

ASLI KARAPINAR

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2020

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**“DENTAL İMPLANT PROTETİK ÜST YAPI ATAŞMAN
TUTUCULUĞUNA FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
SOLÜSYONLARININ ETKİSİNİN İN VİTRO
İNCELENMESİ”**

ASLI KARAPINAR

**DANIŞMAN
PROF. DR. TAYFUN BİLGİN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZLER PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Programında Doktora öğrencisi Aşlı Karapınar tarafından Prof. Dr. Tayfun Bilgin'nin danışmanlığında hazırlanan Dental İmplant Protetik Üst Yapı Ataşman Tutuculuğuna Farklı Protez Temizleme Solüsyonlarının Etkisinin İn Vitro İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 27 / 10 /2020 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Fatma Ünalın
İ.Ü. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Ted. A.D.

**Jüri-Danışman**

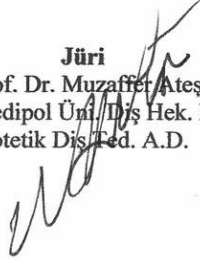
Prof. Dr. Tayfun Bilgin
İ.Ü. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Ted. A.D.

**Jüri**

Prof. Dr. Onur Geçkili
İ.Ü. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Ted. A.D.

**Jüri**

Prof. Dr. Muzaffer Ateş
Medipol Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Ted. A.D.

**Jüri**

Prof. Dr. Hanefi Kurt
Medipol Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Ted. A.D.



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Aslı Karapınar

İTHAF

Sevgili eşime ve değerli aileme ve ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi birikimini ve tecrübelerini bana aktaran, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim **Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e**

Çalışmalarım sırasında sağladığı laboratuvar ve teknik imkanlar ve desteğinden dolayı, Yıldız Teknik Üniversitesi, Makina Fakültesi, Makine Mühendisliği bölümü **Arş. Gör. Dr. Ash Günay Bulutsuz'a**

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol ve Prof. Dr. Olcay Şakar, Prof. Dr. Tonguç Sülün, Prof. Dr. Canan Bural ve Prof. Dr. Onur Geçkili'ye,**

Kürsümüz sekreteri **Nermin Akyüz'e**

Sevgili asistan arkadaşlarım **Dt. Elif Gözde Katmer, Dt. Meral Yese, Dt. Ali Can Yeni, Dt. Baran Güneş, Dt. Kemal Nalbantoğlu, Dt. Güvencan Çınar, Dt. Beytullah Ak'a** ve doktora süresince desteklerini esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve tüm kürsü çalışanlarına,

Bu zorlu süreçte hep yanımda olan değerli annem **Gülser Yılmaz, babam Ali Rıza Yılmaz, kardeşlerim Arzu Kılınç ve Gökberk Yılmaz'a**

Desteğini her zaman hissettiğim sevgili eşim **Dr. Dt. Gökay Karapınar'a**

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
BEYAN.....	İ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ	VIII
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	XI
ÖZET	XIII
ABSTRACT.....	XIV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.1. Tam Dişsizliğin Nedenleri	4
2.1.2. Tam Dişsizliği Sonuçları.....	4
2.1.3. Tam Dişsiz Bireylerde Tedavi Seçenekleri.....	6
2.2. Ağız Sağlığı ve Tam Dişsizlik.....	8
2.2.1. Hareketli Protezlerde Temizlik Yöntemleri.....	9
2.2.1.1. Mekanik Yöntemler.....	10
2.2.1.2. Kimyasal Yöntemler.....	11
2.3. Dental İmplantlar.....	16
2.3.1. Dental İmplantların Tarihçesi.....	17
2.3.2. Dental İmplant Tipleri.....	18
2.3.2.1. Kemik İle İlişkisine Göre Dental İmplantlar.....	18
2.3.2.2. Geometrik Şekillerine Göre Dental İmplantlar.....	19
2.3.2.3. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri.....	21
2.3.3. Dental İmplant Materyalleri.....	25
2.3.4. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri.....	27

2.4. İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	28
2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları.....	30
2.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Planlama.....	31
2.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistem Tipleri.....	36
2.4.3.1. Splintlenmemiş Tutucular.....	38
2.4.3.2. Splintlenmiş Tutucular.....	44
2.4.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Retansiyon ve Tutucu Seçimi.....	46
2.5. PEEK Materyali.....	52
2.5.1. PEEK Materyalinin Tarihçesi ve Özellikleri.....	53
2.5.2. Diş Hekimliğinde PEEK Materyalinin Kullanım Alanları.....	55
2.5.2.1. İmplant dayanağı olarak PEEK.....	56
2.5.2.2. İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezlerde PEEK.....	57
2.5.2.3. Sabit Bölümlü Protezlerde PEEK.....	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	59
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	59
3.1.1. Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması ve Ataşmanlara Uygulanması.....	61
3.1.2. Blokların Hazırlanması.....	63
3.1.3. Analog ve Housinglerin Bloklara Yerleştirilmesi.....	64
3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri.....	65
3.3. Siklus Testlerinin Uygulanması.....	66
3.4. Örneklerin SEM Görüntülerinin Alınması.....	67
3.5. İstatistiksel Değerlendirme.....	68
4. BULGULAR.....	70
4.1. Çalışmamızdan Elde Edilen Bulgular.....	70
4.2. SEM (Scanning Electron Microscopy) Görüntülemesi ve Bulguları.....	82
5. TARTIŞMA.....	87
KAYNAKLAR.....	101
HAM VERİLER.....	129
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	131
ÖZGEÇMİŞ.....	132

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: İmplant yüzey pürüzlülükleri.....	22
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan solüsyonlar ve içerikleri.....	61
Tablo 4-1: Locator tutucu lastiklerin 0. ve 6. aylarda ortalama tutuculuk kuvvet değerleri.....	70
Tablo 4-2: Novaloc tutucu lastiklerin 0. ve 6. aylarda ortalama tutuculuk kuvvet değerleri.....	71
Tablo 4-3: Locator tutucu lastiklerin 6 ay sonunda tutuculuk kuvveti değişim yüzdeleri karşılaştırılması.....	71
Tablo 4-4: Novaloc tutucu lastiklerin 6 ay sonunda tutuculuk kuvveti değişim yüzdeleri karşılaştırılması.....	72
Tablo 4-5: Locator tutucu lastiklerin tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılması.....	77
Tablo 4-6: Novaloc tutucu lastiklerin tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılması.....	78
Tablo 4-7: Locator ve Novaloc lastiklerin tutuculuk derecelerine göre gruplandırılarak karşılaştırılması.....	80

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: “İmplant destekli protezlerin” sınıflaması (Misch 2004).....	34
Şekil 2-2: “İmplant destekli hareketli protezlerin” sınıflaması (Misch 2004).....	34
Şekil 2-3: Locator anahtarı.....	43
Şekil 2-4: Novaloc anahtarı.....	44
Şekil 2-5: Peek açık formülü (Li ve ark 2020).....	54
Şekil 3-1: Analogların yerleştirildiği blok.....	59
Şekil 3-2: Housinglerin yerleştirildiği blok.....	59
Şekil 3-3: Hazırlanmış bloklar.....	59
Şekil 3-4: Sırasıyla novaloc dayanak, spacer, housing, tutucu lastikler.....	60
Şekil 3-5: Sırasıyla locator dayanak, spacer, housing, tutucu lastikler.....	60
Şekil 3-6: AKT solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler.....	62
Şekil 3-7: Ataşman lastiklerinin solüsyon grupları.....	62
Şekil 3-8: PTF solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler.....	62
Şekil 3-9: CRG solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler.....	63
Şekil 3-10: Akrilik rezin blokların bilgisayar tasarımları.....	63
Şekil 3-11. Akrilik rezin blokların 3 boyutlu yazıcıda üretilme aşaması.....	64
Şekil 3-12: 3 boyutlu yazıcıdan çıkan akrilik rezin blokların polimerizasyonunun tamamlanması için UV LED ışık altında bırakılması.....	64
Şekil 3-13: Analog ve housinglerin akrilik rezin bloklara sabitlenmesi.....	65
Şekil 3-14: Universal Test Cihazı.....	66
Şekil 3-15: Örneklerin Universal Test Cihazına bağlı hali.....	66
Şekil 3-16: Örneklerle uygulanan yorulma testi.....	67
Şekil 3-20: SEM cihazı.....	68
Şekil 3-21: SEM görüntüsü alınacak örneklerin tabladaki görünimleri.....	68
Şekil 4-1: L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların CRG solüsyonundaki tutuculuk kuvveti azalma yüzdeleri.....	72

Şekil 4-2: N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların AKT solüsyonundaki tutuculuk kuvveti azalma yüzdeleri.....	73
Şekil 4-3: L-mavi grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	74
Şekil 4-4: L-pembe grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	74
Şekil 4-5: L-şeffaf grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	75
Şekil 4-6: N-beyaz grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	75
Şekil 4-6: N-sarı grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	76
Şekil 4-7: N-yeşil grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri.....	76
Şekil 4-8: L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılmasının grafiği.....	79
Şekil 4-9: N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılmasının grafiği.....	79
Şekil 4-10: L-şeffaf ve N-yeşil grupların NaOCl solüsyonundaki 6 aylık zaman dilimindeki tutuculuk değişim grafiği.....	81
Şekil 4-11: Distile suda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	82
Şekil 4-12: Distile suda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	82
Şekil 4-13: CRG solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	83
Şekil 4-14: CRG solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	83
Şekil 4-15: NaOCl solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	84
Şekil 4-16: NaOCl solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	84
Şekil 4-17: PTF solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	85

Şekil 4-18: PTF solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	85
Şekil 4-19: AKT solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	86
Şekil 4-20: AKT solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü.....	86



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

SEM : Scanning Electron Microscopy

PEEK: Polietereterketon

PEKK: Polieterketonketon

CRG: Corega

PTF: Protefix

AKT: Aktident



ÖZET

Karapınar, A. (2020). Dental İmplant Protetik Üst Yapı Ataşman Tutuculuğuna Farklı Protez Temizleme Solüsyonlarının Etkisinin İn Vitro İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Anahtar Kelimeler: İmplant Destekli Hareketli Protez, Protez Temizleme Solüsyonu, Ataşman, Tutuculuk, Yorgunluk

İmplant destekli tam protezler tam dişsiz bireylerin protetik tedavilerinde uygulanan ve geleneksel tam protezler ile karşılaştırıldığında daha iyi seviyede tutuculuk ve stabilizasyon sağlanabilen bir tedavi seçeneğidir. İmplant destekli tam protezlerde tutuculuk farklı ataşman sistemleri ile sağlanabilir. Seçilen tutucu sistemine göre değişmeksizin protez temizleme yöntemleri hastalara açıklanmalıdır.

Bu çalışmanın amacı locator ve novaloc tutucu sistemlerinin farklı protez temizleme solüsyonlarında 6 aylık zamana eşdeğer olarak bekletilmesinin ardından 548 takma çıkartma siklusu uygulanarak retansiyon değerlerinin incelenmesidir. Tutucu parçalar locator sisteminde naylon içerikli ve novaloc sisteminde PEEK içeriklidirler. Her iki gruptaki lastikler tutuculuk kapasitelerine göre hafif, orta ve yüksek olmak üzere üç gruba ayrılmışlardır. 5 farklı protez temizleyici grubunun her birinde, her ataşman lastiği grubundan 8 adet lastik olmak üzere toplam 120 adet naylon lastik ve 120 adet PEEK lastik çalışmaya dahil edilmiştir. Dişi ve erkek parçalar akrilik rezin bloklara bağlanarak Instron Universal Test cihazında 50 N/sn kuvvet ile çekilerek yorma işlemi uygulanmıştır. Tutuculuk kuvvetleri ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Deney sonunda da SEM görüntüleri alınmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre NaOCl, PTF, AKT, CRG solüsyonlarında bekletilen örneklerde tutuculuk kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiş olup, distile suda bekletilen örneklerde tutuculuk kuvvet değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. NaOCl solüsyonda retansiyon kuvvet değerleri daha düşük tespit edilmiş olup L-şeffaf ve N-yeşil arasında tutuculuk değişimi bakımından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Çalışmamızın sonucuna göre protez temizleyici solüsyonların, tutuculuğu sağlayan ataşmanlarda zaman içerisinde görülen retansiyon kuvvetlerinin azalmasına katkıda bulunduğu düşünülmektedir. Çalışmamızın gelecek çalışmalara ışık tutmasını, ağız ortamının taklit edilerek dinamik hareketler ile materyallerdeki yorgunluğun incelenebileceği çalışmalar ile geliştirilmesini umut etmekteyiz.

ABSTRACT

Karapinar, A. (2020). In Vitro Evaluation of The Effect of Different Denture Cleaning Solutions on The Retention of The Dental Implant Prosthetic Superstructure Attachment. İstanbul University, Institute of Health Science, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics. Ph.D Thesis. İstanbul.

Keywords: Implant Supported Removable Denture, Cleaning Solutions, Attachment, Retention, Fatigue

Implant-supported complete dentures are a treatment option that can be applied in the prosthetic treatments of complete edentulous individuals and that can provide a better level of retention and stabilization compared to traditional complete dentures. Retention in implant-supported complete dentures can be provided with different attachment systems. Cleaning methods should be explained to patients regardless of the chosen retainer system.

This study aims to examine the retention values by applying 548 insertion-removal cycle after the locator and novaloc holder systems are kept in different prosthesis cleaning solutions, equivalent to 6 months. Attachment parts are nylon in the locator system and PEEK in the novaloc system. Attachments in both groups are divided into three groups according to their holding capacity as light, medium, and high. In each of the 5 different denture cleaner groups, a total of 120 nylon, including 8 from each attachment group, and 120 PEEK were included in the study. Female and male parts were embedded into acrylic resin blocks and pulled with a force of 50 N / sec in the Instron Universal Test device, and fatigue test was applied. Retentive forces were measured. At the end of the experiment, SEM images were taken. According to the results of our study, a statistically significant decrease in retention strength was detected in samples kept in NaOCl, PTF, AKT, CRG solutions, and the change in retention strength in samples kept in distilled water was not found to be statistically significant. The retention strength values were lower in NaOCl solution, and a statistically significant relationship was found between L-transparent and N-green in terms of retention change. As a result of our study, denture cleaning solutions contribute to the reduction of retention forces seen in attachments over time. We hope that our study will shed light on future studies and will be developed with studies that can imitate the oral environment and examine fatigue in materials with dynamic movements.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam dişsiz bireylerde klasik tedavi yöntemi olarak tercih edilen tam protezler uzun yıllardır kullanılmaktadır. Özellikle alt çene protezlerinde retansiyon kaybı ve stabilite eksikliği ve buna bağlı olarak çiğneme fonksiyonunun yetersizliği ve kemik yıkımı konvansiyonel tam protezlerdeki başlıca problemler olarak sayılabilir. Bu tür sorunları giderebilmek için tam dişsiz hastalarda alt çenede iki implant destekli tam protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmesi gerektiği bildirilmiştir (Feine ve ark 2002). Hareketli protezlerde retansiyon ve stabilitenin sağlanmasının, hasta memnuniyetini doğrudan etkilediği yapılan çalışmalarda vurgulanmaktadır (Doundoulakis ve ark 2009; Geckili, O ve ark 2012).

İmplant destekli tam protezlerde tutuculuğu sağlayan ara parçalar ataşmanlardır. Mevcut sistemlerde klinik kullanımda çeşitli özelliklerde ataşmanlar bulunmaktadır. Bar tutucular, top başlı tutucular, locator tutucular, manyetik tutucular, ERA tutucular ataşman çeşitlerine örnek olarak verilebilir. Locator tutucular klinik uygulamada oldukça yaygın olarak tercih edilmektedirler. Gelişen teknoloji ile beraber naylon içerikli locator ataşman lastiklerine alternatif olarak PEEK içerikli novaloc ataşman lastikleri alternatif olarak tercih edilebilmektedir.

Hareketli protez kullanan bireylerde ağız hijyeni ve protez temizliğinin sağlanması, protezlerin uzun dönem başarı ile kullanılmasında etkilidir. Protez temizliği mekanik ve kimyasal yollar ile sağlanır. Fırçalama, diş macunu ile fırçalama ve ultrasonik irrigasyon mekanik temizlik yöntemlerindendir. Alkalen peroksit, alkalen hipoklorit, dezenfekte edici solüsyonlar ve enzimler ise kimyasal temizlik yöntemlerindendir. Günümüzde hareketli protez kullanan çoğu birey kimyasal protez temizleyici ajanları kullanmaktadırlar. Kimyasal temizlik ile akrilik yüzeylerde pürüzlülük, akriliğin esneklik katsayısında değişimler ve ataşman lastiklerinde tutuculuk kuvvetlerinde hızlı bir düşüş olabileceği düşünülmektedir (de Souza ve ark 2009; Polychronakis ve ark 2017; Valentini-Mioso ve ark 2019; Al-Thobity ve ark 2019)

Ataşmanlarda zamanla tutuculuk kaybının oluşması en sık görülen protetik komplikasyonlar arasındadır. Tutuculuk kaybının nelere bağlı olarak geliştiğinin araştırılması ve bu konuda çalışmaların yapılması önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın amacı;

-6 aylık zamana eşdeğer olarak farklı protez temizleme solüsyonlarında bekletilen locator ve novaloc ataşman lastiklerinin 548 defa takıp çıkartma siklusu sonunda retansiyon kayıplarını araştırmak,

-Çalışma sonuçlarına göre protez temizleme solüsyonları ile ilgili öneriler yapmak ve gelecek dönemde daha ileri çalışmalara ışık tutabilmektir.



2. GENEL BİLGİLER

Yaşlanma her canlıda görülen tüm işlevlerde azalmaya neden olan biyolojik bir süreçtir. Kronolojik, biyolojik, fizyolojik, psikolojik, sosyo-kültürel, ekonomik ve toplumsal gibi pek çok farklı alanda tanımlanabilir (World Health Organization, 2015). Bilim ve teknolojinin ilerleyip gelişmesi ile yaşam standartlarının yükselmesi, dünya üzerinde yaşlı birey nüfusunun artmasına olanak vermiştir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO), 2050 yılında 60 yaşındaki bireylerin nüfusunun, şu anda var olan nüfusun 2 katı olarak beklediklerini bildirmişlerdir. Yaşlılık kronolojik olarak;

-Yaşlılık (65 yaş)

-Erken yaşlılık (65-74 yaş)

-İleri yaşlılık (75+ yaş)

olarak sınıflandırmıştır (Orimo ve ark. 2016).

Rowe ve Kahn başarılı yaşlanmayı, hastalık veya hastalıkla ilişkilendirilebilecek bir engelden uzak, fiziksel olarak aktif ve hayata aktif katılım gösterilmesi olarak tanımlamışlardır (Rowe ve Kahn 1997). Depp ve ark (2010); başarılı yaşlanmayı hayattan maksimum memnuniyet alma olarak tanımlamışlardır.

WHO başarılı bir yaşlılık için sağlıklı beslenme, fiziksel aktiflik, yaralanmaların oluşmaması, hastalıkların önlenmesini ve var olan hastalıkların tedavisini temel noktalar olarak belirtmektedir. Sağlıklı beslenme alışkanlıkları hayat kalitesini yükselten en önemli faktörlerden biridir. Sindirim sisteminin sağlığı ise sağlıklı beslenme için en önemli noktalardan biridir. Ağız dokusu ve dişler sindirim sisteminin başlangıç noktasıdır. Yaşlanma diş kaybının ana nedeni olmasa bile ilerleyen yaş ile beraber dental ve sistemik hastalıkların görülme sıklığının artması, fonksiyonel yetersizliğin artması diş kayıplarını hazırlayıcı faktörlerdir (Haikola ve ark. 2008; Nalcaci ve ark. 2007). Ağız ve diş dokularındaki kayıplar çiğneme fonksiyonunun ve beslenmenin bozulmasına, fonatik problemlere, zayıf ve çökük bir yüz görünümüne, sosyal ilişkilerde ve hatta duygu durumunda bozukluklara yol açarak bireylerin yaşam kalitesinde düşüşe neden olmaktadır (Haikola ve ark. 2008).

Koruyucu diş hekimliği alanında yapılan çalışmalar ve toplumun ağız diş sağlığı konusunda bilinçlenmesi ile özellikle gelişmiş ülkelerde tam dişsizliğin görülme oranının azalması beklenmektedir. Ancak dünya nüfusunun giderek yaşlanması ile beraber yapılan epidemiyolojik çalışmalar, tam dişsizliğin görülme sıklığının arttığını göstermektedir (Douglass ve ark. 2002; Bourgeois ve ark. 1998; Petersen 2003). Ülkemizde 65-74 yaş aralığında bulunan bireylerde total dişsizlik oranının yapılan bir araştırmaya göre %48 olduğu bildirilmektedir (Gökalp ve ark. 2008).

2.1.1. Tam Dişsizliğin Nedenleri

Tam dişsizliğin oluşmasında önemli etyolojik faktörler;

- Koruyucu tedavi yöntemlerinin uygulanamaması,
- Diş ve kök yüzey çürükleri,
- Periodontal hastalıklar,
- Yetersiz ağız hijyeni,
- Sigara kullanımı ve sistemik hastalıklar,
- Sosyo kültürel seviye olarak sayılabilir (Tapias Perdigon ve ark. 2019; Batista ve ark. 2014).

2.1.2. Tam Dişsizliği Sonuçları

Tam dişsiz bireylerde çiğneme fonksiyonunun azalması ile beraber beslenme yetersizliği ve bunun sonucunda bireylerin genel sağlık durumlarında aksaklıklar görülebilmektedir. Fonasyon yetersizliği, kelimelerin doğru telaffuz edilememesine neden olmaktadır. Tam dişsizlik stomatognatik sistemi de olumsuz etkiler. Yüzün anatomik formunda değişiklikler, özellikle çökmüş ve daha yaşlı bir yüz ifadesi tam dişsizliğin kaçınılmaz sonuçlarındandır. Tam dişsizlik bireylerin psikososyal yaşantısını da olumsuz etkilemektedir (Çalikkocaoğlu 2012).

Hareketli protezlerin oturduğu residuel kret alanlarında hacimsel kayıp, uzun süre dişsiz kalınmasına bağlı olarak görülebilmektedir (Emami ve ark. 2013). Mandibulada alveol kemiğin hacimsel azalması maksillaya göre 4 kat daha fazla olmaktadır. (Tallgren 1972). Tam dişsizliğe doğru devam eden bu durum ile yüz yüksekliği ve yüzün görünümü etkilenmektedir. Alveol kemiklerinde azalmayı takiben yumuşak doku görünümünde belirgin değişiklikler oluşmaktadır. Çene ve dudakların konumunda

değişiklik, yanakların çökmesi ve zigomatik kemik belirginliği örnek olarak verilebilir (Tallgren ve ark. 1991). Bu anatomik dejeneratif değişiklikler bireyler arasında farklılık gösterebilmektedir. Alveol kemiğindeki rezorpsiyon mekanizması henüz tam anlamı ile çözülememişken bu duruma yaş, cinsiyet, dişsizlik süresi, parafonksiyonel alışkanlıklar ve genel sağlık durumu gibi lokal ve sistemik faktörlerin katkı sağladığı düşünülmektedir (Carlsson 1998). Sistemik faktörlerin bu mekanizmadaki üstünlüğü kabul edilmekle beraber diş hekimlerinin de lokal faktörlere dikkat etmesi, yapılacak hareketli protezlerde fizyolojik tolerans sınırlarını aşmamaları gerekmektedir (Çalikkocaoğlu 2010)

Tam dişsiz bireylerde uzun dönem protez kullanılmaması durumunda dil kaslarının tonusunu kaybetmesi ile beraber dilde büyüme gözlemlendiği bildirilmiştir (Çalikkocaoğlu 2010). Bireylerde yaşlanma ile beraber tat alma tomurcukları atrofiye olur (Sharry 1974).

Dentisyonun oral fonksiyonlar ile ilişkisi incelendiğinde, ağızda 20 adetten daha az diş bulunmakta ise çiğneme fonksiyonunun etkinliği, performansı ve çiğneme kapasitesi azalmaktadır (Gotfredsen ve Walls 2007). Fakat ilerleyen yaş ile beraber kasların atrofiye olması da çiğneme sistemini etkilemektedir (Hatch ve ark. 2001). Tam protez kullanan bireylerin bazılarında adaptasyon kapasitesinde azalma söz konusudur ve buna bağlı olarak da kas kontrol mekanizmalarında zayıflık oluşmaktadır (Bhoyar ve ark. 2012). Bu gibi engeller ısırma, çiğneme ve yutkunma isteğini etkileyebilir ve yiyecek seçiminde değişikliklere neden olabilir. Sonuç olarak yapılan çalışmalar tam dişsizliğe uzanan diş kayıplarının bireylerin beslenme ve diyet tipini olumsuz yönde etkileyebileceğini bildirilmektedir (Tsakos ve ark. 2010; Allen ve McMillan 2003).

Tam dişsizlik çeşitli yollardan bireylerin genel sağlık durumlarını etkilemektedir. Bu mekanizmalar meyve ve sebzelerin daha az tüketimi ve lifli beslenmenin azalmasını takiben kardiyovasküler ve gastrointestinal hastalıklara (Österberg ve ark. 2010; Hung ve ark. 2005), diyabete (Cleary ve Hutton 1995), hipertansiyona (Holmlund ve ark. 2010; Okoro ve ark. 2005), azalmış günlük aktivite ile beraber hayat kalitesinin düşmesine (Mollaoglu ve Alpar 2005; Geckili ve ark. 2012) neden olacağı bildirilmektedir. Bireylerin hayat kalitesine çok geniş bir çerçeveden bakılması gerekmektedir. Bireylerin bakış açısına göre hayatta kendilerini gördükleri yer, kültür ve sosyo ekonomik düzey, hayattaki hedefler ve amaçlar yaşam kalitesini tanımlamaktadır (Calman 1984). Genel sağlık ve ağız sağlığı kişinin hayat kalitesini

oluşturan öğelerin parçalarıdır. Ağızın günlük fonksiyonu oral sağlıkla ilişkili hayat kalitesi olarak adlandırılır (Heydecke 2008).

Tam dişsizlik genel sağlık ve ağız sağlığı için bir dizi olumsuz etkilere neden olmaktadır. Alveol kret rezorpsiyonu, çiğneme fonksiyonunda aksaklıklar, sağlıklı bir beslenme ve diyet, sosyal hayatın aksamaması oral sağlıkla ilişkili hayat kalitesi kriterleridir. Tam dişsizlik aynı zamanda bazı sistemik hastalıklar için etkileyici faktörlerden biridir. Bu neden ile diş kayıplarını önlemeye yönelik koruyucu diş hekimliği çalışmaları yapılmalı ve toplumda dental bilincin oluşması için çalışılmalıdır (Emami 2013).

2.1.3. Tam Dişsiz Bireylerde Tedavi Seçenekleri

Alt ve üst çenedeki tüm dişlerin kaybı sonucu bireylerin fonksiyon ve estetik ihtiyaçlarının giderilmesi, fonasyonun düzeltilmesi, sert ve yumuşak doku kaybının tamamlanmasıyla beraber sosyal ve psikolojik hal durumunun iyileştirilmesi amacı ile uygulanan protezlere tam protezler adı verilir.

15. yy'a ait dönemde, Romalılar döneminde yapılmış olduğu düşünülen, ilk tam protezler Almanya'da Warburg enstitüsünde sergilenmektedir. Tam protezlerin tarihsel gelişimine baktığımızda, geçmiş dönemlerde çok daha ilkel ve ampirik yöntemlerin uygulandığı tespit edilmiştir. 18.yy da modern diş hekimliğinin kurucusu olarak bilinen Fransız Pierre Fauchard'ın öncülüğünde araştırma ve çalışmalar sonucu tam protezler de daha modern bir hal almaya başlamakta ve günümüzde de bilimsel gelişmeler takip edilerek alternatif tedavi yöntemleri araştırılmaktadır (Çalikkocaoğlu 2010).

Tam dişsiz vakalarda 3 ana tedavi alternatifi mevcuttur. Bunlar;

- konvansiyonel tam protezler
- implant destekli hareketli protezler
- implant destekli sabit protezlerdir.

Tam protez uygulamalarında, protez kaide sınırlarının anatomik ve fonksiyonel sınırlar dahilinde belirlenmesi, protez kaidesinin dokular ile hermetik olarak örtüşmesi tam protezlerde stabilitenin sağlanması için gereklidir. Tam protezlerde stabilizeyi

arttırmak için doğru vertikal ilişkinin saptanması ve oklüzal ilişkinin iyi ayarlanması da gerekmektedir (Çalikkocaoğlu 2010).

Tam protez kullanan bireyler ne kadar hassas klinik uygulamalar yapılırsa yapılsın, çiğneme fonksiyonunda güçlük çekmektedir. Diş kaybıyla beraber kasların zamanla fonksiyonel yetersizliği bireylerin beslenme alışkanlıklarının değişip, daha yumuşak besinleri tercih etmesine yol açar (Hutton 2002). Tam protez kullanan hastaların çiğneme etkinliği doğal dişli bireylerin çiğneme etkinliğinin yaklaşık %10-20'si kadar olduğu bildirilmiştir (Allen ve McMillan 2002).

Tam dişsiz bireylerde ilerleyen yaş ile beraber kas kontrol mekanizması zayıflamış ve adaptasyon kapasitesi azalmıştır. Konvansiyonel tam protezler ne kadar ideal koşullarda yapılmış olursa olsun, hastaların isteklerini için tam olarak karşılayamamaktadır. Özellikle ilk defa tam protez kullanan hastalarda, protezi kabullenme ve onunla yaşamaya alışma konusunda zorluk çekilmektedir (Misch 2004; Çalikkocaoğlu 2010).

Maksillaya uygulanan tam protezler genellikle hastalar tarafından başarı ile kullanırken; mandibulaya uygulanan tam protezlerde retansiyonun ve stabilitenin sağlanmasında, dolayısıyla çiğneme etkinliğinin gerçekleştirilmesi oldukça zorlaşabilir. Bu durum bireylerin psikolojisini de olumsuz etkilemektedir. Hastaların bu husustaki en çok şikayetleri protezlerinin hareketliliğidir. Tam dişsiz bireylerde konvansiyonel tedavi yöntemi olarak tercih edilen geleneksel tam protezler uzun yıllardır kullanılmaktadır. Mandibular tam protezlerde retansiyon kaybı ve stabilite eksikliğinin görülme sıklığı oldukça fazladır. Buna bağlı olarak da çiğneme fonksiyonunun yetersizliği ve kemik yıkımı başlıca problemlerdir (Doundoulakis 2003; Fenton 1998). Tam dişsiz bireylerin bu gibi problemlerden daha az etkilenmesi için mandibulada interforaminal bölgeye iki implant uygulanmasıyla beraber overdenture protez kullanılması, bireylerde yaşam kalitesini arttırmaktadır.

2002 yılında Kanada'da yayınlanan McGill uzlaşısında, tam dişsiz bireylerde alt çenede iki implant destekli tam protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak kabul edildiği bildirilmiştir (Feine 2002). Tam dişsiz ağızlarda implant uygulamaları, ağız sağlığı konusunda toplumun bilinçlenmesiyle beraber, konvansiyonel protezlere göre daha çok tercih edilmektedir (Misch 2004). İmplant desteği bulunan tam protezler, konvansiyonel tam protezler ile karşılaştırıldığında daha retantif ve daha stabildir. Böylelikle bu protezleri kullanan bireylerin çiğneme fonksiyonlarını daha rahat yapabildiği, beslenme

ve diyet programlarında iyileşmelerin olduğu, daha rahat fonasyonu gerçekleştirdiği, günlük yaşantı içinde daha özgüvenli ve rahat hareket edebildiği, yaşam kalitelerinde belirgin bir yükseliş olduğu bildirilmiştir (Bakke 2002; Geckili 2012).

Bu tez çalışmasında yer alan implant destekli hareketli protez tanımlamalarının tümü implant destekli tam protez anlamında kullanılmıştır.

Tam dişsiz bireylerde implant destekli hareketli protezler kullanılabileceği gibi, endikasyonu olan vakalarda implant destekli sabit protetik tedavi alternatifleri de uygulanabilmektedir.

2.2. Ağız Sağlığı ve Tam Dişsizlik

Tam dişsizlik ağız mukozasının fonksiyonel özelliklerinde ve reseptör mekanizmalarında zayıflamayla ilişkilendirilebilir. Yaşlanma ile dokuların rejenerasyon kapasitesinin düşmesi oral mukozanın koruyucu fonksiyonunu yerine getirebilmesinde güçlükler neden olmaktadır. Mukozada atrofi, doku reziliensinde azalma söz konusudur. Mukozada koruyucu keratin tabakası kaybolur. Mukozadaki incelleme ve keratin tabakanın kaybolması, dokunun mekanik, bakteriyel ve kimyasal travmalardan daha çok etkilenmesine neden olur (Çalikkocaoğlu 2010). Buna çiğneme sisteminde disfonksiyonlar, istemsiz kas hareketleri ve tükürük bezleri fonksiyonunda değişimler eşlik edebildiği bildirilmektedir (Emami 2013).

Hareketli protezlerin dokuya bakan yüzeylerinde biriken plak, ağız mukozası ile uzun süre temasta bulunursa dokularda patolojik değişiklikler görülür. Çoğu hareketli protez kullanan bireylerde görülen bu patolojik değişiklikler protez stomatiti olarak tanımlanır. Protez stomatitinin görülme sıklığı farklı araştırmacılar tarafından araştırılmış ve %11 ile %67 arasında değişen oranlarda görüldüğü bildirilmiştir (Kulak-Ozkan ve ark. 2002; Budtz-Jørgensen ve LöE 1972). Tüketilen besinler ve nikotine bağlı olarak da akrilik yüzeylerde lekeler birikebilmektedir. Hareketli protezlerin kaide plağında bulunabilen fusobakteri türlerinden sülfür içerikli bileşenler salınımı sonucu ağızda kötü koku yani halitosis meydana gelir (Shay 2000). İlk defa 1984 yılında Black tarafından yetersiz protez temizliği ile protez stomatiti arasındaki ilişkiye dikkat çekilmiştir (Moore 1984). Buna ilaveten yaşlanma ile beraber hareketli protez kullanımında angular şelit, oral mukozal ülser, oral candida, travmatik ülser,

epulis fissuratum, fibroz hiperplazi, lökoplaki gibi oral mukozal hastalıkların oluşabileceği bildirilmiştir (MacEntee ve ark. 1998; Felton ve ark. 2011; Çalikkocaoglu 2010).

Tam protez kullanan bireylerin ağız hijyenini sağlamaları ve protez temizliğini doğru bir şekilde gerçekleştirmeleri oldukça önemlidir. Protezlerin de tıpkı doğal dişler gibi her gün temizlenip, üzerindeki besin artıklarının ve dental plağın uzaklaştırılması gerekmektedir. Dental plak sadece stomatitis, periodontitis ve çürükler gibi oral bölge hastalıkları ile ilişkili değildir; pnömoni, gastrointestinal enfeksiyonlar, kardiyovasküler sistem hastalıkları gibi sistemik hastalıklar ile ilişkilendirilir. Özellikle yaşlı bireylerde plak kontrolünün sağlanması önemlidir (Nikawa 1999; Felton 2011).

Diş hekimleri hareketli protez kullanan hastalara en basit ve pratik bir teknik olarak gün içerisinde her öğünden sonra protezlerini çıkartıp ağızlarını çalkalamalarını ve protezlerini de en azından su ile durulamalarını önerir. Hareketli protez kullanan bireylerde dental plak kontrolü sağlamak için çeşitli yöntemler mevcuttur. Hareketli protez kullanan bireylerde dental plak kontrolünü sağlayabilmek için protez temizliğini gerçekleştirmek önemli bir noktadır. Protez temizliği mekanik ve kimyasal olarak incelenebilir. Mekanik bir yöntem olan fırçalamak, özellikle yaşlı bireylerde el koordinasyonunun azalması dolayısıyla plak kontrolünü sağlamak için yetersiz gelmektedir (Valentini-Mioso 2019). Oral hijyenin sağlanması ve bakteriyel dental plağın ortamdan uzaklaştırılması için kimyasal ve mekanik temizlik protokollerinin beraber kullanılması da önerilmektedir (Müller 2015; Andrade 2014; de Souza 2009).

2.2.1. Hareketli Protezlerde Temizlik Yöntemleri

Hareketli protezlerin kaide maddeleri gözenekli bir yapıya sahiptir. Akrilik yüzeylerde dişetin doğal görünümünü taklit edebilmek için girinti ve çıkıntılar da bulunmaktadır. Diş araları veya hareketli protezlerin diğer komponentleri besin ve mikroorganizma birikimi için fiziki tutucu alanlar oluşturmaktadır (Dikbaş ve Köksal 2005). Bunun yanı sıra akrilik polimerasyonu ve tesviye cila aşamalarında oluşabilen hatalar da hareketli protezlerin akrilik yüzeylerinde küçük porozitelere neden olabilirler. Tüm bu nedenler protez yüzeylerinin ne kadar kolay kirlenebileceği ve yüzeylerde bakteri tutulumunun rahatlıkla gerçekleşebileceğini göstermektedir.

Hareketli protez kullanan bireylerde günlük protez temizliği düzenli ve dikkatli gerçekleştirilmelidir. Protez temizliğinde amaç mikrobiyal plağın uzaklaştırılmasını sağlamak ve geri birikimini engellemektir. Aynı zamanda müsin, yemek artıklarının uzaklaştırılması, diştaşı oluşumunun engellenmesi ve dış kaynaklara bağlı renklemelerinin önlenmesi de amaçlanmaktadır (Budtz-Jørgensen 1979).

Hareketli protezlerde temizlik mekanik ve kimyasal olmak üzere 2 şekilde uygulanmaktadır (Akşit 2015; Budtz-Jørgensen 1979; Augsburg ve Elahi 1982).

2.2.1.1. Mekanik Yöntemler

Hareketli protez temizliğinde uygulanan mekanik yöntemlere, protezlerin fırça yardımı ile temizlenmesi, protez temizleme pat ve tozlarının kullanılması (zirkonyum karbonat, kalsiyum fosfat içerikli), diş macunlarının kullanılması, ultrasonik temizleyici cihazların kullanılması ve mikrodalga fırınların kullanılması örnek olarak verilebilir (Augsburger ve Elahi 1982; Budtz-Jørgensen 1979; Akşit 2015; Dikbaş ve Köksal 2005). Fırçalama ve ultrasonik cihazların kullanımı dental plağın ve besin artıklarının ortamdan uzaklaştırılmasını sağlar. Fakat bu işlemler protezlerde dezenfeksiyonun sağlanması için yeterli gelmemektedir. Bu nedenle ultrasonik cihazların dezenfekte edici solüsyonlar ile kullanılmasıyla hareketli protezlerin dezenfeksiyonunun sağlanması amaçlanmıştır (Budtz-Jørgensen ve LöE 1972).

