 2 boyutlu görüntülerinin elde edilerek dijital ölçümlerin yapılması, artık simanın tartılması, fotoğraflar üzerinde yüzey alanı orantılaması gibi yöntemlerdir. Bu fotoğraf ölçümlerinin iki boyutlu olması çalışmaların en büyük dezavantajıdır. Biz de çalışmamızda mikroskop görüntüleri üzerinden iki boyutlu alan ve derinlik ölçümü kullandık. İki boyutlu görüntüleme yöntemlerinin dezavantajı bir bölgede görülen simanın bir kısmının diğer bölgeden de görülmesidir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için daha ileri tekniklerle üç boyutlu ölçümlerin yapıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Subgingival simanın, genellikle bir aletle tespit edilmesi ve çıkarılması zordur. Daha önce yapılan invitro çalışmalarda araştırmacılar kontrol radyografisi almadan görsel ve el hassasiyetine dayanarak tüm simanı çıkardığına emin olmasına rağmen, bazı restorasyonlar etrafında yine de artık siman kalmıştır (246, 247). Ayrıca çalışmalarda; periapikal X-ışınlarının, klinisyenin, temizleme prosedürlerinden sonra mevcut olan tüm artık simanın belirlemesine izin vermediği görülmüştür (136, 245). Bu durum, Wilson'un (176) implant üstü restorasyonlarının % 80'inden fazlasının artık siman içerdiğini gösteren klinik araştırmasının sonucuyla da örtüşür. Bukkal ve lingual bölgedeki artık simanın periapikal röntgen ile belirlenmesinin güvenilir olmadığı görülmektedir. Simanın temizlenebilmesinde marjin görünürlüğünün önemli bir rol oynadığı açıktır. Ayrıca, çoğu siman geleneksel radyografi ile saptanabilen yeterli radyoopasiteye sahip değildir ve yenilikçi siman tespit teknikleri ise henüz bulunmamaktadır (250, 251). Bu yüzden biz de çalışmamızda radyografik incelemeyi gerekli bulmadık ve sadece paslanmaz çelik sond ile el hassasiyetine dayalı bir temizleme işlemi uyguladık.

Kullanılan simanın özellikleri de yapılan çalışmaların sonuçları üzerinde etkili olabilmektedir. Agar ve ark. (195) cam iyonomer ve çinko fosfat simana kıyasla, rezin içerikli yapıştırıcı simanların dayanak yüzeyinden daha zor temizlenebildiğini göstermiştir. Ayrıca, temizleme işlemleri sırasında dayanak yüzeyinde çizilmeler meydana gelmiştir. Bu yüzden çalışmamızda rezin simana kıyasla temizlenmesi daha kolay olan ve implant üstü restorasyonların simantasyonunda klinikte sıklıkla kullandığımız polikarboksilat siman tercih edilmiştir. Kontrol grubunda simantasyon

sonrası paslanmaz çelik sondla temizleme işlemi sırasında ne kadar hassas davranılsa bile dayanak yüzeyinin çizilmeye karşı dayanıksız olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca; deneysel likit lateks bariyer tekniğinde, simanın doğrudan dayanağın yüzeyine yapışması önlediği için dayanak yüzeyini çizilmelere karşı koruduğu gözlenmiştir.

İmplant üstü simante restorasyonların simantasyonu için gereken siman miktarı ile ilgili görüş birliği bulunmamaktadır. Bu yüzden restorasyon içine uygulanması gereken siman miktarını belirlemek zordur. Çalışmamızda eşit siman aralığına sahip CAD/CAM ile üretilen standart PMMA geçici kronlar kullandık ve restorasyon içine yüklenen siman miktarını standart tutmak için, simanı restorasyonun tamamını dolduracak şekilde uyguladık. PMMA tercih etmemizin bir diğer sebebi ise simantasyon sonrası restorasyonu delerek vida girişine ulaşımı kolaylaştırmaktır.

Literatürde artık siman miktarını azaltmaya yönelik denenmiş bazı yöntemler bulunmaktadır. Restorasyon dayanağa oturduktan sonra simanın akışını azaltmak için önerilen yöntemlerden biri, dayanağın bir kopyasını kullanmaktır. Bu teknikte restorasyonunun içi siman ile doldurulur ve restorasyon kopya dayanak modele yerleştirilir. Fazla siman silinir ve restorasyon ağız içindeki dayanağın üzerine yapıştırılır (252). Restorasyonda siman kaçıışı için delik oluşturulması (14), simanı sadece restorasyonun iç kısmının okluzaline veya servikal üçte birlik kısmına uygulamak (253), simanın peri-implant dokulara yoğun bir şekilde taşmasını önlemek için düşünülmüş diğer yöntemlerdir. Fakat siman tutuculu implant üstü restorasyonlarda artık simanı azaltmaya yönelik bu uygulamalardan hiçbiri implant dayanağı üzerine simanın yapışmasını tamamen önleyememektedir.

Subgingival siman akışını engellemek için dişeti kordu kullanımı başarısız bulunmuştur. Çünkü kord sulkusu genişleterek simanın daha derine akmasına yol açabilir (254). Teflon bant ise gerildiğinde 50 µm'den az yer kaplar ve sulkusu genişletmez. Ayrıca, teflon bant yüzeyi, simana yapışarak peri-implant sulkustan kolayca çıkarılabilir. Bu gerilmiş teflon bant tekniği, stok veya özel altın, titanyum ve zirkonya dayanaklar dahil olmak üzere diğer dayanak tasarımları ile kullanılabilir, ancak mümkün olduğunda restorasyon marjini supragingival olmalıdır. Çalışmamızda kullandığımız teknikte teflon bant tekniğinden farklı olarak 1,5 mm marjin

derinliğinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bu tekniğin bir sınırlaması, simanın sadece dayanağa değil, peri implant sulkus içinde de kalma riski taşımasıdır.

Uyguladığımız deneysel likit (sıvı) lateks bariyer tekniği ile artık simanın dayanak yüzeyine yapışmasını tamamen önlemeyi hedefledik. Daha önce yapılan çalışmalar ise bu tekniği geliştirmede bizlere yardımcı olmuştur (232). Yine de, bu sonuçlar dikkatle yorumlanmalıdır. Kullanılan materyaller, simantasyon ve temizleme prosedürleri klinik gerçekliğe mümkün olduğunca yakın tutulmuş olsa bile, çalışma düzeneyinin yapay olması, sonuçların klinik yansımalarını tam olarak yansıtamayabilir. Çalışmamızda her simantasyon prosedürü için peri-implant yumuşak dokuyu taklit eden yapay diş eti silikonu kullanılmıştır, fakat kullandığımız yumuşak dişeti silikonu peri-implant sulkusun kompleks yapısını ve spesifik bir dayanak konfigürasyonunun submukozal anatomisi ile etkileşimini tam olarak yansıtamaz. Bu nedenle, elde edilen sonuçların doğrulanması veya reddedilmesi için klinik araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır. Hazırlanan modelde restorasyon kontağının bulunmaması ve simantasyonun kuru ortamda gerçekleştirilmesi çalışmamızın in-vitro olmasından kaynaklanan limitasyonlardır. Ayrıca, restorasyonların uyumu implant üstü restorasyonların simantasyonu için kritik bir faktördür. Restorasyon-dayanak birleşiminde kalan artık siman dişetin altında kaldığı takdirde plak birikimine veya çözünürse mikrosızıntıya sebep olabilir. Bu açıdan baktığımızda artık simanı dayanak yüzeyinden uzaklaştırmak için yapılan çalışmamızda restorasyonun marjinal ve iç uyumu periimplantitis için kritik bir faktör olabilir.

Kullandığımız likit lateks, alerji ve yırtılma dayanıklılığı açısından geliştirilmesi gereken bir materyaldir. Sonuçta ağız içi kullanımında sulkus içinde kalması biyolojik komplikasyonlara sebep olabilir. Malzemenin yapısının daha dayanıklı hale getirilerek daha derin basamaklarda bile sıyrılmadan kullanılması sağlanabilir. Materyalin ağız içinde güvenle kullanılabilmesi için, ARGE çalışmaları ile materyalin geliştirilmesine ve sonrasında klinik çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Siman tutuculu implant üstü restorasyonların simantasyonu ve temizlenmesi hassasiyet gerektiren bir işlemdir. Geleneksel sond ile temizleme prosedürü, dayanağa yapışan artık simanı uzaklaştırmada tamamen etkili değildir ve dayanak yüzeyinde çizilmelere sebep olmaktadır.