-Fırçalama

Diş fırçaları protez temizliğinde kullanılabilir, fakat bu iş için özel olarak dizayn edilmiş protez temizleyici fırçalar da bulunmaktadır. Rutin protez temizliğinde hastalar genellikle en yaygın yöntem olarak sadece musluk suyu altında veya ilaveten sabun veya çeşitli macun veya patları kullanarak hareketli protezlerini fırçalamaktadırlar (Nikawa 1999; Polyzois 1983; Dikbaş ve Köksal 2005). Fırçalama yönteminin protezlerin üzerinde bulunan dental plağın uzaklaştırılmasında ve renklemeleri gidermede oldukça etkili olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmektedir (Budtz-Jørgensen 1979; Chamberlain 1985; Tarbet ve ark. 1984; Murray ve ark.1986). Yüzeydeki lekelerin çıkmasında ise bireyin sigara içme alışkanlığının olup olmaması oldukça etkili bir faktördür ve sigara içen bireylerde az aşındırıcı macunların lekelerin çıkmasında yetersiz olduğu bildirilmektedir (Murray ve ark. 1986).

Dental plağın uzaklaştırılabilmesi için 20 dk protezlerin fırçalanması gerektiği bildirilmektedir (Chamberlain ve ark. 1985). Murray ve ark (1986) ise günde 2 defa 2 dk süre ile macun ile beraber protezlerin fırçalanmasının dental plağın uzaklaştırılmasında etkili olduğunu belirtmektedirler. Hasanreisoglu ve Aydın (1984) ise dental plağın uzaklaştırılmasında sabun ile beraber fırçalamanın etkili olduğunu belirtmektedir. Protez stomatiti bulunan bireylerde ise protezi fırçalamanın yanı sıra kaide plağı altında kalan dokuların da fırçalanmasının gerektiği bildirilmektedir (Chamberlain ve ark. 1985).

- Ultrasonik cihazların kullanımı

Ultrasonik cihazların kullanımı protez yüzeylerinde bulunan dental plağın uzaklaştırılmasında tek başına yeterli değildir. Yapılan çalışmalar göstermektedir ki, bu yöntem mikroorganizma sayısında etkili azalmayı sağlayamamaktadır (Akan 2015; Ghalichebaf 1982; Budtz-Jørgensen 1979). Ancak ultrasonik temizleyici cihazın haznesine dezenfekte edici solüsyon koyularak, dezenfeksiyon etkisi sağlanabilir (Budtz-Jørgensen 1979). Bu cihazlar genelde protez yüzeyindeki tartarların temizlenmesinde etkili olurlar. Ultrasonik cihazlar protez yüzeyine zarar vermemektedir. Genelde fiziksel engeli olan bireyler ultrasonik cihazları kullanım kolaylığı nedeniyle tercih etmektedirler (Akan 2015).

Mekanik protez temizleme yöntemlerinin belirli yönlerde üstünlükleri bulunurken, sadece mekanik yöntem gerekli dezenfeksiyonun sağlanmasında yetersiz kalmaktadır (Akan 2015; Dikbaş ve Köksal 2005). Kimyasal temizleme yöntemleri ile beraber kullanılmasının etkili bir dezenfeksiyon sağlanmasında önemli olduğu bildirilmektedir (Dikbaş ve Köksal 2005; Chamberlain ve ark. 1985).

2.2.1.2. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal protez temizleme yöntemleri farklı yollar ile etkili olmaktadır. Protez temizleyici ajanın germisid etkiye sahip olması; protez yüzeyine yapışmış hücreleri ortadan kaldırmayı sağlar, bakteriolitik ve kandidalitik etkiye sahip olması;

bakteriyel ürünleri azaltmayı sağlar, proteolitik etkiye sahip olması ile intersellüler yapışmanın oluşmasını engeller (Valentini-Mioso ve ark. 2019; Nikawa ve ark. 1999).

Kimyasal protez temizleyici ajanlar;

-alkalen peroksitler (perkarbonat/perborat),

-alkalen hipokloritler,

-seyreltik asitler,

-dezenfektanlar

-enzimler olarak gruplandırılabilir (Valentini-Mioso ve ark. 2019; Dikbaş ve Köksal 2005).

Kimyasal protez temizleme yöntemlerinde kullanılan ajanlar, üretici firmaların talimatlarına uygun olarak kullanılmalarına rağmen bazen mikroorganizmalara karşı etkisiz kalabileceği bildirilmektedir (Drake 1992; Akan 2015).

-Alkalen peroksitler

Alkalen peroksitler genellikle toz veya efervesan tablet olarak üretilmektedirler. Yüzey gerilimlerini azaltmak amacıyla içeriklerinde trisodyum fosfat adı verilen deterjanlar bulunmaktadır. Bu eriyiklerden oluşan oksijen kabarcıklarının, yüzeylerde hafif bir şekilde tutunan kirleri mikromekanik olarak temizlediği bildirilmektedir (Budtz-Jørgensen 1979; Peracini 2016; Cruz ve ark. 2011). Alkalen peroksitler bu nedenle akrilik yüzeylerde yeni oluşmuş veya yüzeye henüz yeterince tutunmamış plak ve lekelerde etkilidir. Bireyler yeni protezlerini kullanmaya başlanması ile düzenli olarak alkalen peroksit içerikli ajanlar kullandıklarında, müsin ve gıda artıklarının etkili bir şekilde ortamdan uzaklaştırıldığı bildirilmiştir (Budtz-Jørgensen 1979). Fakat akrilik yüzeylere sıkı bir şekilde tutunmuş, büyük çaplı ve ağır dental plaklarda etkinliklerinin kısıtlı olduğu belirtilmiştir (Abelson 1981; Ghalichebaf ve ark. 1982; Duyck ve ark 2013). Abelson (1981), alkalen peroksit içerikli kimyasal temizleyici ajanların dental plağın %30'unu gidermekte etkili olduğunu ifade etmektedir. Alkalen peroksitlerin etkinlikleri raf ömrü ile ilişkilidir. Bu nedenle alınan ürünün raf ömrüne dikkat edilmesi gerekmektedir.

-Alkalen hipokloritler

Alkalen hipokloritler organik yapıları ve müsin tabakasını çözer, renklenme ve boyaları girerirler. Bakterisid ve fungusid etkileri vardır. Var olan tartarı eritemez fakat tartar yüzeylerin üzerinde biriken organik matriksi eriterek yeni tartar oluşumunu inhibe ettiği bildirilmektedir (Budtz-Jørgensen 1979; Cruz ve ark. 2011; Peracini 2016).

Yapılan çalışmalarda akrilik yüzeylerde bulunan çay lekelerinin çıkartılmasında en etkili protez temizleme ajanının sodyum hipoklorit olduğu belirtilmektedir (Jagger ve ark. 2002; Felton ve ark. 2011).

Sodyum hipokloritin sporlar da dahil olmak üzere birçok mikroorganizmanın üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Jagger ve ark. 2002). Yapılan çalışmalarda %5.25'lik sodyum hipokloritin akrilik yüzeylere 5 dakika boyunca uygulanması ile bütün mikroorganizma türlerine karşı en kuvvetli bakterisidal ve fungisidal etkiyi gösteren temizlik yöntemi olduğu bildirilmiştir (Nicholson ve ark. 1968; Rudd ve ark. 1984). Sodyum hipokloritin 1:10'luk konsantrasyonunun akrilik yüzeylere 4 dakika boyunca uygulanması ile tam dezenfeksiyonun sağlandığı bildirilmiştir (Bell ve ark. 1989). 1,5:200'lük gibi daha zayıf konsantrasyonlarda ise uygulanma süresinin uzaması gerektiği literatürde bildirilmektedir (Moore ve ark. 1984).

%5'lik sodyum hipokloritin *Candida albicans* (*C. albicans*) ve *Streptococcus mutans* (*Str.mutans*) enfeksiyonlarında azalmayı, protez üzerindeki biofilmin kontrol altına alınmasını, protez stomatinin ise klinik belirtilerinin azalmasını sağladığı bildirilmektedir (Gleiznys ve ark. 2015; Barnabe 2004). Sodyum hipoklorit, akrilik yüzeylerde ağartıcı etkiye de sahiptir. %1-2.5 konsantrasyondaki sodyum hipokloritin 2-3 dakika süre ile uygulanması bu etkinin görülmesini sağlamaktadır (Budtz-Jørgensen 1979; Cruz ve ark. 2011).

Hareketli protezler üzerinde biriken dental plağın uzaklaştırılmasında sodyum hipokloritin oldukça kuvvetli etkisi bulunmaktadır. Fakat sodyum hipokloritin rutin ve sık bir şekilde uygulanması metal alaşım komponenti bulunan hareketli protezlerde korozyon ve kararmalara neden olabilmektedir (Budtz-Jørgensen 1979; Pires ve ark. 2017).

Sodyum hipokloritin yoğun ve rahatsız edici bir kokuya sahip olması ve tat olarak hoş olmaması dezavantajlarıdır. Cilt ile temasında bazı bireylerde alerjen etkiye sahip olması ve kıyafetler ile temasında zarar verebilmesi de dezavantajlarındandır. Fiyatının daha düşük olması ise avantaj olarak kabul edilebilmektedir (Rudd ve ark. 1984; Pires ve ark. 2017).

-Seyreltik asitler

Seyreltik asitlerin etki mekanizması, kalkulus birikiminin inorganik fosfat komponentini engelleyerek, peroksit içerikli protez temizleyicilere karşı dirençli lekelerin yok olmasıdır. Genellikle hidroklorik asitin %5'lik eriyikleri şeklindedir. Fosforik asit sadece %15-25'lik konsantrasyonlarda tek olarak veya hidroklorik aside ilave olarak kullanılabilir (Budtz-Jorgensen, 1979; Felton ve ark., 2011). %5'lik asetik asit olan sirke ve benzoik asit, seyreltik asitler başlığı altında örnek olarak verilebilirler (Lambert ve Kolstad 1986).

Genellikle solüsyon olarak bulunan seyreltik asitler koyu kıvamlı sıvı şeklinde de bulunabilirler. Bazı durumlarda macun kıvamında olanlar da mevcuttur. Akrilik yüzeylere uygulanmasında fırça, sünger veya özel aparatlar kullanılmaktadır. %5'lik hidroklorik asit içerikli seyreltilmiş asitler, akrilik yüzeylerde kalkulus birikimini engellemek için kullanılmaktadır ancak metal yüzeylerde korozyona neden olduğundan dikkatli bir şekilde uygulanması gerekmektedir. Aynı zamanda cilt ve kıyafetlere temasında zararlı etkiler gösterebileceğinden, bu gruptaki ürünlerin kullanılmasında ve depolanma şeklinde dikkatli olunması gerekmektedir (Chamberlain, 1985; Felton ve ark., 2011).

-Dezenfektanlar

Dezenfektan solüsyonlar protez temizliğinde kullanılan yöntemlerden biridir. %0.4-1'lik potasyum permanganat, %2'lik glutraldehit, klorin dioksit ve %0.2'lik klorheksidin glukonat içerikli farklı dezenfekte edici solüsyonlar kullanılmaktadır. (Shen ve ark. 1989; Jagger ve ark. 2002; Pavarina ve ark. 2003). %2'lik glutraldehit solüsyonun 10 dakika boyunca akrilik yüzeylere uygulanması ile etkili bir

dezenfeksiyonun sağlandığı bildirilmiştir (Felton ve ark. 2011). %0.4 ve %1 olmak üzere iki farklı orandaki potasyum permanganatın ise dezenfeksiyon sağlamada yetersiz kaldığı belirtilmektedir (Dikbaş, Köksal 2005).

Sodyum hipoklorit ve klorin dioksinin dezenfekte edici etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, klorin dioksinin organik materyalleri daha fazla etkilediği ve bakterisid etkisinin sodyum hipoklorite göre daha etkili olduğu belirlenmiştir (Bell ve ark. 1989).

%0.2'lik klorheksidin glukonatın *C.albicans* üzerine etkili olduğu ve protezin altında kalan ödemli ve iltihaplı dokunun iyileşmesini hızlandığı, hareketli protezlerin dezenfekte edilmesini sağladığı bildirilmektedir (Budtz-Jorgensen, 1979; Cruz ve ark. 2011). %4'lük klorheksidin glukonat ise akrilik yüzeylerde dezenfeksiyonun sağlanmasında kullanıldığı belirtilmektedir (Pavarina ve ark. 2003). Hareketli protezlerin klorheksidin glukonat solüsyonunda birkaç dakika bekletilmesi ile akrilik yüzeydeki bakteri plağında önemli ölçüde azalmanın olduğu ve protez stomatiti bulunan bireylerde mukozal iyileşmenin olduğu bildirilmiştir (Pavarina ve ark. 2003). Fakat tedavinin sonrasında protez stomatinin yeniden görülerek nüks ile karşılaşıldığı da belirtilmektedir (Olsen 1975; Pavarina 2003).

-Enzimler

Hareketli protezlerin dezenfeksiyon işlemlerinde papain, muteaz, amilaz gibi enzim içerikli solüsyonlar da kullanılabilirler. Enzim içeren protez temizleyici solüsyonlar bakteriyel plağın glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkarit yapılarını parçalayan etki mekanizmasına sahiptirler. Organik matriksin protezlerin akrilik yüzeylerinden uzaklaştırılmasında etkilidirler. İnorganik matriksin protezlerin akrilik yüzeylerinden uzaklaştırılabilmesi için enzim içerikli solüsyonlara EDTA ilave edilmesinin gerektiği bildirilmiştir (Budtz-Jorgensen, 1979). Yapılan çalışmalarda enzimatik protez temizleyicilerin mikroorganizmaların ortamdan uzaklaştırılıp yok edilmesinde etkili olduğu bildirilmiştir (Tamamoto, 1985; Felton ve ark., 2011). Fakat Nakamoto ve ark (1991), enzimli ve enzimsiz protez temizleme solüsyonlarının fungisidal etkinlik karşılaştırdıklarında belirgin bir fark olmadığını vurgulamaktadırlar.

Mekanik ve kimyasal protez temizleme yöntemlerine ek olarak ozon ile protez temizliği ve dezenfeksiyonu sağlanabilmektedir (Akan, 2015; Murakami ve ark. 2002). Literatürde ozon üreten bir cihaz kullanılarak, protezlerin dezenfeksiyonu ile ilgili yapılan çalışmalar mevcuttur (Oizumi ve ark. 1998; Suzuki ve ark. 1999). Oldukça kuvvetli bir şekilde sterilizasyon ve dezenfeksiyon sağlayan ozonun, beyazlatma ve deodorize etme özelliği bulunmaktadır. Hücre duvarlarını hasara uğratar ve bakteri membran yapısını bozar. Hareketli protezlerin 10 dakika süre ile ozona bırakılması, yeterli düzeyde protez temizliği sağlamaktadır (Murakami ve ark. 2002; Akan 2015). Hareketli protezlerde yeterli dezenfeksiyonun sağlanabilmesi için ozonun gaz halinin, sıvı haline göre daha etkili olduğu belirtilmektedir (Oizumi ve ark. 1998).

Hareketli protezlerin dezenfeksiyonunun sağlanmasında mikrodalga fırınlar da kullanılabilir (Nikawa 1999; Akan 2015). *C.albicans* ile enfekte olmuş protezlerin mikrodalga fırında 6 dakika boyunca kalması ile protezlerde dezenfeksiyonunun sağlandığı bildirilmektedir (Akan 2015). Aynı çalışmada %0.02 ve %0.0125 oranlarında bulunan sodyum hipoklorit solüsyonda bekletilen hareketli protezlerin, mikrodalga fırın ile dezenfeksiyonun sağlanmasına göre daha düşük düzeyde dezenfeksiyonun sağlandığı belirtilmektedir. Mikrodalga fırınlarda dezenfeksiyon sağlanırken kullanılan enerji ile canlı olmayan mikroorganizmaların protezden uzaklaşmadığı saptanmıştır. Bu nedenlerden dolayı fırçalama veya ultrasonik temizleme işlemlerinin yapılması da önerilmektedir (Akan 2015).

2.3. Dental İmplantlar

İmplant kelimesi, Latince içerisine anlamına gelen *in* ve ekmek, gömmek anlamına gelen *planto* kelimelerinin birleşmesi ile oluşur. Protez Terimleri Sözlüğüne göre dental implantlar; sabit veya hareketli protezlerde tutuculuğun ve stabilitenin sağlanabilmesi için mukozanın ve/veya periostun altına, alveol kemik üzerine veya içine yerleştirilen alloplastik özellikte materyal/materyaller olarak tanımlanmaktadır (The glossary of prosthodontic terms 2005).

2.3.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Helenistik dönemden itibaren (M.Ö. 4.yüzyıl) yontulmuş, dövülmüş ve şekillendirilmiş altın, hayvanlardan toplanan dişler, çeşitli formlardaki odunlar gibi alloplastik malzemeler dental implantolojide kullanılmıştır (Cockburn ve ark. 1998). Antik Mısır ve Güney Amerika’da da dental implantasyonlar ile ilgili çalışmaların yapıldığı arkeolojik kazılar ile ortaya çıkmıştır (Cockburn ve ark. 1998).

1685 yılında New York’da Charles Allen tarafından diş hekimliği alanındaki ilk kitap yazılmıştır. Dişlerin reimplantasyonu ve transplantasyonu hakkında çeşitli bilgiler içeren kitapta Allen, insan dişlerinin transplante edilmemesi gerektiğini, köpek ve koyun dişlerinin transplantasyonda kullanılabileceğini savunmuştur. 16. ve 18. yüzyıllarda dişlerin transplantasyon yöntemleri araştırılıp geliştirilmiş fakat 18. yüzyıl sonlarında Pfaff bulaşıcı hastalıkların bu uygulamalar ile yaygınlaştığını bildirmiştir (Tunalı 2000).

Dental implantolojide ilk çalışma olarak; 1807 yılında Jourdan ve Magiollo’nun yaptığı çalışma kaydedilmiştir. Altından yapılmış implantı diş çekiminin hemen sonrasında implante etmişler, 14 gün bekledikten sonra ise protetik yüklemesini gerçekleştirmişlerdir (Jourdan ve Magiollo 1807).

20. yüzyılın başlarında Greenfield’in patentini aldığı iridyum platinyum alaşım içeriğine sahip, şekli kafese benzer implant tasarlanıp üretilmiştir. Bu sayede senelerdir uygulanan reimplantasyon yaklaşımı yerini alloplastik malzemelerden elde edilen implantlara bırakmıştır (Tunalı 2000).

1930’lı yıllarda altın, platin, gümüş gibi kıymetli metaller ve bunlardan elde edilen alaşımlar implant üretiminde kullanılmıştır. Fakat bu materyeller ağız içi dokularda galvanik reaksiyonlara sebebiyet vermiştir. 1937 de ise Venable ve arkadaşları krom, kobalt, molibden alaşımından geliştirilen Vitalyumun dokuda galvanik reaksiyonlara neden olmadığını belirtmişlerdir (Hobo ve ark. 1989).

1947 yılında Formiggini spiral yapıya sahip, içi boşluklu paslanmaz çelikten üretilmiş implant tasarlamıştır ve bu tasarı, kendinden sonra birçok tasarımın temelini oluşturmuştur (Watzek 1996).

1960'lı yıllardan itibaren ise literatürde kemik içi implantlar ile ilgili araştırmalar yer almaya başlamıştır. 1967 yılında Linkow tarafından blade tipi implantlar geliştirilmiştir.

Branemark tarafından 1977 yılında titanyumun ağız dokularında herhangi bir reaksiyona neden olmayarak, kemik entegrasyonunu gerçekleştirebildiği bildirilmiştir (Branemark 1983; Zarb ve Symington 1983; Albrektsson 1986). Yine aynı yılda ilk defa Branemark tarafından kemik yüzeyi ile implant yüzeyi arasındaki birleşme osseointegrasyon olarak tanımlanmıştır ve biyolojik bir konsept olarak kabul edilmiştir.

1980'li yıllardan itibaren dental implantlar diş hekimliğinin tedavi yaklaşımlarına yeni bir boyut kazandırmıştır. Dental implantların gelişen teknoloji ile beraber gelişmesi ile diş hekimliğinde implant tedavisi gittikçe yaygın olarak kullanılmaktadır. Ağızda eksik dişlerin çevre ve diğer dokulara zarar verilmeden tamamlanabilmesi bu sayede mümkün hale gelmiştir. Geçmişten günümüze aktif olarak klinik uygulaması yapılan ve uzun dönem başarılı sonuçlar elde edilebilen dental implantlar, protetik diş tedavisi planlamalarının vazgeçilmez unsurlarındandır.

2.3.2. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar;

- Kemik ile ilişkisine göre
- Geometrik şekline göre
- Yüzey özelliklerine göre sınıflara ayrılabilirler.

2.3.2.1. Kemik İle İlişkisine Göre Dental İmplantlar

Dental implantlar kemik ile olan ilişkisine göre;

- Endosteal implant (kemik içi)
- Subperiosteal implant (kemik üzeri)
- Transosteal implant (kemik boyunca) olarak alt gruplara ayrılırlar (Kawasaki ve ark. 2001).

-Endosteal implant

Endosteal implant, kemik içi veya endosseos implant olarak isimlendirilebilir. Dişsiz alveol kemiği içerisine frez yardımı ile açılan yuvalara yerleştirilir. Kemik içerisinde kalan, osseointegre olan ana parça ve protetik komponent ile bağlantıyı sağlayan, abutment olarak isimlendirilen tutucu parça olmak üzere 2 kısımdan oluşmaktadır. Dişsiz alanların rehabilitasyonu için sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biridir (Kawasaki ve ark. 2001; Misch 2004).

-Subperiostal implant

Alveol kemiğinin üzerine ve periostun altına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanarak kemiği bir eğer gibi saran implanttır (Kawasaki ve ark. 2001). 1943 yılında ilk defa Dahl tarafından uygulanmıştır (Ferro ve ark., 2017). Modern implantolojinin gelişmesi ile beraber subperiostal implantların uygulanması bırakılmıştır.

-Transosteal implant

Metal plakanın ve transosteal pinler veya postlar yardımı ile mandibulanın iç kenarına tutunan, oldukça büyük hacimli implant çeşididir. İmplantların zor bir cerrahi teknik ile yerleştirilmesinden dolayı kullanımları yaygın değildir. Başarısızlık ile karşılaşıldığında çevre dokuları fazlasıyla hasara uğratar ve çıkartılmaları oldukça zordur (Legeros ve Craig 1993).

2.3.2.2. Geometrik Şekillerine Göre Dental İmplantlar

Geometrik şekillerine göre dental implantlar,

-Blade implantlar

-Kök formunda implantlar

-Transmandibular implantlar olmak üzere 3 grup altında incelenebilir.

-Blade implantlar

1940'lı yılların başlarında Dr. Lincow ile ilk defa kullanılmış ve tüm dünyada yaklaşık 30 yıl yaygın bir şekilde uygulamaları yapılmıştır (Dal Carlo ve ark. 2019).

Alveol kretinin serbest sonlandığı ve kretin ince olmasından dolayı silindirik formdaki implantların uygulanamadığı vakalarda tercih edilmiştir. Ancak bu implantlar uzun dönem takipte implant çevresi alveol kretlerinde hızlı rezorpsiyon görülmesi ve yumuşak dokuda problemler ile karşılaşılması nedeni ile düşük başarı oranları göstermiştir (Albrektsson ve ark 1986). Günümüzde aktif olarak uygulaması neredeyse bulunmayan bu implantlar ileri derecede kemik atrofisi bulunan olgularda nadiren kullanılabilirler (Dal Carlo ve ark. 2019).

-Kök Formunda İmplantlar

Silindirik kök formundaki implantların var olan farklı yüzey özellikleri ile alveol kemiği ile entegre olmaları sağlanır. Alveol kemiğinin içine uygulanırlar. Genellikle bu tip implantlarda, implant yüzeyi kemik ile bağlantının sağlanması için titanyum plazma sprey veya hidroksilapatit ile kaplıdır (Misch 2004).

Vida tipi kök formuna sahip implantlar ise günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu gruptaki implantlar kemik içerisine özel enstrümanlar ile açılan yuvalara yerleştirilirler. Mekanik olarak stabilizasyonu sağlayan vida yivlerine doğru kemik tarafından hücresel faaliyetler söz konusudur. Mekanik avantajlarından dolayı daha iyi primer stabilizasyon sağlanır (Siegele ve Soltesz 1989).

-Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar ilk olarak 1970'li yılların ortasında Hollanda'da Dr Hans Bosker tarafından uygulanmıştır (Sadid-Zadeh 2018). Mandibulada ileri derecede atrofi olan vakalarda (kemik yüksekliği 12 mm'den daha az olan durumlarda) submental bölgeye ekstraoral yaklaşım ile implantlar yerleştirilirler. İmplantlar alveol kretine giriş yapılan kortikal noktadan ve mandibulanın bazal tabakasından destek alırlar. Cerrahi işlemlerden sonra laboratuvarı bireysel olarak hazırlanmış bar ile protetik işlemleri

tamamlanır (Sadid-Zadeh 2018). Cerrahi işlemlerin zor olmasından dolayı bu implant sistemi yaygın olarak kullanılamamaktadır (Stellingsma ve ark 2004).

2.3.2.3. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Dental implantların yüzey özelliklerini makro yüzey özellikleri ve mikro yüzey özellikleri olarak iki şekilde ele alabiliriz. Dental implantların makro yüzey özelliklerden bahsederken implantın;

-çapı

-boyu

-yiv tasarımı söz konusudur.

Dental implantlarda çap, en geniş yiv ile tam karşısındaki yivin tepe noktalar arası olarak ölçülen mesafe olarak tanımlanmaktadır (Lee ve ark 2005). İmplant çapındaki artış ile beraber alveol kemiğine iletilen kuvvetlerin dağıldığı ve azaldığı bildirilmektedir (Ivanoff ve ark 1997; Matsushita ve ark 1990).

Dental implantların boyu, implantın apeksi ile implantın platformu arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanmaktadır (Lee ve ark 2005). İmplantın boyunun artması ile başarı oranının artacağı yönünde görüşlerin olması ile birlikte anatomik engeller ve ileri cerrahi işlemleri uygulamaktan kaçınma düşüncesi ile araştırmacılar kısa implantlar ile ilgili çalışmalara yönelmişlerdir (Misch 2004).

Dental implantların makro yüzey özelliklerinde yiv tasarımının en etkili noktalardan biri olduğu bildirilmiştir (Valen ve Locante 2000; Steigenga 2003). Primer stabilizasyonun sağlanmasında, implantların yüzey alanının artırılmasında, kemik-implant ara yüzünde daha dengeli stres dağılımının sağlanmasında yiv tasarımları etkilidir (Steigenga ve ark 2003).

Dental implantların yüzey topografisi mikro yapı özellikleri olarak adlandırılmaktadır. İmplantların yüzey özelliklikleri ossointegrasyonun oluşabilmesi için en önemli faktörlerdendir. Yüzey topografisi, kimyası, elektriksel yük ve ıslanabilirlik özellikleri en önemli yüzey özellikleri olarak incelenmektedirler. Yüzey topografisi direk olarak pürüzlülük ile bağlantılıdır (Buser ve ark 2004; Albrektsson ve Wennerberg 2004 A; Albrektsson ve Wennerberg 2004 B).

Yüzey pürüzlülüğü ortalama 1 μm 'den az olan implantlar cilalı yüzey, 1 μm ve 1 μm 'den fazla olan implantlar ise pürüzlü yüzey olarak kabul edilmektedirler (Karabuda ve ark 2004). 1990'lı yıllarda implant yüzey pürüzlülüğünün 1.5 μm civarında olan implantlarda, alveol kemik cevabının daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmektedir (Albrektsson ve Wennerberg 2004 A; Albrektsson ve Wennerberg 2004 B). Kemik-implant arayüzünün oluşmasında ve başarılı bir osseointegrasyon sağlanabilmesi için ideal yüzey pürüzlülüğünün 1-2 μm arası olması gerektiği bildirilmektedir. (Tablo Albrektsson ve Wennerberg 2004 A)

Tablo 2-1: İmplant yüzey pürüzlülükleri

Yüzey pürüzlülüğü	Klinik kullanımı	Avantajlar	Dezavantajlar
0.0-0.4 μm (cilalı yüzey)	Abutment ve araştırmalarda kullanılır	-	Osseointegrasyon oluşabilmesi için fazla cilalı
0.5-1.0 μm (minimal pürüzlülük)	Cilalı implantlar, Osseotite, 1995 öncesi çoğu implant	Literatürde en eski klinik çalışmalar ve bilimsel araştırmalar	Cerrahi hataların kamufle edilmesi oldukça güçtür
1.0-2.0 μm (orta derece pürüzlülük)	Tioblast, SLA, TiUnite gibi günümüzde kullanılan pek çok implant	Daha iyi seviyede kemik cevabı, cilalı implantlara göre daha başarılı klinik uygulamalar	Uzun dönem klinik uygulamaları bulunmamaktadır
>2.0 μm (pürüzlü)	Titanyum plazma sprej ve HA kaplı implantlar	Klinik takipte olumlu sonuçlar	Yapılan 2 çalışmaya göre peri-implantitis riskini arttırabilir

Dental implantlar mikro yüzey özelliklerine göre gruplandırıldığında ise,

-cılalı yüzey

-titanyum plazma sprej kaplamalı yüzey (TPS)

-hidroksiapatit kaplamalı yüzey (HA)

-asitle pürüzlendirilmiş yüzey olarak sınıflandırılabilir (Castellani ve ark 1999; Säuberlich ve ark 1999).

Uzun yıllar cılalı yüzeyli implantlar klinik olarak uygulanmıştır. Kemik kalitesinin düşük olduğu üst çene posterior bölge gibi alanlarda ve kemik hacminin yetersiz olduğu vakalarda tercih edilmezler. Bu implant grubunun primer stabilitesinin sağlanabilmesi için kemikte mekanik olarak sıkıştırmanın gerektiği bildirilmiştir (Castellani ve ark 1999).

Titanyum plazma sprej (TPS) kaplama, pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinin Ti-plazma sprej ile kaplanması ile elde edilir. Kaplama teknikleri arasında en uzun süredir uygulanan yöntemdir. Bu teknik ile implantın yüzey pürüzlülüğü artırılarak implantın yüzeyine kemik tutulumu ve kemikle olan temasın artırılması amaçlanmaktadır (Karabuda ve ark 2004). Böylelikle yüzey pürüzlülüğünün artması ile fonksiyonel yüzey alanının arttığı bildirilmektedir (Castellani ve ark 1999; Säuberlich ve ark 1999). TPS kaplamanın, kemik apozisyonunun implant yüzeyine doğru yönlendirilmesine yardımcı olduğu bildirilmektedir (Binon 2000). Bu şekilde osseointegrasyon süreci desteklenir ve kemik implant ara yüzü oluşur. İmplant yüzeylerinin TPS ile kaplanmasının dezavantajı ise titanyum partiküllerinin yüzeyden kopup periimplanter dokulara geçiş yapabilmesi olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle yüzey teknolojileri ile ilgili çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Hidroksiapatit (HA) kaplama işlemi, bir diğer yüzey kaplama yöntemlerindendir. Bu yapılan işlemdeki amaç iyonik bağlar sayesinde kemik ile primer bağlantının artırılmasıdır. Bu sayede titanyum yüzey üzerinde hidroksiapatit tabaka ilavesi ile etkili bir şekilde primer stabilite ağılandığı bildirilmiştir (Cordioli ve ark 2000; Denissen ve ark 1990). Günümüzde farklı teknikler uygulanarak titanyum implantların yüzeyleri HA ile kaplanabilmektedir.

Bu teknikler;

-Plazma sprey uygulanması

-Yüksek hızlı alev uygulanması

-İyon püskürtme

-Daldırma ve sinterleme

-Daldırma

HA kaplama işleminde başarılı sonuçlar elde edilmesine rağmen yüzeylerde soyulma ve çözümler görülebilmekte olduğu da bildirilmiştir (Cordioli ve ark 2000; Denissen ve ark 1990). HA kaplamalar ile ilgili daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

TPS ve HA kaplamaların avantajları; implantın yüzey alanını arttırmaları, pürüzlülüğün oluşturulabilmesi, primer stabilitenin sağlanmasına katkıları ve kemik-implant arayüzünün artırılmasıdır. Dezavantajları ise implant çevresinde oluşabilecek kemik rezorpsiyonu sonrası açığa çıkan pürüzlü yüzeylerin plak retansiyonu açısından uygun bir ortam sağlaması, kaplama işlemlerinin aşındırma işlemlerine göre daha komplike olması, HA kaplamalarda yüzeylerde kopma, soyulma ve parçalanma olması, çözülme ve erimenin görülebilmesidir (Whitehead ve ark 1993; Klein ve ark 1994; Caulier ve ark 1995; Gross ve ark 1997).

Asitle pürüzlendirilmiş (SLA) yüzey uygulamalarında saf titanyum implant yüzeyleri önce kumlama işlemine tabi tutulup ardından asitle pürüzlendirilir. Yapılan çalışmalar ile HCl / H₂SO₄ asit uygulanan yüzeylerin osseointegrasyonda daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Lazzara ve ark 1999; Cho ve ark 2019). SLA yüzeyler kemik-implant ara yüzünün kalitesini yükseltmek ve düşük yoğunluktaki kemiklerde primer stabilitenin daha iyi bir seviyeye taşınmasını sağlamak için geliştirilmiştir. Kumlanmış, HA kaplanmış, TPS kaplanmış ve SLA yüzeyin dahil edildiği bir çalışmada; implant ile kemiğin kontak yüzeyinin histolojik incelemesi yapılmıştır. SLA yüzeylerin kemik-implant ara yüzünün en yüksek bağlanma oranına sahip olduğu bildirilmiştir (Buser ve ark 1991). Günümüzde implant üreten firmaların büyük çoğunluğu SLA yüzey tipini uygulamaya başlamıştır.

2.3.3. Dental İmplant Materyalleri

Dental implantlar pek çok biyomateryallerden elde edilebilmektedir.

Biyomateryal, bireylerin yaşam kalitesini korumak ve geliştirmek için biyolojik sistemde belirli bir süre herhangi bir doku, organ ve fonksiyonun sağlanmasında kullanılan, doğal veya sentetik malzemelerden elde edilen materyallerdir (de Avila ve ark 2019).

Dental implantların üretiminde kullanılan materyaller;

-metaller

-seramikler

-polimerler olarak incelenebilirler (Sykaras ve ark 2000).

İdeal dental implant materyalinde olması gereken özellikler;

- Biyolojik uyumlu olmalı
- Mekanik dayanıklılık, korozyona karşı direnç gösterbilmeli
- Radyopak olmalı
- Steril edilebilmeli
- Cerrahi ve protetik işlemleri basit olmalı, gerekli durumlarda kolaylıkla çıkartılabilmeli
- Hijyenik ortam oluşmasına engel olmamalı
- Aşınmalara karşı dirençli olmalı (Sykaras ve ark 2000).

-Metaller

Geçmiş yıllarda dental implantlarda kobalt, krom, molibden, demir, krom, nikel gibi metal alaşımlar kullanılmıştır. Fakat bu alaşımlar dokular ile biyouyumluluğu sağlayamamış ve klinik olarak başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Günümüzde ise en çok tercih edilen dental implant materyali titanyum alaşımlarıdır (Sykaras ve ark 2000; Hu ve ark 2019).

Dental implantlarda kullanılan biyomateryaller içerisinde titanyum, biyolojik olarak uyumlu olması, biyoinert olması, elastiklik modülünün kemiğe yakın olması, antibakteriyel özelliğe sahip olması, korozyona karşı direncinin yüksek olması nedenleri ile en uygun biyomateryal olduğu bildirilmiştir (Brunski 1988).

Dental implantlarda titanyum saf veya alaşım olmak üzere 2 farklı şekilde kullanılabilmektedir. Titanyum alaşımlarından titanyum, alüminyum, vanadyum alaşımı korozyona karşı dirençli olması, güçlü mekanik ve fiziksel özellikler göstermesiyle beraber biyouyumluluğu en iyi metalik biyomateryallerdendir. Bu alaşımın bileşenlerinden olan alüminyumun, materyalin yoğunluğunu azaltırken dayanıklılığını arttırdığı, vanadyumun ise korozyona karşı daha dirençli bir yapıya ulaşılmasını sağladığı bildirilmektedir (Wang ve Fenton 1996; Wataha 1996). Dental implantlarda alaşım halinde kullanılan titanyumun fiziksel ve mekanik özellikleri, saf titanyum kullanımına göre daha üstündür (Hu ve ark 2019).

Titanyumun yüzeyinde pasif oksidasyon tabakası oluşur. Hava ile teması sonrası oluşan bu pasif oksit tabakası korozyona engel olur ve böylece implantın konak ile karşılaştığı, konak veya bakteri hücresi arasındaki etkileşimin var olduğu alan oluşur. Oksidasyon işlemi ise kemik içinde çok daha hızlı gerçekteşir (Kasemo ve Lausmaa 1988). Baskı ve çarpma dayanımı oldukça yüksek olan titanyum kemiğe en yakın elastikiyet modülüsüne sahip olan biyomateryaldir. Bu nedenle kemik implant arayüzünde stres dağılımı daha düzenlidir (Hu ve ark 2019).

Dental implantların protetik parçaları olan abutment ve abutment vidalarında ise altın alaşımları, paslanmaz çelik, krom kobalt ve krom nikel kullanılmaktadır (Rigolin ve ark 2019).

-Seramikler

Seramikler dental implantlarda 2 farklı şekilde kullanılabilirler; implantın üretiminde biyomateryal olarak veya implantın yüzey kaplamasında uygulanan materyal olarak kullanılabilirler (Knaus ve ark 2019). Alüminyum oksit, hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat en çok tercih edilen seramiklerdir. Alüminyum oksitin inert rolü vardır, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat ise biyoaktifler, böylece doku ile reaksiyona girebilirler (Wataha 1996).

Seramik biyomateryallerinden üretilen implantlar, üzerlerine uygulanan yükleri taşımak için yeterli mekanik direnci gösteremezler. Bu nedenle seramiklerin dental implantlarda genellikle yüzey işlemlerinde tercih edildiği bildirilmektedir (LeGeros 1988).

-Polimerler

Polimetilmetakrilat (PMMA), politetrafloroetilen (PTFE), polietilen (PE), polisülfon (PSF), poliüretan (PU), polietereeterketon (PEEK) biyomateryalleri geçmişten günümüze dental implant yapımında kullanılan polimer gruplarıdır. Polimerlerin biyomateryal olarak kullanılması ile esneklik özelliği sayesinde periodontal ligamanın mikro hareketlerini taklit edip, kemik ile implant bağlantısının başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesini sağlayabilmektir. Fakat polimerlerin mekanik özelliklerinin yetersiz olması ve biyolojik özellikleri nedenleri ile kullanımları yaygınlaşamamıştır. Günümüzde polimerler protetik olarak kullanılabildiği gibi oral implantolojide greft malzemesi olarak kullanılabilmektedir (Meijer ve ark 1997).

2.3.4. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

İmplant tedavilerinin klinik olarak güvenilir olabilmesi ve uzun dönem takipli çalışmalarda başarılı kabul edilebilmesi için bazı kriterlere uygun olması gerekmektedir. Proteze destek sağlaması için alveol kretine yerleştirilen implant, geride kalan dokuların da sağlığına engel teşkil etmemeli devamlılığını sağlamalıdır (Albrektsson ve ark 1986).