2. Geleneksel sond ile temizleme prosedüründe basamak derinliği artıkcça temizlenemeden kalan artık siman miktarı ve derinliği de artmaktadır. Dolayısıyla bu konuda yeni tekniklerin geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

3. Likit lateks bariyer tekniği hazırladığımız invitro şartlarda (1,5-0 mm basamak derinliğinde) dayanak yüzeyinde hem artık simanın kalmasını önleyerek hem de dayanak yüzeyini çizilmeye karşı koruyarak daha güvenli bir siman temizleme yöntemi olmuştur.

4. Bu teknikte kullandığımız likit lateksin ARGE çalışmaları ile özelliklerinin geliştirilip klinik kullanıma uygun hale getirilmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(1):102-10.
2. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Bragger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):141-51.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1986;1(1):11-25.
4. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):643-53.
5. Caudry S, Chvartzaid D, Kemp N. A simple cementation method to prevent material extrusion into the periimplant tissues. *J Prosthet Dent*. 2009;102(2):130-1.
6. Chee WW, Duncan J, Afshar M, Moshaverinia A. Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method. *J Prosthet Dent*. 2013;109(4):216-21.
7. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119-30.
8. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2001;16(6):793-8.
9. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2006;15(4):250-6.
10. Wahlstrom M, Sagulin GB, Jansson LE. Clinical follow-up of unilateral, fixed dental prosthesis on maxillary implants. *Clinical oral implants research*. 2010;21(11):1294-300.
11. Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009;80(9):1388-92.

12. Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clinical oral implants research*. 2006;17(4):375-9.
13. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(12):1379-84.
14. Patel D, Invest JC, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. 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 : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(1):54-9.
15. Sancho-Puchades M, Cramer D, Ozcan M, Sailer I, Jung RE, Hammerle CHF, et al. The influence of the emergence profile on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(12):1515-22.
16. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(5s):e1-e105.
17. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*. 1959;11 Supp 38:1-82.
18. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. [Experimental studies on intra-osseous anchorage of dental prosthesis]. *Arsbok Goteborgs tandlakare-sallskap*. 1970:9-25.
19. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum*. 1977;16:1-132.
21. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie*. 1976;86(7):713-27.
22. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. 2008;19(6):553-9.
23. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H, et al. Improved biocompatibility of titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy: tissue reaction and sensitization to Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study. *Materials transactions*. 2005;46(10):2260-7.
24. Thompson G, Puleo D. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro. *Biomaterials*. 1996;17(20):1949-54.

25. Hallab NJ, Vermes C, Messina C, Roebuck KA, Glant TT, Jacobs JJ. Concentration-and composition-dependent effects of metal ions on human MG-63 osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2002;60(3):420-33.
26. Steinemann S. Metal implants and surface reactions. *Injury*. 1996;27:S/C16-S/C22.
27. Steinemann SG. Titanium—the material of choice? *Periodontology* 2000. 1998;17(1):7-21.
28. Benic GI, Gallucci GO, Mokti M, Hämmerle CH, Weber HP, Jung RE. 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):1052-61.
29. Saulacic N, Bosshardt D, Bornstein M, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *European cells & materials eCM*. 2012;23:273-86.
30. Depprich R, Naujoks C, Ommerborn M, Schwarz F, Kübler NR, Handschel J. Current findings regarding zirconia implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(1):124-37.
31. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10-92.
32. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(7):772-7.
33. Adell R. Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *International dental journal*. 1985;35(4):259-65.
34. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1).
35. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*. 2010;21(2):129-36.
36. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
37. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper Jr RC, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant dentistry*. 2000;9(3):252-60.
38. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*. 2004;75(9):1233-41.

39. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
40. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94(4):377-81.
41. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *Journal of oral Implantology*. 2009;35(3):130-5.
42. Bartold P, Kuliwaba J, Lee V, Shah S, Marino V, Fazzalari N. Influence of surface roughness and shape on microdamage of the osseous surface adjacent to titanium dental implants. *Clinical oral implants research*. 2011;22(6):613-8.
43. Esposito M, Murray-Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2007;4.
44. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants research*. 2006;17(S2):35-51.
45. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(2):105-13.
46. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3).
47. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical implant dentistry and related research*. 2003;5(4):254-62.
48. İplikçioğlu H, Akça K. 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 dentistry*. 2002;30(1):41-6.
49. Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clinical oral implants research*. 2014;25(10):1119-24.
50. Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2016;47:8-17.
51. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).

52. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant–Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of prosthodontics*. 2009;18(5):393-402.
53. Rodriguez AM, Rosenstiel SF. Esthetic considerations related to bone and soft tissue maintenance and development around dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;108(4):259-67.
54. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1–7 years: a longitudinal study. *Clinical oral implants research*. 2006;17(2):139-48.
55. Andersen E, Saxegaard E, Knutsen BM, Haanæs HR. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(2).
56. Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;50(3):239-43.
57. Olate S, Lyrio MCN, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RWF. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(2):414-9.
58. Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martínez L, Monje A, Catena A, et al. The Influence of Implant Diameter on Its Survival: A Meta-Analysis Based on Prospective Clinical Trials. *Journal of periodontology*. 2014;85(4):569-80.
59. Lee CT, Chen YW, Starr JR, Chuang SK. Survival analysis of wide dental implant: systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*. 2016;27(10):1251-64.
60. Jacques Malet FM, Philippe Bouchard. Her Yönüyle İmplant Dış Hekimliği2014.
61. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P, Pierre J, Behneke A, Behneke N, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):161-72.
62. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15(1):8-17.
63. Brägger U, Häfeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. 1998;9(4):218-24.

64. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. 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):1117-30.
65. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
66. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clinical oral implants research*. 2000;11(1):1-11.
67. Vouros ID, Kalpidis CD, Horvath A, Petrie A, Donos N. Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(6).
68. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006;26(1).
69. Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE, et al. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol*. 2009;80(4):609-17.
70. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2006;26(1):9-17.
71. Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*. 2005;17(10):735-40.
72. Karunakaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*. 2013;93(2):18-23; quiz -4.
73. Coppede AR, Bersani E, de Mattos MdGC, Rodrigues RCS, de Mattias Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*. 2009;22(3).
74. Misch CE. Generic root form components terminology. *Contemporary Implant Dentistry*. 2014:26-38.
75. Ohnell L, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark P. Single-tooth rehabilitation using osseointegration: a modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence International*. 1988;19(12):871-6.
76. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5).

77. Quek H, Tan KB, Nicholls JJ. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(2).
78. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(6).
79. de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *The International journal of prosthodontics*. 2005;18:165-6.
80. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
81. Cehreli M, Duyck J, Cooman MD, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15(2):249-57.
82. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(6).
83. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clinical implant dentistry and related research*. 2006;8(2):95-9.
84. Rosenberg E, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clinical oral implants research*. 1991;2(3):135-44.
85. Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(4).
86. Quirynen M, Bollen C, Eyssen H, Van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system®. An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 1994;5(4):239-44.
87. Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(2).
88. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2012;23(s6):202-16.
89. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1993;13(5).
90. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clinical oral implants research*. 2014;25(2).

91. Jaworski ME, Melo ACM, Picheth CMT, Sartori IAdM. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(5).
92. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, et al. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants—CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(3):219-34.
93. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(4).
94. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors— a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(5):542-9.
95. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2014;102(2):552-74.
96. Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *Journal of Oral Implantology*. 2004;30(3):198-209.
97. Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental materials*. 2012;28(10):e218-e28.
98. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2008;19(12):1276-84.
99. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(4):681.
100. van Velzen FJ, Ofec R, Schulten EA, Ten Bruggenkate CM. 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. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(10):1121-8.
101. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(9):697-711.
102. Drago C, Lazzara R. Guidelines for implant abutment selection for partially edentulous patients. *Comp Cont Dent Ed*. 2010;31:14-28.
103. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1991;7(2):17-21.