Albrektsson ve Zarb 1986 yılında implant başarı kriterlerini bildirmişlerdir. Bu kriterler;

- İmplantın klinik olarak mobilite göstermemeli
- Radyografik incelemede implant çevresinde radyolusent alanlar göstermemeli
- İmplant yerleştirilen bölgede ağrı, enfeksiyon, parestezi, nöropati gibi bulgular olmamalı
- İmplant yerleştirilmesini takiben 1 yıl içerisinde vertikal olarak 1 mm'den fazla, takip eden yıllarda 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalı
- Bu kriterler sağlandıktan sonra dental implant uygulamalarının başarılı olarak sayılabilmesi için ilk 5 senenin sonunda başarı oranı en az %85, ilk 10 senenin sonunda başarı oranı en az %80 olması gerekmektedir (Albrektsson ve ark 1986).

2.4. İmplant Destekli Hareketli Protezler

İmplant destekli hareketli protezler; alveol kretlerine yerleştirilen implantlardan sonra farklı tutucular kullanılarak implant ile bağlantısı sağlanan protezlerdir. 1898 yılında İsviçre’de Gilmore tarafından ilk defa dişler protezlere destek olarak kullanılmıştır (DeFranco 1977; Mensor 1977). Gelişen teknoloji ve klinik olarak bunun yansımaları ile osseointegrasyon süreci ilerleme kaydetmektedir ve implant kullanımı giderek yaygınlaşmaya başlamıştır. Mandibular tam dişsizlik vakalarında 2 implant uygulaması ile protezlerin desteklenmesi ilk defa Steenberghe ve ark. tarafından uygulanmıştır (Van 1987).

Hareketli protezlerde diş veya implant desteği karşılaştırıldığında; her ikisi de protetik olarak benzer olarak protezlerde tutuculuk ve stabilitenin artmasını sağlarlar. Her ikisi de alveol kret rezorpsiyonunun engellenmesi açısından önemli bir role sahiptirler. Eğer implant desteği kullanılacaksa, planlamanın yapılması ve dayanak sayısı hekim ve hasta kararına aittir, fakat diş desteği kullanılacaksa ağızda mevcut dayanaklar kullanılmaktadır (Misch 2007). İmplant destekli hareketli protez uygulamalarında başarının artması ile diş destekli hareketli protezler daha az tercih edilmeye başlanmıştır (Fenton 1998).

Geleneksel tam protezlerde oluşan retansiyon ve stabilite problemleri, bu sorunları gidermeye yönelik çalışmaların yapılması ve gelişen teknoloji, implant destekli tam protez uygulamalarının yaygınlaşmasını sağlamıştır (Doundoulakis, J. H. 2003).

Mandibulada interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant desteği ile uygulanan implant destekli hareketli protezlerde 5 yıl sonunda kemik rezorpsiyonunun 0.5 mm olduğu ve yıllık olarak da 0.1 mm kemik rezorpsiyonun normal olarak karşılandığı bildirilmiştir (Naert ve ark 1998; Närhi ve ark 2001).

İmplant destekli hareketli protezlerin avantajları;

- anterior bölgede kemik kaybı minimum düzeydedir
- estetik olarak daha gelişmiştir
- stabilite artar
- retansiyon artar
- tekrar edilebilir çeneler arası sentrik ilişkiyi sağlar

- çığneme etkinliği artar
- oklüzal hareketler artar
- yumuşak doku korunur, yaralanması azalır
- fonasyona katkı sağlar
- daha küçük hacimli protezler yapabilmek mümkündür (Misch 2004).

Mandibular ön dişlerin çekilmesinden sonra ilk yıl içerisinde kemik hacminde vertikal olarak 4mm azalma görülür. Kemik hacminde azalma mandibulada maksillaya göre 4 kat daha fazla olur (Tallgren, A. 1966). İmplant destekli hareketli protezlerde ise alveol kretinde azalma her yıl 0.05 mm'den azdır (Attard, N. J. ve Zarb, G. A. 2005, Naert I. 1998).

Tam protezlerin lateral kuvvetlerden etkilenmesi sonucu zamanla yumuşak dokuda travma ve alveol kemik rezorpsiyonu görülür. İmplant desteği protezin stabilitesinde artış sağlayarak lateral hareketleri oldukça azaltır. Mandibulada tam protez fonksiyon esnasında 10 mm vertikal ve lateral alanda hareket edebilir. Bu koşullar altında oklüzal temasların ve çığneme etkinliğinin kontrolü oldukça zordur. Hastalar aynı sentrik ilişkiyi tekrarlamakta zorlanırlar. İmplant uygulamaları ise hastaların belirli bir sentrik ilişkiyi aynı şekilde tekrar edebilmesini sağlar (Jemt, T. ve Sta, P. A. 1986).

İmplant destekli hareketli protez kullanan bireyler ile konvansiyonel tam protez kullanan bireylerin çığneme etkinliği karşılaştırıldığında, implant desteğinin çığneme etkinliğinde %20 artış sağladığı tespit edilmiştir (Awad, M. A. 2003, Sposetti, V. J 1986). İmplant destekli hareketli protez kullanan bireylerin daha yüksek ısırma kuvveti uygulayabildikleri ve maksimum ısırma kuvvetlerinde ise %300 artış olabileceği bildirilmiştir (Haraldson T. ve ark 1988).

İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajları;

- psikolojik (hastaların implant yapılmış olsa dahi sabit protez kullanamamış olması)
- ataşmanlarda zamanla kullanıma bağlı değişim ihtiyacı
- posterior bölgede kemik kaybı
- protez altına besin kaçması
- protezin hareket etmesi
- maliyetin konvansiyonel proteze göre daha fazla olması

- uzun dönem takip edilmesi gerekliliği (gerekli durumlarda astarlama ve tutucu parçalarda değişim yapılması, her 7 senede bir yeni protez yapılma gerekliliği)
- vertikal mesafeye ihtiyaç duyulması olarak sayılabilir (Misch 2004).

İmplant destekli hareketli protezler ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların ve araştırmaların sonucunda fikir ayrılığı bulunan konular olduğu gibi fikir birliği olunan pek çok konu da bulunmaktadır. Başlıca bu konular;

- Geleneksel tam protezlere göre implant destekli hareketli protezlerde daha iyi tutuculuk sağlanır
- Mandibular interforaminal bölgede uygulanan implantlarda başarı oranı oldukça yüksektir
- Mandibular interforaminal bölgeye uygulanmış implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır
- Tedavide mutlaka rutin kontroller olmalıdır
- Hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi yükselmesinde, implant destekli hareketli protez kullanan bireylerde önemli ölçüde artış bulunmakta olduğu bildirilmiştir (Burns 2000).

Misch'e göre (2004) implant destekli hareketli protezlerin implant destekli sabit protezlere göre avantajları şunlardır;

- İmplant sayısında azalma (daha kolay bir cerrahi ile implantların yerleştirilebilmesi)
- Yüz görünümünde yumuşak doku desteği sağlayarak daha estetik sonuçlar elde edilebilmesi
- İmplant çevresi yumuşak dokuda daha hızlı iyileşme görülmesi
- Özellikle parafonksiyonu olan bireylerde implantlara gelen fazla yükün azaltılabilmesi
- Cerrahi ve protetik işlemlerin maliyetinin daha az olması olarak sıralabilir.

2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları

- Yaşa bağlı diş kayıpları
- Diş kaybının psikolojik etkileri ve yaşlanan nüfusun gereksinimleri
- Konvansiyonel tam protezler için kemik desteğinin yetersizliği
- Mukozanın reziliensinin akrilik kaide kullanımına karşı toleransının düşük olması

- Retansiyon ve stabiliteyi olumsuz etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklar
- Hareketli protez kullanabilmek için psikolojik yetersizlik durumu
- Bireylerin konvansiyonel tam protezlere göre daha fazla konfor, retansiyon ve stabilite beklentisinin bulunması
- Tedavi gerektiren konjenital veya sonradan oluşmuş oral maksillofasiyal defekt bulunması
- Yüksek protetik beklenti (Soganci ve ark 2019)

2.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Planlama

İmplant destekli protezlerde en önemli hususlardan biri planlamadır. Planlamada oral kavite estetik, fonksiyon, hijyen, biyomekanik açıdan değerlendirilerek önce cerrahi ardından da protetik aşamalara geçiş sağlanmalıdır. Bu hususta yapılacak işlemler;

- Alt ve üst çene arası ilişkinin incelenmesi için çalışma modelleri oluşturulur
- Cerrahi rehber ile implantların geleceği yerler önceden işaretlenir
- Endikasyona uygun protez çeşidi belirlenir
- Yapılacak protez belirlendikten sonra uygun abutment ve diğer parçaların fonksiyon ve estetik açıdan değerlendirmesi yapılır
- İmplant yerleştirilen bölgelerin hatasız bir şekilde modeli elde edilir
- Oklüzal ilişki saptanır
- Bireylerin fonksiyon ve fonetiklerini sağlayabilmesi için geçici protezler uygulanır (Güngör ve ark 2008).

İmplant destekli tam protez planlamasında destek çeşidine göre esas olarak 3 tedavi alternatifi mevcuttur (Wismeijer ve ark 1999). Bunlar;

- Esas olarak doku destekli protezler
- İmplant ve doku destekli protezler
- Esas olarak implant destekli protezler

Esas olarak yumuşak dokudan destek alan implant destekli protezlerde rezilient tutucular ile implantlar ile protezin bağlantısı sağlanır. Tutucu olarak splintlenmeyen ataşmanlardan olan top başlı, locator veya mıknatıs kullanılır. Mandibular tam protezlerinin tutuculuk ve stabilitesinden memnun olmayan hastalarda tercih edilebilir. El koordinasyonu zayıf olan yaşlı veya engelli bireylerde, ağız hijyeni daha kolay sağlanabildiği için tercih nedenidir (Petropoulos ve Mante 2011). Hastaların ekonomik durumları endikasyon esnasında dikkat edilmesi gereken faktörlerdendir. Düşük ekonomik seviyedeki bireylerde 2 implant uygulaması yüksek maliyet gerektireceği için alt çene orta hatta yerleştirilen 1 adet implant protez retansiyon ve stabilitesine katkı sağlayabildiği bildirilmektedir (Krennmair ve Ulm 2001; Liddelov ve Henry 2007; do Amaral ve ark 2019).

Mukoza ve implant destekli tam protezler 2 veya 4 implant uygulanması ve çeşitli bar tutucular yardımı ile birbirine bağlanırlar. Barın üzerine yerleştirilen tutucular, bar etrafında rotasyona izin vermesi gerekmektedir. İmplantların bar ile birbirlerine splintlenmesi stabiliteyi olumlu yönde etkiler. Yatay kuvvetler karşısında tutucu matriksin barın etrafında dönebilmesi ile implant çevresindeki kemiğe stres iletimi azalır ve kemiğin korunmasında önemli bir role sahiptir (Porter ve ark 2002; Paes-Junior ve ark 2019). İleri derecede rezorpsiyon olan alt çenelerde bu yöntemin tercih edilmesi uzun dönem başarının etkili faktörlerinden olduğu bildirilmiştir (Mericske-Stern ve ark 1994).

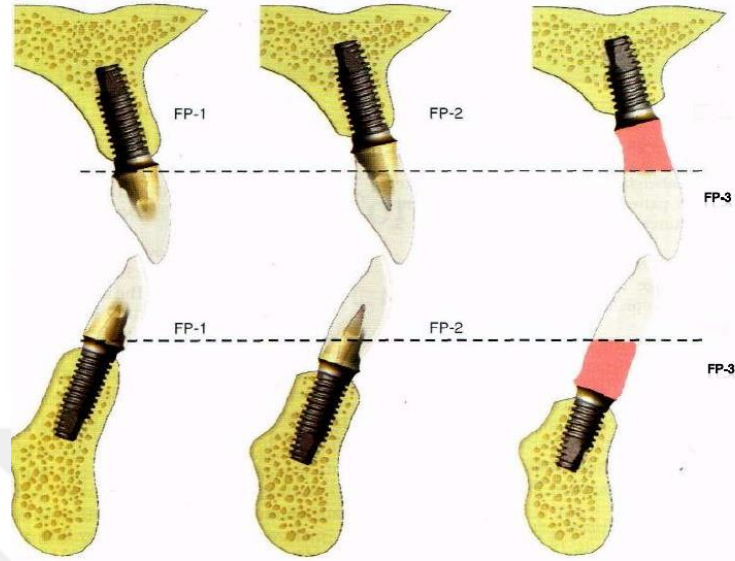
Esas olarak implant destekli protezler ise 4 veya 6 implant uygulamasının bar yardımı ile birbirlerine splintlenmesi ile, protezin bar üzerindeki rijit tutuculara bağlanmasını sağlar. Protetik tedaviye engel teşkil edebilecek derecede bıçak sırtı alveol kretlerinde, kas bağlantılarının yüksek olduğu durumlarda, mental sinirin yüzeye yaklaştığı durumlarda ve ileri derecede bulantı refleksi olan bireylerde bu tip protezler endikedirler (Wismeijer ve ark 1995; Paes-Junior ve ark 2019). Karşıt arkta hastanın doğal dişleri bulunuyorsa tamamen implant destekli hareketli protez yapımının stres dağılımı açısından olumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Wismeijer ve ark 1995).

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması ile implant destekli hareketli protezlerin planlamasında alt ve üst çenelerde farklı yaklaşımlar mevcuttur. Uzun zamandır tam protez kullanan ve ileri derecede alveol kretlerinde rezorpsiyon bulunan bireylerde tutuculuk ve stabilite kaybı yaşanır ve bu gibi durumlarda implant destekli hareketli

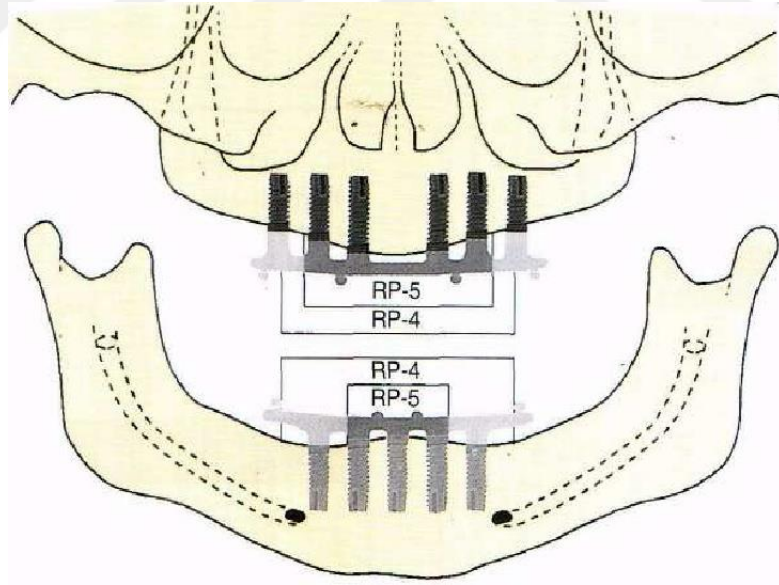
protezler endikedir. Üst çenede tam protez kullanan vakalara kıyasla implant destekli veya doğal dişler ile destekli hareketli protez kullanan vakalarda uygulanması daha doğru endikasyon oluşturur (Merickske-Stern 1990; Behr ve ark 1998). İmplant destekli protezlerin uygulanmasında görülen farklı yöntemler, farklı şekillerde adlandırılan benzer protezler sınıflama yapılması gereksinimini ortaya çıkartmıştır (Misch 2004). Misch'e göre implant destekli protezlerin genel sınıflandırılması şu şekildedir;

- **FP-1;** sadece kuron restorasyonu eksikliğinde bu protez tipi uygulanır. Sert ve yumuşak dokuda oldukça az miktarda kayıp vardır. Rezidüel kemiğin hacmi ve şekli, eksik olan kuron ile aynı büyüklük ve şeklinde olması gerekmektedir.
- **FP-2;** kuron ve kök kayıplarında uygulanır. Kuronun hacmi normaldir fakat dişeti dokusundaki eksikliğin tamamlanması gerekmektedir. Rezidüel kemiğin hacmi ve şekli, doğal dişin mine-sement birleşiminden 1-2 mm daha aşağıda konumlanmıştır.
- **FP-3;** kuron, kök ve dişeti dokularındaki kayıplarda uygulanır. Bu protez tipinde yapay diş ve dişeti kullanılabilmektedir, fakat metal destekli porselen restorasyonları ile de bu eksiklik tamamlanabilir. Alveol kemiğin tepe noktasından oklüzal düzleme kadar olan mesafe 15 mm'den az ise metal destekli porselen restorasyonlar uygulanabilirken; 15 mm'den fazla ise hibrid restorasyonlar uygulanırlar.
- **RP-4;** tamamen implant destekli hareketli protezlerdir.
- **RP-5;** yumuşak doku ve implant destekli hareketli protezlerdir.

Şekil 2-1: İmplant destekli protezlerin sınıflaması (Misch 2004)



Şekil 2-2: İmplant destekli hareketli protezlerin sınıflaması (Misch 2004)



Misch'e göre alt çene tam dişsiz vakalarda, implant destekli hareketli protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği bulunmaktadır. Bunlar;

- I. İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş 2 adet implantın birbirinden bağımsız olarak kullanılması. Bu tedavi yöntemi implant uygulanabilecek hacimde alveol kemiği mevcut olan hastalarda ve ekonomik durumun da kısıtlı olduğu

bireylerde tercih edilebilir. Top başlı tutucular, locator tutucular, teleskop ve mıknaatıslı bağlantılar bu tip protezlerde kullanılmaktadır.

- II. İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş 2 adet implantın birbirine splintlenmesi. Bireyin ağız içi durumu bar tipi tutucuya uygun olmalıdır ve hasta bu tutucu tipini kabullenmelidir.
- III. A) Anterior bölgeye yerleştirilmiş, birbirlerine bar ile bağlanmış 3 implant üzeri bağlantı. Bu tedavi alternatifi ile gelişmiş tutuculuk, iyi bir destek ve stabilite sağlandığı için ilk tedavi alternatifi olarak hastalara önerilebilir.
B) Anterior bölgede birbirine yakın olarak yerleştirilmiş ve bar yardımı ile birbirine bağlanmış 3 implant üzeri bağlantı.
- IV. Anterior bölgeye yerleştirilen 4 adet implant birbirlerine bar yardımı ile bağlanmış ve barın distal uçlarından 10 mm uzunluğunda kantilever uzatılmış bağlantı.
- V. Anterior alana yerleştirilen 5 adet implant birbirlerine bar yardımı ile bağlanmış ve barın distal uçlarından 15 mm uzunluğunda kantilever uzatılmış bağlantı.

Konvansiyonel tam protez kullanan bireylerde orta dereceden ileri dereceye kadar problem bulunan vakalar için endikedir. Hastada tam protezler için uygun olmayan anatomik ve fizyolojik koşullar bulunmakta ise bu tedavi alternatifi düşünülebilir. Bir diğer endikasyonu olan durum ise mandibular posterior bölgede süregelen kemik rezorpsiyon sürecini, oklüzal stres oluşturarak gelen kuvvetleri azaltıp yavaşlatmak amaçlıdır (Misch 2004).

Misch alt çenede tam dişsizlik durumunda 5 farklı implant destekli hareketli protez tedavi olduğunu bildirirken, üst çene tam dişsizlik vakalarında 2 adet implant destekli hareketli protez tedavi alternatifi bulunduğunu bildirmektedir (Misch 2004). Bunlar;

- I. En az 3 tane implant anterior bölgede konumlanmak üzere 4-6 adet implant birbirine splintlenerek protetik rehabilitasyon tamamlanır. İmplantlar ise en az 9mm uzunlukta ve 3.5 mm çapında olması gerekmektedir.
- II. İleri derecede alveol kret rezorpsiyonu olan vakada estetik açıdan sabit restorasyon kontrendike olduğunda 7-10 implant uygulanarak gerçekleştirilir (Misch 2004).

Mandibulada 5 farklı tedavi seçeneği bulunurken maksillada 2 farklı tedavi seçeneğinin olması, 2 çenenin de birbirlerine göre farklı biyomekanik özelliklerinin olmasından kaynaklanmaktadır. İmplantların birbirinden bağımsız tutucular ile proteze bağlanması veya distale uzanan kantileverli tasarımların uygulanması maksillanın nispeten daha düşük olan kemik kalitesi nedeni ve yıkıcı kuvvetlere karşı zayıflığı dolayısı ile tercih edilmez.

İmplant destekli hareketli protezlerin uzun dönem başarılı olabilmesi için dikkat edilmesi gereken kriterler özetle;

- Mandibular tam dişsizlik vakalarında anterior bölgede minimum 10 mm yüksekliğinde alveol kreti mevcut olmalıdır.

- İmplant uygulamasının planlandığı mandibular veya maksillar bölge sağlıklı sert ve yumuşak dokulardan oluşmalıdır.

- Karşıt çene ile oklüzal ilişkiler önemlidir bu nedenle eğer tam dişsizlik söz konusu değil ise var olan dişlerin periodontal ve restoratif tedavileri yapılmalı ve dişsiz alan bulunuyor ise sabit veya hareketli protetik işlemler tamamlanarak ideal bir oklüzal ilişki oluşturulmalıdır.

- Hastada cerrahi işlemler ve protetik tedaviyi engelleyecek sistemik veya psikolojik herhangi bir sağlık problemi bulunmamalıdır.

- Çeneler arası ilişki normal seviyelerde olmalıdır.

- Ağız hijyeni mutlaka iyi bir seviyede tutulmalıdır.

- İşlemler sterilizasyon koşulları altında doğru cerrahi ve protetik teknikler ile gerçekleştirilmelidir.

2.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistem Tipleri

Tutucu sistemler Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğüne göre birbirleri ile aynı doğrultuda olan dişi parça matrix ve erkek parça patrix olarak adlandırılan komponentlerden oluşan, retansiyonu sağlayan bir mekanizma olarak tanımlanır. Dişi parça olarak işlev gören matrix hazne komponentidir, erkek parça olarak işlev gören patrix ise matrixe bağlanarak sürtünmesel olarak uyum sağlayan komponenttir (Broggini ve Cirelli 2007).

İmplant destekli hareketli bölümlü protezlerde kullanılan tutucu sistemler 2 alt grupta incelenebilirler;

1.Splintlenmemiş Tutucular

- Kuvvet kırıcı mekanizmalı (rezilient mekanizmalı)
 - Top başlı veya O-ring tutucular
 - ERA tutucular
 - Mıknatıs tutucular
- Rijit mekanizmalı
 - Teleskobik tutucular
 - Locator tutucular

2.Splintlenmiş Tutucular

- Kuvvet kırıcı mekanizma
 - Yuvarlak kesitli barlar
 - Yumurta kesitli barlar (Dolder bar)
- Rijit mekanizma
 - U kesitli bar (Zarb ve Symington 1983).

Bu tutucu mekanizmalarının hangisinin ne zaman kullanılacağı doğru planlama yapılması ve doğru endikasyon konulması ile yakından ilişkilidir. Verilecek kararı ağız hijyeni, anatomik koşullar, biyomekanik özellikler, hasta beklentisi ve hastanın psikolojik durumu, bireylerin sosyo ekonomik durumu etkilemektedir. Bunlara ilaveten dayanak sayısı ve kret üzerinde konumlandığı noktalar, alveol kretinin şekli; ovoid, üçgen ya da kare formda olması, alveol kretinin rezorpsiyon miktarı da önemli ölçüde etkilemektedir.

Hastanın ağız içi anatomik koşulları uygunsa ve hastanın beklentisi çok yüksek değil ise tutuculuğa destek olmanın yeterli olacağı durumlarda 2 implant üzeri top başlı veya O ring ataşmanlar tercih edilebilir. Tam dişsiz bireyin daha iyi bir tutuculuğa sahip protez kullanması hedeflenmiştir. Bu vakalarda yapılan protez mandibular tam protezin tüm özelliklerini taşımalıdır.

2 implant destekli barlı protezler ise dayanaklara gelen kuvvetin azaltılmasının istendiği durumlarda, alveol kretindeki rezorpsiyon az ise ve kretin formu kare şeklinde ise tercih edilebilir. Bu tedavi alternatifinde özellikle üçgen şeklindeki arklarda bar dile

engel olacağı için tercih edilmemesi gerekmektedir. 2 implant ile desteklenen bar tutuculu protezler uzun dönemde retansiyon ve stabilitesini koruyabilen ve hasta memnuniyetinin sağlanabildiği bir tedavi alternatifi olduğu bildirilmiştir (Naert ve ark 1997; Timmerman ve ark 2004).

Hastanın beklentisi normalden daha fazla ise, tutuculuk yanında daha iyi bir stabilite istiyorsa, mandibular anterior bölgede yeterli kalitede ve hacimde alveol kreti mevcut ise ve posterior bölgelerde rezorpsiyon hafif derecede ise 3 implant uygulanması sonrasında barlı tutucular tercih edilebilir. İmplantların bu durumda orta hatta ve 1. küçük azılar bölgelerine yerleştirilmesi tercih edilir. Fakat posteriorda rezorpsiyon ileri düzeyde ise kuvvetleri azaltmak ve protezin bir miktar hareket edebilmesi için implantların birbirlerine yakınlaştırılması gerekmektedir. Bu durumda orta hatta ve kaninler bölgesine implantların yerleştirilmesinin daha uygun olduğu bildirilmektedir (Misch 2004).

Posterior bölgede rezorpsiyon aşırı derecede ve hastanın beklentileri de oldukça fazla ise 4 implant uygulamasından sonra bar tutucular tercih edilebilirler. Ark şekli ve formu üçgen şeklinde ise distallere uzantı yapılabilirken, kare şeklindeki bir arkta bara distal uzantı yapılmasının kontendike olduğu bildirilmiştir (Misch 2004).

2.4.3.1. Splintlenmemiş Tutucular

İmplantların bar ile birbirine bağlanmadığı, tutucuların implantlara vidalanarak uygulanan sistemlerdir.

Splintlenmemiş tutucular ile splintlenmiş tutucular kıyaslandığında;

- Temizlenmesi daha kolay olduğu için daha iyi hijyen sağlanır
- Daha basit yapıdadır
- Daha ucuzdur
- Daha kolay uygulanabilir, tutuculuk dereceleri ayarlanabilir
- İnterark mesafenin yetersiz kaldığı durumlarda daha rahat kullanılabilir
- Teknik olarak hassasiyetleri daha azdır

-Fonksiyonel yükleri daha eşit bir şekilde dağıtabilir oldukları bildirilmiştir (Cordioli ve ark 1997; Naert ve ark 1999; MacEntee ve ark 2005).

-Top başlı veya O-ring tutucular

Top başlı tutucu sistemler simit şeklinde bir lastik, housing olarak adlandırılan lastiğin yerleştirildiği metal bir parça ve lastiğin oturduğu andırkatlı bir yapıya sahip metal posttan oluşan bir parçadan oluşurlar. Birbiri ile bağımsız olan destekler akrilik kaidenin içindeki metal bir koping ya da simit şeklindeki lastik içine bağlanırlar. Sahip olduğu naylon içerikli yapı vertikal yöndeki hareketlere karşı sıkışmaya ve destek ile kaidenin rotasyonel yönde hareketlerine izin vermektedir. Bu sayede esnek bir düzenek oluştururlar. Dayanakların yıpranmaması için özel olarak tasarlanmışlardır ve çapları firmadan firmaya farklılık göstermekte olup genel olarak 2-3 mm arasında değişmektedir. Top başlı tutucular implantların ve dayanakların 28°'ye kadar açılı yerleştirilmesini tolere edebilirler. Bazı sistemlerde o-ring şeklinde tutucular kullanırken bazı sistemlerde ise klips şeklinde tutucular kullanılmaktadır. Zaman içerisinde ataşmanlarda tutuculuk kaybı ise yeni lastiklerin takılması veya klipslerin özel anahtarları ile tekrar aktifleştirilmesi ile giderilebilir (Naert ve ark 1991; Cune ve ark 1994).

Top başlı tutucular baş boyun ve gövde olmak üzere 3 kısımdan oluşurlar. Baş kısım boyundan daha geniş olur ve yerleştirme esnasında sıkışmanın sağlandığı yer baş kısımıdır. Simit şeklinde halka lastiğin ilk giriş esnasında baş bölgesinde esnedikten sonra sıkıştığı yer boyun kısımıdır. Postun gövdesi ise implanta veya üst yapı barına bağlı bir şekilde bulunur.

İmplant destekli hareketli protezlerde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Avantajları;

- maliyetleri düşüktür
- farklı tutuculuk kuvveti değerlerinde bulunabilirler
- basit uygulama teknikleri vardır
- maliyetleri ucuzdur (Misch ve Judy 2005).

Dezavantaj olarak ise interoklüzal mesafesi kısıtlı olan hastalarda kullanılması kontrendikedir (Misch ve Judy 2005). Yüksek profilli tutucuların uzun dönem incelemesinde implant başarısı için dezavantaj oluşturabileceği düşünülmektedir. Bu gibi durumlarda maliyet de düşünülmelidir çünkü locator ve teleskopik tutucular ile kıyaslandığında top başlı tutucuların ve miknatıslı tutucuların maliyetleri daha düşüktür (Fenlon ve ark 2002).

-ERA tutucular

ERA tutucular çoğu implant sistemi ile uyumlu ve rezilient yapıdaki tutucu sistemleridir. Ekonomik olmaları tercih edilmesinde en önemli noktadır (Landa ve ark 2001). 1986 yılında uygulanmaya başlanmış ERA tutucular 6 farklı renk ile kodlanmış tutucuları bulunmaktadır. Ayrıca bu sistemde açılı abutment seçenekleri de mevcuttur. Federick ve Caputo (1996), yaptıkları çalışmalarında ERA tutucuların gelen yükleri implant çevresindeki kemiğe en uygun şekilde ilettiklerini bildirmişlerdir.

ERA tutucu sistemlerde açılı abutmentlar, yetersiz interoklüzal mesafeye sahip vakalarda problem oluşturabilirler. Açılı abutmentların ayarlanmaları ve tutucuların proteze bağlanması sırasında da sorunlarla karşılaşabileceği belirtilmektedir. Bu gibi nedenler ile ERA tutucuların birbirine paralel olarak uygulanmış implantlarda tercih edilmesi gerektiği bildirilmektedir (Landa ve ark 2001).

-Mıknatıs tutucular

Manyetik (mıknatıs) malzemelerdeki gelişmelerle beraber diş hekimliği tedavilerinde yer almaya başlamıştır. Mıknatıs tutucuların protetik diş hekimliğinde uygulama alanları; (Preiskel 2004).

-diş üstü protezler

-çene yüz protezleri

-tam protezler

-hareketli bölümlü protezler

-implant destekli tam veya bölümlü hareketli protezler olduğu bildirilmiştir (Preiskel 2004).

Mıknatıs tutucular implant destekli hareketli protezler için alternatif bir seçenek sağlamaktadır. Mıknatıslı tutucular iki komponentten oluşurlar; protez içinde kalan mıknatıs parça ve dayanak kısımda bulunan metal yapıya sahip olan parça (Mizutani ve Rutkunas 2004).

Mıknatıs tutucular kolay temizlenebilme, basit bir şekilde yerleştirilebilme, tutuculuğun artması gibi avantajlara sahip olmasına rağmen, ağız içi sıvılarına karşı korozyon dirençlerinin düşük olmasından dolayı korozyona direnç sağlayabilmek için daha inert maddeler olan paslanmaz çelik veya titanyum ile kaplanmaları gerekmektedir (Riley ve ark 2001). Bu tutucuların uygulandığı protezler oturma kolaylığından dolayı (protezin giriş yolundan bağımsız bir şekilde uygulanabilirler) el koordinasyonu kısıtlı hastalarda daha rahat kullanılabilir. İnteroklüzal mesafe kısıtlı ise küçük boyutlarda olduğu için rahatlıkla tercih edilebildikleri belirtilmektedir (Walmsley 2002; Chu ve ark 2004).

Mıknatıs tutuculu protezler her yöne hareket edebilirler ve bu özelliğe bağlı olarak mıknatıs tutucular uygulandıkları doğal dişe veya implanta lateral kuvvetlerin minimum seviyede iletilmesini sağladıkları belirtilmektedir (Tokuhisa ve ark 2003).

Mıknatıs tutuculu protezler ile top başlı tutuculu protezlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda; protez stabilizasyonu, çiğneme kolaylığı ve hasta memnuniyeti açısından, top başlı tutucularda memnuniyetin daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Wismeijer ve ark 1997; Naert ve ark 1998; Naert ve ark 1999; Cune ve ark 2010).

-Teleskopik tutucular

Teleskopik tutucular, retantif yüzeylerin birbiri ile iyi uyumlu olduğu ve paralel yüzeylere sahip çift kuronlar olarak tanımlanabilir. Teleskopik kuronlar 2 komponentten oluşur (Kotthaus ve ark 2019);

1. Primer kuron veya koping ağızda daimi olarak simante edilen erkek parça
2. Sekonder kuron hareketli protez içerisine yerleştirilen, primer kuron ile birebir uyumlu olan dişi parça. Sekonder kuron ile primer kuronun oturması birebir

olmalıdır, retansiyon bu şekilde sağlanır. Genellikle primer ve sekonder kuronların aynı malzemeden yapılmaları tercih edilir. Farklı malzemeler kullanıldığında malzemelerin sertlik özelliklerinin farklı olmasından dolayı zaman içerisinde daha hızlı aşınma oluşup retansiyon kaybına neden olabilir.

Teleskopik kuronlar protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Dişlerin dayanak olarak kullanıldıkları teleskop tutuculu protezlerde destek dişlerdeki eğim farklılıkları primer kuronlar ile giderilmekte, sekonder kuronlar ise protezin içerisinde bırakılarak hasta ve hekim tarafından takıp çıkarılabilmektedir (Preiskel ve Tsolka 1998). Teleskop tutucular günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de uygulanabilmektedirler. 1989 yılında implant destekli protezlerde teleskop tutucular kullanılmaya başlanmıştır. Primer kuron olarak implant abutmentları kullanılmaktadır ve paralel olmayan implantlarda proteze giriş yolu hazırlanmasında yardımcı olmaktadır. İmplant uygulaması yapılmış vakalarda abutmentların vida boşlukları primer kuronlarda olduğu için dış yapıdan çıkan vida boşluklarının oluşması da önlenmekte olduğu bildirilmiştir (Preiskel ve Tsolka 1998; Heckmann ve ark 2004).

Heckmann ve ark (2004); çalışmalarında 23 hastada interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implantın desteklediği teleskopik protezler uygulamışlardır. 10 sene takip edilen hastalarda klinik ve radyografik olarak olumlu sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir.

-Locator tutucular

Loctor tutucu sistemler splintlenmiş ve splintlenmemiş implant destekli hareketli protezlerde yaygın bir kullanım alanına sahiptir. Locator tutucunun dişi parçası direk olarak implanta vidalanabilir veya bar üzerine yerleştirilebilir. Dişi parça genelde titanyumdan üretilir veya yüzeyi titanyum nitrür ile kaplıdır. Titanyum yüzeylerin aşınmaya karşı dirençli olabilmesi ve sürtünme dayanımının artırılabilmesi için yüzey kaplama işlemleri uygulanabilir. Locator tutucuların tutucu parçası, derlin plastik elementinden (DuPont Zytel 101L NC-10 Naylon) üretilir ve housing olarak adlandırılan, hareketli protezin içine yerleştirilen paslanmaz çelikten metal yuvanın içerisine yerleştirilir. Bu paslanmaz çelik yuvanın özellikleri;

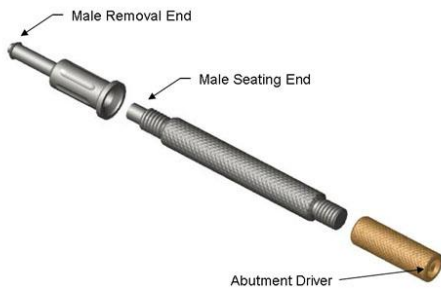
-erkek parça aşındığında kolay bir şekilde yapıya zarar verilmeden değiştirilmesini sağlar

-stres kırıcı mekanizma olarak etkisi vardır.

İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, aşırı kontura sahip protezlerde, metal yuvaların yerleştirilmesinden sonra kalan akrilik miktarının az olmasına bağlı olarak kırık veya çatlak olduğu durumlarda locator tutucular düşük profillerinden dolayı top başlı tutucuların yerine tercih edilebilirler (Alsiyabi ve ark 2005; Lee ve Agar 2006).

Locator tutucu sistemler tüm implant çap ve boylarına uygun abutmentlere sahiptir. Locator abutment üzerindeki erkek parça da dahil olmak üzere toplam 2.5 mm yüksekliğe sahiptir. Bu tutucu sistemin uygulanabilmesi için Locator Core Tool adı verilen 3 parçalı bir aletin kullanılması gerekmektedir (Geckili ve ark 2007). Erkek parça olan naylon tutucular farklı tutuculuk kuvvetlerine sahip olarak mavi, pembe, şeffaf, yeşil, kırmızı olmak üzere 5 farklı renkte bulunurlar.

Şekil 2-3: Locator anahtarı



Şekil 2-4: Novaloc anahtarı



Locator tutucular menteşe yönünde ve vertikal yönde esneklik sağlamaktadır. Diğer splintlenmemiş tutuculardan farklı olarak metal tutucu parçanın içerisindeki siyah naylon, locator tutuculardan 0.4 mm daha uzundur. Bu şekilde locator tutucular metal tutucunun içine yerleştirildiğinde arada 0.4 mm mesafe kalır. Bu sayede hem menteşe yönünde hem de vertikal olarak esneklik sağlanmış olur. Locator tutucuların, klinikte ağız içerisinde direk teknikle veya laboratuvarında endirekt teknik ile proteze yerleştirilmeleri mümkündür (Shafie 2013).

Locator tutucuların abutmentleri implant destekli hareketli protezin giriş yolunu sağlar. Bu özellik aynı zamanda lastiklerde ve abutmentta minimum aşınma göstererek protezin yerine oturabilmesini sağlar, bu sayede lastiğin klinik olarak daha uzun ömürlü kullanılabilmesi mümkündür. Bireyler bu rehberlik ile protezlerini rahat bir şekilde takıp çıkartabilirler. Locator tutucuların düz, 10° ve 20° olmak üzere 3 farklı açıda abutment seçenekleri mevcuttur. Locator tutucular implantların 40°'ye kadar açılmasını kompanse edebilirler (Sadig 2009; Kobayashi ve ark. 2014).

2.4.3.2 Splintlenmiş Tutucular

1980'li yıllarda implant destekli tam protezlerde bar tutucu sistemler ilk defa uygulanmaya başlanmıştır (Doundoulakis ve ark 2003; Waddell ve ark 2006). Bar tutuculu sistemlerin endikasyonları;

- Maksillar implant destekli protezlerde,
- İleri derecede rezorbe mandibular protezlerde,
- Oval şekilli alveol kretlerinde,

- Sert ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyonun uygulandığı vakalarda,
- Tutuculuk ve stabilitenin daha yüksek değerlerde istendiği durumlarda endikedirler (Misch 2004).

Bar tutuculu protezlerin kontrendikasyonları;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz kaldığı durumlarda,
- Hastanın ekonomik durumu tedavi masraflarını karşılayamıyorsa,
- Hastanın ağız hijyenini sağlamasında güçlük çekeceği düşünülüyorsa kontrendikedir (Misch 2004).

Yetersiz interoklüzal mesafe olan vakalarda, rezorpsiyon derecesi hafif olan kreterlerde hacimli bir yapıya sahip olduğu için bar tutucuların uygulanması doğru bir yaklaşım oluşturmaz. Hastaların ekonomik durumlarının yetersiz olduğu vakalarda uygulanması gereken implant sayısının artması ve laboratuvar maliyetinin yüksek olması nedenleri ile bar tipi tutucular tercih edilmemelidirler. Aynı zamanda bar tutucuların yapım aşamaları karmaşıktır. Bu durum bar tutucular için dezavantaj oluşturur.

Bar tutucuların avantajları;

- Tutuculuk ve stabiliteyi olumlu yönde etkiler
- Dayanaklar birbirlerine splintlendikleri için dayanaklara daha az kuvvet iletilir
- Hekimin hasta başında geçirdiği süre daha azdır
- Alt çenede 3 veya 4 implant uygulamasının gerekli koşulları sağladığı durumlarda bar tutucuyu hemen yüklemek mümkündür (Bergkvist ve ark 2008; Ortégón ve ark 2009).

Üst çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak barların tercih edilebilmesi için en az 4 adet implantın uygulanmış olması gerekmektedir. Uygulanan bar tutucuda distal bölgeye kantilever uzantısı olmasının bir sakıncası yoktur. Ayrıca birinci küçük azı bölgesinin anterioruna yerleştirilebilen implantlarda distal kantilever uzantısı bulunmasının protezlerin stabilitesini olumlu yönde etkilediği bildirilmektedir (Mericske-Stern ve ark 2000; Mericske-Stern ve ark 2002). Bar tutucular ile ilgili yapılan çalışmalarda, rijit veya rezilient bağlantı tercihi konusunda görüş farklılıkları bulunmaktadır (Mericske-Stern ve ark 2000; Mericske-Stern ve ark 2002).

İleri derecede atrofik alveol kretlerinde horizontal kuvvetlere karşı protezin stabilizasyonunu korumak için bar tutucular veya teleskop tutucular tercih edilebilir (Heckmann ve ark 2004).

Alt çenede implant destekli hareketli protez uygulamalarında tutucu sistem olarak bar tutucuların uygulanabilmesi için 2 implantın yeterli olduğu görüşü hakimdir (Naert ve ark 1998; Sadowsky 2001; Walton 2003).

Bar tutucu sistemler aşağıdaki başlıklar altında incelenebilirler;

- **Kuvvet kırıcı mekanizma**

- Yuvarlak kesitli barlar:**

Esnektiler ve implantlara gelen çapraz ve yatay kuvvetlerin azaltılmasında etkilidirler.

- Yumurta kesitli barlar (Dolder bar):**

Esneklik sağlarken aynı zamanda endirekt tutuculuğa da katkısı bulunmaktadır (Misch 2004).

- **Yarı rezilient mekanizma**

- Hader bar:**

Menteşe hareketine izin verir, yarı rezilient bir tutucu sistemdir. Paralellik ile ilgili problemleri az da olsa tolere edebilir (Walton ve Ruse 1995; Uludağ ve Polat 2010).

- **Rijit mekanizma**

- U kesitli bar:**

Rijittir ve 4 implant desteğinin bulunduğu vakalarda uygulanabilir. Kennedy 3 bölümlü dişsizlik vakalarında kullanılabilirler.

2.4.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Retansiyon ve Tutucu Seçimi

Retansiyonun kelime anlamı tutuculuktur. Tutuculuğun değerini belirlemek için kullandığımız ölçütü tutuculuk değeri veya tutuculuk kuvveti olarak adlandırabiliriz. Tutuculuk kuvveti protezin giriş yolunun tam tersi yönde, protezin yerinden çıkmasını engelleyen kuvvet olarak da tanımlanabilir. Protezin tutuculardan ayrılmasına ve yerinden çıkartmasına yönelik kuvvetlere karşı gösterdiği dirençtir (Petropoulos ve Smith 2002).

İmplant destekli tam protezlerde protez yumuşak dokudan da destek alır. Bu durum dayanaklarda ve tutucularda kuvvet gelmesine bağlı olarak stres oluşumu ve aşınma görülmesine neden olur. İmplant sayısındaki artış ile protezin fulkrum eksenindeki hareketi azalacağı için strese de azalma oluşmaktadır. Günümüzde klinik olarak uygulanan çok sayıda tutucu tipi vardır; mıknatıs, top başlı ve bar tutucularda tutuculuk kuvvetlerinin 3 Newton (N) ile 85 N arasında değiştiği bildirilmektedir (Setz ve ark 1998). Kas koordinasyonu ve el becerileri kısıtlı hastalarda tutuculuk kuvveti daha düşük değerler gösteren tutucu mekanizmalar tercih edilebilir.

İmplant destekli tam protezlerde uygulanan tutucu tiplerinin seçiminde dikkat edilmesi gereken faktörler şu şekildedir;

- Bireyin ağız hijyeni
- Anatomik koşullar
- İmplantlar arasındaki mesafe miktarı
- Hangi ölçütte bir tutuculuk kuvvetine ihtiyaç duyulduğu
- Biyomekanik etkenler
- Bireyin sosyo-ekonomik durumu
- Bireyin beklentileri

Bu faktörlere ek olarak; implant sayısı, implant boyutu, implantların kretteki dağılımları, alveol kretinin şekli ve formu, alveol kretinin rezorpsiyon miktarı, tutucuların üretildiği malzeme cinsi, tutucunun tasarımı, tutucunun boyutu, yaşanılacak teknik komplikasyonlar da mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (Bergendal ve Engquist 1998; Wismeijer ve ark 1999; Pasciuta ve ark 2005).

a. İmplant Sayısı

Protetik tedavilerde uygulanan implant sayısı arttıkça protezlerin tutuculuğunun da artacağı bildirilmektedir (Sadig 2009). Fakat klinik olarak hastalar ile yapılan bir çalışmada ise 2 veya 4 implant uygulanan top başlı veya bar tutuculu protezlerde, implant sayısındaki artışın hastanın memnuniyetini belirleyen esas faktör olmadığı da bildirilmektedir (Wismeijer ve ark 1997). Mericske-Stern'in yaptığı çalışmada (1998)

toplam 67 hastada, 2 implant destekli bar tutucular, 2 implant destekli top başlı tutucular ve 4 implant destekli bar tutucular uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda ise implant sayısının artması ile protezlerin tutuculuk ve stabilitesindeki artışın ciddi boyutlarda olmadığı bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde mandibular bölgede 2 implanttan daha fazla implant uygulanması gerekli durumlar; geniş alveol kretine sahip vakalarda, keskin mylohyoid kenar ve geniş V şeklinde kreterin bulunduğu vakalarda, maksillada doğal diş veya sabit protetik restorasyonların bulunduğu vakalarda, 8mm'den kısa implant uygulanması gerekli olan vakalarda, yüksek kas bağlantılarının bulunması durumunda, yüksek beklenti içerisinde olan bireylerde uygulanabilirler (Batenburg ve ark 1998; Mericske-Stern 1998). Zaman içerisinde tutuculuğu azalan protezlerde posterior bölgede kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku travmaları oluşabilir. Bu gibi nedenler ile hekimin tutucu seçimi esnasında ağız içi etkileyici faktörleri ve hastanın beklentisini iyi değerlendirmesi gerekmektedir. Hastaların periyodik kontrollere gelmesi ve tutucu parçaların gerekli durumlarda yenilenmesi oldukça önemli noktalardandır.

b. Tutucunun Tasarımı

Tutucu sistemler basit bir tasarıma sahip olmalı ve mümkün olduğunca az üniteden oluşmalıdır (Gulizio ve ark 2005). Bu sayede komplikasyonlar en aza indirilebilir ve öngörülebilir bir tedavi yöntemi izlenebilir. Top başlı ve locator tutucular implantların açılmal farklılıklarını belli bir miktar tolere edebilirler.

Fonksiyon esnasında sürtünmesel tutucuların yaylı tutuculara göre daha stabil tutuculuk kuvvetleri gösterdiği bildirilmektedir. Yaylı tutucuların klinik kullanımda erkek parçada aşınmaya neden olduğu ve tutuculuk kuvvetlerinde daha hızlı bir azalmanın görüldüğü bildirilmektedir. Bu durum ilerledikçe tutucunun aktive edilmesi ile de kuvvetteki düşüş kompanse edilemez boyutlara ulaşabildiği bildirilmektedir (Allen ve McMillan 2003).

c. Tutucunun Boyutu

Büyük çapta erkek ve diş parçaya sahip top başlı tutucuların daha küçük çaptaki tutucuya göre daha yüksek tutuculuk kuvvetlerine sahip oldukları belirtilmektedir

Petropoulos ve Smith 2002; Rodrigues ve ark 2009). Bu durum artmış yüzey alanı ve bundan dolayı artan sürtünme kuvveti ile açıklanabilir.

Splintlenmemiş implantlarda tutucu sisteminin geniş olmasının tutuculuk kuvvetlerini olumlu yönde etkilediği belirtilmektedir (Alsabeeha ve ark 2011). Ancak tutucu genişledikçe protezin kırılma riski de unutulmamalıdır. Protez kırığı mandibular tek veya 2 implant destekli tam protezlerde en sık karşılaşılan komplikasyonlardandır (Meijer ve ark 1999; Van Kampen ve ark 2003; Visser ve ark 2006; Liddelov ve Henry 2007). Tutucu sistemlerin fonksiyon görmeyen komponentlerini elimine etmek böyle durumlarda önerilebilir. Ancak ileri derecede rezorbe kretlerde, mental ve genial tüberküllerde daha geniş çaplı ve daha yüksek tutucuların kullanılması hastaların fonetiğini ve estetiğinin olumsuz olarak etkilemezler, çünkü o bölgelerdeki rezorbe olmuş kretin yerini akrilik alır ve tutucu parçaların etrafındaki akrilik kalınlığını önemsizleştirir (Alsabeeha ve ark 2011).

d. Tutucunun Hammaddesi

Tutucu sistemlerde malzeme seçimi fonksiyon altında uzun süreçte tutuculuk kuvveti sağlayacak şekilde olmalıdır. Literatürde ideal olabilecek materyal ile ilgili fikir birliği bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda polimer içerikli komponentlerdeki aşınmanın (naylon, plastik) metallere göre daha fazla olduğu belirtilmektedir (Gamborena ve ark 1997; Fromentin ve ark 1999). Bu komponentlerdeki yapısal değişikliklerin, komponentlerin siklus yüklenmeleri sırasında oluşan ısı ve buna bağlı oluşan genleşmeden kaynaklandığı düşünülmektedir (Wichmann ve Kuntze 1999). Metalik komponentteki aşınmalarda ise aşınmanın önemsiz boyutta olması ve çalışma şartlarının kısıtlı olduğu belirtilmektedir (Gamborena ve ark 1997; Fromentin ve ark 1999). Saf metalik komponentli tutucu sistemlerde aşınma simülasyonlarında tutuculuk kaybı görülmeden dayanabildiği belirtilmekte ve tutucu alaşımların fiziksel özellikleri tutucuların aşınma özelliğini azalttığı bildirilmektedir (Setz ve ark 1998; Besimo ve Guarneri 2003; Doukas ve ark 2008).

e. Hasta Memnuniyeti

Tutuculuk kuvvet değerlerinin uzun dönem stabil bir şekilde kalabilmesi uzun dönem başarı ve hasta memnuniyetinin sağlanabilmesi için önemli bir faktördür. 5-7 N

arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli hareketli protezlerin stabilitesi için yeterlidir fakat hasta memnuniyeti ile ilgili klinik araştırmada hastaların daha retantif tutucuları tercih ettikleri bildirilmektedir (Lehmann 1978; Burns ve ark 1995 A; Burns ve ark 1995 B). Başka bir çalışmaya göre ise implant destekli hareketli protezlerde hasta memnuniyeti için gereken tutuculuk en az 8-20 N değerlerinde olmalıdır (Maeda 2005). Bu çalışmalardan elde edilen rakamlar kesin değerler olmamakla birlikte hangi tutucu sistemin seçilebileceği noktasında rehber olabileceği düşünülmektedir. Bilhan ve ark (2011) çalışmalarında, tutucu tipi ve implant sayısının bireylerin yaşam kalitesi ve hasta memnuniyetine etkisini incelemişlerdir. Yaşam kalitesi değerlerinin bar tutucular uygulanmış mandibular protezlerde daha yüksek seviyede olduğu tespit edilirken; implant sayısı ile uygulanan tutucu tipinin hasta memnuniyetine etkisinin olmadığını belirlemişlerdir (Bilhan ve ark 2011). Hasta memnuniyetinin tutuculuk kuvveti ile doğrudan ilişkisi düşünüldüğünde, tutuculuk kuvvetinin zaman ile azalması ve ne kadar azaldığı tutucu sistem seçiminde önemli unsurlardan biridir.

Farklı tutucu tipleri uygulanmış implant destekli hareketli protezlerde ısırma kuvveti ile kas aktivitelerinin ilişkisinin incelendiği klinik çalışmada, maksimum ısırma kuvvetinin uygulanmış olan tutucu tipinden etkilenmediği bildirilmiştir (Uçankale ve ark 2012).

f. Marjinal Kemik Kaybı

Top başlı tutucular ve bar tutucuların uygulandığı implant destekli hareketli protezlerin değerlendirildiği 5 yıllık randomize prospektif bir çalışmada, marjinal kemik kaybı ve peri implanter mukozanın sağlığında her 2 tutucu çeşidi arasında önemli bir farkın bulunmadığı bildirilmektedir (Gotfredsen ve Holm 2000).

Bilhan ve ark (2011) bar tutucular ve top başlı tutucuların uygulandığı mandibular implant destekli hareketli protezlerin marjinal kemik kaybı açısından karşılaştırtıkları çalışmalarında, uygulanan tutucu tipinin implantlar etrafındaki kemik rezorpsiyonunu etkilemediği sonucuna vardıklarını bildirmişlerdir.

Akça ve ark (2010), maksilla ve mandibulada uygulanan bar tutuculu implant destekli hareketli protezleri inceledikleri prospektif çalışmalarında implantların çevrelerindeki kemik kaybı ve peri implant yumuşak doku cevaplarının benzer olduklarını bildirmiş ve genel protetik sağ kalım oranı gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Çehreli ve ark (2010) implant destekli hareketli protezlerde marjinal kemik kaybını değerlendirdikleri sistematik derlemede, dental implant çeşidinin ve tutucu tipinin marjinal kemik kaybına önemli derecede bir etkisi olmadığını belirtmektedir.

Top başlı ve bar tutucu uygulanmış implant destekli hareketli protezlerin 10 yıllık değerlendirilmelerinin yapıldığı çalışmada, her 2 tutucu çeşidinde de sağlıklı bir yumuşak doku ve radyografik görüntünün olduğu fakat top başlı tutucuların uygulandığı vakalarda sondalama derinliğinin daha sıkı olarak ölçüldüğü bildirilmiştir (Cune ve ark 2010).

g. Teknik komplikasyonlar

Top başlı ve bar tutucuların uygulandığı implant destekli hareketli protezlerin değerlendirildiği 5 yıllık randomize prospektif bir çalışmaya göre; teknik komplikasyon görülme veya tutucuların değişime sıklığının bar tutucularda top başlı tutuculara göre daha yüksek bir sıklık ile görüldüğü bildirilmektedir (Gotfredsen ve Holm 2000).

Krennmair ve ark (2012), teleskop tutuculu ve bar tutuculu implant destekli mandibular tam protezleri değerlendirdikleri 3 yıllık prospektif çalışmalarında, 2 tutucu tipi uygulanmış protezde de hastaların kullanım esnasında minimum seviyede çaba gösterdikleri bildirilmektedir (Krennmair ve ark 2012).

Mandibular implant destekli hareketli protezlerde locator tutucu, top başlı tutucu ve Dal-Ro (Biomet 3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL, ABD) tutucuların karşılaştırıldığı çalışmada, 1 yıl sonunda tüm tutucu sistemlerde tutuculuk kuvvet değerlerinde bir miktar azalma olduğu, fakat locator tutucuların protetik olarak kullanılabilirliğinin daha yüksek oranda olduğu bildirilmektedir (Kleis ve ark 2010, Troeltzsch ve ark 2013).

Mandibular implant destekli hareketli protezlerde locator tutucu sistem ve top başlı tutucu sistem kullanılmış, 3 yıllık protetik kullanımları değerlendirilmiştir. Bu zaman dilimi içerisinde protetik açıdan tutucu sistemler arasında önemli bir fark görülmemiş fakat protetik başarı oranı açısından bakıldığında ise locator uygulanan grupta %90, plastik matrikste %88, altın matrikste ise %75 olarak bildirilmiştir (Mackie ve ark 2011).

İmplant destekli hareketli protezlerde top başlı tutucuların ve teleskopik tutucuların değerlendirildiği 5 yıllık prospektif bir çalışmada, top başlı tutucularda gözlenen teknik komplikasyon oranının teleskopik tutuculara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir (Krennmair ve ark 2011). Top başlı, locator ve bar tutucularda yaşanan komplikasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada ise locator tutucu sistemin klinik sonuçlarının bar tutucu ve top başlı tutuculara göre daha iyi klinik sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir (Cakarar ve ark 2011).

Mandibular implant destekli hareketli protezlerde en sık karşılaşılan problemin, barın altında kalan yumuşak dokuda görülen mukozal hiperplazi olduğu ve bunun yanında az sayıda hastada retansiyon kaybı görüldüğü bildirilmiştir (Bressan ve ark 2012).

Top başlı ve locator tutucuların uygulandığı mandibular implant destekli hareketli protezlerde 5 yıllık takip sonucunda top başlı tutucularda protetik komplikasyon görülme olasılığının daha fazla olduğu fakat bu durumun tedavinin sürdürülebilirliğini azaltmadığını belirtilmektedir (Akça ve ark 2013).

2.5. PEEK Materyali

Polimerler birden fazla monomer yapının bir araya gelmesi ile oluşur. Tekrarlayan birimler veya monomer komponentler monomerlerin temel yapısıdır ve tekrarlayan monomerler aynı olabildiği gibi farklılıklar da gösterebilirler. Günümüzde polimerler daha ekonomik olmaları, ağırlıklarına göre daha yüksek fiziksel özelliklere sahip olmaları ve metallere göre daha düşük yoğunlukta olmaları nedenleri ile tercih edilebildikleri bildirilmiştir (Shrestha ve ark 2016).

Polimerler mühendislik dallarında 3 grup altında incelenirler (Williams ve ark 1997);

1-Genel Amaçlı Polimerler

Polikarbonat (PC), Polifenilenoksit, Polifenileter, Termoplastik Poliüretan, Akrilonitril Bütadien Stiren, Polimetilmetakrilat (PMMA)

Yarı-kristalin veya kristalin: Polioksimetilen (POM), Poliamid (PA), Polietilentereftalat, Polibütilentereftalat, Ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen

2-Yüksek Performanslı Polimerler

Polieterimid (PEI), Polisülfon, Polietersülfon (PES), Poliarilsülfon

Yarı-kristalin veya kristalin: Polivinilidenfluorür, Politetrafluoroetilen, Etilenklorotrifluoroetilen, Fluoroetilenpropilen, Perfluoroalkoksi, Polifenilensülfür (PPS), Polietereketon (PEEK), Sıvı kristal polimer (LCP)

3-Süper Termal Dirençli Polimerler

Poliamidimid (PAI), Poliimid, Polibenzimidazol

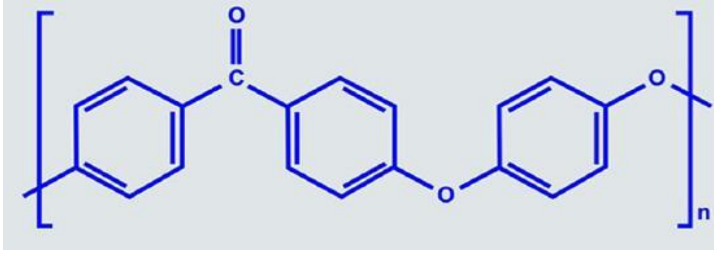
2.5.1. PEEK Materyalinin Tarihçesi ve Özellikleri

Polimerler termoplastik ve termoset olmak üzere 2 gruba ayrılırlar. Termoset polimerlerin, polimer halkaları ısıdan etkilenip yumuşamazlar. Termoset polimerler rijittir ve tekrar kullanıma uygun değildir. Termoplastik polimerlerde ise molekül arası halkalar zayıftır ve ısı ile yumuşayıp soğuk ile sertleşme özellikleri mevcuttur (Kalaycı ve ark 2017).

Poliaril eter keton (PAEK) ailesi zincir yapıda eter ve keton bağlantıları olan gelişmiş bir termoplastik polimer çeşididir. PAEK ailesi ortak aromatik halka grubu içerip, keton ve eter gruplarında farklılıklar göstermektedirler (Wimmer ve ark 2016). PAEK ailesi grubunda olan PEEK, aromatik bir molekül yapısına sahiptir ve aril halkaları arasındaki keton ve eter fonksiyonel gruplarının kombinasyonu şeklinde oluşmuştur (Williams 2008).

Yüksek performanslı PEEK polimeri oksi -1,4-fenilen-oksi- 1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen olarak adlandırılmış olup ilk olarak 1962’de Bonner tarafından poliaril eter ketonlarından sentezlenmiştir (Stawarczyk ve ark 2015; Kumar ve ark 2018).

Şekil 2-5: Peek açık formülü (Li ve ark 2020)



PEEK termal bozunmaya karşı üstün dirence sahiptir ve erime sıcaklığı 335°C'dir, 260°C sürekli çalışma sıcaklığında kullanılabilmekte olduğu bildirilmiştir (Kuo ve ark 2005). Diğer polimerler ile karşılaştırıldığında kütle kaybına neden olabilecek termal bozulma derecesi oldukça yüksektir. Polietilen ve polipropilen gibi geniş kullanım alanına sahip polimerlerde kütle kaybı görülebilecek termal bozulma değerleri 328°C ve 335°C iken, PEEK polimerinde bu sıcaklık 575°C ile 580°C arasında gözlemlenmekte olduğu belirtilmiştir (Patel ve ark 2010).

PEEK'in yapısı güçlü kimyasal ve fiziksel özellikler göstermesini sağlamaktadır (Eschbach 2000; Kurtz ve Devine 2007; Williams 2008). Yüksek sıcaklıklar altında aşınmaya karşı dayanıklı olması kararlı yapıya sahip olmasındandır (Eschbach 2000). PEEK, konsantre sülfirik asit haricindeki tüm materyallere karşı dirençli bir yapıya sahiptir (Kurtz ve Devine 2007; Williams 2008). Sterilizasyon işlemlerinde herhangi bir problem oluşmaz (Godara ve ark 2007). Gama ışını ve elektron ışını gibi radyoaktif olaylara karşı yüksek direnç göstermektedir (Sasuga ve Hagiwara 1987). Termal özellikleri sayesinde insan vücudu içinde stabil yapısını koruyabilirler (Fan ve ark 2004). PEEK biyouyumlu bir materyaldir, toksik veya mutajenik etkilerin oluşmasına neden olmamaktadır. PEEK materyaline karşı klinik olarak anlamlı enflamatuvar cevap gözlemlenmemiştir (Katzner ve ark 2002; Rivard ve ark 2002; Nieminen ve ark 2008). PEEK'in mekanik özellikleri insanların kemik dokusunun kortikal tabakasına benzer özellikler göstermektedir. Kemiğe yakın olan elastiklik modülüsü ile çiğneme esnasında oluşan kuvvetleri absorbe ederek, bu kuvvetleri servikal alandaki peri-implant bölgesinden uzak tutar bu nedenler ile kemik rezorpsiyonunu da önlemesi beklenmektedir (Asvanund ve ark 2011). PEEK materyalinin elastiklik modülüsü yaklaşık 8.3 gigapascaldır (GPa). Kortikal kemik 17.7 GPa, titanyum alaşımlarının 116 GPa, Krom-kobalt alaşımının 210 GPa'dır (Ma ve Tang 2014).

Mühendislik alanında yaygın olarak kullanılan PEEK materyalinin tıbbi olarak da kullanımı mevcuttur. Çeşitli kimyasal modifikasyonlar ve ticari kompozisyonlar ile ortopedik ve nörolojik cerrahi uygulamaları bulunmaktadır (Albert ve ark 1994; Kurtz ve Devine 2007; Camarini ve ark 2011). Biyomekanik özellikleri, uzun ömürlü bir materyal oluşu ve biyouyumlu olması PEEK implantların spinal cerrahi uygulamalarında kullanılmasını sağladığı belirtilmektedir (Maldonado-Naranjo ve ark 2015). Bazı araştırmalarda minimal düzeyde enflamatuvar cevap oluştuğu belirtirken, biyouyumluluk çalışmaları ve uzun yıllardır klinik olarak uygulanması, PEEK materyalinin iyi düzeyde tolere edildiğini göstermektedir (Maldonado-Naranjo ve ark 2015). PEEK materyalinin alerjen bir özellik taşımadığı da bildirilmektedir (Maldonado-Naranjo ve ark 2015).

PEEK materyali medikal alanda kraniofasiyal deformasyonlar da kullanılmaktadır. Bu deformasyonların sadece fonksiyonel değil aynı zamanda bireylerin estetik görünüşlerinde ve psikolojik yaşantılarında da önemlidir. Anatomik özelliklerinden dolayı kraniofasiyal bölgenin rekonstrüksiyonu komplikedir (Hee ve Kundnani 2010). PEEK materyalinin kimyasal olarak inert bir yapıda olması, gama ışığı ile sterilizasyonun yapılabilmesi, kortikal kemik ile yakın bir elastiklik modülüsüne sahip olması, biyolojik açıdan uyumlu olması, radyolusent özelliğe sahip olması ile diğer greft materyallerine karşı iyi bir alternatif olacağı belirtilmektedir (Cho ve ark 2004; Hee ve Kundnani 2010).

2.5.2. Diş Hekimliğinde PEEK Materyalinin Kullanım Alanları

Protetik diş tedavisi alanında doğallığı taklit ederek estetiğin yakalanması günümüzde oldukça önemli bir husustur. Uygulanan protetik restorasyonlarda estetiğin yanı sıra fonksiyonel özelliklerin barındırılması ve mekanik açıdan dirençli yapıya sahip olması da gerekmektedir. Polimerler bu açıdan daha avantajlı bir konumdadır. İyi cilalanabilirler ve yüzey enerjilerinin düşük olmasına bağlı olarak plak afiniteleri daha düşüktür (Neugebauer ve ark 2013; Heimer ve ark 2017).

Diş hekimliğinde implantoloji alanında PEEK geçici abutment, implant materyali, implant destekli hareketli protezlerde tutuculuğu sağlayan çeşitli komponentler olarak, implant destekli sabit protezlerde alt yapı materyali, hareketli bölümlü protezlerde ana bağlayıcı, kroşe gibi komponentlerin üretilmesinde veya

restoratif diş tedavilerinde kullanılmaktadır (Sarot ve ark 2010; Schwitalla ve Müller 2013; Zoidis ve ark 2017).

Polimer materyaller seramikler ile karşılaştırıldığında daha düşük elastiklik modülüsüne sahiptir ve fonksiyonel stresleri daha iyi absorbe ederek deformasyonlara karşı daha dirençli bir yapıya sahiptirler (Carvalho ve ark 2014). Sertliği ve elastiklik modülüsü metal alaşımlardan daha düşük değerlerde olmasına rağmen aşınma özelliklerinin birbirlerine benzediği bildirilmektedir (Zok ve Miserez 2007).

İmplant destekli sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabilir ve kompozit uygulamaları ile veneerlenme işlemi tamamlanabilmektedir. Kompozit materyalinin kullanılması zaman içerisinde oluşan kırık çatlak gibi durumlarda ağız içerisinde kompozit rezinler ile tamirinin kolayca yapılabilmesini sağlamaktadır (Zoidis ve Papathanasiou 2016). Radyolusent olması sayesinde, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntülemelerinde kolaylıkla ayırt edilebilmekte ve çürük teşhisinde engel oluşturmamaktadır (Feerick ve ark 2013).

PEEK materyali metal alaşımlar ile karşılaştırıldığında doğal diş rengine yakın bir renge sahiptir fakat yüksek opasite ve grimsi bir renge sahip olması nedeni ile monolitik olarak kullanımı sınırlıdır. Bu nedenle kompozit rezinler ile veneerlenerek uygulanmaktadırlar (Stawarczyk ve ark 2013). Yüzey enerjisinin düşük olması ve kimyasallar ile yüzey modifikasyonlarında görülen direnç nedenleri ile kompozit rezinlerle bağlanmanın sağlanabilmesi için yüzey işlemlerinin uygulanması gerektiği bildirilmektedir (Noiset ve ark 2000).

2.5.2.1. İmplant dayanağı olarak PEEK

Titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutmentlar, yüksek biyoyumlulukları ile konvansiyonel abutmentlara alternatif oluşturabilirler ve kemik hacmi ile yumuşak dokuların korunmasında oldukça başarılı oldukları bildirilmektedir (Schwitalla ve ark 2016).

PEEK materyalinin daha düşük sertlik derecesine dayanarak, titanyum ve alaşımları ile karşılaştırıldığında implantların i yivlerinden kaynaklanan materyal aşınmasına uğrama riskinin daha az olabileceği bildirilmektedir (Sampaio ve ark 2016). PEEK materyalinden üretilen vidalarda titanyum alaşımlarından üretilen vidalarda

olduğu gibi vida kırıkları ile sonlanabilen korozyona rastlanmadığı bildirilmektedir (Schwitalla ve ark 2016).

Schwitalla ve ark (2016) çalışmalarında PEEK materyalinden üretilen abutment vidalarının mekanik gereksinimlerini incelemişler ve 1.6 mm boyutlarında abutment vidasının dış yüzeyine en az %50 oranında fiber takviyesi uygulanması ile kullanılabileceğini belirtmektedirler. PEEK materyalinin diğer kompozitlerden elde edilen vidalarının ise yeterli mekanik özellikleri sağlayabilmesi için daha büyük boyutlarda üretilmesine ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (Schwitalla ve ark 2016).

PEEK materyalinin biyouyumlu olması nedeni ile iyileşme başlıklarının da PEEK materyalinden üretililebileceği belirtilmiştir (Koutouzis ve ark 2011). PEEK ve titanyum abutmentların etrafında sert ve yumuşak doku sağlığı açısından önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (Koutouzis ve ark 2011). PEEK abutmentların oral mikrobiyal floraya afinitesi titanyum ve zirkonyum abutmentlar ile yakın bulunduğu bildirilmiştir (Hahnel ve ark 2014).

2.5.2.2. İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezlerde PEEK

Krom (Cr) Kobalt (Co) materyallerinden üretilen hareketli bölümlü protezler, parsiyel dişsizlik vakalarında tercih edilebilen maliyeti düşük ve öngörülebilir bir tedavi alternatifidir. Metal kroşelerin estetik olmaması, protez ağırlığının fazla olması, metal alaşımlarına karşı alerji ve ağızda metalik bir tat bırakması poliamid ve asetale resinler gibi alternatif termoplastik materyal çeşitlerinin uygulamalarını sağlamıştır (Zoidis ve ark 2017). Kennedy sınıf I ve II vakalarında poliamid materyalinden üretilen hareketli bölümlü protezlerin uygulanmasının en büyük dezavantajları, oklüzal gömülmeye neden olabilecek şekilde tırnakların esnek olması ve rijit komponent olmaması nedeni ile astarlama işlemlerinde yetersizlik görülmesidir (Zoidis ve ark 2017). Asetale resinler ise poliamidlere kıyasla daha rijit alt yapıya sahiptir fakat asetale resinlerde doğal şeffaflık ve estetik canlılık bulunmamaktadır (Donovan ve ark 2003; Arda ve Arıkan 2005; Fueki ve ark 2014).

PEEK materyalinin rengi geleneksel metal alaşımlarından elde edilen alt yapılara kıyasla daha iyi bir estetik sağlamaktadır (Zoidis ve ark 2017). Alerjik reaksiyon görülmemesi, ağızda metalik tat bırakmaması, cıllanabilmesi, plak

afinitesinin düşük olması ve aşınmaya karşı direncinin yüksek olması PEEK materyalinin avantajlarından (Adler ve ark 2013; Siewert ve Parra 2013).

Tüm bu özelliklere karşın Tannous ve ark (2012), PEEK materyalinden üretilen kroşelerin Cr-Co alaşımından üretilen kroşelere kıyasla daha düşük retantif kuvvetlere sahip olduğunu belirtmişlerdir.

2.5.2.3. Sabit Bölümlü Protezlerde PEEK

PEEK materyali baskı ve çekme kuvvetlerine karşı oldukça dirençli bir materyaldir. 1383 N'luk basma kuvvetine karşı direnç gösterir ve plastik deformasyonu 1200 N'da başlayan bir materyaldir. Molar bölgesindeki 909 N'luk maksimum ısırma kuvvet değeri göz önüne alındığında PEEK materyalinin kron köprü restorasyonları için uygun alt yapı materyali olarak önerilebileceği bildirilmiştir (Sproesser ve ark 2014).

PEEK materyalinden üretilmiş 3 üyeli alt yapıların incelendiği bir çalışmada 1200 N basma kuvvetinde deformasyon ve 1385 N kuvvette ise bağlayıcı bölgeden kırılma olduğu bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark 2013). Bu neden ile PEEK materyalinin sabit bölümlü protezlerde alt yapı olarak uygulanabilir olduğu belirtilmektedir (Stawarczyk ve ark 2013).

PEEK materyalinin sürtünme ve aşınmaya karşı dirençli olması, çift kuronlarda ve bar tutucularda da kabul edilebilir bir alt yapı malzemesi olarak tercih edilebileceği bildirilmektedir (Stawarczyk ve ark 2015).

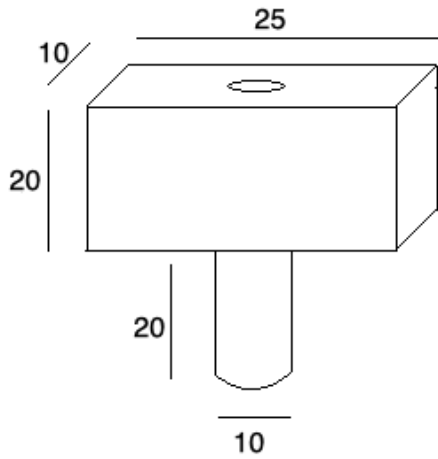
PEEK materyalinin avantajları;

- Üstün mekanik özellikler
- Radyolusentlik
- Sterilize edilebilme özelliği
- Kimyasal direnç
- Toksik olmaması
- Manyetik rezonans (MR) görüntülemelerine uygunluk
- Seri üretim yapılabilmesi
- Frez yardımı ile şekillendirilebilmesinin kolaylıkla gerçekleştirilebilmesi olarak sayılabilir (Sagomonyants ve ark 2008; Stawarczyk ve ark 2013).

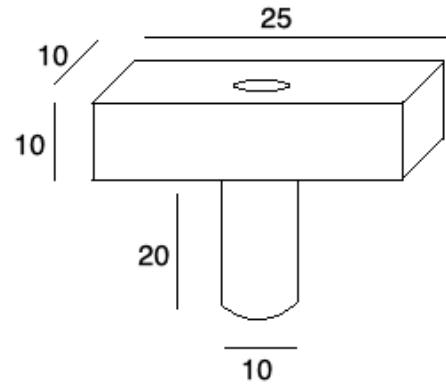
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda analogların ve housinglerin yerleştirildiği iki farklı akrilik rezin blok tasarımı bilgisayar ortamında hazırlanmıştır. Analogların yerleştirildiği dikdörtgen bölüm 25x20x10 mm boyutlarında (şekil 3-1) ve housinglerin yerleştirildiği dikdörtgen bölüm ise 25x10x10 mm boyutlarındadır (şekil 3-2). Her ikisinde de Universal Test Cihazına (Instron 8872, Buckinghamshire, UK) bağlanmayı sağlayan silindirik bölüm 10mm çapında 20 mm yüksekliğindedir (şekil 3-3). Analogların ve housinglerin yerleştirileceği yuvalar, parçaların boyutlarına uygun olarak tasarım aşamasında hazırlanmıştır.



Şekil 3-1: Analogların yerleştirildiği blok



Şekil 3-2: Housinglerin yerleştirildiği blok



Şekil 3-3: Hazırlanmış bloklar

Her grupta; 5 adet Locator (Zest Anchors, ABD) (şekil 3-4), 5 adet Novaloc (Medentika, Straumann Grup, İsviçre) (şekil 3-5) dayanak çalışmaya dahil edildi.

Naylon ataşman lastikleri tutuculuk kapasitesine göre;

- hafif (mavi),
- orta (pembe),
- yüksek (şeffaf) olarak 3 gruba,

PEEK ataşman lastikleri tutuculuk kapasitesine göre;

- hafif (beyaz),
- orta (sarı),
- yüksek (yeşil) olarak 3 gruba ayrılmıştır.

Şekil 3-4: Sırasıyla novaloc dayanak, spacer, housing, tutucu lastikler



Şekil 3-5: Sırasıyla locator dayanak, spacer, housing, tutucu lastikler



5 protez temizleyici grubunun her birinde, her ataşman lastiği grubundan 8 adet lastik olmak üzere toplam 120 adet naylon lastik ve 120 adet PEEK lastik çalışmaya dahil edildi.

3.1.1. Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması ve Ataşmanlara Uygulanması

Çalışmamızdaki solüsyon grupları, Aktident (AKT-Sodyum bikarbonat, GmbH, Almanya), Protefix (PTF-sodyum bikarbonat ile sodyum perborat, Queisser, Almanya), Corega (CRG-sodyum bikarbonat ile sodyum karbonat peroksit, GlaxoSmithKline, Kanada), %5.25 NaOCl (1:10) ve distile su olarak belirlenmiştir.