104. E.Misch C. In: F.Tulunoglu İ, editor. Günümüz diş hekimliğinde implantoloji. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler. Ankara: Atlas kitapçılık; 2011. p. 92-104.
105. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1999;19(3).
106. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(8):639-48.
107. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):141-51.
108. Nogueira LBLV, Moura CDVS, Francischone CE, Valente VS, Alencar SMM, Moura WL, et al. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(1):49-53.
109. HASANREİSOĞLU U, OĞUZ Eİ. İmplant Tedavisinde Başarıyı Belirleyen Faktörlerin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2015;1(2):1-7.
110. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(3).
111. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18(1):17-22.
112. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3).
113. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(6).
114. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*. 2015;26(11):1297-301.
115. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(s4):32-47.
116. Kelly JR, Rungruananunt P. Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(3).

117. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *European journal of oral implantology*. 2017;10:139-46.
118. Fadanelli MA, Amaral FLBd, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG. Effect of Steam Autoclaving on the Tensile Strength of Resin Cements Used for Bonding Two-Piece Zirconia Abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2017;43(2):87-93.
119. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial on Different CAD-CAM Implant Abutments. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(6):1134-41.
120. Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(3):259-62.
121. Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(3):258-61.
122. Marchack CB, Vidjak FM, Futatsuki V. A simplified technique to fabricate a custom milled abutment. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):416-7.
123. Lee A, Okayasu K, Wang H-L. Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant dentistry*. 2010;19(1):8-15.
124. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;77(1):28-35.
125. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):369-78.
126. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):239-46.
127. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*. 2010;19(1):8-15.
128. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):719-28.
129. Sherif S, Susarla HK, Kapos T, Munoz D, Chang BM, Wright RF. A systematic review of screw- versus cement-retained implant-supported fixed restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2014;23(1):1-9.
130. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2003;18(5).

131. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(4):771-8.
132. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.
133. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:84-98.
134. Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(5).
135. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*. 2013;24(11):1179-84.
136. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clinical oral implants research*. 2013;24(1):71-6.
137. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(6):865-8.
138. Ramer N, Wadhvani C, Kim A, Hershman D. Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *The New York state dental journal*. 2014;80(2):43-6.
139. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(5):737-41.
140. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):89-95.
141. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. 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 & maxillofacial implants*. 2014;29.
142. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*. 2006;201(8):501-7.
143. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):448-57.

144. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):40-4.
145. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.
146. Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Muñoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2012;27(1).
147. Wittneben JG, Weber HP. *ITI Treatment Guide: Extended Edentulous Spaces in the Esthetic Zone.* Quintessence Verlags. 2012.
148. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2009;24:69.
149. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology.* 2012;38(3):298-307.
150. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(5):441-51.
151. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *The Journal of oral implantology.* 2012;38(3):298-307.
152. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:69-85.
153. Wismeijer D, Bragger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, et al. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:137-40.
154. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Bragger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: A 10-year retrospective study. *Clinical implant dentistry and related research.* 2014;16(3):356-64.
155. Wittneben J-G, Millen C, Bragger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *International journal of oral & maxillofacial implants.* 2014;29.
156. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. A 4-Year Prospective Study to Assess Peri-Implant Hard and Soft Tissues Adjacent to Titanium Versus Gold-Alloy Abutments in Cemented Single Implant Crowns. *Journal of Prosthodontics.* 2006;15(4):250-6.