Ataşmanlar 250'şer ml'lik solüsyonlar hazırlanarak, 6 aylık zamana eşdeğer olarak cam kaplar içerisindeki solüsyonlarda bekletilmiştir. Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak ataşmanlar AKT solüsyonunda günde 15 dakika olarak bekletilmiştir (Şekil 3-6). PTF solüsyonunda günde 10 dakika (Şekil 3-8), CRG solüsyonunda günde 5 dakika olarak bekletilmiştir (Şekil 3-9). %5.25'lik NaOCl solüsyon 1:10 olarak dilüe edilmiş olup, ataşmanlar günde 8 saat süre ile (McGowan ve ark. 1988; Shay 2000; Varghese ve ark. 2007; Nguyen ve ark. 2010) bu solüsyonda bekletilmiştir (Şekil 3-7). Distile su kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Her solüsyon değişimi öncesinde ataşmanlar 15 saniye süreyle musluk suyu ile durulanmıştır (You ve ark. 2011).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan solüsyonlar ve içerikleri

SOLÜSYON GRUPLARI	SOLÜSYON İÇERİKLERİ
AKT	Sodyum Bikarbonat
PTF	Sodyum Bikarbonat, Sodyum Perborat
CRG	Sodyum Bikarbonat, Sodyum Karbonat Peroksit
NAOCL	1:10 dilüe
DISTILE SU	Distile su

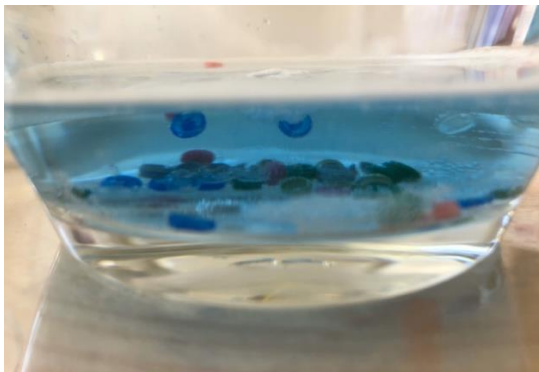
Şekil 3-6: AKT solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler



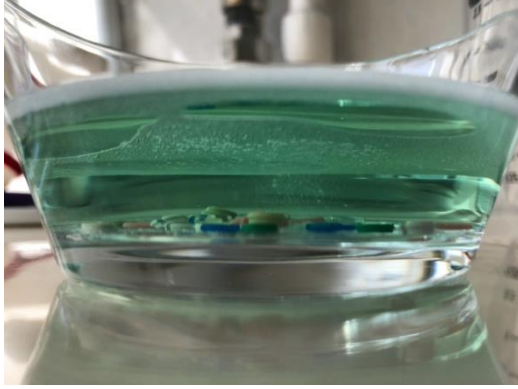
Şekil 3-7: Ataşman lastiklerinin solüsyon grupları



Şekil 3-8: PTF solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler



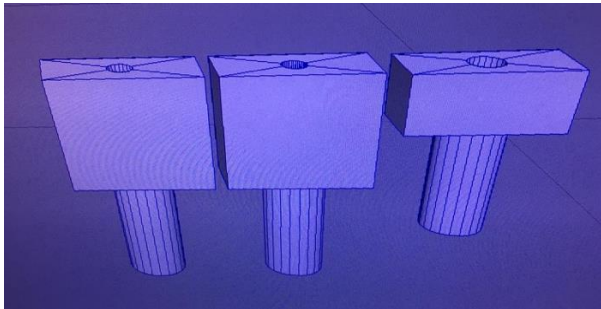
Şekil 3-9: CRG solüsyonunda bekletilen tutucu lastikler



3.1.2. Blokların Hazırlanması

Bilgisayar ortamında tasarımları tamamlanan akrilik rezin blokların 3 boyutlu yazıcıda (EnvisionTEC GmbH, Almanya) endüstriyel UV LED ışık kaynağı kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirilmiş, deneylerde kullanılmak üzere bloklar elde edilmiştir (Şekil 3-10). 3 boyutlu yazıcıda uygulanan UV LED ışığından yarı polimerize olarak çıkan akrilik rezin bloklar, üzerlerindeki fazla sıvı akrilik rezin ortamdan uzaklaştırılıp yıkandıktan sonra 1 dakika süre ile tekrar UV LED ışık altında bırakılmıştır (Şekil 3-11, şekil 3-12). Böylelikle polimerizasyonun tamamen gerçekleşmesi sağlanmıştır.

Şekil 3-10: Akrilik rezin blokların bilgisayar tasarımları



Şekil 3-11. Akrilik rezin blokların 3 boyutlu yazıcıda üretilme aşaması



Şekil 3-12: 3 boyutlu yazıcıdan çıkan akrilik rezin blokların polimerizasyonunun tamamlanması için UV LED ışık altında bırakılması



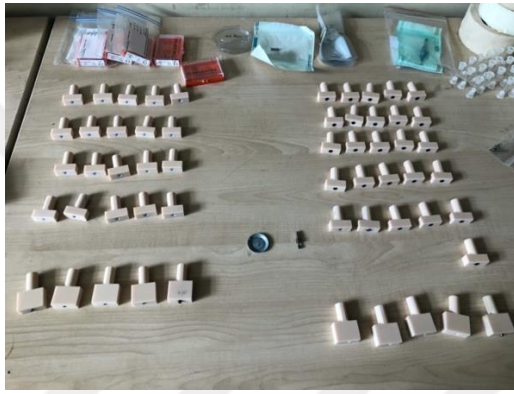
3.1.3. Analog ve Housingerin Bloklara Yerleştirilmesi

Çalışmamızda 2 farklı dental implant firmasının 2 farklı dayanağı kullanılmıştır. Locator ataşman grubunun mavi, pembe ve şeffaf lastikleri, Novaloc ataşman grubunun beyaz, sarı ve yeşil lastikleri kullanılmıştır. Bloklar bilgisayarda tasarım aşamasında

iken analog ve housing gelmesi planlanan yuvalar, uygun analog ve housinglerin kütüphane arşivinden seçilmesi ile tasarım tamamlanmıştır. Üretim aşamasının ardından analog ve housingler yuvalarına birebir uyumludurlar. Analog ve housingler taşıyıcı parçalar yardımı ile yuvalarına yerleştirilmiştir (Şekil 3-13).

Abutmentlar analogların üzerine vida yardımı ile yerleştirip her firmanın tavsiye ettiği tork değerlerine uygun olarak sıkılmıştır.

Şekil 3-13: Analog ve housinglerin akrilik rezin bloklara sabitlenmesi



3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri

Örneklerin tutuculuk ölçümleri Yıldız Teknik Üniversitesi Uygulamalı Bilimler Fakültesi'nde bulunan Universal Test Cihazında (Instron 8872, Buckinghamshire, UK) gerçekleştirilmiştir. Örnekler, 50 N/sn kuvvet ile çekilerek ölçümler yapılmıştır (Kürkcüoğlu ve ark. 2016). Universal Test Cihazında tutucu parçalar birbirinden ayrılncaya kadar çekme kuvveti uygulanmış ve tutucu parçaların birbirinden ayrılabilmesi için gereken en yüksek tutuculuk kuvvetleri kayıt altına alınmıştır (Şekil 3-14, şekil 3-15).

Şekil 3-14: Universal Test Cihazı



Şekil 3-15: Örneklerin Universal Test Cihazına bağlı hali

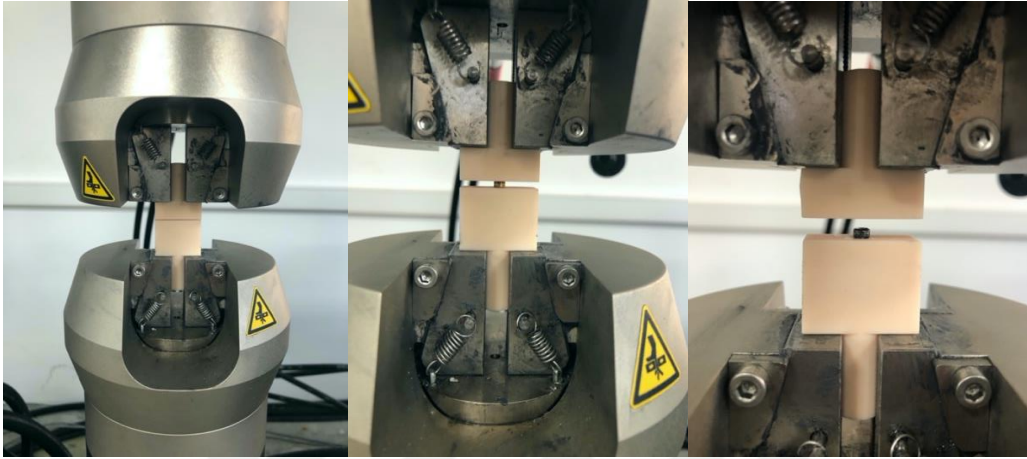


3.3. Siklus Testlerinin Uygulanması

Tam olarak yerine oturmuş olan erkek ve dişi parçaların birbirinden ayrılıp tekrar yerine oturması siklus olarak adlandırılmıştır. Erkek ve dişi parçaları taşıyan

bloklar Universal Test Cihazının alt ve üst ünitelerine yere paralel olarak yerleştirilmesinin ardından örneklerimiz 548 sıklusa kadar yorulma testine tabi tutulmuştur (Şekil 3-16). Örneklerin başlangıç ve bitiş tutuculuk kuvvet değerleri ölçülmüş ve kaydedilmiştir.

Şekil 3-16: Örneklerle uygulanan yorulma testi



3.4. Örneklerin SEM Görüntülerinin Alınması

Örneklerin scanning electrone microscope (SEM) görüntüleri Yıldız Teknik Üniversitesi Uygulamalı Bilimler Fakültesi'nde bulunan SEM cihazı (Zeiss EVO® LS 10) kullanılarak elde edilmiştir (Şekil 3-20). 548 siklus sonunda 5 solüsyonda bekletilmiş olan tüm tutucu değerinde bulunan Locator ve Novaloc lastik örneklerinden birer tane olmak üzere toplamda 30 numunenin 30x ve 200x büyütmede SEM görüntüleri elde edilmiştir.

Şekil 3-20: SEM cihazı



Şekil 3-21: SEM görüntüsü alınacak örneklerin tabladaki görünüşleri



3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Ataşmanların başlangıçta ve 6 ay sonundaki tutuculuk değerlerinde belirlenen değişim Wilcoxon Testi ile karşılaştırıldı ($p < .05$). Ataşmanların farklı solüsyonlarda bekletilmesi sonucunda tutuculuk değerlerinde belirlenen değişimlerin yüzdeleri Kruskal Wallis Testi ile karşılaştırıldı. Posthoc analizleri Mann Whitney U Testi ile

yapıldı ($p<.05$). 6 aylık zaman diliminde ataşman gruplarındaki tutuculuk değerlerinde azalmanın karşılaştırılmasında tekrarlayan ölçümler analizi için (ANOVA) ve Tukey HSD Testi ($\alpha=.05$) kullanıldı.



4. BULGULAR

4.1. Çalışmamızdan Elde Edilen Bulgular

Tablo 4-1: Locator tutucu lastiklerin 0. ve 6. aylarda ortalama tutuculuk kuvvet değerleri

		0.ay			6.ay			p
		Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Mavi	Distile su	19,87	±3,43	20,03	19,83	±3,37	19,43	0,212
	NaOCl	14,28	±4,51	13,87	7,91	±2,03	7,79	0,012
	PTF	17,79	±2,52	17,20	16,28	±2,35	16,18	0,012
	AKT	17,99	±2,19	17,86	15,89	±2,85	15,30	0,012
	CRG	20,22	±2,88	19,95	17,84	±2,86	17,65	0,012
Pembe	Distile su	29,01	±4,96	31,14	28,31	±5,34	30,15	0,051
	NaOCl	17,47	±2,82	17,16	11,10	±2,21	10,78	0,012
	PTF	20,82	±4,14	20,20	19,55	±3,11	19,02	0,025
	AKT	19,66	±5,20	20,18	17,73	±4,89	17,55	0,012
	CRG	28,06	±7,16	26,60	25,86	±7,43	24,90	0,012
Şeffaf	Distile su	31,70	±2,71	31,20	31,52	±2,33	31,31	0,263
	NaOCl	24,77	±5,28	24,44	15,03	±3,89	13,95	0,012
	PTF	27,15	±6,60	26,28	25,84	±6,11	25,02	0,017
	AKT	23,09	±6,92	25,38	21,22	±6,74	22,08	0,012
	CRG	29,64	±6,26	29,34	28,33	±6,06	27,71	0,012

Wilcoxon Testi kullanıldı

Locator tutucu lastiklerin başlangıç ve 6 aylık zaman dilimi sonunda bitiş tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmıştır. NaOCl, PTF, AKT, CRG solüsyonlarında bekletilen L-mavi, L-pembe, L-şeffaf gruplarında tutuculuk kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiş ($p<0.01$), distile suda bekletilen L-mavi, L-pembe, L-şeffaf gruplarında tutuculuk kuvvet değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Tablo 4-2: Novaloc tutucu lastiklerin 0. ve 6. aylarda ortalama tutuculuk kuvvet değerleri

		0.ay			6.ay			p
		Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Beyaz	Distile su	16,81	±3,07	16,75	16,76	±3,12	15,93	0,335
	NaOCl	13,87	±4,26	12,47	7,88	±2,43	7,31	0,012
	PTF	15,04	±2,53	15,02	13,92	±2,30	14,36	0,012
	AKT	17,27	±4,82	16,81	15,51	±4,43	15,16	0,012
	CRG	17,07	±4,22	16,45	15,61	±4,80	15,72	0,012
Sarı	Distile su	29,22	±3,71	29,98	29,16	±3,64	29,31	0,117
	NaOCl	21,02	±4,46	21,54	14,01	±5,97	14,88	0,012
	PTF	32,26	±5,59	32,76	31,10	±5,87	31,43	0,012
	AKT	28,15	±5,14	28,15	26,01	±4,74	25,11	0,012
	CRG	29,64	±5,11	28,49	27,90	±5,65	27,82	0,012
Yeşil	Distile su	35,64	±5,52	37,31	35,55	±5,62	37,29	1,000
	NaOCl	30,82	±7,17	30,38	14,65	±4,58	13,05	0,012
	PTF	34,36	±4,89	35,50	33,18	±4,47	33,99	0,036
	AKT	29,78	±7,89	26,31	28,61	±7,03	25,94	0,012
	CRG	34,64	±6,32	36,07	33,51	±6,16	34,47	0,012

Wilcoxon Testi kullanıldı

Novaloc tutucu lastiklerin başlangıç ve 6 aylık zaman dilimi sonunda bitiş tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmıştır. NaOCl, PTF, AKT, CRG solüsyonlarında bekletilen N-beyaz, N-sarı, N-yeşil gruplarında tutuculuk kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiş ($p<0.01$), distile suda bekletilen N-beyaz, N-sarı, N-yeşil gruplarında tutuculuk kuvvet değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

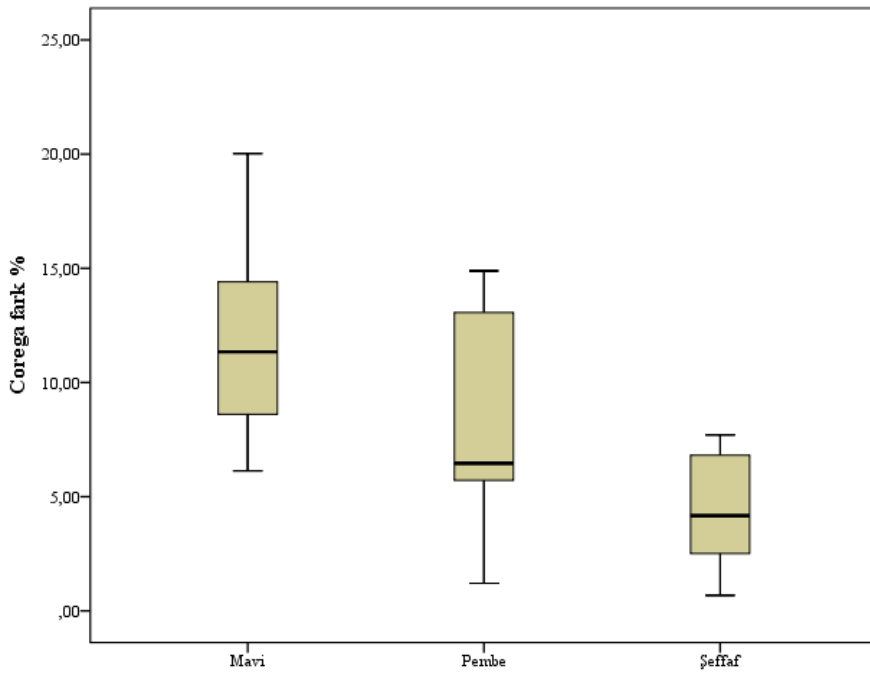
Tablo 4-3: Locator tutucu lastiklerin 6 ay sonunda tutuculuk kuvveti değişim yüzdeleri karşılaştırılması

	Mavi			Pembe			Şeffaf			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Distile su	4,32	±2,17	4,31	2,66	±2,47	2,76	0,50	±2,15	1,04	0,308
NaOCl	43,81	±7,43	44,23	36,47	±6,56	35,14	39,04	±10,03	42,55	0,264
PTF	8,48	±5,19	7,11	5,26	±5,80	6,15	4,65	±2,91	4,83	0,394
AKT	12,02	±6,70	11,89	9,94	±3,61	9,83	8,46	±4,76	9,29	0,349
CRG	11,86	±4,58	11,34	8,32	±4,78	6,46	4,42	±2,54	4,17	0,013

Kruskal Wallis Testi kullanıldı

Distile su, NaOCl, PTF, AKT, CRG solüsyonlarında bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf gruplar arasında tutuculuk değişim yüzdeleri karşılaştırılmıştır. CRG solüsyonundaki L-şeffaf grubun ($4,42 \pm 2,54$) tutuculuk kuvveti değişim yüzdesindeki azalma, L-pembe gruba ($8,32 \pm 4,78$) göre daha düşük değerde olduğu tespit edilmiştir.

Şekil 4-1: L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların CRG solüsyonundaki tutuculuk kuvveti azalma yüzdeleri



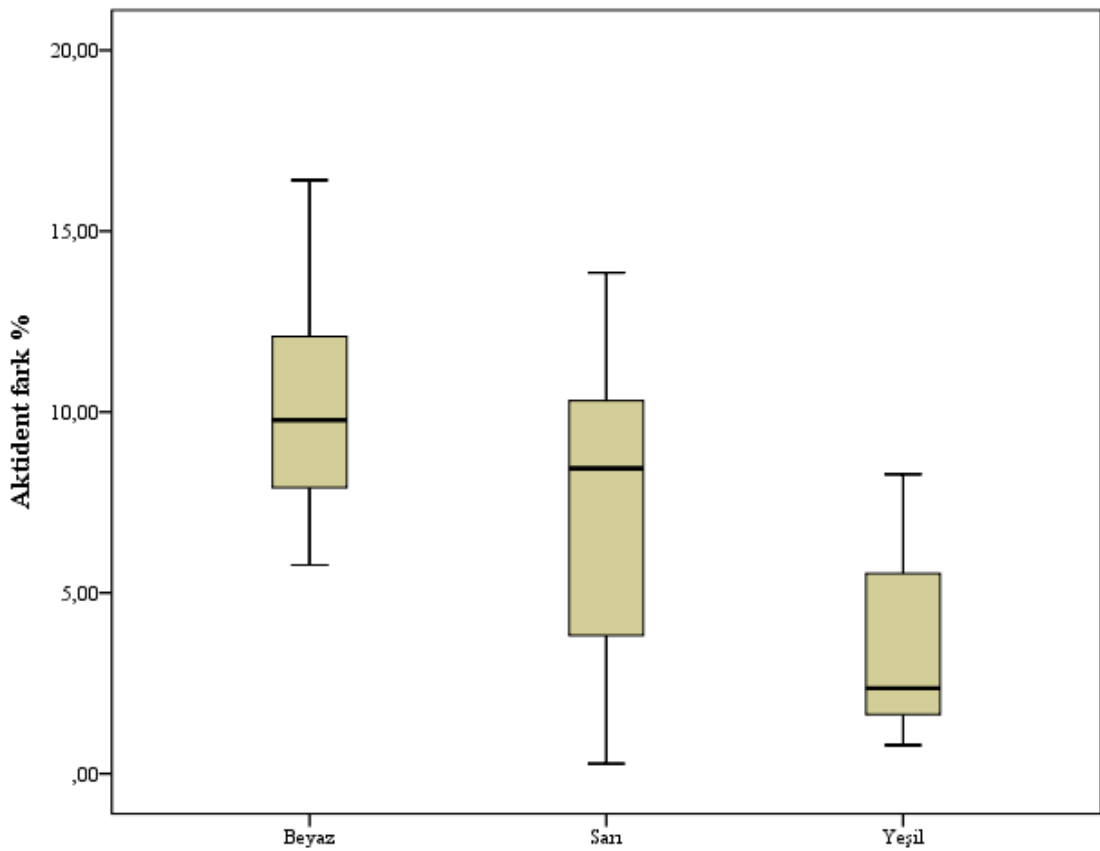
Tablo 4-4: Novaloc tutucu lastiklerin 6 ay sonunda tutuculuk kuvveti değişim yüzdeleri karşılaştırılması

	Beyaz			Sarı			Yeşil			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Distile su	2,76	±2,49	2,69	1,54	±1,17	1,39	,27	±2,30	-,29	0,102
NaOCl	41,70	±16,27	47,14	35,83	±18,58	31,16	51,96	±11,46	51,86	0,221
Protefix	7,33	±4,24	7,85	3,80	±2,41	4,31	3,29	±3,59	2,46	0,074
Aktident	10,22	±3,41	9,78	7,41	±4,73	8,45	3,52	±2,64	2,37	0,015
Corega	9,61	±7,92	7,05	6,22	±4,43	6,92	3,29	±1,98	3,08	0,105

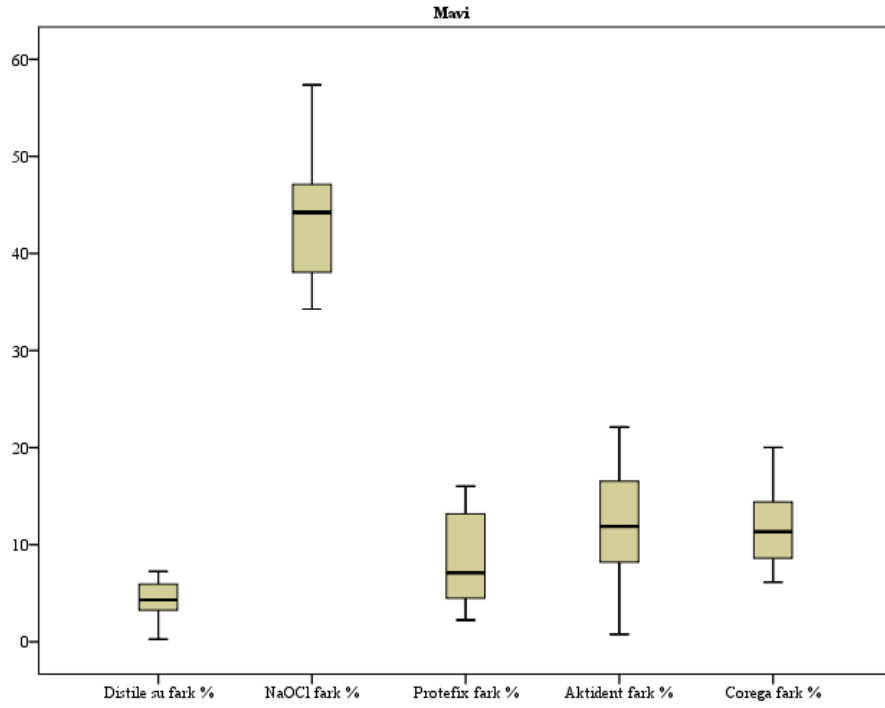
Kruskal Wallis Testi kullanıldı

Distile su, NaOCl, PTF, AKT, CRG solüsyonlarında bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil gruplar arasında tutuculuk değişim yüzdeleri karşılaştırılmıştır. AKT solüsyonundaki N-yeşil ($3,52 \pm 2,64$) grupta tutuculuk kuvveti değişim yüzdesindeki azalma, N-beyaz gruba ($10,22 \pm 3,41$) göre daha düşük değerde olduğu tespit edilmiştir.

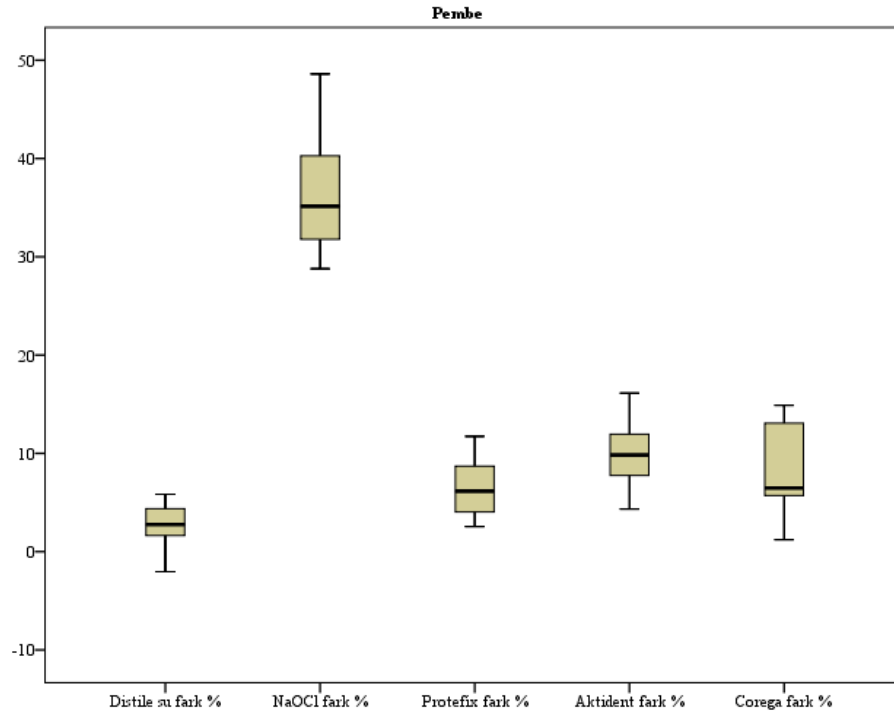
Şekil 4-2: N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların AKT solüsyonundaki tutuculuk kuvveti azalma yüzdeleri



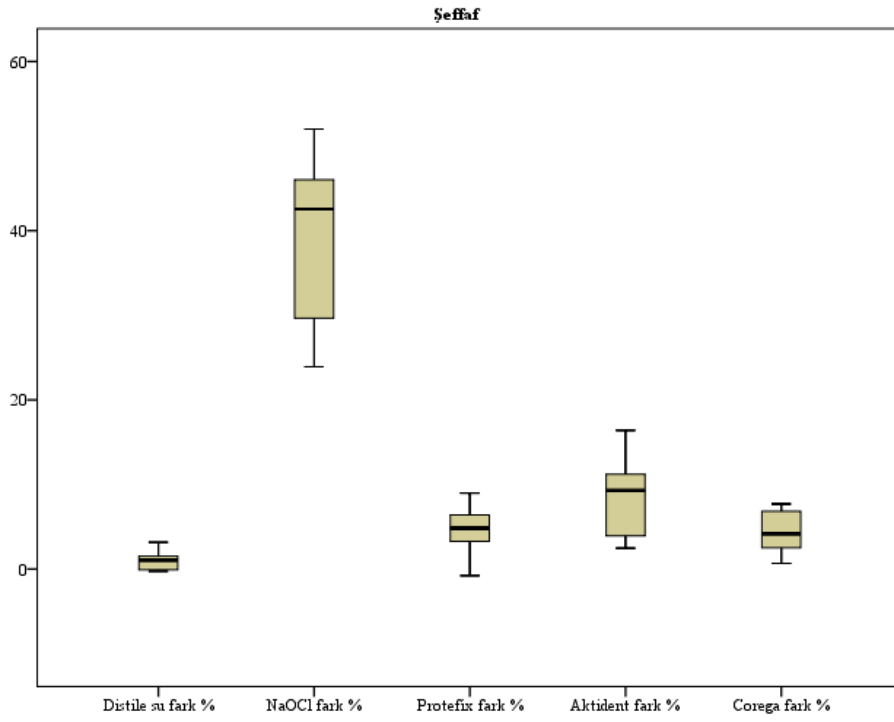
Şekil 4-3: L-mavi grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



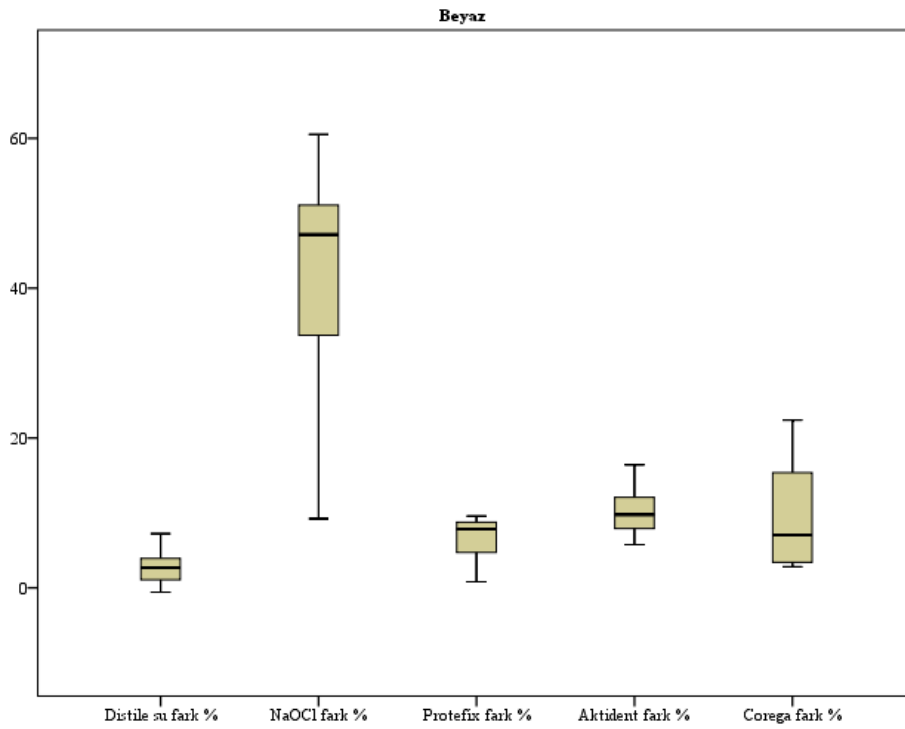
Şekil 4-4: L-pembe grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



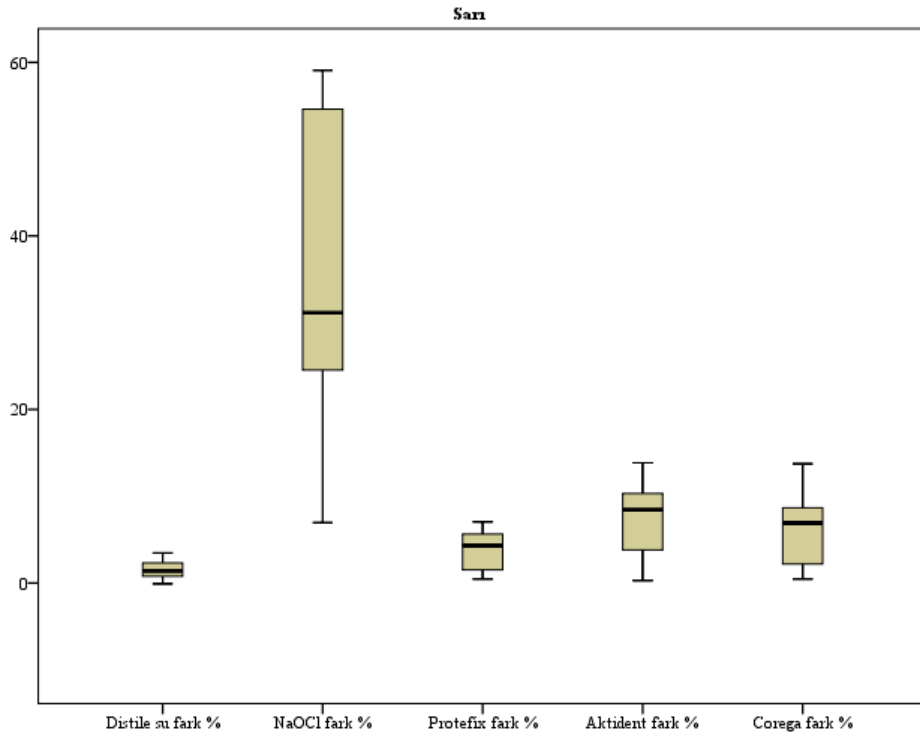
Şekil 4-5: L-şeffaf grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



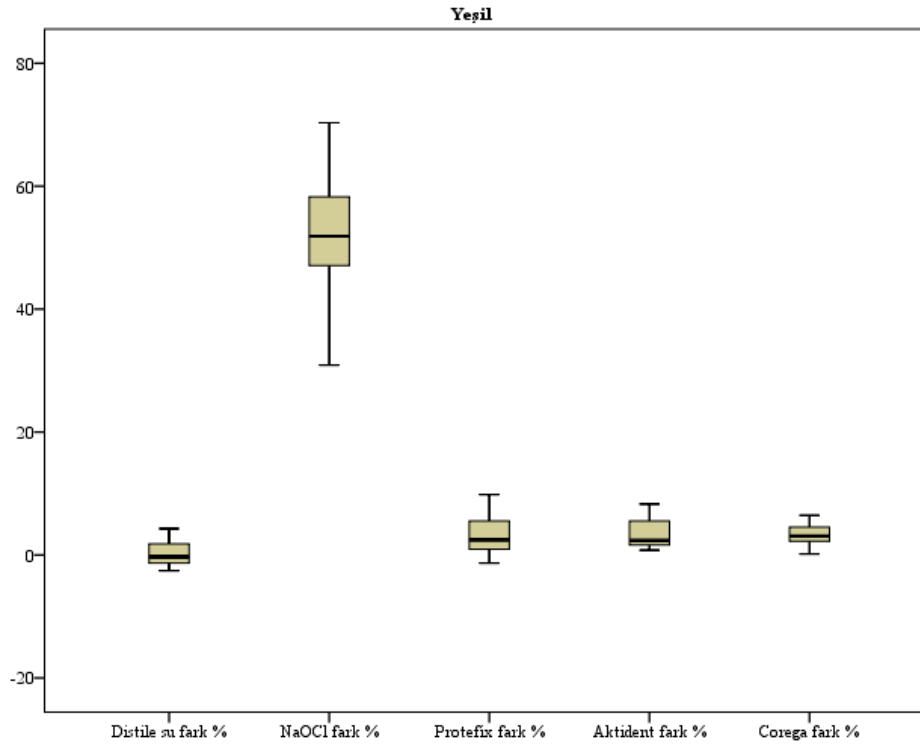
Şekil 4-6: N-beyaz grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



Şekil 4-6: N-sarı grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



Şekil 4-7: N-yeşil grubun 6 aylık tutuculuk azalma yüzdeleri



Tablo 4-5: Locator tutucu lastiklerin tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılması

		Tutuculuk			p
		Ort	s.s.	Medyan	
Mavi					
Solüsyon	Distile su	0,85	±0,41	0,93	<0,001
	NaOCl	6,37	±3,08	5,20	
	PTF	1,52	±0,92	1,33	
	AKT	2,09	±1,22	1,96	
	CRG	2,38	±0,92	2,26	
Pembe					
Solüsyon	Distile su	0,70	±0,66	0,73	<0,001
	NaOCl	6,37	±1,69	5,76	
	PTF	1,27	±1,20	1,27	
	AKT	1,92	±0,80	1,85	
	CRG	2,20	±1,25	1,95	
Şeffaf					
Solüsyon	Distile su	0,19	±0,68	0,34	<0,001
	NaOCl	9,74	±3,76	8,55	
	PTF	1,31	±0,80	1,50	
	AKT	1,88	±1,16	1,57	
	CRG	1,32	±0,80	1,36	

Kruskal Wallis Testi kullanıldı

L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların tutuculuk kuvvet değerlerindeki değişimler karşılaştırılmıştır NaOCl solüsyonundaki L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların tutuculuk kuvvet değerlerindeki azalma distile su, PTF, AKT, CRG solüsyonlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$).

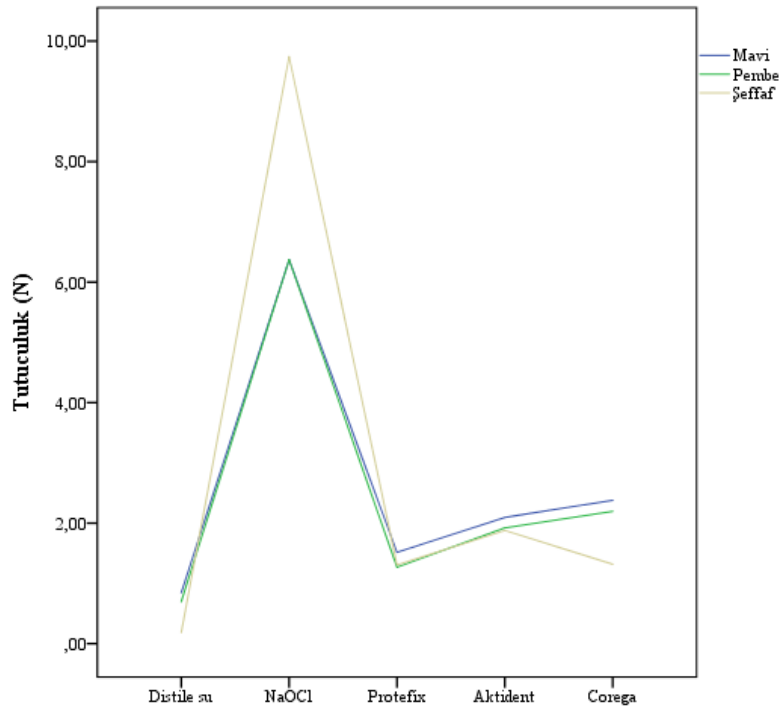
Tablo 4-6: Novaloc tutucu lastiklerin tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılması

		Tutuculuk			p
		Ort	s.s.	Medyan	
Beyaz					
Solüsyon	Distile su	0,44	±0,41	0,42	<0,001
	NaOCl	5,99	±3,34	5,40	
	Protefix	1,12	±0,76	1,04	
	Aktident	1,76	±0,76	1,63	
	Corega	1,46	±1,00	1,08	
Sarı					
Solüsyon	Distile su	0,46	±0,36	0,38	<0,001
	NaOCl	7,01	±2,83	6,82	
	Protefix	1,16	±0,72	1,30	
	Aktident	2,14	±1,34	2,49	
	Corega	1,74	±1,12	1,94	
Yeşil					
Solüsyon	Distile su	0,09	±0,84	0,15	<0,001
	NaOCl	16,17	±5,77	16,72	
	Protefix	1,19	±1,33	0,74	
	Aktident	1,18	±1,04	0,60	
	Corega	1,13	±0,70	1,11	

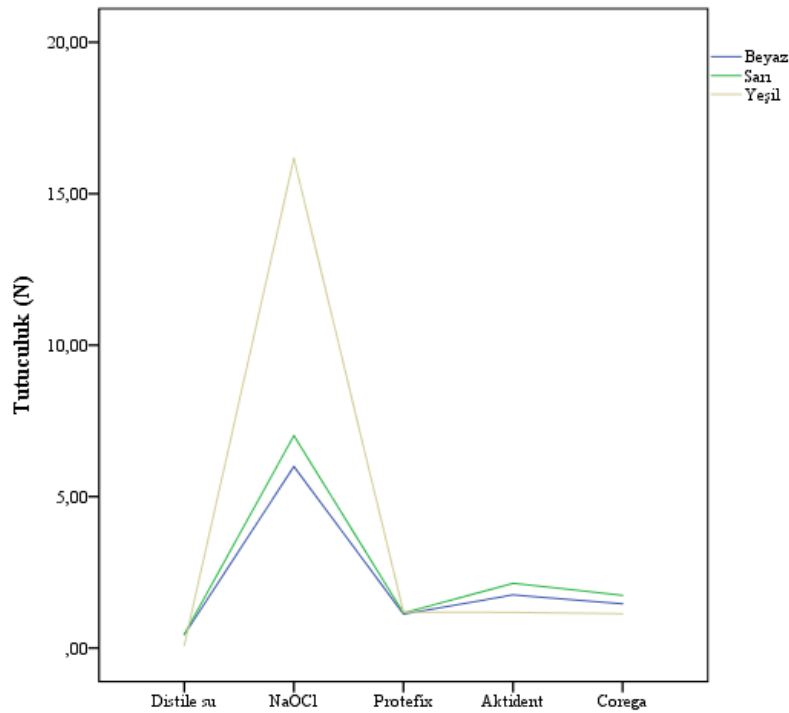
Kruskal Wallis Testi kullanıldı

N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların tutuculuk kuvvet değerlerindeki değişimler karşılaştırılmıştır NaOCl solüsyonundaki N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların tutuculuk kuvvet değerlerindeki azalma distile su, PTF, AKT, CRG solüsyonlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$).

Şekil 4-8: L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılmasının grafiği



Şekil 4-9: N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların tutuculuk kuvvetlerinin değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılmasının grafiği



Tablo 4-7: Locator ve Novaloc lastiklerin tutuculuk derecelerine göre gruplandırılarak karşılaştırılması

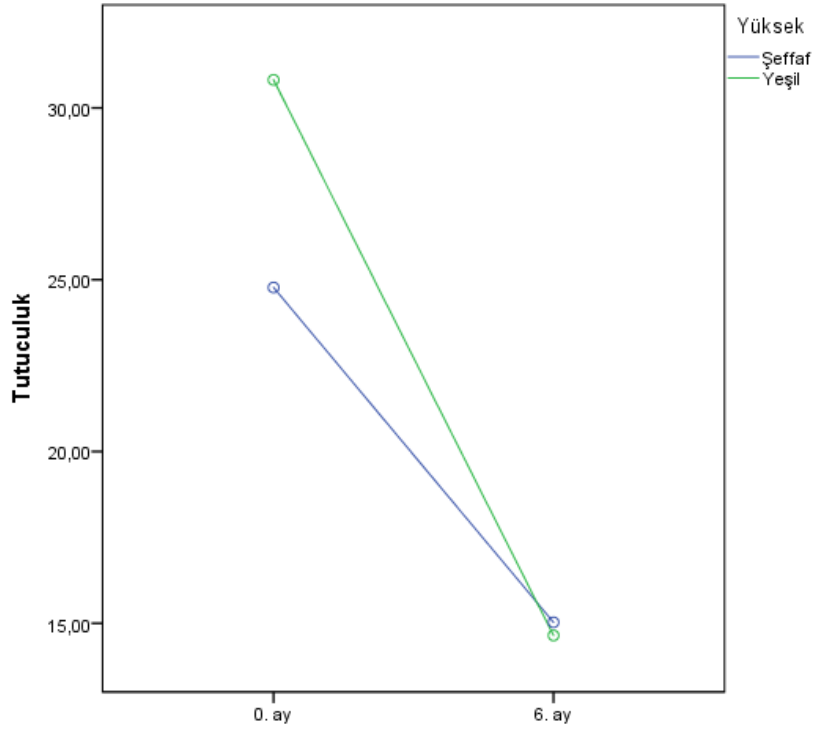
		Tutuculuk 0.ay			Tutuculuk 6.ay			p
		Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Distile su								
Hafif	Mavi	19,87	±3,43	20,03	19,03	±3,37	19,43	0,070
	Beyaz	16,81	±3,07	16,75	16,36	±3,12	15,93	
Orta	Pembe	29,01	±4,96	31,14	28,31	±5,34	30,15	0,383
	Sarı	29,22	±3,71	29,98	28,76	±3,64	29,31	
Yüksek	Şeffaf	31,70	±2,71	31,20	31,52	±2,33	31,31	0,805
	Yeşil	35,64	±5,52	37,31	35,55	±5,62	37,29	
NaOCl								
Hafif	Mavi	14,28	±4,51	13,87	7,91	±2,03	7,79	0,818
	Beyaz	13,87	±4,26	12,47	7,88	±2,43	7,31	
Orta	Pembe	17,47	±2,82	17,16	11,10	±2,21	10,78	0,590
	Sarı	21,02	±4,46	21,54	14,01	±5,97	14,88	
Yüksek	Şeffaf	24,77	±5,28	24,44	15,03	±3,89	13,95	0,019
	Yeşil	30,82	±7,17	30,38	14,65	±4,58	13,05	
Protefix								
Hafif	Mavi	17,79	±2,52	17,20	16,28	±2,35	16,18	0,366
	Beyaz	15,04	±2,53	15,02	13,92	±2,30	14,36	
Orta	Pembe	20,82	±4,14	20,20	19,55	±3,11	19,02	0,823
	Sarı	32,26	±5,59	32,76	31,10	±5,87	31,43	
Yüksek	Şeffaf	27,15	±6,60	26,28	25,84	±6,11	25,02	0,828
	Yeşil	34,36	±4,89	35,50	33,18	±4,47	33,99	
Aktident								
Hafif	Mavi	17,99	±2,19	17,86	15,89	±2,85	15,30	0,514
	Beyaz	17,27	±4,82	16,81	15,51	±4,43	15,16	
Orta	Pembe	19,66	±5,20	20,18	17,73	±4,89	17,55	0,702
	Sarı	28,15	±5,14	28,15	26,01	±4,74	25,11	
Yüksek	Şeffaf	23,09	±6,92	25,38	21,22	±6,74	22,08	0,222
	Yeşil	29,78	±7,89	26,31	28,61	±7,03	25,94	
Corega								
Hafif	Mavi	20,22	±2,88	19,95	17,84	±2,86	17,65	0,077
	Beyaz	17,07	±4,22	16,45	15,61	±4,80	15,72	
Orta	Pembe	28,06	±7,16	26,60	25,86	±7,43	24,90	0,453
	Sarı	29,64	±5,11	28,49	27,90	±5,65	27,82	
Yüksek	Şeffaf	29,64	±6,26	29,34	28,33	±6,06	27,71	0,627
	Yeşil	34,64	±6,32	36,07	33,51	±6,16	34,47	

Repeated measures ANOVA kullanıldı

Locator ve Novaloc lastikler tutuculuk derecesine göre hafif, orta ve yüksek olarak 3 gruba ayrılmasının ardından tüm solüsyonlardaki tutuculuk değerlerinin 6 aylık

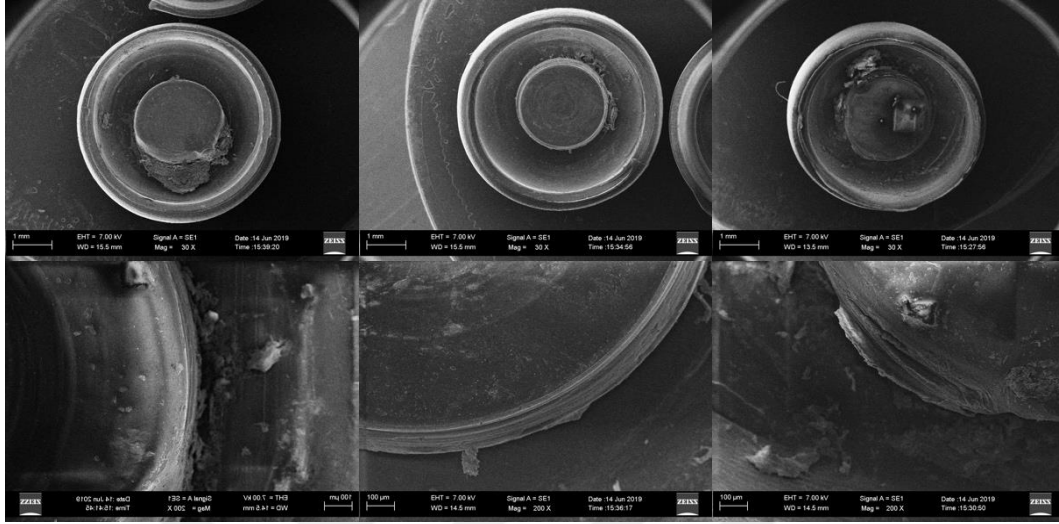
değişimleri karşılaştırıldı. NaOCl solüsyonunda L-şeffaf ve N-yeşil arasında tutuculuk değişimi bakımından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur (p:0,019).

Şekil 4-10: L-şeffaf ve N-yeşil grupların NaOCl solüsyonundaki 6 aylık zaman dilimindeki tutuculuk değişim grafiği

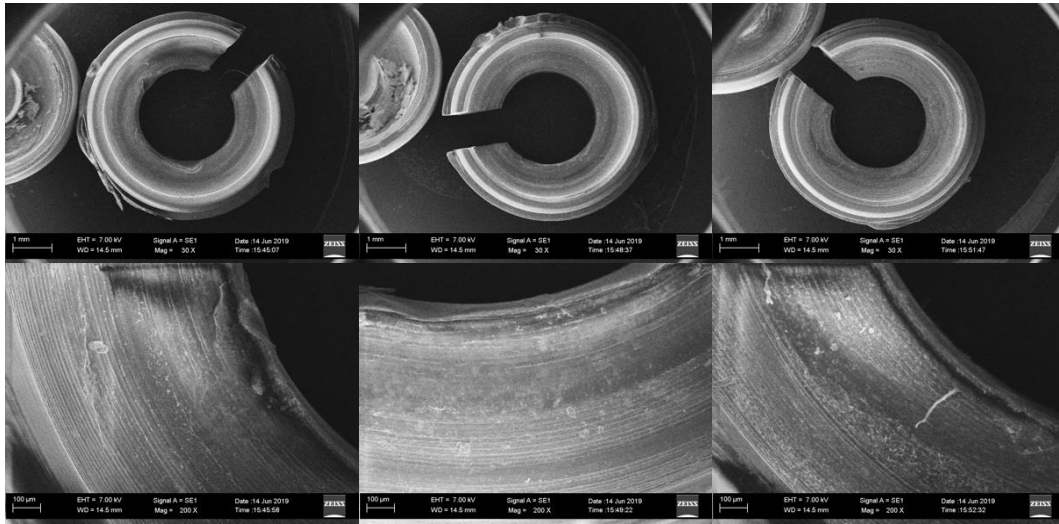


4.2. SEM (Scanning Electron Microscopy) Görüntülemesi ve Bulguları

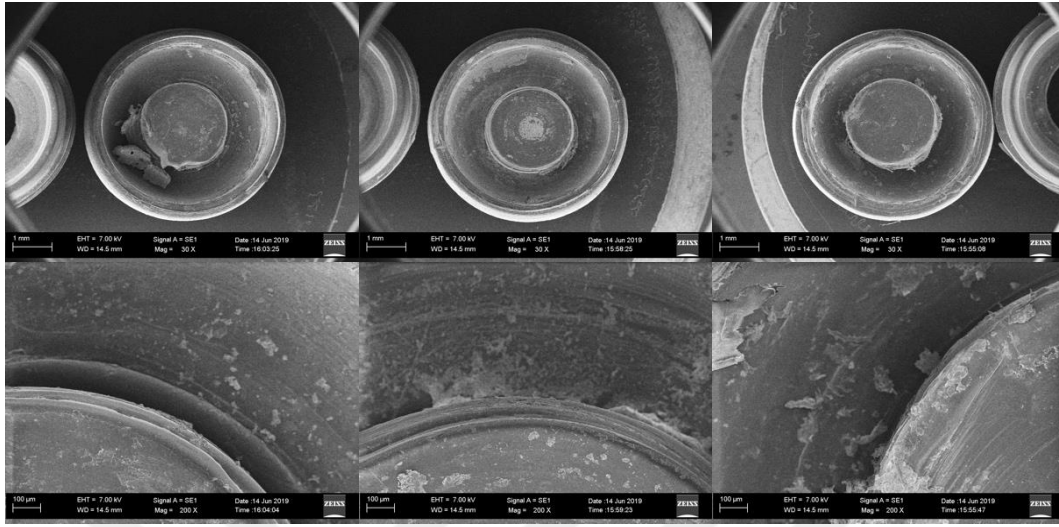
Şekil 4-11: Distile suda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



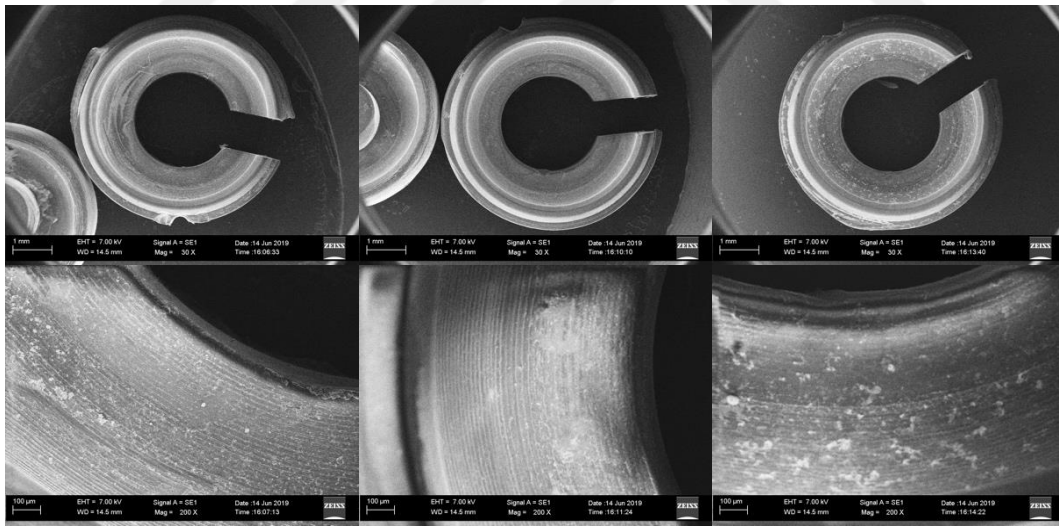
Şekil 4-12: Distile suda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



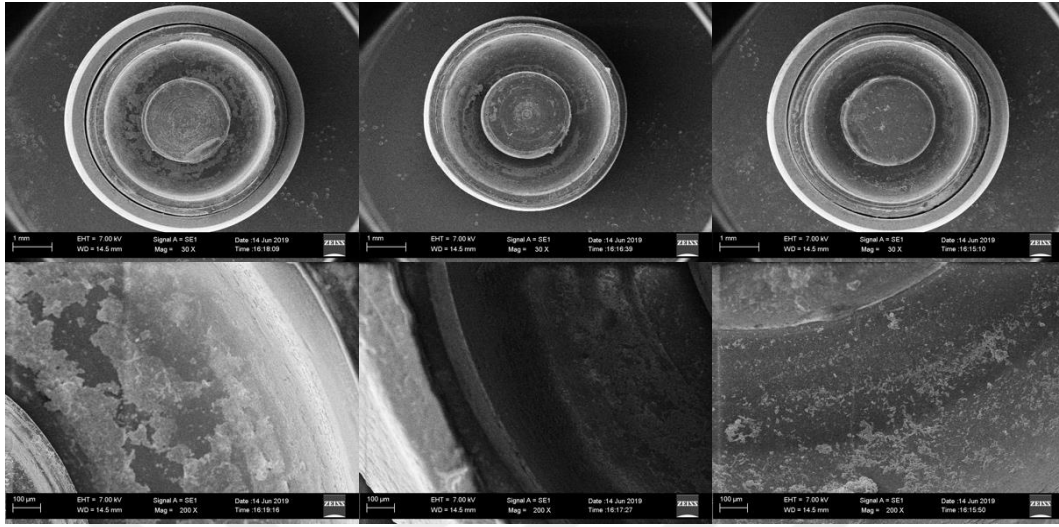
Şekil 4-13: CRG solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



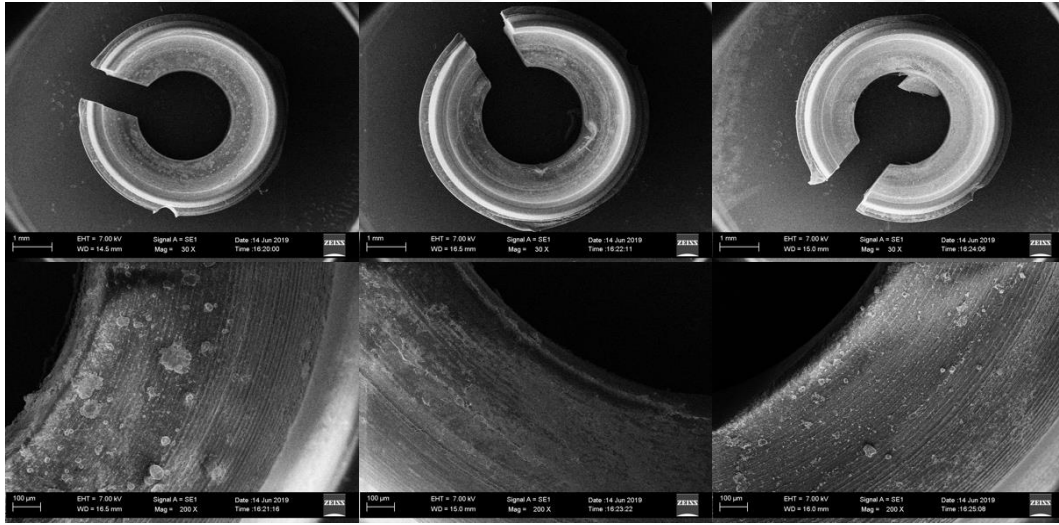
Şekil 4-14: CRG solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



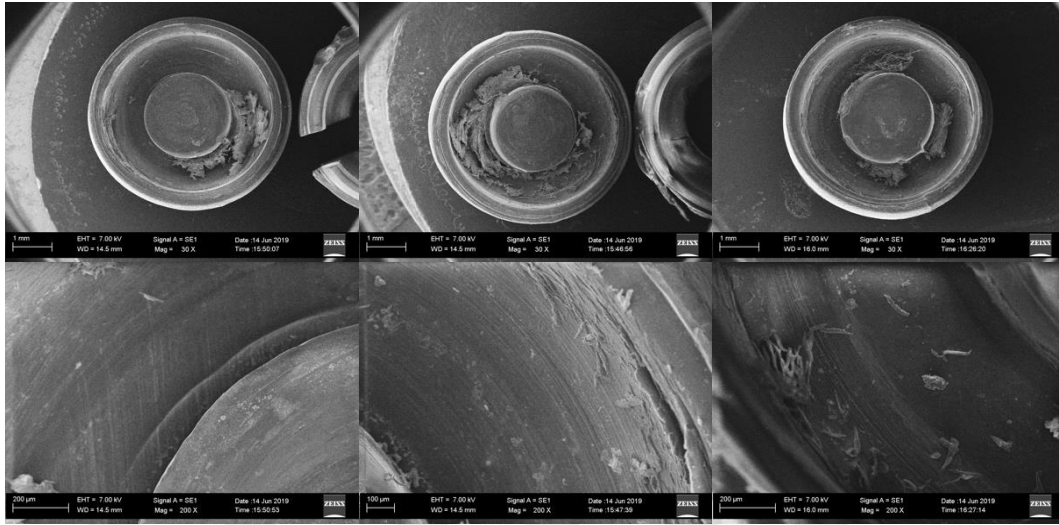
Şekil 4-15: NaOCl solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



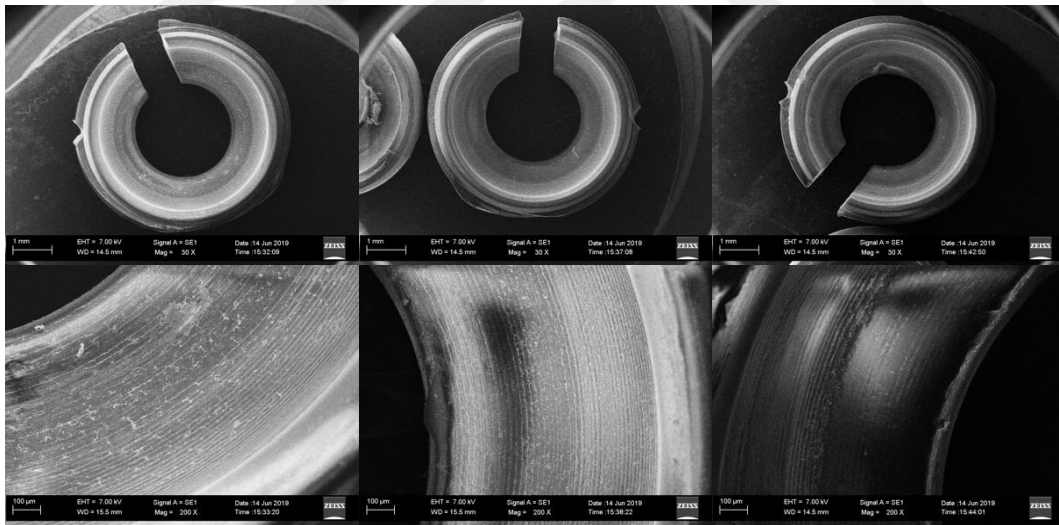
Şekil 4-16: NaOCl solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



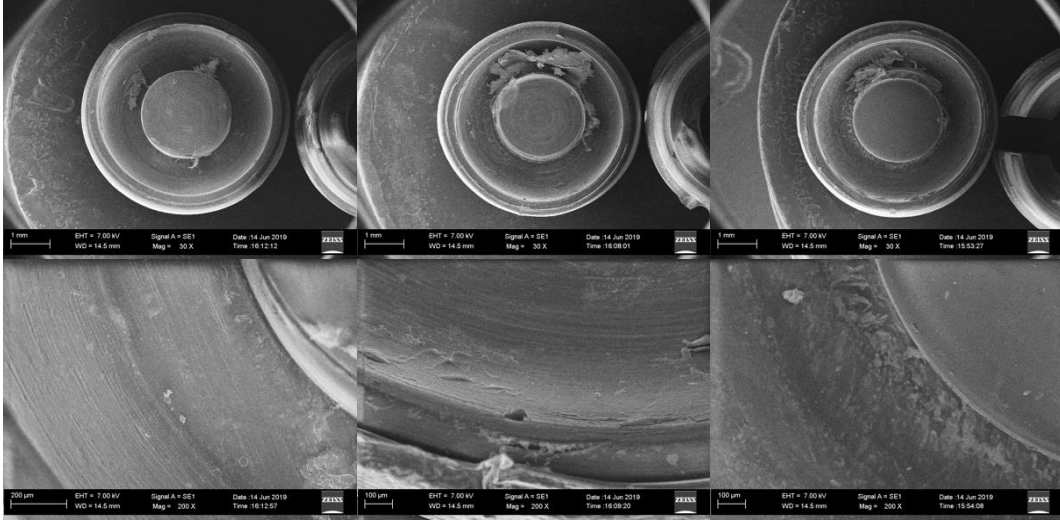
Şekil 4-17: PTF solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



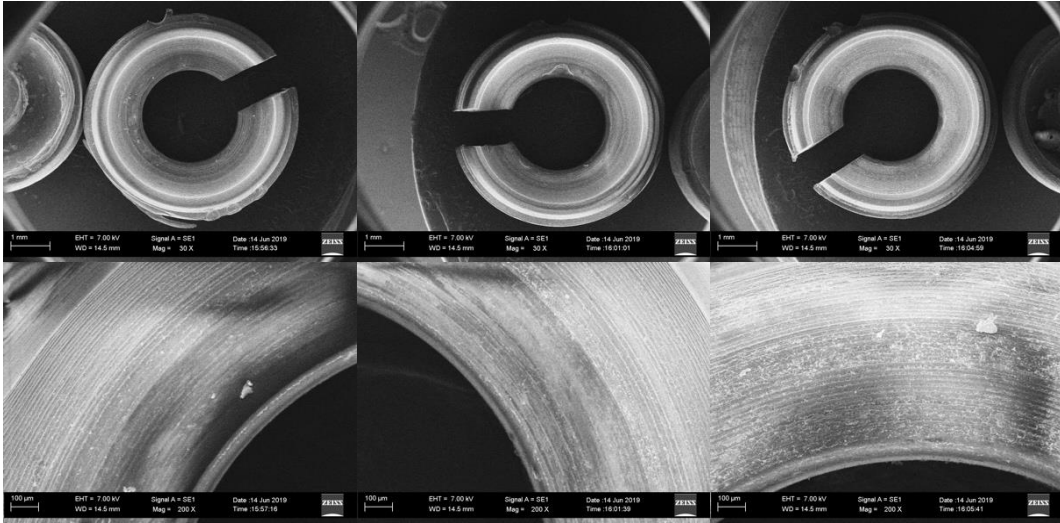
Şekil 4-18: PTF solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



Şekil 4-19: AKT solüsyonunda bekletilmiş L-mavi, L-pembe, L-şeffaf grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



Şekil 4-20: AKT solüsyonunda bekletilmiş N-beyaz, N-sarı, N-yeşil grupların 30x ve 200x SEM görüntüsü



5. TARTIŞMA

Tam protezler, geçmiş zamandan günümüze tam dişsiz bireylerin fonksiyon ve fonasyonunu sağlayabilmek, estetik ihtiyaçları gidermek amaçları ile uygulanan başarılı bir tedavi yöntemidir (Jones ve ark 2003). Tam dişsizlikte, özellikle alt kretin ileri derecede rezorbe olduğu durumlarda, kas atrofisi görülmesi ile beraber tam protez kullanımında, çiğneme ve fonksiyonun sağlanması oldukça zor olmaktadır. Bu gibi durumlarda görülen yeterli tutuculuğun ve stabilitenin sağlanamaması bireylerin yaşam kalitesini olumsuz olarak etkilemektedir (Awad ve ark 2000; Raghoobar ve ark 2000; Allen ve Locker 2002).

Tam dişsiz bireylere dental implant uygulamaları ile farklı tedavi seçenekleri sunulabilmektedir (Awad ve ark 2003). Tam dişsizlikte mandibulada anterior bölgeye uygulanan 2 implant, hastanın isteklerinin karşılanabildiği basit, ekonomik ve öngörülebilir bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemin tam dişsiz bireylere sunulması gereken ilk tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir (Fein ve ark 2002).

İmplant destekli hareketli protezler ile geleneksel tam protezler karşılaştırıldığında;

- hastaların daha iyi bir tutuculuk elde ettikleri,
- daha stabil bir proteze sahip oldukları,
- besinleri daha rahat çiğneyebildikleri
- daha rahat konuşabildikleri,
- beslenme ve yaşam kalitelerinin iyileştiği bildirilmektedir (Bakke ve ark 2002; Naert ve ark 2004; Geckili ve ark 2011).

İmplant destekli hareketli protezlerde uygulanan farklı tutucu tipleri mevcuttur. Bu tutucular splintlenmemiş ve splintlenmiş tutucular olarak 2 ana gruba ayrılmaktadır. Tutucu tipinin belirlenmesinde dikkate alınması gereken noktalar bulunmaktadır. Bunlar; hastanın ağız hijyeni, anatomik faktörler, implantlar arası mesafe, biyomekanik etkenler, nöromusküler beceri, ekonomik etkenler, sosyokültürel seviye ve hastanın tutuculuk kuvveti ihtiyacıdır (Trakas ve ark 2006). Splintlenmemiş tutucu tiplerine top başlı veya o ring tutucular, ERA tutucular, mıknatıs tutucular, teleskobik tutucular, locator tutucular örnek olarak verilebilir. Splintlenmiş tutucular ise bar tipi tutuculardır (Trakas ve ark 2006).

Mandibular implant destekli hareketli protez kullanan hastaların memnuniyetleri ile protezlerin tutuculuk kuvvetlerinin ilişkisinin incelendiği pek çok çalışma bulunmaktadır (Burns ve ark 1995; Goodacre ve ark 2003; Cune ve ark 2005).

Goodacre ve ark (2003) çalışmalarında, implant destekli hareketli protezlerde görülen protetik komplikasyonları incelemişlerdir. Karşıt çenede bulunan protezin kırılması %12, klips veya tutucuların kırılması %17, protez kaidesinin astarlanma ihtiyacı %19 oranlarında görüldükleri bildirilmiş ve en sık görülen komplikasyonun %30 ile tutuculuk azalması olduğunu belirtmişlerdir. Literatür incelendiğinde implant destekli hareketli protezlerde ideal tutuculuk değeri için net bir bilgi mevcut değildir. Fakat ortalama olarak 20 N'luk bir kuvvetin alt çene implant destekli hareketli protezlerde yeterli olduğu bildirilmektedir (Trakas ve ark 2006). Yapılan çalışmalarda ortalama 3-7 N veya 5-7 N arası tutuculuk kuvvetinin hareketli protezler için kabul edilebilir olduğu bildirilmektedir (Lehmann 1978; Swain 2009; Bayer ve ark 2012). Protezlerin takma çıkartma sırasında oluşan sürtünme ve ağız ortamına maruz kalması ile tutucu parçalarda aşınmalar görülebilmektedir. Protetik komponentin yeterli düzeyde fonksiyonunu yerine getirememesi sonucunda tutucu sistemlerde başarısızlık görülebildiği belirtilmiştir (Swain 2009).

Hareketli protez kullanan bireylerin ağız hijyenlerini sağlayabilmeleri protez temizlik işlemlerinin rutin olarak uygulanması ile mümkündür. Amaç mikrobiyal dental plağın uzaklaştırılması ve yeniden birikiminin engellenmesidir. Hareketli protezlerde temizlik mekanik yöntemler ve kimyasal yöntemler ile sağlanmaktadır (Budtz-Jørgensen 1979; Augsburger ve Elahi 1982).

Baba ve ark. (2018) mekanik protez temizleme yöntemleri ile mekanik ve kimyasal protez temizleme yöntemlerinin kombine kullanılmasını incelemişlerdir. Protez temizliği, hasta memnuniyeti ve ağız sağlığı ile ilişkili yaşam kalitesini değerlendirip, 30 dişsiz hastayı 2 gruba ayırmışlardır. İlk grup, her öğünden sonra, 2 dakika boyunca musluk suyu altında diş fırçası yardımı ile protezlerini temizlemiş ve uyurken protezlerini salin solüsyonunda bekletmişlerdir. İkinci grup ise protezlerini aynı şekilde temizleyip, uyurken protez temizleyici solüsyonda bekletmiştir. Özellikle üst çene tam protezlerde *C. albicans* tutulumu açısından anlamlı bir ilişki olduğu tespit

edilmiştir. Fakat *C. albicans* tutulumu ile hasta memnuniyeti, OHIP skalası, temizlik kolaylığı ve estetik beklenti açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Valentini-Mioso ve ark. (2019) çalışmalarında kandida bulunmayan tam protez hastalarını 4 gruba ayırmışlardır. Plasebo grubu olarak su, kimyasal temizleme protokolü olarak %0.5'lik NaOCl solüsyon, %0.12'lik klorheksidin glukonat solüsyon ve %5'lik sodyum bikarbonat solüsyonlarını ayrı ayrı uygulamışlardır. Ardından tüm örnekleri diş macunu ve diş fırçası yardımı ile temizlemişlerdir. Aralarda ise çalışmamıza benzer bir şekilde musluk suyu ile durulama yapmışlardır. Örneklerin biyofilm tabakaları incelenmiştir. NaOCl ve klorheksidinli solüsyonların genel olarak mikrobiyal kolonizasyonun oluşmasını azalttığını belirtmişlerdir.

Paranhos ve ark. (2007) tam protez kullanan bireylerde farklı protez temizleme yöntemlerini mikrobiyal açıdan karşılaştırmışlardır. Musluk suyu ile temizlenen örnekleri kontrol grubu olarak belirlemişler, diğer grupları sadece fırçalama, fırçalama ve alkali peroksit solüsyonu kullanımı olarak belirleyip, mikrobiyolojik açıdan bu grupları karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmada alkali peroksit solüsyonunu temizleme yöntemi olarak oldukça etkili bulmuştur. Çalışmamızda kullanılan 4 solüsyondan ikisi bu yayında da kullanılmış olan NaOCl ve alkali peroksit içerikli solüsyonlardır.

Tam protez kullanan bireylerde mikrobiyolojik olarak yapılan çalışmalarda mikrobiyal tutulumun engellenmesi ve var olan kolonizasyonların ortadan kaldırılması için kimyasal temizleme protokollerine ilave olarak mekanik temizlemenin de gerekli olduğu çalışmaların çoğunda ortak kanıdır (Tarbet ve ark 1984; Paranhos ve ark 2007; Cruz ve ark 2011; Baba ve ark 2018; Valentini-Mioso ve ark 2019)

Nakipoğlu (2003) hareketli protezlerde %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl kullanımının 4-10 dakikalık temas süresinin yüzey dezenfeksiyonunu sağlamada yeterli olduğunu bildirmektedir.

Varghese ve ark. (2007) 6 aylık kullanıma eşdeğer zamanda protez temizleme solüsyonlarını sarı Hader barlara uygulamışlardır. %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl solüsyonu günde 8 saat olarak 6 aylık zamana eşdeğer toplam 1440 saat uygulamışlardır. Yukarıdaki çalışmalara benzer şekilde, çalışmamızda kullandığımız NaOCl solüsyon %5.25'lik ve 1:10 olarak dilüe edilmiştir. Uygulama zamanı ise Varghese ve ark. (2007) çalışmasındaki gibi günde 8 saat olarak belirlenmiştir. Çalışmanın sonucunda 6 aylık zaman diliminin sonunda retansiyon değerlerine

bakıldığında ise %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl solüsyon uygulamasının retansiyon değerlerinde belirgin bir düşüşe neden olduğu belirtilmektedir. Gece boyu bırakılan (8 saat) NaOCl ve Polident Overnight arasında ise anlamlı bir fark olmadığı bildirilmektedir. Fakat günde 8 saat uygulanmış %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl solüsyonun tüm gruplar içerisinde en düşük retansiyon değerlerini verdiği belirtilmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına baktığımızda bu çalışmadaki gibi 8 saat uygulanmış %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl solüsyonda en düşük retansiyon değerlerini görmekteyiz. NaOCl solüsyonların naylon materyalinin yüzey morfolojisini etkilediği, SEM'de incelendiğinde yüzeylerde porozite ve çatlaklara neden olduğu bildirilmektedir (Cornelius ve ark 2002).

Sarı Hader barların içerikleri locator tutucu lastiklerin içeriklerine benzer olarak polyamide (naylon) materyalindendir. Üretici firmalar her ne kadar tutucu ataşmanların içeriklerini tam olarak açıklamaları da polyamidlerin düşük nem emilim özellikleri, günlük ıslanma süresinin artmasına rağmen tutuculuk kuvvetini etkilenmemesini açıklayabilir. Günde 15 dakika uygulanan NaOCl'nin ataşman üzerinde rijitliği arttırdığı ve artan rijitliğin ise yapının stabilitesini olumsuz yönde etkilediği belirtilmektedir. NaOCl solüsyonda günde 8 saat bekletilen ataşmanlarda günde 15 dakika bekletilen ataşmanlara göre retansiyon değerlerindeki düşüşün daha az olduğu belirtilmektedir fakat bu çalışmada takma-çıkartma işlemi bizim çalışmamızdan farklı olarak 548 defa tekrar edilerek yapılmamış, tek takma çıkartma işlemi uygulanmıştır. Buna bağlı olarak uzun süre NaOCl solüsyonda bekletilmenin, yapının yüzey özelliklerini bozarak çoklu takıp-çıkartma siklusuna uğradıklarında çalışmamızdaki gibi daha belirgin bir retansiyon kuvvet kaybının görülebileceğini düşünmekteyiz.

Kiesow ve ark. (2016) çalışmalarında farklı protez temizleme yöntemlerinin kaide materyalleri üzerinde antimikrobiyal etkilerini araştırmışlardır. Temizleme yöntemlerinden biri olarak seçtiği NaOCl'yi 10 dakikalık periyotlar halinde kaide materyallerine uygulamışlardır. Protez temizleme tabletlerinin ise 5 dakikalık uygulanmalarının mikroorganizmalara karşı yeterli düzeyde etki gösterip, dezenfeksiyonu sağladığını bildirmişlerdir.

Al-thobity ve ark (2017) protez temizleme solüsyonlarının kaide materyallerinin renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımına etkilerini araştırmışlardır.

Protez temizleme solüsyonlarından biri olarak kullandıkları Corega tabletleri günde 3 dakika, 6 aylık zamana eşdeğer olarak uygulamışlardır. Corega tabletin akrilik yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğunu bildirmektedirler.

Akşit ve ark. (2014) alkali peroksit içerikli 4 farklı protez temizleme solüsyonunun 4 farklı protez kaide materyallerine etkilerini araştırmışlardır. Numunelere Corega tabletleri 15 dakika, Protefix tabletleri de 15 dakika olarak uygulamışlardır. Akşit ve ark çalışmalarında kullandıkları protez temizleyicilerin akrilik ve yumuşak astar materyallerinde tutulum yapan vegetatif bakterilere karşı %100, sporlu bakterilere karşı %99'a varan etkinliği bulunduğunu saptadıklarını bildirmişlerdir. Yumuşak astar grubunda, Protefix protez temizleyici tablet uygulamasında sporlu bir bakteri olan *B. subtilis*'e karşı mikrobiyal azalmadaki etkinliğin %69 olduğunu belirtmektedirler.

Derafshi ve ark. (2015) çalışmalarında %5.25'lik 1:10 dilüe edilmiş NaOCl solüsyonu günde 15 dakika, Corega tabletleri de günde 15 dakika 6 aylık zamana eşdeğer olarak numunelerine uygulamışlardır. Uygulanan protez temizleyici solüsyonların top başlı ataşmanların tutuculuk değerlerinin azalmasında etkili olduklarını tespit etmişlerdir. Bu değerler Corega tabletlerde %15.7 oranında iken, NaOCl solüsyonda %48 oranında retansiyon değerlerine etki ettiğini bildirmektedirler.

Polychronakis ve ark. (2015) numunelerine uyguladıkları Corega protez temizleme solüsyonunu 200 ml ve 50 °C distile suda hazırlamışlar, 5 dakika bekletmişlerdir. Protez kaide materyali olarak kullanılan akriliklerin yüzey pürüzlülüğü, parlaklığı ve renk değişimlerini incelemişlerdir. Corega tabletlerin yüzey parlaklığını belirgin bir şekilde azalttığı ve yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğunu bildirmektedirler.

Ayyıldız ve ark. (2020), Locator ataşmanların mavi, pembe ve şeffaf lastiklerinin protez temizleyici solüsyonlarda bekletilmesinin ardından tutuculuk kuvvetlerini ölçtükleri çalışmalarında deney grupları olarak Corega, Protefix ve NaOCl solüsyonlarını ve kontrol grubu olarak musluk suyunu kullanmışlardır. Musluk suyunun pembe ataşmandaki retansiyon kaybına anlamlı bir etki etmediğini fakat mavi ve şeffaf

ataşmanlarda anlamlı bir etkisi olduğunu bildirmektedirler. Musluk suyunun içerdiği kalsiyum sülfat, magnezyum sülfat, iyonlar ve pH değerleri nedeni ile retansiyon kaybına yol açtığını düşündüklerini belirtmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada musluk suyunun içeriğinin ve pH değerlerinin değişken olması, retansiyon değerlerine etkiye yol açabilmesi nedenleri ile kontrol grubu olarak distile suyu uyguladık.