157. Wahlström M, Sagulin GB, Jansson LE. Clinical follow-up of unilateral, fixed dental prosthesis on maxillary implants. *Clinical oral implants research*. 2010;21(11):1294-300.
158. Wannfors K, Smedberg Ji. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clinical oral implants research*. 1999;10(6):453-8.
159. Weber H, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2007;22:140.
160. Millen C, Bragger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2015;30(1):110-24.
161. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:163-201.
162. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22 Suppl:140-72.
163. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clinical oral implants research*. 1991;2(2):81-90.
164. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *Journal of periodontology*. 1992;63(3):225-35.
165. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *Journal of clinical periodontology*. 2008;35(8 Suppl):282-5.
166. Mombelli A, editor *Prevention and therapy of peri-implant infections. Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology, 1999; 1999: Quintessence.*
167. Froum SJ, Rosen PS. A proposed classification for peri-implantitis. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2012;32(5):533.
168. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. *On crestal/marginal bone loss around dental implants*. 2013.
169. Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(5):943-6.
170. Renvert S, Polyzois I. Risk indicators for peri-implant mucositis: a systematic literature review. *Journal of clinical periodontology*. 2015;42 Suppl 16:S172-86.
171. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. *J Periodontol*. 2013;84(4):436-43.

172. Quaranta A, Lim ZW, Tang J, Perrotti V, Leichter J. The Impact of Residual Subgingival Cement on Biological Complications Around Dental Implants: A Systematic Review. *Implant dentistry*. 2017;26(3):465-74.
173. Callan D, Cobb C. Excess cement and peri-implant disease. *JIACD*. 2009;1:61-8.
174. Jepsen S, Berglundh T, Genco R, Aass AM, Demirel K, Derks J, et al. Primary prevention of peri-implantitis: Managing peri-implant mucositis. *Journal of clinical periodontology*. 2015;42(S16).
175. Mombelli A, Müller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. *Clinical oral implants research*. 2012;23(s6):67-76.
176. Wilson TG, Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009;80(9):1388-92.
177. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(11):1179-84.
178. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(10):1278-90.
179. Sita Ramaraju D, Alla RK, Alluri VR, Raju M. A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*. 2014;2(3):28-35.
180. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(12):1304-11.
181. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(3):193-206.
182. Mesu F. Degradation of luting cements measured in vitro. *Journal of Dental Research*. 1982;61(5):665-72.
183. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *J Prosthet Dent*. 2010;103(2):68-79.
184. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of Cemented Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics*. 1997;6(3):193-6.
185. Wiskott HA, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(2).
186. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21(4):519-25.

187. Kokubo Y, Kano T, Tsumita M, Sakurai S, Itayama A, Fukushima S. Retention of zirconia copings on zirconia implant abutments cemented with provisional luting agents. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(1):48-53.
188. Heinemann F, Mundt T, Biffar R. Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2006;34 Suppl 2:86-90.
189. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21(4):587-92.
190. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(6):450-5.
191. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:67-76.
192. Schneider RL. Evaluation of the retention of castings to endosseous dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;58(1):73-8.
193. Schwarz S, Schröder C, Corcodel N, Hassel AJ, Rammelsberg P. Retrospective Comparison of Semipermanent and Permanent Cementation of Implant-Supported Single Crowns and FDPs with Regard to the Incidence of Survival and Complications. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(s1).
194. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(2):92-6.
195. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*. 1997;78(1):43-7.
196. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(4):343-8.
197. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;17(4):536-42.
198. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1997;12(5):660-5.
199. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clinical oral investigations*. 2008;12(1):1-8.

200. Phan TN, Buckner T, Sheng J, Baldeck J, Marquis R. Physiologic actions of zinc related to inhibition of acid and alkali production by oral streptococci in suspensions and biofilms. *Molecular Oral Microbiology*. 2004;19(1):31-8.
201. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(12):1702-8.
202. Imazato S, Torii Y, Takatsuka T, Inoue K, Ebi N, Ebisu S. Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(4):314-9.
203. Wadhvani C, Piñeyro A. Implant cementation: clinical problems and solutions. *Dentistry today*. 2012;31(1):56, 8, 60-2; quiz 3, 54.
204. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clinical oral implants research*. 2002;13(4):343-8.
205. Korsch M, Walther W, Marten SM, Obst U. Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis. *Journal of applied biomaterials & functional materials*. 2014;12(2):70-80.
206. Wadhvani C, Hess T, Faber T, Pineyro A, Chen CS. A descriptive study of the radiographic density of implant restorative cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(5):295-302.
207. Pette GA, Ganeles J, Norkin FJ. Radiographic appearance of commonly used cements in implant dentistry. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2013;33(1):61-8.
208. Korsch M, Robra BP, Walther W. Predictors of excess cement and tissue response to fixed implant-supported dentures after cementation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 1:e45-53.
209. Wasiluk G, Chomik E, Gehrke P, Pietruska M, Skurska A, Pietruski J. Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(7):774-8.
210. Schwedhelm ER, Lepe X, Aw TC. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(1):89-90.
211. Loza-Herrero MA, Rivas-Tumanyan S, Morou-Bermudez E. Success and complications of implant-retained prostheses provided by the Post-Doctoral Prosthodontics Program, University of Puerto Rico: a cross-sectional study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(5):637-43.
212. Wadhvani C, Pineyro A, Hess T, Zhang H, Chung KH. Effect of implant abutment modification on the extrusion of excess cement at the crown-abutment margin for cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1241-6.