Mariotto ve ark. (2020), protez temizleme solüsyonlarının 3 farklı polimer materyalinin yüzey pürüzlülüğü, sertlik ve yorulma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında distile su, alkali peroksit, %0.5'lik NaOCl ve Listerine solüsyonlarını uygulamışlardır. Distile su haricindeki tüm solüsyonların materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını saptamışlardır. Distile suda ise yüzey pürüzlülüğünün azaldığını bildirmektedirler. Çalışmamızdaki veriler ile uyumlu olarak pürüzlülüğün azalmış olduğu bir yüzeyde aşınma ve retansiyon kaybının daha az olabileceğini düşünmekteyiz.

Hamza ve ark. (2019), çalışmalarında protez temizleme solüsyonlarının pembe Locator ataşmanlarında oluşturduğu yorgunluğu değerlendirmişlerdir. Bir deney grubunu Universal Test Cihazında yorma işlemi uygulamamış, sadece musluk suyunda bekletmiştir. Retansiyon değerlerini incelediğinde ise bu grupta daha az aşınma ve retansiyon kaybı olduğunu bildirmektedirler. Bireylerin protezlerini takıp çıkartma esnasında, temizledikleri solüsyon farketmeksizin retansiyon kaybına yol açabileceklerini düşünmektedirler.

Van Kampen ve ark. (2003), in vivo çalışmalarında magnet, bar ve top başlı ataşmanların 3 aylık kullanımı sonucu başlangıç ve bitiş retansiyon kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Top başlı ataşmanlarda karşılaşılan komplikasyon oranını oldukça düşük bulduklarını bildirmişler ve bar tutucularda herhangi bir komplikasyon ile karşılaşmadıklarını da belirtmişlerdir. Magnet ataşmanların başlangıç retansiyon kuvvetleri 7.4 ± 3.0 N, 3 ay sonundaki retansiyon kuvvetleri 8.7 ± 3.7 N olarak tespit edilmiştir. Bar tutucuların başlangıç retansiyon kuvvetleri 32.9 ± 9.1 N, 3 ay sonundaki retansiyon kuvvetleri 29.8 ± 8.2 N, top başlı tutucuların başlangıç retansiyon kuvvetleri 31.4 ± 8.3 N, 3 ay sonundaki retansiyon kuvvetleri 28.0 ± 7.8 N olarak tespit edildiği bildirilmiştir.

Aroso ve ark. (2016) top başlı ve locator ataşmanlarla ilgili yaptıkları çalışmalarında, 0° , 10° , 20° açılı yerleştirilen dayanaklara 5 yıllık kullanıma eşdeğer olarak, bir bireyin protezini günde ortalama 3 defa takıp çıkarttığı varsayılarak toplamda 5400 takma çıkartma siklusu uygulamışlardır. Branchi ve ark. (2010) çalışmalarında günlük hijyen prosedürleri nedeni ile hastaların protezlerini günde ortalama 3 defa takıp çıkarttıklarını belirtmektedirler. Çalışmalarının sonucunda altın içerikli tutucularda daha stabil retansiyon kuvvet ölçümleri yapılırken top başlı tutucularda daha azalan bir tutuculuk kuvvet ölçümü yaptıklarını bildirmektedirler. Yapılan çalışmalara benzer olarak çalışmamızda bir bireyin ortalama günde 3 defa protezlerini takıp çıkarttığını düşünerek 6 aylık zamanda 548 defa takıp çıkartma siklusu uyguladık. Aroso ve ark. (2016) çalışmalarında, ataşmanlara sadece takıp-çıkartma işlemi uygulayıp, diğer değişkenler aynı olduğundan her bir numune için blokta sadece bir ataşman ile deneylerini tasarlamışlardır. Çalışmalarının sonucunda açılı olarak yerleştirilen dayanaklarda açığa bağlı olarak takıp çıkartma esnasında uygulanan kuvvetlerde anlamlı farklılıklar olduğu bildirilmektedir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, ataşmanların sadece takıp çıkartma işlemi sonrası oluşan yorgunluğa bağlı retansiyon kayıpları incelendiği ve değişkenimiz sadece protez temizleme solüsyonları olduğu için her bir bloğa bir ataşman uygulanmıştır.

Kobayashi ve ark. (2014) Dalbo-PLUS top başlı ataşman, locator ve SFI-bar kullanmışlardır. Bu 3 farklı tutucunun 10 yıllık kullanım süresi içerisinde hastanın günde ortalama 4 defa protezlerini takıp çıkarttığı öne sürülerek toplamda 14600 siklus uygulanmıştır. Deneyler ıslak ortamda izotonik 0.9% sodyum klorit solüsyonda gerçekleştirilmiştir. Kobayashi ve ark. (2014) çalışmalarında Instron 5565 yorgunluk cihazını kullanmışlardır, bizim çalışmamızda ise Instron 8872 universal test cihazını yorma işleminde kullanıldı. Kobayashi ve ark. (2014) deney sonunda yapılan ölçümler sonucunda SFI-Bar sistemin, locator ve Dalbo-PLUS sistemlere göre daha yüksek retansiyon değerleri verdiği bildirilmektedir. Çalışmamızdan farklı olarak, blokların içerisine implant uygulanıp ataşmanlar bu implantlara vidalanmıştır. Deneyler sonunda ataşmanların çıkartma torklarına bakıldığında ise 3'ünün de çıkartma torkunun başlangıç yerleştirme torkuna göre daha düşük seviyede olduğu bildirilmektedir.

Yapılan güncel çalışmalar göstermektedir ki locator ataşmanlar erken dönemde retantif kuvvetlerini kaybedebilmektedirler. Naylon içerikli yapı göstermektedir ki ilk 100 siklusa kadar retantif kapasitesinde artış ölçülmesi mümkündür. Fakat bunun ardından ölçülen retansiyon kuvvetleri başlangıçtaki ölçümlerin çok daha altındadır. Bu bulgular literatür tarafından da desteklenmektedir (Rutkunas ve ark. 2005; Rutkunas ve ark. 2011; You ve ark. 2022). Çiğneme hareketini taklit ederek yapılan in vitro çalışmalarda ise esas olarak retansiyon kapasitesinde düşüşün naylon içerikli parçaların aşınma ve plastik deformasyona uğramalarından kaynaklandığı bildirilmektedir (Abi Nader ve ark. 2011). Rutkunas ve ark. (2011) çalışmalarında locator ataşmanların plastik tutucu kısımlarının SEM ile incelenmesi sonucunda, naylon parçanın iç yüzeyinde herhangi bir deformasyona rastlanmadığı fakat yüzük şeklinde ataşmanı saran metal yüzey ile kontak halinde bulunup andırkat bölgelere takılan dış yüzeyinde belirgin şekilde aşınma gözlemlendiğini bildirmektedirler. Locator ataşman lastiklerinin naylon içeriği su absorbe etmesine neden olabildiği belirtilmektedir (Rutkunas ve ark 2011).

Ludwig ve ark., 8 farklı tutucunun aşınma özellikleri ve tutuculuk kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında ilk 200 siklus içerisinde tutucu parçalarda başlangıç retansiyon kuvvet ölçümüne göre daha yüksek değerler ölçülürken, 200 siklus ardından tutucu parçalarda ciddi retansiyon kaybı olduğunu bildirmektedir (Ludwig ve ark. 2006 a,b). Hassas bağlantılı hareketli parsiyel protezlerde, tutucu parçalar naylon içerikli olsalar dahi, metal-metal kombinasyonuna göre daha fazla aşınma özellikleri gösterdikleri bildirilmektedir, fakat bu durum güncel locator ataşmanlarda yapılan çalışmalar tarafından kabul görmemektedir. Locator ataşmanların tutuculuk performansına implantların idealden farklı açılarda yerleştirilmesinin anlamlı bir etki göstermediği bildirilmektedir (Ludwig ve ark. 2003).

Minguez-Tomas ve ark. (2018) in vitro olarak, Locator ve OT Equator® ataşmanlarının 10 yıllık retansiyon kapasitesini değerlendirmişlerdir. Ataşmanlara 10 yıl süre ile kullanımına eşdeğer olacak şekilde 14600 defa takıp çıkartma siklusu uygulamışlardır. Universal test cihazında takıp çıkartma hızını 50mm/dk olarak ayarlamış, hareket aralığını 2 mm olarak uygulamışlardır. Deney siklusleri sonunda Locator ataşmanda %50.89, Equator® ataşmanda %69.28 retansiyon kaybı olduğu bildirilmektedir.

Varghese ve ark. (2007) hareketli protez kullanan bireylerin protezlerini takıp çıkartma hızlarından yola çıkarak implant destekli hareketli protezin Hader bardan uzaklaşma ve yeniden takma hızını 50mm/dk olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda da lastiklerin ataşmanlara takılıp çıkartıldığı hız 50mm/dk olarak uygulanmıştır. Sarnat (1983) bu hızın overdenture protez olarak adlandırdığımız hareketli protezlerin takıp çıkartma hızına en yakın değer olduğunu belirtmektedir. Sarnat'ın bu önerisini kanıtlayacak net bir veri olmamasına rağmen, bundan sonraki çalışmalarda dikey yöndeki kuvvet gelme hızı bu şekilde uygulanmıştır (Petrooulos ve ark. 1997; Sadig 2009; Alsabeeha ve ark. 2010, Yabul ve ark. 2018). Bu çalışmanın planlanmasında ise yapılan önceki çalışmalar ile karşılaştırma yapılabilmesi ve dikey yöndeki hareket hızının naylon parçaya zarar vermemesi için literatür verilerine uygun olarak universal test cihazında takıp çıkartma hızı 50mm/dk, hareket aralığı da 2 mm olarak uygulanmıştır. Rutkunas ve ark. (2007), Mínguez-Tomás ve ark. (2018), Rutkunas ve ark. (2011), çalışmalarında takıp çıkartma hızını 50 mm/dk olarak belirlemişlerdir.

Hasta memnuniyetini sağlayıp, hayat kalitesini arttırabilmek için yeterli retansiyonun sağlanması önemli bir husustur (Lehmann 1978; Feine ve ark 2002). Fakat kabul edilebilir seviyede hasta memnuniyetini sağlayacak minimum retansiyon kuvvetinin kaç olması gerektiği ile bir fikir birliği bulunmaktadır. Trakas ve ark. (2006), Setz ve ark. (1998) Caldwell (1962) ortalama 10 N ile 20 N arasındaki retansiyon kuvveti değerinin yeterli olacağı görüşünü belirtmişlerdir. Pigozzo ve ark. (2009), overdenture protezlerde 5-7 N arası tutuculuk kuvvetinin yeterli olacağı görüşündedir. Mumcu ve ark. (2012) hasta memnuniyeti ile implant sayısı ve ataşman tipi arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada yaşam kalitesi ile 4 implant destekli bar tutuculu overdenture protezler arasında bir ilişki olduğu da bildirilmektedir. Çalışmamızda 6 ay sonunda ortalama retansiyon kuvvetleri distile suda L-mavi grupta 19.83 N, L-pembe grupta 28.31 N, L-şeffaf grupta 31.52 N, N-beyaz grupta 16,76 N, N-sarı grupta 29,16 N, N-yeşil grupta 35,55 N olarak tespit edilmiştir. NaOCl solüsyonda; L-mavi grupta 7.91 N, L-pembe grupta 11.10 N, L-şeffaf grupta 15.03 N, N-beyaz grupta 7.88 N, N-sarı grupta 14.01 N, N-yeşil grupta 14.65 N olarak tespit edilmiştir.

PTF solüsyonda; L-mavi grupta 16,28 N, L-pembe grupta 19,55 N, L-şeffaf grupta 25,84 N, N-beyaz grupta 13,92 N, N-sarı grupta 31,10 N, N-yeşil grupta 33,18 N olarak tespit edilmiştir.

AKT solüsyonda L-mavi grupta 15.89 N, L-pembe grupta 17.73 N, L-şeffaf grupta 21.22 N, N-beyaz grupta 15.51N, N-sarı grupta 26.01 N, N-yeşil grupta 28.61 N olarak tespit edilmiştir.

CRG solüsyonda L-mavi grupta 17.84N, L-pembe grupta 25.86 N, L-şeffaf grupta 28.33 N, N-beyaz grupta 15.61N, N-sarı grupta 27.90 N, N-yeşil grupta 33.51 N olarak tespit edilmiştir. Bu değerler literatür verilerine göre hasta memnuniyeti açısından ortalama olarak kabul edilebilir düzeydedirler. NaOCl solüsyonda tespit edilen düşük retansiyon kuvvet değerleri ise hasta memnuniyeti açısından bu bilgilere göre daha düşük seviyededir. Her iki ataşman çeşidinde de solüsyonda bekletilmelerinin ardından benzer şekilde retansiyon kaybı olduğu tespit edilmiştir.

Silva ve ark. (2015), sarı Hader, kırmızı Hader, Ackerman altın ve Ackerman paslanmaz çelik bar tutucuların farklı pH değerleri karşısındaki retansiyon kuvvetlerini incelemişlerdir. Asidik ortamı oluşturan düşük pH değerlerinin retansiyon kuvvetlerinde daha fazla düşüşe yol açtığı bildirilmektedir. En fazla retansiyon kaybı görülen durumun ise Ackerman paslanmaz çelik barlarda, pH değeri 4 iken %91.47 ile görüldüğü belirtilmektedir.

Yabul ve ark. (2018) 4 farklı top başlı ataşman sisteminin 4,5 yıla eşdeğer zamanda aşınma özelliklerini incelemişlerdir. Tutuculuk kuvvet ölçümlerine ilave olarak top başlı tutucuların 3 boyutlu volumetrik görüntüleri de alınarak aşınmaya bağlı ne kadar hacimsel kayıp olduğunu da çalışmalarına dahil etmişlerdir. Deneyler sonucunda en düşük retansiyon kuvvet değerlerinin titanyum tutucu dişi parçalarda, en yüksek retansiyon kuvvet değerlerinin ise altın içerikli dişi parçalarda olduğunu bildirmektedirler.

Eren Türk ve ark. (2014) çalışmalarında yaklaşık 4,5 yıllık kullanıma eşdeğer olarak 5000 takıp çıkartma siklusunu top başlı ve locator ataşmanlara uygulamışlardır. Universal test cihazında deneyler gerçekleştirilmiş olup, takma çıkartma hızı 50mm/dk olarak uygulanmıştır. 5000 siklus sonunda top başlı ataşmanlardaki retansiyon kaybını locator ataşmanlara göre daha yüksek oranda gördüklerini bildirmişlerdir. Her iki

ataşmada da aşınma ile ilgili anlamlı bir fark olmadığı belirtilmektedir. Deney sonunda başlangıç retansiyon değerine göre locator ataşmanlardaki retansiyon kaybının $57,56 \pm 21.65$ N olduğu bildirilmektedir. Her iki sistemin birbirine kıyasla retansiyon kayıplarında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır.

Chung ve ark. (2011) locator ataşmanlara ve manyetik ataşmanlara, çiğneme kuvveti ve takıp çıkartma siklusunu uyguladıkları çalışmalarında fonksiyonel 100.000 siklus sonrası retansiyon kuvvetinde $67,8$ düşüş olduğunu, 5400 takıp çıkartma siklusunda ise $73,9$ düşüş olduğunu bildirmektedirler. Manyetik ataşmada ise yüzey abrazyonunun oldukça belirgin olduğu bildirilmiştir. Overdenture protezlerde optimum retansiyon kuvvetinin yaklaşık 20 N olduğu kabul edilirse (Rutkunas ve ark. 2007), locator ataşmanlar 3 yıllık kullanım sonrasında özellikle de manyetik ataşmanlar ile karşılaştırıldığında halen kabul edilebilir bir retansiyon kuvveti gösterdiği bildirilmiştir.

Choi ve ark. (2018) çalışmalarında naylon içerikli ve polyetherketoneketone (PEKK) içerikli ataşmanların fonksiyonel kuvvetler ve takıp çıkartma siklusu altındaki retansiyon değerlerini incelemişlerdir. 1 senelik kullanım zamanına eşdeğer olacak şekilde 1080 takıp çıkartma siklusu ve 400.000 fonksiyonel kuvvet siklusu uygulamışlardır. Dayanaklar numunelere 0 ve 20 derece açılı yerleştirilmiştir. Başlangıç retansiyon kuvveti en yüksek naylon/yüksek, en düşük PEKK/ekstra düşük ataşmada iken deneyler sonunda en yüksek retansiyon kuvvetleri PEKK/yüksek ve PEKK/ortada, en düşük retansiyon kuvveti PEKK/ekstra hafif lastikte olduğu bildirilmiştir. 0 derece açılanmada naylon hafif, orta ve yüksek tüm ataşmanlarda anlamlı retansiyon kaybı olduğu bildirilmiştir. Aynı açıda PEKK ekstra hafif, hafif ve orta ataşmanlarda anlamlı retansiyon kaybı olduğu tespit edilmişken, PEKK güçlü ataşmada retansiyon kaybı anlamlı bulunmamıştır. Sonuç olarak PEKK ataşmanların naylon ataşmanlara göre aşınmaya karşı daha dirençli olduğu bildirilmektedir. Çalışmamızda Choi ve ark. (2018) çalışmasındaki gibi ataşmanlarda anlamlı retansiyon kaybı bulunmaktadır. NaOCl solüsyonda bekletilen PEEK/güçlü ve naylon/güçlü ataşmanlar karşılaştırıldığında ise PEKK ataşmandaki retansiyon kaybının daha az olduğu tespit edilmiştir. PEEK içerikli tutucularda retansiyon kaybını ölçen bu çalışmada takma çıkartma ve çiğneme siklusunun uygulanması sırasında erken dönem içerisinde retansiyon kuvvetlerinde artış görülebilmektedir. Bunun yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise literatürden farklı olarak tüm tutuculara protez temizleyici solüsyonlar

uygulanmış olup, erken dönem tutuculuk değerleri ölçülmemiştir. 6 ay sonunda ise tüm ataşmanların tutuculuk değerlerinde azalma olduğu tespit edilmiştir.

Nguyen ve ark. (2010) çalışmalarında su, NaOCl, Polident Overnight, Efferdent, Listerine gargaranın pembe locator ataşmanlara 6 aylık uygulanmasının ardından, universal test cihazında 50mm/dk çekme hızı ile takıp çıkartmış, ataşmanların tutuculuk kuvvetlerini ölçmüşlerdir. NaOCl solüsyonu 6 aya eşdeğer zamanda günde 8 saat olarak uygulamışlardır. Çalışmamızın verilerini destekler şekilde en çok retansiyon kuvvetini etkileyen solüsyon NaOCl olarak tespit edilmiştir. Listerine gargara uygulamasının ataşmanların retansiyon kuvvetlerinde artış gösterdiği belirtilmiş ve ataşmanların üzerinde renkleşmeye neden olduğu bildirilmiştir. Verghese ve ark. (2007) günde 15 dakika NaOCl solüsyon uyguladıkları çalışmadan farklı olarak, Nguyen ve ark. (2010) çalışması ve bizim çalışmamızda solüsyonların kimyasal içerikleri ve uygulanma sürelerinin farklı olması nedeniyle farklı sonuçlar ortaya çıktığı değerlendirilmektedir.

Çalışmamızda uygulanan 548 siklus takma-çıkartmadan farklı olarak Nguyen ve ark. (2010) ve Verghese ve ark. (2007) 6 aylık solüsyon uygulaması yapmış ancak tek takma çıkartma uygulamışlardır.

Nguyen ve ark. (2010) NaOCl solüsyon uygulamasının ataşman üzerinde ağartıcı etkisi olduğu belirtilmektedir. Polident Regular, Efferdent ve Polident Overnight solüsyonların ataşmanların tutuculuk kuvvetlerine etkisi NaOCl solüsyona kıyasla daha düşük seviyede tespit edilmiştir. Kimyasal içerikli temizleyici ajan kullanımının hastalara tavsiyesi noktasında bu çalışma önemli bilgiler içermektedir.

You ve ark. (2011) pembe locator ataşmanları 6 aylık kullanıma eşdeğer olarak su, 6.15% NaOCl (1:10 dilüe edilmiş), Listerine gargara, Efferdent, Polident Overnight solüsyonlarında bekletmişler ve universal test cihazında 50mm/dk hız ile takıp çıkartma siklusunu uygulamışlar. Bu çalışmada çalışmamıza benzer olarak 6 aylık kullanım için 548 defa bu siklusu gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada NaOCl solüsyonda bekletilmiş ataşmanların tutuculuk kuvvet değerlerini anlamlı olarak daha düşük bulunduğu belirtilmiştir. Tutuculuk kuvveti değişim yüzlerinin karşılaştırılmasında ise su, Efferdent, NaOCl ve Polident Overnight solüsyonlarında anlamlı bir fark olmadığını belirtmektedirler. Efferdent, NaOCl, Polident Overnight ve Listerine gargara arasında da tutuculuk kuvveti değişim yüzdesi olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak CRG solüsyonundaki

L-şeffaf grubun ($4,42 \pm 2,54$) tutuculuk kuvveti değişim yüzdesindeki azalma, L-pembe gruba ($8,32 \pm 4,78$) göre daha düşük değerde olduğu tespit edilmiştir. AKT solüsyonundaki N-yeşil ($3,52 \pm 2,64$) grupta tutuculuk kuvveti değişim yüzdesindeki azalma, N-beyaz gruba ($10,22 \pm 3,41$) göre daha düşük değerde olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda literatürden farklı olarak sadece L-pembe lastiği kullanmayıp, L-mavi ve L-şeffaf lastikleri ve novaloc tutucular olan N-beyaz, N-sarı, N-yeşil lastikleri de deneylerimize dahil etmemizin bu farkın oluşmasında etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Kürkcüoğlu ve ark. (2016) akrilik bloklara yerleştirmiş oldukları analoglara locator tutucuları vidalayıp; mavi, pembe ve şeffaf tutucu lastikleri çalışmalarına dahil etmişlerdir. Power analizi sonucu örnek gruplarında $n=7$ olarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda yaptığımız Power analizi sonucu her alt gruptaki örnek sayısı 8 olarak belirlenmiştir. Kürkcüoğlu ve ark. (2016) tutucu lastikleri 6 aylık zamana eşdeğer olarak su, NaOCl, sodyum perborate, sodyum perborate-sodyum bikarbonat solüsyonlarında bekletmişlerdir. Ataşmanları her solüsyon değişiminde 15 saniye musluk suyu altında yıkamışlardır. Sodyum bikarbonat içerikli solüsyonda bekletilen şeffaf lastiklerin tutuculuk kuvvetlerinde belirgin bir azalmanın olduğunu bildirmektedirler ($P=0.001$). Herhangi bir solüsyonda bekletilen pembe lastiklerde başlangıç ve bitiş tutuculuk kuvvet karşılaştırılmasında anlamlı bir fark olmadığını fakat mavi lastiklerde NaOCl ve sodyumbikarbonat solüsyonlarda bekletilmesinin ardından tutuculuk kuvvetlerinde anlamlı bir azalmanın olduğu bildirilmektedir ($P=0.002$). Çalışmamızın verilerine paralel olarak farklı renklerdeki ataşmanların solüsyonlardan etkilenme derecelerinin farklı düzeylerde olduğunu belirtmektedirler (Kürkcüoğlu ve ark. 2016).

Literatürde de yer aldığı gibi düşük konsantrasyonlardaki NaOCl solüsyonlar insan metabolizması üzerine toksik etki yaratmamak ile beraber mikroorganizmalara karşı güçlü dezenfektan olarak kullanılmaktadır. Hidroksil iyonlarının sağladığı yüksek pH değeri ile NaOCl solüsyonlar antimikrobiyal etkilerini gösterebilmektedirler. Alkalen peroksit yapıdaki temizleyici ajanlarda ve sodyum perboratta ise uygulandıkları materyallerde yapısal değişimler görülebilmektedir. Bu peroksit solüsyonlar serbest oksijen radikalleri ile debrisin mekanik olarak uzaklaştırılması sağlamaktadırlar

(Fromentin ve ark. 2010; Yadav ve ark. 2013). Kürkcüoğlu ve ark. (2016) çalışmalarında kullandıkları protez temizleyici ajanlar olan AKT tabletler sodyum bikarbonat, PTF tabletler ise sodyum bikarbonat ve sodyum perborat içeriklidirler. Bu çalışmalarda kullanıldığı üzere AKT ve PTF tabletleri çalışma gruplarımıza dahil ettik.

Tutuculuk ve stres dağılımı protezlerin başarısı için anahtar faktörlerdendir. İmplant destekli hareketli protezlerde retansiyon tutucu sistemin fonksiyonuna bağlıdır ve uzun dönem başarı için tutucu parçaların retansiyon kapasiteleri oldukça önemli bir noktadır (Srinivasan ve ark 2016; Choi ve ark. 2018). İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu parçalarda zaman içinde aşınmalar, deformasyonlar ve bunlara bağlı olarak da tutuculuk kuvvetlerinde azalmalar meydana gelmektedir. Malzemelerin gösterdiği davranışlar, plastik adaptasyonları ve aşınmalar tutuculuk kuvvetini farklı derecelerde etkilemektedir (Branchi ve ark 2010).

Yapılan in vitro çalışmalar her ne kadar hastanın fonksiyon esnasındaki hareketlerini taklit etmeye yönelik olsa da tutucu parçaların aşınma özelliklerinin belirlenmesinin karmaşık olması nedeni ile klinik sonuçlar ile in vitro sonuçlar her zaman birbiri ile uyumlu olmayabilir. Bu uyumsuzluk in vitro çalışmaların fonksiyonel hareketleri yeterince iyi taklit edemediğini göstermektedir. İyi tanımlanamamış bir giriş yolu, implantların açılı olması, tutucu parçaların aşınmasına bağlı olarak fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler esnasında protezlerin 3 boyutlu olarak yer değiştirmesi bu uyumsuzluğun nedenleri olarak sayılabilir (Breeding ve ark. 1996; Setz ve ark. 2000; Walton ve ark. 2001).

Çalışmamız implant destekli hareketli protez kullanan bireylerde günlük protez temizliklerini sağlarken kullanabilecekleri protez temizleyici ajanların, 2 farklı içerikli ataşman sistemine etkilerinin neler olabileceğini ortaya koymaktadır. Yaptığımız in vitro çalışma ağız ortamını ve protezlere uygulanan dinamik hareketleri taklit edemediği için kaçınılmaz olarak sınırlamalar ile karşı karşıyadır. Çalışmamızın gelecek çalışmalara ışık tutmasını umut ederek, ağız ortamının ve termal siklusun, materyallerin yorgunluk ve aşınmalarına etkilerini inceleyebilecekleri daha uzun süreli in vitro ve klinik takibi içeren çalışmalar ile geliştirilebilmesi mümkündür.

KAYNAKLAR

- Abelson, D. C. (1981). Denture plaque and denture cleansers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(4), 376-379.
- Abi Nader, S., De Souza, R. F., Fortin, D., De Koninck, L., Fromentin, O., & Albuquerque Junior, R. F. (2011). Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *Journal of oral rehabilitation*, 38(3), 157-164.
- Adler, S., Kistler, S., Kistler, F., Lermer, J., & Neugebauer, J. (2013). Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntechnik*, 39, 376-384.
- Akan, E., Çölgeçen, Ö., & Meşe, İ. T. (2015). Protetik Malzemelerin Sterilizasyonu ve Dezenfeksiyonu. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 36(3), 105-114.
- Akça, K., Cehreli, M. C., & Uysal, S. (2010). Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: a prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(1).
- Akça, K., Çavuşoğlu, Y., Sağırkaya, E., & Cehreli, M. C. (2013). Early-loaded one-stage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3).
- Akşit, K., Nakipoğlu, Y., Mandalı, G., Günel, G., Gürler, B. (2015). Diş Protez Temizlik Ürünlerinin Bakteriyolojik Aktivitelerinin Araştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1).
- Al-Thobity, A. M., Gad, M., ArRejaie, A., Alnassar, T., & Al-Khalifa, K. S. (2019). Impact of denture cleansing solution immersion on some properties of different denture base materials: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(8), 913-919.
- Albert, K., Schledjewski, R., Harbaugh, M., Bleser, S., Jamison, R., & Friedrich, K. (1994). Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. *Bio-Medical materials and engineering*, 4(3), 199-211.
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5) (A).
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5) (B).

- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Allen PF, McMillan AS. (2003). A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *J Can Dent Assoc*, 69(10), 662.
- Allen, F., & Locker, D. (2002). A modified short version of the oral health impact profile for assessing health-related quality of life in edentulous adults. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5).
- Allen, F., & McMillan, A. (2002). Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 320-326.
- Allen, P. F., & McMillan, A. S. (2003). A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clinical Oral Implants Research*, 14(2), 173-179.
- Alsabeeha, N. H., Payne, A. G., De Silva, R. K., & Thomson, W. M. (2011). Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clinical oral implants research*, 22(3), 330-337.
- Alsabeeha, N., Atieh, M., Swain, M. V., & Payne, A. G. (2010). Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs. *International Journal of Prosthodontics*, 23(2).
- Alsiyabi, A. S., Felton, D. A., & Cooper, L. F. (2005). The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(3), 184-190.
- Andrade, I. M. D., Andrade, K. M. D., Pisani, M. X., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F. D., & Paranhos, H. D. F. O. (2014). Trial of an experimental castor oil solution for cleaning dentures. *Brazilian dental journal*, 25(1), 43-47.
- Arda, T., & Arikan, A. (2005). An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(3), 267-274.
- Aroso, C., Silva, A. S., Ustrell, R., Mendes, J. M., Braga, A. C., Berastegui, E., & Escuin, T. (2016). Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(1), 21-29.

- Asvanund, P., & Morgano, S. M. (2011). Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106(4), 266-271.
- Attard, N. J., & Zarb, G. A. (2005). Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 94.
- Augsburger, R. H., & Elahi, J. M. (1982). Evaluation of seven proprietary denture cleansers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 47(4), 356-359.
- Awad, M. A., Locker, D., Korner-Bitensky, N., & Feine, J. S. (2000). Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *Journal of dental research*, 79(9), 1659-1663.
- Awad, M. A., Lund, J. P., Dufresne, E., & Feine, J. S. (2003). Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2).
- Ayyıldız, S., Şahin, C., Emir, F., & Ersu, B. (2020). Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Locator Attachments Over Time. *Journal of Prosthodontics*, 29(3), 237-242.
- Ayyıldız, S., Şahin, C., Emir, F., & Ersu, B. Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Locator Attachments Over Time. *Journal of Prosthodontics*.
- Baba, Y., Sato, Y., Owada, G., & Minakuchi, S. (2018). Effectiveness of a combination denture-cleaning method versus a mechanical method: comparison of denture cleanliness, patient satisfaction, and oral health-related quality of life. *Journal of prosthodontic research*, 62(3), 353-358.
- Bakke, M., Holm, B., & Gotfredsen, K. (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6).
- Barnabe, W. (2004). De mendoca neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Scolaro JM. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *candida albicans*. *J Oral Rehabil*, 31(5), 453-9.
- Batenburg, R. H., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., & Vissink, A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(4), 539-545.

- Batista, M. J., Lawrence, H. P., & de Sousa, M. D. L. R. (2014). Impact of tooth loss related to number and position on oral health quality of life among adults. *Health and quality of life outcomes*, 12(1), 165.
- Bayer, S., Stark, H., Götz, L., Keilig, L., Kraus, D., Hansen, A., & Enkling, N. (2012). Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement—in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology*, 29(2), e340-e347.
- Behr, M., Lang, R., Leibrock, A., Rosentritt, M., & Handel, G. (1998). Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 9(1), 51-58.
- Bell, J. A., Brockmann, S. L., Feil, P., & Sackuvich, D. A. (1989). The effectiveness of two disinfectants on denture base acrylic resin with an organic load. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 580-583.
- Bergendal, T., & Engquist, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2).
- Bergkvist, G., Simonsson, K., Rydberg, K., Johansson, F., & Dérand, T. (2008). A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 10(1), 40-46.
- Besimo, C. E., & Guarneri, A. (2003). In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of oral rehabilitation*, 30(7), 671-678.
- Bhoyar, P. S., Godbole, S. R., Thombare, R. U., & Pakhan, A. J. (2012). Effect of complete edentulism on masseter muscle thickness and changes after complete denture rehabilitation: an ultrasonographic study. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 3(1), 45-50.
- Bilhan, H., Mumcu, E., & Arat, S. (2011). The comparison of marginal bone loss around mandibular overdenture-supporting implants with two different attachment types in a loading period of 36 months. *Gerodontology*, 28(1), 49-57.
- Binon, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, 76-94.
- Branchi, R., Vangi, D., Virga, A., Guertin, G., & Fazi, G. (2010). Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: a fatigue study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(8), 614-619.
- Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent*, 50, 399-410.

- Breeding, L. C., Dixon, D. L., & Schmitt, S. (1996). The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(5), 570-573.
- Bressan, E., Tomasi, C., Stellini, E., Sivoilella, S., Favero, G., & Berglundh, T. (2012). Implant-supported mandibular overdentures: a cross-sectional study. *Clinical oral implants research*, 23(7), 814-819.
- Broggini, N., & Cirelli, J. A. (Eds.). (2007). *Glossary of oral and maxillofacial implants*. Quintessence.
- Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2).
- Budtz-Jørgensen, E. (1979). Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 42(6), 619-623.
- Budtz-Jørgensen, E., LöE, H. (1972). Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *European Journal of Oral Sciences*, 80(6), 457-464.
- Burns, D. R. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *Journal of Prosthodontics*, 9(1), 37-46.
- Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick Jr, R. K., & Beck, D. A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I—Retention, stability, and tissue response. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(4), 354-363 (A).
- Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick Jr, R. K., & Giglio, J. A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II—Patient satisfaction and preference. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(4), 364-369 (B).
- Buser, D., Broggini, N., Wieland, M., Schenk, R. K., Denzer, A. J., Cochran, D. L., ... & Steinemann, S. G. (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of dental research*, 83(7), 529-533.
- Buser, D., Schenk, R. K., Steinemann, S., Fiorellini, J. P., Fox, C. H., & Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of biomedical materials research*, 25(7), 889-902.
- Cakarar, S., Can, T., Yaltirik, M., & Keskin, C. (2011). Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16(7), e953-9.
- Caldwell, R. C. (1962). Adhesion of foods to teeth. *Journal of dental research*, 41(4), 821-832

- Calman, K. C. (1984). Quality of life in cancer patients--an hypothesis. *Journal of medical ethics*, 10(3), 124-127.
- Camarini, E. T., Tomeh, J. K., Dias, R. R., & da Silva, E. J. (2011). Reconstruction of frontal bone using specific implant polyether-ether-ketone. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(6), 2205-2207.
- Carlsson, G. E. (1998). Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(1), 17-23.
- Carvalho, A. O., Bruzi, G., Giannini, M., & Magne, P. (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(4), 310-317.
- Castellani, R., de Ruijter, A., Renggli, H., & Jansen, J. (1999). Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clinical oral implants research*, 10(5), 369-378.
- Caulier, H., Van der Waerden, J. P. C. M., Paquay, Y. C. G. J., Wolke, J. G. C., Kalk, W., Naert, I., & Jansen, J. A. (1995). Effect of calcium phosphate (Ca-P) coatings on trabecular bone response: A histological study. *Journal of biomedical materials research*, 29(9), 1061-1069.
- Chamberlain, B. B., Bernier, S. H., Bloem, T. J., & Razzoog, M. E. (1985). Denture plaque control and inflammation in the edentulous patient. *The Journal of prosthetic dentistry*, 54(1), 78-81.
- Cho, C. B., Jung, S. Y., Park, C. Y., Kang, H. K., Yeo, I. S. L., & Min, B. M. (2019). A Vitronectin-Derived Bioactive Peptide Improves Bone Healing Capacity of SLA Titanium Surfaces. *Materials*, 12(20), 3400.
- Cho, D. Y., Lee, W. Y., & Sheu, P. C. (2004). Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surgical neurology*, 62(5), 378-385.
- Choi, J. W., Yun, B. H., Jeong, C. M., & Huh, J. B. (2018). Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5).
- Chu, F. C., Deng, F. L., Siu, A. S., & Chow, T. W. (2004). Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(3), 219-222.
- Chung, K. H., Whiting, D., Kronstrom, M., Chan, D., & Wataha, J. (2011). Retentive characteristics of overdenture attachments during repeated dislodging and cyclic loading. *International Journal of Prosthodontics*, 24(2).

- Cleary, T. J., & Hutton, J. E. (1995). An assessment of the association between functional edentulism, obesity, and NIDDM. *Diabetes Care*, 18(7), 1007-1009.
- Cockburn, A., Cockburn, E., & Reyman, T. A. (Eds.). (1998). *Mummies, disease and ancient cultures*. Cambridge University Press.
- Cordioli, G., Majzoub, Z., & Castagna, S. (1997). Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(2), 159-165.
- Cordioli, G., Majzoub, Z., Piattelli, A., & Scarano, A. (2000). Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5).
- Cornelius, R. M., McClung, W. G., Barre, P., Esguerra, F., & Brash, J. L. (2002). Effects of reuse and bleach/formaldehyde reprocessing on polysulfone and polyamide hemodialyzers. *Asaio Journal*, 48(3), 300-311.
- Cruz, P. C., Andrade, I. M. D., Peracini, A., Souza-Gugelmin, M. C. M. D., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F. D., & Paranhos, H. D. F. O. (2011). The effectiveness of chemical denture cleansers and ultrasonic device in biofilm removal from complete dentures. *Journal of Applied Oral Science*, 19(6), 668-673.
- Cune, M. S., de Putter, C., & Hoogstraten, J. (1994). Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II—Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(2), 152-158.
- Cune, M., Burgers, M., van Kampen, F., de Putter, C., & van der Bilt, A. (2010). Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *International Journal of Prosthodontics*, 23(4).
- Cune, M., Van Kampen, F., Van der Bilt, A., & Bosman, F. (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 471.
- Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*. Quintessence.
- Çehreli, M. C., Karasoy, D., Kökat, A. M., Akca, K., & Eckert, S. (2010). A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).
- D. Mericske-Stern, R., Taylor, T. D., & Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 7*, 11, 108-125.

- Dal Carlo, L., Pasqualini, M., Shulman, M., Rossi, F., Comola, G., Manenti, P., ... & Zampetti, P. (2019). Endosseous distal extension (EDE) blade implant technique useful to provide stable pillars in the ipotrophic lower posterior sector: 22 years statistical survey. *International journal of immunopathology and pharmacology*, 33, 2058738419838092.
- de Avila, E. D., van Oirschot, B. A., & van den Beucken, J. J. (2019). Biomaterial-based possibilities for managing peri-implantitis. *Journal of periodontal research*.
- de Souza, R. F., Paranhos, H. D. F. O., Da Silva, C. H. L., Abu-Naba'a, L., Fedorowicz, Z., & Gurgan, C. A. (2009). Interventions for cleaning dentures in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4).
- DeFranco, R. L. (1977). Overdentures. *Dental Clinics of North America*, 21(2), 379.
- Denissen, H. W., Kalk, W., De Nieuport, H. M., Maitha, J. C., & Van de Hooff, A. (1990). Mandibular bone response to plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. *international Journal of Prosthodontics*, 3(1).
- Depp, C., Vahia, I. V., & Jeste, D. (2010). Successful aging: focus on cognitive and emotional health. *Annual review of clinical psychology*, 6, 527-550.
- Derafshi, R., Mohaghegh, M., Saki, M., Safari, A., & Haghighi, M. R. (2015). The effects of denture cleansing solutions on the retention of attachments of implant supported overdentures. *Journal of Dentistry*, 16(1 Suppl), 68.
- Dikbaş, İ., & Köksal, T. (2005). Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. *Hacettepe Dişhek Fak Derg*, 29, 16-27.
- do Amaral, C. F., Pinheiro, M. A., Câmara-Souza, M. B., Carletti, T. M., & Garcia, R. C. M. R. (2019). Bite Force, Masseter Thickness, and Oral Health–Related Quality of Life of Elderly People with a Single-Implant Mandibular Overdenture. *The International journal of prosthodontics*, 32(6), 503-508.
- Donovan, T. E., & Cho, G. C. (2003). Esthetic considerations with removable partial dentures. *Journal of the California Dental Association*, 31(7), 551-557.
- Douglass, C. W., Shih, A., & Ostry, L. (2002). Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(1), 5-8.
- Doukas, D., Michelinakis, G., Smith, P. W., & Barclay, C. W. (2008). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *International Journal of Prosthodontics*, 21(2).