213. Wadhvani C, Hess T, Pineyro A, Chung K-H. Effects of abutment and screw access channel modification on dislodgement of cement-retained implant-supported restorations. *International Journal of Prosthodontics*. 2013;26(1).
214. Jimenez RA, Vargas-Koudriavtsev T. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(4):807-12.
215. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(1):112-4.
216. Kappel S, Eiffler C, Lorenzo-Bermejo J, Stober T, Rammelsberg P. 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):1065-71.
217. Tan K, Ibbetson R. The effect of cement volume on crown seating. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(5).
218. Crowns I-S. *Cement Application Techniques in Luting Implant-Supported Crowns: A Quantitative and Qualitative Survey*. 2012.
219. Wadhvani C, Hess T, Pineyro A, Opler R, Chung KH. Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(4):859-64.
220. Wadhvani C, Goodwin S, Chung KH. Cementing an Implant Crown: A Novel Measurement System Using Computational Fluid Dynamics Approach. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(1):97-106.
221. Liang T, Hu X, Zhu L, Pan X, Zhou Y, Liu J. Comparative in vitro study of cementing techniques for implant-supported restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(1):59-66.
222. Frisch E, Ratka-Krüger P, Weigl P, Woelber J. 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 of prosthodontics*. 2016;29(4):360-2.
223. Lee J-H, Park I-S, Sohn D-S. A digital approach to fabricating an abutment replica to control cement volume in a cement-retained implant prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(1):25-8.
224. Rayyan MM, Makarem HA. A modified technique for preventing excess cement around implant supported restoration margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(6):840-2.
225. Wadhvani C, Piñeyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(1):57-8.

226. Yuzbasioglu E. A modified technique for extraoral cementation of implant retained restorations for preventing excess cement around the margins. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(2):146-9.
227. Frisch E, Ratka-Krüger P, Weigl P, Woelber J. Minimizing excess cement in implant-supported fixed restorations using an extraoral replica technique: a prospective 1-year study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(6).
228. Caudry S, Chvartzaid D, Kemp N. A simple cementation method to prevent material extrusion into the periimplant tissues. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(2):130-1.
229. Jambhekar SS, Sethi T, Kheur MG, Matani J. Reduction of excess cement during cementation of implant retained crowns. *International Journal of Dental Clinics*. 2012;4(3).
230. Bhushan P, Aras MA, Chitre V, Mysore AR, Daswani SR. A Novel Universal Cementation Technique for Implant-supported Crowns with Subgingival Margins. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(7):628-32.
231. Hess TA. A technique to eliminate subgingival cement adhesion to implant abutments by using polytetrafluoroethylene tape. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):365-8.
232. Present S, Levine RA. Techniques to control or avoid cement around implant-retained restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(6):432-7.
233. Al-Ani A, Bennani V, Chandler NP, Lyons KM, Thomson WM. New Zealand dentists' use of gingival retraction techniques for fixed prosthodontics and implants. *NZ Dent J*. 2010;106(3):92-6.
234. Bennani V, Schwass D, Chandler N. Gingival retraction techniques for implants versus teeth: current status. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139(10):1354-63.
235. Ferreira CF, Shafter MA, Jain V, Wicks RA, Linder E, Ledo C. Evaluation of effectiveness of cement removal from implant-retained crowns using a proposed circular crisscross flossing technique. *The Journal of oral implantology*. 2018.
236. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):137-41.
237. White DJ. Dental calculus: recent insights into occurrence, formation, prevention, removal and oral health effects of supragingival and subgingival deposits. *European journal of oral sciences*. 1997;105(5 Pt 2):508-22.
238. Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spittler A, Lucas T, Samorapoompichit P, et al. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998;14(6):429-40.

239. Tomson PL, Butterworth CJ, Walmsley AD. Management of peri-implant bone loss using guided bone regeneration: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(1):12-6.
240. Wadhvani C, Rapoport D, La Rosa S, Hess T, Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(3):151-7.
241. Lorenz B, Kang T. Treating peri-implantitis using a combined regenerative/resective procedure: a case report. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2013;34(4):e57-61.
242. Ramer N, Chandur Wadhvani BDS M, Kim A, Hershman D. Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *New York State Dental Journal*. 2014;80(2):43.
243. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(4):209-17.
244. Assenza B, Artese L, Scarano A, Rubini C, Perrotti V, Piattelli M, et al. Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *The Journal of oral implantology*. 2006;32(1):1-7.
245. Sancho-Puchades M, Cramer D, Özcan M, Sailer I, Jung R, Hämmerle C, et al. 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):1515-22.
246. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(1):43-7.
247. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. 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):1379-84.
248. Belser UC, Buser D, Hess D, Schmid B, Bernard JP, Lang NP. Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients--a critical appraisal. *Periodontology 2000*. 1998;17:132-50.
249. Wasiluk G, Chomik E, Gehrke P, Pietruska M, Skurska A, Pietruski J. Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. *Clinical oral implants research*. 2017;28(7):774-8.
250. Wadhvani C, Hess T, Faber T, Piñeyro A, Chen CS. A descriptive study of the radiographic density of implant restorative cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(5):295-302.

251. Pette GA, Ganeles J, Norkin FJ. Radiographic appearance of commonly used cements in implant dentistry. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2013;33(1).
252. Wadhvani C, Pineyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. *J Prosthet Dent*. 2009;102(1):57-8.
253. Ishikiriama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent*. 1981;45(4):400-4.
254. Salem D, Alshihri A, Levin L. Peri-implantitis induced by a retained retraction cord. *Quintessence International*. 2014;45(2).



8. ÖZGEÇMİŞ

1. Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı : Zühre Belde AKKAYA
Doğum Yeri ve Tarihi : Beykoz/İSTANBUL ve 18.08.1989
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti

2. Eğitimi

- Vefa Anadolu Lisesi (2003-2007)
- Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Bölümü (2008-2013)
- Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2014-halen devam etmekte)

3. Bilimsel Faaliyetleri

- Asistan Etik Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2015)
- Temel Yaşam Desteği Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2015)
- İletişim semineri (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2015)
- Dentsply Implants Kongre, Çeşme, İzmir, 2015-Dinleyici
- CEREC CAD/CAM Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2016)
- Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu (Pieg) International Congress, Antalya, 2016-Poster Sunumu

- İnternational Team for İmplantology (ITI BİLİMSEL) Toplantısı, Antalya, 2016-Dinleyici
- İnternational Team for İmplantology (ITI BİLİMSEL) Türkiye-Azerbaycan Kongresi, Antalya, 2016-Dinleyici
- Türkiye Osseintegrasyon Derneği (Osseder), Bertil Friberg-Torsten Jemt, İmplantolojinin 40 yılı, İstanbul, 2017-Dinleyici
- Medentika Dental İmplant Bilimsel Toplantısı, Dental İmplant Cerrahisinde Primer Stabilite ve Dijital ve Kişiyeye Özel Protetik Çözümler, Ankara, 2017-Dinleyici
- Nobel Biocare Bilimsel Toplantısı, İmplant Diş Hekimliğinde Yumuşak Doku Kavramı, Ankara, 2017-Dinleyici
- Medentika Dental İmplant Bilimsel Toplantısı, Rehberli Cerrahi Uygulanmaları ve İmplant Üstü Protezler, Ankara, 2018-Dinleyici
- Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD) Sürekli Prostodonti Eğitimi 1. Bilimsel Etkinliği, Ankara, 2018-Dinleyici