- Doundoulakis, J. H., ECKERT, S. E., LINDQUIST, C. C., & JEFFCOAT, M. K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455-1458.
- Drake, D., Wells, J., & Ettinger, R. (1992). Efficacy of denture cleansing agents in an in vitro bacteria-yeast colonization model. *International Journal of Prosthodontics*, 5(3).
- Duyck, J., Vandamme, K., Muller, P., & Teughels, W. (2013). Overnight storage of removable dentures in alkaline peroxide-based tablets affects biofilm mass and composition. *Journal of dentistry*, 41(12), 1281-1289.
- Emami, E., de Souza, R. F., Kabawat, M., & Feine, J. S. (2013). The impact of edentulism on oral and general health. *International journal of dentistry*, 2013.
- Eren Türk, P., Geckili, O., Türk, Y., Günay, V., & Bilgin, T. (2014). In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(5).
- Eschbach, L. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, D22-D27.
- Fan, J. P., Tsui, C. P., Tang, C. Y., & Chow, C. L. (2004). Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials*, 25(23), 5363-5373.
- Federick, D. R., & Caputo, A. A. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(6), 624-632.
- Feerick, E. M., Kennedy, J., Mullett, H., FitzPatrick, D., & McGarry, P. (2013). Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Medical engineering & physics*, 35(6), 712-722.
- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Mericske-Stern, R. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3.
- Felton, D., Cooper, L., Duqum, I., Minsley, G., Guckes, A., Haug, S., ... & Deal Chandler, N. (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20, S1-S12.
- Fenlon, M. R., Palmer, R. M., Palmer, P., Newton, J. T., & Sherriff, M. (2002). A prospective study of single stage surgery for implant supported overdentures. *Clinical oral implants research*, 13(4), 365-370.

- Fenton, A. H. (1998). The decade of overdentures: 1970-1980. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(1), 31-36.
- Ferro, Keith J. et al. 2017. *The Glossary of Prosthodontic Terms Ninth Edition Editorial Staff The Journal of Prosthetic Dentistry Volume 117 Issue 5S*. Vol. 117.
- Fromentin, O., Lassauzay, C., Abi Nader, S., Feine, J., & de Albuquerque Junior, R. F. (2010). Testing the retention of attachments for implant overdentures—validation of an original force measurement system. *Journal of oral rehabilitation*, 37(1), 54-62.
- Fromentin, O., Picard, B., & Tavernier, B. (1999). In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 11(3), 391-7.
- Fueki, K., Ohkubo, C., Yatabe, M., Arakawa, I., Arita, M., Ino, S., ... & Suzuki, T. (2014). Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *Journal of prosthodontic research*, 58(2), 71-84.
- Gamborena, J. I., Hazelton, L. R., NaBadalung, D., & Brudvik, J. (1997). Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *International Journal of Prosthodontics*, 10(2).
- Geckili, O., Bilhan, H., & Bilgin, T. (2007). Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *JOURNAL OF THE CANADIAN DENTAL ASSOCIATION*, 73(8), 691-694.
- Geckili, O., Bilhan, H., & Bilgin, T. (2011). Impact of mandibular two-implant retained overdentures on life quality in a group of elderly Turkish edentulous patients. *Archives of gerontology and geriatrics*, 53(2), 233-236.
- Geckili, O., Bilhan, H., Mumcu, E., Dayan, C., Yabul, A., & Tuncer, N. (2012). Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. *Special Care in Dentistry*, 32(4), 136-141.
- Ghalichebaf, M., Graser, G. N., & Zander, H. A. (1982). The efficacy of denture-cleansing agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(5), 515-520.
- Gleiznys, A., Zdanavičienė, E., & Žilinskas, J. (2015). Candida albicans importance to denture wearers. A literature review. *Stomatologija*, 17(2), 54-66.
- Godara, A., Raabe, D., & Green, S. (2007). The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomaterialia*, 3(2), 209-220.

- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(2), 121-132.
- Gotfredsen, K., & Holm, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2).
- Gotfredsen, K., & Walls, A. W. (2007). What dentition assures oral function?. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 34-45.
- Gökalp, S., Güçiz Doğan, B., Tekçiçek, M., Berberoğlu, A., & Ünlüer, Ş. (2007). Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. *Hacettepe Diş Hekimliği Dergisi*, 31, 11-18.
- Gross, K. A., Berndt, C. C., Goldschlag, D. D., & Iacono, V. J. (1997). In vitro changes of hydroxyapatite coatings. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 12(5).
- Gulizio, M. P., Agar, J. R., Kelly, J. R., & Taylor, T. D. (2005). Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(1), 3-11.
- Güngör, A. G. D. H., Holoğlu, D. B., & Duymuş, Z. Y. (2008). Dişhekimlerinin dental implant planlamasında kullanılan radyografi teknikleri konusundaki tercihlerinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(2), 60-65.
- Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R., & Rosentritt, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*, 26(11), 1297-1301.
- Haikola, B., Oikarinen, K., Söderholm, A. L., Remes-Lyly, T., & Sipilä, K. (2008). Prevalence of edentulousness and related factors among elderly Finns. *Journal of oral rehabilitation*, 35(11), 827-835.
- Hamza, M. A., Elbhoty, F. E., & El-Sheikh, M. M. (2019). Effect of denture cleansers with and without fatigue stress on retention of locator attachments: in-vitro study. *Tanta Dental Journal*, 16(4), 183.
- HARALDSON, T., JEMT, T., STÅLBLAD, P. Å., & Lekholm, U. L. F. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *European Journal of Oral Sciences*, 96(3), 235-242.
- Hasanreisoglu, U., & Aydın, K. (1984). Profitez temizleyici sistemlerin karşılaştırılması. *AÜ Diş Hek. Fak. Derg*, 11, 189-207.

- Hatch, J. P., Shinkai, R. S. A., Sakai, S., Rugh, J. D., & Paunovich, E. D. (2001). Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Archives of Oral Biology*, 46(7), 641- 648.
- Heckmann, S. M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M. G., & Weber, H. P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clinical oral implants research*, 15(5), 560-569.
- Hee, H. T., & Kundnani, V. (2010). Rationale for use of polyetheretherketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *The Spine Journal*, 10(1), 66-69.
- Heimer, S., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical oral investigations*, 21(4), 1191-1200.
- Heydecke, G., Tedesco, L. A., Kowalski, C., & Inglehart, M. R. (2004). Complete dentures and oral health-related quality of life—do coping styles matter?. *Community dentistry and oral epidemiology*, 32(4), 297-306.
- Hobo, S., Ichida, E., & Garcia, L. T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence Pub Co.
- Holmlund, A., Holm, G., & Lind, L. (2010). Number of teeth as a predictor of cardiovascular mortality in a cohort of 7,674 subjects followed for 12 years. *Journal of periodontology*, 81(6), 870-876.
- Hu, J., Zhong, X., & Fu, X. (2019). Enhanced Bone Remodeling Effects of Low-Modulus Ti–5Zr–3Sn–5Mo–25Nb Alloy Implanted in the Mandible of Beagle Dogs under Delayed Loading. *ACS omega*.
- Hung, H. C., Colditz, G., & Joshipura, K. J. (2005). The association between tooth loss and the self-reported intake of selected CVD-related nutrients and foods among US women. *Community dentistry and oral epidemiology*, 33(3), 167-173.
- Hutton, B., Feine, J., & Morais, J. (2002). Is there an association between edentulism and nutritional state?. *Journal-Canadian Dental Association*, 68(3), 182-187.
- Ivanoff, C. J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., & Lekholm, U. (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants: an experimental study in rabbits. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26(2), 141-148.
- Jagger, D. C., Al-Akhazami, L., Harrison, A., & Rees, J. S. (2002). The effectiveness of seven denture cleansers on tea stain removal from PMMA acrylic resin. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6).

- Jemt, T., & Sta, P. A. (1986). The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(3), 357-361.
- Jones, J. A., Orner, M. B., Spiro III, A., & Kressin, N. R. (2003). Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *International dental journal*, 53(S5), 327-334.
- Jourdan M, Magiollo M. *Le manuel de l'art du dentiste*. Nancy: 1807
- Kalaycı, E., Avinç, O., & Yavaş, A. (2017). Polieter Eter Keton (Peek) Lifleri. *Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*, 38(2).
- Karabuda, C., Gültekin, A., Yalçın, S., & Özdemir, T. (2004). İmplant yüzey özellikleri ve osseointegrasyona olan etkileri. *Dişhekimliğinde Klinik*, 4(18), 122-8.
- Kasemo, B., & Lausmaa, J. (1988). Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(4).
- Katzer, A., Marquardt, H., Westendorf, J., Wening, J. V., & Von Foerster, G. (2002). Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23(8), 1749-1759.
- Kawasaki, T., Takayama, Y., Yamada, T., & Notani, K. (2001). Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge—three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *Journal of oral rehabilitation*, 28(10), 950-957.
- Kiesow, A., Sarembe, S., Pizzey, R. L., Axe, A. S., & Bradshaw, D. J. (2016). Material compatibility and antimicrobial activity of consumer products commonly used to clean dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 189-198.
- Klein, C. P. A. T., Patka, P., Wolke, J. G. C., de Blieck-Hogervorst, J. M. A., & De Groot, K. (1994). Long-term in vivo study of plasma-sprayed coatings on titanium alloys of tetracalcium phosphate, hydroxyapatite and α -tricalcium phosphate. *Biomaterials*, 15(2), 146-150.
- Kleis, W. K., Kämmerer, P. W., Hartmann, S., Al-Nawas, B., & Wagner, W. (2010). A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clinical implant dentistry and related research*, 12(3), 209-218.
- Knaus, J., Schaffarczyk, D., & Cölfen, H. (2019). On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromolecular Bioscience*.
- Kobayashi, M., Srinivasan, M., Ammann, P., Perriard, J., Ohkubo, C., Müller, F., Schimmel, M. (2014). Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clinical oral implants research*, 25(4), 426-434.

- Kotthaus, M., Hasan, I., Keilig, L., Grüner, M., Bourauel, C., & Stark, H. (2019). Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton® ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*.
- Koutouzis, T., Richardson, J., & Lundgren, T. (2011). Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(sp1), 174-182.
- Krennmair, G., & Ulm, C. (2001). The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(1).
- Krennmair, G., Seemann, R., Fazekas, A., Ewers, R., & Piehslinger, E. (2012). Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6).
- Krennmair, G., Seemann, R., Weinländer, M., & Piehslinger, E. (2011). Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(3).
- Kulak-Ozkan, Y., Kazazoglu, E., & Arikan, A. (2002). Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *Journal of oral rehabilitation*, 29(3), 300-304.
- Kumar, D., Rajmohan, T., & Venkatachalapathi, S. (2018). Wear behavior of PEEK matrix composites: a review. *Materials Today: Proceedings*, 5(6), 14583-14589.
- Kuo, M. C., Tsai, C. M., Huang, J. C., & Chen, M. (2005). PEEK composites reinforced by nano-sized SiO₂ and Al₂O₃ particulates. *Materials Chemistry and Physics*, 90(1), 185-195.
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- Kürkcüoğlu, I., Özkir, S. E., Köroğlu, A., Sahin, O., & Yilmaz, B. (2016). Effect of denture cleansing solutions on different retentive attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 606-610.
- Lambert, J. P., & Kolstad, R. (1986). Effect of a benzoic acid-detergent germicide on denture-borne *Candida albicans*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 55(6), 699-700.
- Landa, L. S., Cho, S. C., Froum, S. J., Elian, N., & Tarnow, D. P. (2001). A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 13(2), 151-6.

- Lazzara, R. J., Testori, T., Trisi, P., Porter, S. S., & Weinstein, R. L. (1999). A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 19(2).
- Lee, C. K., & Agar, J. R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2), 102-105.
- Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(4), 377-381.
- LeGeros, R. Z. (1988). Calcium phosphate materials in restorative dentistry: a review. *Advances in dental research*, 2(1), 164-180.
- Legeros, R. Z., & Craig, R. G. (1993). Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *Journal of Bone and Mineral Research*, 8(S2), S583-S596.
- Lehmann, K. M. (1978). Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quint Dent Technol*, 7, 45-48.
- Li, Y., Wang, J., He, D., Wu, G., & Chen, L. (2020). Surface sulfonation and nitrification enhance the biological activity and osteogenesis of polyetheretherketone by forming an irregular nano-porous monolayer. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(1), 1-12.
- Liddelov, G. J., & Henry, P. J. (2007). A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6), S126-S137.
- Ludwig, K., Cretsi, X., & Kern, M. (2006). In vitro retention force changes of ball anchor attachments depending on divergences of implants. *Dtsch Zahnarztl Ztg*, 61, 142-6. (Ludwig ve ark 2006a)
- Ludwig, K., Hartfil, H., & Kern, M. (2006). Analysis of the wear and tear of ball attachments. *Quintessence J Dent Technol*, 4, 46-55. (Ludwig ve ark 2006b)
- Ludwig, K., Kresse, T., & Kern, M. (2003, June). Friction and wear of extracoronary attachments with and without bracing units. In *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH* (Vol. 82, pp. B50-B50). 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314-3406 USA: INT AMER ASSOC DENTAL RESEARCHI ADR/AADR.
- Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, 15(4), 5426-5445.
- MacEntee, M. I., Glick, N., & Stolar, E. (1998). Age, gender, dentures and oral mucosal disorders. *Oral diseases*, 4(1), 32-36.

- MacEntee, M. I., Walton, J. N., & Glick, N. (2005). A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(1), 28-37.
- Mackie, A., Lyons, K., Thomson, W. M., & Payne, A. G. (2011). Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *International Journal of Prosthodontics*, 24(4).
- Maeda, Y. (2005). Criteria for attachment selection for implant overdenture. *Implant Dentistry with New Generation Magnetic Attachments: Maximum Results with Minimum Number of Implant*. Tokyo: Quintessence, 32-35.
- Maldonado-Naranjo, A. L., Healy, A. T., & Kalfas, I. H. (2015). Polyetheretherketone (PEEK) intervertebral cage as a cause of chronic systemic allergy: a case report. *The Spine Journal*, 15(7), e1-e3.
- Mariotto, L. G., da Costa Valente, M. L., de Castro, D. T., & Dos Reis, A. C. (2020). Effects of Denture Cleansing Solutions on Different Materials Used for Fabrication of Polymer Attachment Components. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(1), 74-80.
- Matsushita, Y., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., & Suetsugu, T. (1990). Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of oral implantology*, 16(1), 6-11.
- McGowan, M. J., Shimoda, L. M., & Woolsey, G. D. (1988). Effects of sodium hypochlorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. *The Journal of prosthetic dentistry*, 60(2), 212-218.
- Meijer, G. J., Cune, M. S., Van Dooren, M., De Putter, C., & Van Blitterswijk, C. A. (1997). A comparative study of flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxylapatite) permucosal dental implants. I. Clinical aspects. *Journal of oral rehabilitation*, 24(2), 85-92.
- Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., Van't Hof, M. A., Geertman, M. E., & Van Oort, R. P. (1999). Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clinical Oral Implants Research*, 10(3), 238-244.
- Mensor Jr, M. C. (1977). Attachment fixation for overdentures. Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*, 37(4), 366-373.

- Merickske-Stern, R. (1990). Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(4).
- Merickske-Stern, R. (1998). Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1).
- Merickske-Stern, R., Oetterli, M., Kiener, P., & Merickske, E. (2002). A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5).
- Merickske-Stern, R., Steinlin Schaffner, T., Marti, P., & Geering, A. H. (1994). Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research*, 5(1), 9-18.
- Mínguez-Tomás, N., Alonso-Pérez-Barquero, J., Fernández-Estevan, L., Vicente-Escuder, Á., & Selva-Otaolaurruchi, E. J. (2018). In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10(7), e681.
- Misch, C. E. (2004). *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E. (2007). Prosthetic options in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry*, 92.
- Misch, C. E., & Judy, K. W. M. (2005). Mandibular implant overdentures design and fabrication. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby, 228-51.
- Mizutani, H., & Rutkunas, V. (2004). Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. 1st edn. Chicago: Quintessence Pub Co Inc, 70-4.
- Mollaoglu, N., & Alpar, R. (2005). The effect of dental profile on daily functions of the elderly. *Clinical oral investigations*, 9(3), 137-140.
- Moore, T. C., Smith, D. E., & Kenny, G. E. (1984). Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(2), 158-163.
- Mumcu, E., Bilhan, H., & Geckili, O. (2012). The effect of attachment type and implant number on satisfaction and quality of life of mandibular implant-retained overdenture wearers. *Gerodontology*, 29(2), e618-e623.
- Murakami, H., Mizuguchi, M., Hattori, M., Ito, Y., Kawai, T., & Hasegawa, J. (2002). Effect of denture cleaner using ozone against methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* and *E. coli* T1 phage. *Dental materials journal*, 21(1), 53-60.

- Murray, I. D., McCabe, J. F., & Storer, R. (1986). The relationship between the abrasivity and cleaning power of the dentifrice-type denture cleaners. *British dental journal*, 161(6), 205.
- Müller, F. (2015). Oral hygiene reduces the mortality from aspiration pneumonia in frail elders. *Journal of dental research*, 94(3_suppl), 14S-16S.
- Naert, I. E., Gizani, S., Vuylsteke, M., & van Steenberghe, D. (1997). A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. *Clinical oral investigations*, 1(2), 81-88.
- Naert, I., Alsaadi, G., & Quirynen, M. (2004). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(4).
- Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M., & Van Steenberghe, D. (1998). A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clinical Oral Implants Research*, 9(3), 170-177.
- Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M., & Van Steenberghe, D. (1999). A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 195-202.
- Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G., & van Steenberghe, D. (1991). Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(5), 671-680.
- Nakipoğlu, Y. (2003). Çamaşır suyunun (sodyum hipoklorit) hastanelerde kullanımı. *Türk Mikrobiol Cem Derg*, 33, 304-13.
- Nalçacı, R., Erdemir, E. O., & Baran, I. (2007). Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Archives of gerontology and geriatrics*, 45(1), 55-64.
- Närhi, T. O., Hevinga, M., Voorsmit, R. A., & Kalk, W. (2001). Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(2).
- Neugebauer, J., Adler, S., Kistler, F., Kistler, S., & Bayer, G. (2013). Der Einsatz von Kunststoffen bei der festsitzenden prothetischen Implantatversorgung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 122(05), 242-246.
- Nguyen, C. T., Masri, R., Driscoll, C. F., & Romberg, E. (2010). The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink Locator attachments: an in vitro

study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(3), 226-230.

- Nicholson, R. J., Stark, M. M., & Scott Jr, H. E. (1968). Calculus and stain removal from acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 20(4), 326-329.
- Nieminen, T., Kallela, I., Wuolijoki, E., Kainulainen, H., Hiidenheimo, I., & Rantala, I. (2008). Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 84(2), 377-383.
- Nikawa, H., Hamada, T., Yamashiro, H., & Kumagai, H. (1999). A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. *International Journal of Prosthodontics*, 12(2).
- Noiset, O., Schneider, Y. J., & Marchand-Brynaert, J. (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 11(7), 767-786.
- Oizumi, M., Suzuki, T., Uchida, M., Furuya, J., & Okamoto, Y. (1998). In vitro testing of a denture cleaning method using ozone. *Journal of Medical and Dental Sciences*, 45(2), 135-139.
- Okoro, C. A., Balluz, L. S., Eke, P. I., Ajani, U. A., Strine, T. W., Town, M., ... & Mokdad, A. H. (2005). Tooth loss and heart disease: findings from the Behavioral Risk Factor Surveillance System. *American journal of preventive medicine*, 29(5), 50-56.
- Olsen, I. (1975). Relapse tendency and removal of acquired discolourations in long-term denture disinfection with chlorhexidine. *Acta Odontologica Scandinavica*, 33(2), 111-114.
- Orimo, H., Ito, H., Suzuki, T., Araki, A., Hosoi, T., & Sawabe, M. (2006). Reviewing the definition of “elderly”. *Geriatrics & gerontology international*, 6(3), 149-158.
- Ortégón, S. M., Thompson, G. A., Agar, J. R., Taylor, T. D., & Perdakis, D. (2009). Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(4), 231-238.
- Österberg, T., Dey, D. K., Sundh, V., Carlsson, G. E., Jansson, J. O., & Mellström, D. (2010). Edentulism associated with obesity: a study of four national surveys of 16 416 Swedes aged 55–84 years. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(6), 360-367.
- Paes-Junior, T. J. D. A., João-Paulo-Mendes Tribst, A. M., de Oliveira Dal Piva, M. A., Alexandre-Luiz-Souto Borges, F. D., & Gonçalves, C. P. (2019). Stress distribution of complete-arch implant-supported prostheses reinforced with silica-nylon mesh. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(12), e1163.

- Paranhos, H. F. O., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F., Cruz, P. C., Freitas, K. M., & Peracini, A. (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of oral rehabilitation*, 34(8), 606-612.
- Pasciuta, M., Grossmann, Y., & Finger, I. M. (2005). A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(2), 116-120.
- Patel, P., Hull, T. R., McCabe, R. W., Flath, D., Grasmeder, J., & Percy, M. (2010). Mechanism of thermal decomposition of poly (ether ether ketone)(PEEK) from a review of decomposition studies. *Polymer Degradation and Stability*, 95(5), 709-718.
- Pavarina, A. C., Pizzolitto, A. C., Machado, A. L., Vergani, C. E., & Giampaolo, E. T. (2003). An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation*, 30(5), 532-536.
- Peracini, A., Regis, R. R., Souza, R. F. D., Pagnano, V. O., Silva, C. H. L. D., & Paranhos, H. D. F. O. (2016). Alkaline peroxides versus sodium hypochlorite for removing denture biofilm: a crossover randomized trial. *Brazilian dental journal*, 27(6), 700-704.
- Petersen, P. E. (2003). The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century—the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dentistry and oral epidemiology*, 31, 3-24.
- Petropoulos, V. C., & Mante, F. K. (2011). Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(4), 286-293.
- Petropoulos, V. C., & Smith, W. (2002). Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(4).
- Petropoulos, V. C., Smith, W., & Kousvelari, E. (1997). Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2).
- Pigozzo, M. N., Mesquita, M. F., Henriques, G. E. P., & Vaz, L. G. (2009). The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(2), 74-80.
- Pires, C. W., Fraga, S., Beck, A. C., Braun, K. O., & Peres, P. E. (2017). Chemical methods for cleaning conventional dentures: what is the best antimicrobial option? An in vitro study. *Oral Health Prev Dent*, 15(1), 73-77.

- Polychronakis, N. C., Polyzois, G. L., Lagouvardos, P. E., & Papadopoulos, T. D. (2015). Effects of cleansing methods on 3-D surface roughness, gloss and color of a polyamide denture base material. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(5), 353-363.
- Polyzois, G. L. (1983). Denture cleansing habits. A survey. *Australian dental journal*, 28(3), 171-173.
- Porter Jr, J. A., Petropoulos, V. C., & Brunski, J. B. (2002). Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5).
- Preiskel, H. W. (2004). Magnetic Applications in Clinical Dentistry. *İçinde: Ai M, Shiau YY, editörler. New Magnetic Applications in Clinical Dentistry. Quintessence Pub Co Inc, Chicago*, 22-27.
- Preiskel, H. W., & Tsolka, P. (1998). Telescopic prostheses for implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(3).
- Raghoobar, G. M., Meijer, H. J., Stegenga, B., Van't Hof, M. A., Van Oort, R. P., & Vissink, A. (2000). Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible: A five-year randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 11(3), 195-201.
- Rigolin, M. S. M., Barbugli, P. A., Jorge, J. H., Reis, M. R. D., Adabo, G. L., Casemiro, L. A., ... & Junior, F. D. A. M. (2019). Effect of the aging of titanium and zirconia abutment surfaces on the viability, adhesion, and proliferation of cells and the adhesion of microorganisms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 564-e1.
- Riley, M. A., Walmsley, A. D., & Harris, I. R. (2001). Magnets in prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(2), 137-142.
- Rivard, C. H., Rhalmi, S., & Coillard, C. (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 62(4), 488-498.
- Rodrigues, R. C. S., Faria, A. C. L., Macedo, A. P., Sartori, I. A. D. M., De Mattos, M. D. G. C., & Ribeiro, R. F. (2009). An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clinical oral implants research*, 20(12), 1314-1319.
- Rowe, J. W., & Kahn, R. L. (1997). Successful aging. *The gerontologist*, 37(4), 433-440.

- Rudd, R. W., Senia, E. S., McCleskey, F. K., & Adams Jr, E. D. (1984). Sterilization of complete dentures with sodium hypochlorite. *The Journal of prosthetic dentistry*, 51(3), 318-321.
- Rutkunas, V., Mizutani, H., & Takahashi, H. (2005). Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*, 7(4), 115-20.
- Rutkunas, V., Mizutani, H., & Takahashi, H. (2007). Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *Journal of oral rehabilitation*, 34(1), 41-51.
- Rutkunas, V., Mizutani, H., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2011). Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dental materials journal*, 1111220201-1111220201.
- Sadid-Zadeh, R., Stylianou, A., & Wesson, R. A. (2018). Prosthetic management of an existing transmandibular implant: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(5), 693-697.
- Sadig, W. (2009). A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence International*, 40(4).
- Sadowsky, S. J. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(5), 468-473.
- Sagomonyants, K. B., Jarman-Smith, M. L., Devine, J. N., Aronow, M. S., & Gronowicz, G. A. (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, 29(11), 1563-1572.
- Sampaio, M., Buciumeanu, M., Henriques, B., Silva, F. S., Souza, J. C., & Gomes, J. R. (2016). Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4V structures. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 54, 123-130.
- Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Da Cruz, A. C. C., & de Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(7), 2079-2085.
- Sasuga, T., & Hagiwara, M. (1987). Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*, 28(11), 1915-1921.
- Säuberlich, S., Klee, D., Richter, E. J., Höcker, H., & Spiekermann, H. (1999). Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clinical oral implants research*, 10(5), 379-393.

- Schwitalla, A. D., Abou-Emara, M., Zimmermann, T., Spintig, T., Beuer, F., Lackmann, J., & Müller, W. D. (2016). The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 63, 244-251.
- Schwitalla, A., & Müller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
- Setz, J. M., Wright, P. S., & Ferman, A. M. (2000). Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures--an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(6).
- Setz, J., Lee, S. H., & Engel, E. (1998). Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3), 323-329.
- Shafie, H. R. (2013). *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. John Wiley & Sons.
- Sharry, J. J. (1974). *Complete denture prosthodontics*. McGraw-Hill Companies.
- Shay, K. (2000). Denture hygiene: a review and update. *J Contemp Dent Pract*, 1(2), 28-41.
- Shen, C., Javid, N. S., & Colaizzi, F. A. (1989). The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 583-589.
- Shrestha, R., Simsiriwong, J., Shamsaei, N., & Moser, R. D. (2016). Cyclic deformation and fatigue behavior of polyether ether ketone (PEEK). *International Journal of Fatigue*, 82, 411-427.
- Siegele, D., & Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4).
- Siewert, B., & Parra, M. (2013). Eine neue Werkstoffklasse in der Zahnmedizin. *PEEK als Gerüstmaterial bei*, 12, 148-159.
- Silva, A. S., Aroso, C., Ustrell, R., Braga, A. C., Mendes, J. M., & Escuin, T. (2015). The influence of saliva pH value on the retention and durability of bar-clip attachments. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(1), 32-38.
- Soganci Unsal, G., Hasanoğlu Erbaşar, G. N., Aykent, F., Özyılmaz, Ö. Y., & Özdoğan, M. S. (2019). Evaluation of Stress Distribution on Mandibular Implant-supported Overdentures with Different Bone Heights and Attachment Types: A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*.

- Sposetti, V. J., Gibbs, C. H., Alderson, T. H., Jagers, J. H., Richmond, A., Conlon, M., & Nickerson, D. M. (1986). Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(2), 265-273.
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2014). Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184-190.
- Srinivasan, M., Schimmel, M., Badoud, I., Ammann, P., Herrmann, F. R., & Müller, F. (2016). Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments—an in vitro study. *Clinical oral implants research*, 27(5), 604-611.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*, 32(3), 441-448.
- Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Schmidlin, P. R. (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 666-673.
- Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., & Wang, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*, 12(4), 306-317.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 15(4), 240-248.
- Suzuki, T., Oizumi, M., Furuya, J., Okamoto, Y., & Rosenstiel, S. F. (1999). Influence of ozone on oxidation of dental alloys. *International Journal of Prosthodontics*, 12(2).
- Swain, M. V. (2009). Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*, 22(5), 429-40.
- Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G., & Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5).

- Tallgren, A. (1966). The Reduction in Face Height of Edentulous and Partially Edentulous Subjects During Long-Term Denture Wear a Longitudinal Roentgenographic Cephalometric STUDY. *Acta odontologica scandinavica*, 24(2), 195-239.
- Tallgren, A. (1972). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 27(2), 120-132.
- Tallgren, A., Lang, B. R., & Miller, R. L. (1991). Longitudinal study of soft-tissue profile changes in patients receiving immediate complete dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 4(1).
- Tamamoto, M., Hamada, T., Miyake, Y., & Suginaka, H. (1985). Ability of enzymes to remove Candida. *The Journal of prosthetic dentistry*, 53(2), 214-216.
- Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*, 28(3), 273-278.
- Tapias Perdigon, H., Schneiderman, E., & Opperman, L. A. (2019). Oral health assessment of independent elders in Texas. *Special Care in Dentistry*, 39(5), 515-523.
- Tarbet, W. J., Axelrod, S., Minkoff, S., & Fratarcangelo, P. A. (1984). Denture cleansing: a comparison of two methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 51(3), 322-325.
- The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005;94(1):10-92
- Timmerman, R., Stoker, G. T., Wismeijer, D., Oosterveld, P., Vermeeren, J. I. J. F., & Van Waas, M. A. J. (2004). An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*, 83(8), 630-633.
- Tokuhisa, M., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2003). In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2).
- Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K., & Hirayama, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*, 15(1), 24-34.
- Troeltzsch, M., Troeltzsch, V., Brodine, A. H., Frankenberger, R., Messlinger, K., & Troeltzsch, M. (2013). Clinical performance and peri-implant parameters of 132 implants supporting locator-retained overdentures: a case series of 33 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(4).
- Tsakos, G., Herrick, K., Sheiham, A., & Watt, R. G. (2010). Edentulism and fruit and vegetable intake in low-income adults. *Journal of dental research*, 89(5), 462-467.

- Tunalı, B. (2000). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Uçankale, M., Akoğlu, B., Özkan, Y., & Ozkan, Y. K. (2012). The effect of different attachment systems with implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *Gerodontology*, 29(1), 24-29.
- Uludağ, B., & Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 1(1), 80-86.
- Valen, M., & Locante, W. M. (2000). LaminOss immediate-load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 26(3), 177-184.
- Valentini-Mioso, F., Maske, T. T., Cenci, M. S., Boscato, N., & Pereira-Cenci, T. (2019). Chemical hygiene protocols for complete dentures: A crossover randomized clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(1), 83-89.
- Van Kampen, F., Cune, M., Van Der Bilt, A., & Bosman, F. (2003). Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clinical oral implants research*, 14(6), 720-726.
- Van, S. (1987). A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intra-oral fixtures modum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J. Head Neck Pathol.*, 6, 53-58.
- Varghese, R. M., Masri, R., Driscoll, C. F., & Romberg, E. (2007). The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow Hader clips: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 165-171.
- Visser, A., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., & Vissink, A. (2006). Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *International Journal of Prosthodontics*, 19(3).
- Waddell, J. N., Payne, A. G., & Swain, M. V. (2006). Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(4), 283-288.
- Walmsley, A. D. (2002). Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dental update*, 29(9), 428-433.

- Walton, J. N. (2003). A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *International Journal of Prosthodontics*, 16(3).
- Walton, J. N., & Ruse, N. D. (1995). In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(5), 482-486.
- Walton, J. N., Huizinga, S. C., & Peck, C. C. (2001). Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *International Journal of Prosthodontics*, 14(6).
- Wang, R. R., & Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence international*, 27(6).
- Wataha, J. C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, 23(2), 79-90.
- Watzek, G. (1996). *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. Quintessence Pub Co.
- Whitehead, R. Y., Lucas, L. C., & Lacefield, W. R. (1993). The effect of dissolution on plasma sprayed hydroxylapatite coatings on titanium. *Clinical materials*, 12(1), 31-39.
- Wichmann, M. G., & Kuntze, W. (1999). Wear behavior of precision attachments. *International Journal of Prosthodontics*, 12(5).
- Williams, D. (2008). Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical device technology*, 19(1), 8-10.
- Williams, D. F., McNamara, A., & Turner, R. M. (1987). Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of materials science letters*, 6(2), 188-190.
- Wimmer, T., Huffmann, A. M. S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32(6), e127-e136.
- Wismeijer, D., Van Waas, M. A. J., Vermeeren, J. I. J. F., Muldel, J., & Kalk, W. (1997). Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26(4), 263-267.
- Wismeijer, D., Van Waas, M. A. J., Vermeeren, J. I. J. F., Muldel, J., & Kalk, W. (1997). Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26(4), 263-267.

- Wismeijer, D., van Waas, M. A., & Kalk, W. (1995). Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(4), 380-384.
- Wismeijer, D., Van Waas, M. A., Mulder, J., Vermeeren, J. I., & Kalk, W. (1999). Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI® Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*, 10(4), 297-306.
- World Health Organization. (2015). *World report on ageing and health*. World Health Organization.
- Yabul, A., Dayan, C., Geckili, O., Bilhan, H., & Tuncer, N. (2018). Evaluation of volumetric wear of abutments on the retention loss of ball attachment systems in implant-retained overdentures: An in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research*, 20(5), 778-784.
- Yadav, R., Yadav, V. S., Garg, S., Mittal, S., & Garg, R. (2013). Effectiveness of different denture cleansing methods on removal of biofilms formed in vivo. *J Cranio Maxillary Diseases*, 2(1), 22-27.
- You, W., Masri, R., Romberg, E., Driscoll, C. F., & You, T. (2011). The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments after multiple pulls: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(6), 464-469.
- Zarb, G. A., & Symington, J. M. (1983). Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(2), 271-276.
- Zoidis, P., & Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(5), 637-641.
- Zoidis, P., Bakiri, E., & Polyzois, G. (2017). Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(3), 335-339.
- Zok, F. W., & Miserez, A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta materialia*, 55(18), 6365-6371.

HAM VERİLER

	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mav	Locator Mavi-8	
Distile su 0.ı	21.56	20.60	25.56	16.33	19.46	18.72	22.13	14.63	
Distile su 6.ı	20.88	19.45	24.43	15.78	19.41	17.36	21.20	13.71	
NaOCl 0.ay	24.14	14.55	12.44	14.85	10.68	13.18	15.26	9.13	
NaOCl 6.ay	10.29	8.27	7.3	9.68	5.66	7.21	10.03	4.82	
Protefix 0.ay	23.14	18.36	16.23	16.97	16.04	15.04	19.12	17.43	
Protefix 6.ay	20.45	16.68	15.47	14.47	15.68	12.63	18.15	16.68	
Aktident 0.ay	22.04	18.47	15.07	19.54	18.36	15.78	17.35	17.29	
Aktident 6.ay	21.87	16.52	12.36	15.22	17.29	13.83	15.37	14.68	
Corega 0.ay	21.62	26.01	20.47	18.93	18.71	19.43	20.57	16.01	
Corega 6.ay	18.07	23.36	19.03	15.14	16.39	17.23	19.31	14.19	
	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pem	Locator Pembe 8	
Distile su 0.ı	23.38	34.76	22.77	30.42	33.23	32.15	23.49	31.86	
Distile su 6.ı	22.47	34.16	21.91	28.95	33.91	31.62	22.12	31.34	
NaOCl 0.ay	16.42	14.29	21.07	16.83	20.88	13.47	19.35	17.48	
NaOCl 6.ay	10.73	9.20	10.83	11.01	14.87	8.21	13.74	10.23	
Protefix 0.ay	20.39	13.64	21.61	20.01	25.65	19.86	18.46	26.92	
Protefix 6.ay	18.51	14.65	20.39	19.50	22.64	18.54	17.44	24.72	
Aktident 0.ay	14.37	26.49	20.33	10.82	25.21	18.46	21.53	20.03	
Aktident 6.ay	12.85	24.54	17.05	9.64	22.92	17.66	19.78	17.43	
Corega 0.ay	24.13	19.49	20.80	37.48	29.07	31.59	23.91	37.97	
Corega 6.ay	22.43	18.37	18.15	35.28	27.42	27.36	20.35	37.51	
	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffa	Locator Şeffaf 8	
Distile su 0.ı	36.41	32.25	28.46	30.15	34.42	29.61	32.50	29.83	
Distile su 6.ı	35.26	31.77	28.02	30.23	33.96	30.84	32.26	29.80	
NaOCl 0.ay	30.45	19.08	21.44	24.39	24.49	33.30	18.27	26.76	
NaOCl 6.ay	23.17	13.67	12.53	13.77	16.91	15.98	10.08	14.13	
Protefix 0.ay	36.75	28.17	35.75	20.48	29.60	24.38	22.47	19.56	
Protefix 6.ay	34.26	27.13	34.22	18.64	28.01	22.91	21.83	19.71	
Aktident 0.ay	28.02	22.75	19.38	16.97	29.28	28.52	29.17	10.66	
Aktident 6.ay	25.14	19.02	18.59	14.91	26.45	27.45	28.45	9.71	
Corega 0.ay	27.63	30.48	37.25	28.20	26.43	17.57	34.71	34.88	
Corega 6.ay	25.74	29.16	36.61	26.03	26.25	16.99	32.35	33.48	

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

DENTAL İMPLANT PROTETİK ÜST YAPI ATAŞMAN
TUTUCULUĞUNA FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
SOLÜSYONLARININ ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

ORIJİNALLIK RAPORU

%8

BENZERLİK ENDEKSİ

%5

İNTERNET
KAYNAKLARI

%1

YAYINLAR

%4

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

%1

2

Submitted to The Scientific & Technological
Research Council of Turkey (TUBITAK)

Öğrenci Ödevi

%1

3

dent.ege.edu.tr

İnternet Kaynağı

%1

4

acikarsiv.ankara.edu.tr

İnternet Kaynağı

%1

5

dergipark.ulakbim.gov.tr

İnternet Kaynağı

%1

6

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

<%1

7

dergipark.org.tr

İnternet Kaynağı

<%1

8

Submitted to Marmara University

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Aslı	Soyadı	Karapınar
Doğ.Yeri	Bakırköy	Doğ.Tar.	05/07/1992
Email	yilmazzaslii@gmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi	2015
Lisans	İ.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Yeşilköy Anadolu Lisesi	2010

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	iyi