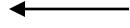


Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE KULLANILAN
FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP LOCATOR
TUTUCULARIN AŞINMALARININ VE TUTUCULUK
KUVVETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

MERVE DEDE

**DANIŞMAN
PROF. DR. FATMA ÜNALAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZ BİLİM DALI**

İSTANBUL-2020

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Merve Dede tarafından Prof. Dr. Fatma Ünalın'nın danışmanlığında hazırlanan "İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan farklı yüzey özelliklerine sahip locator tutucuların aşınmalarının ve tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirilmesi." başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından . . / . /201. . tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Ünvanı Adı Soyadı Üniversite,

Fakülte Anabilim Dalı

Jüri-Danışman

Jüri Ünvanı

Adı Soyadı

Ünvanı Adı Soyadı Üniversite,

Fakülte

Üniversite, Fakülte Anabilim Dalı

Anabilim Dalı

Jüri

Jüri Ünvanı Adı Soyadı

Ünvanı Adı

Soyadı Üniversite, Fakülte

Üniversite, Fakülte

Anabilim Dalı

Anabilim Dalı

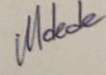
(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



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 olmadığını beyan ederim.

Merve DEDE



İTHAF

Annem ve babama ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimi, bilgisi ile bana daima yol gösteren çok kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalın'a,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, değerli görüşlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e ve Sayın Prof. Dr. Altuğ Çilingir'e, ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Tez çalışma sürecini beraber yürüttüğümüz, deney işlemlerinin hazırlanmasında yardımcı olan, bu süre zarfında yardımlarını ve bilgilerini esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi öğretim üyesi Sayın Dr. Ergün Bozdağ'a ve asistan Dilara Bayır'a,

Doktora eğitimim boyunca daima yanımda olan ve desteklerini benden esirgemeyen başta Ayfer Atamer, Azize Demir, Beliz Güray, Hilal Gülgezen, Şebnem Özatık olmak üzere tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Gösterdikleri sonsuz sabır, özveri, emekle bu günlere gelmemi sağlayan, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim çok sevgili annem Lütfüye Dede ve babam Şaban Dede'ye teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 26308

İÇİNDEKİLER

MERVE DEDE.....	i
TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İV
İTHAF	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	VII
TABLolar LİSTESİ	X
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XI
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVIII
ÖZET	XIX
ABSTRACT.....	XXI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. İmplant Dayanakları (Abutmentlar).....	4
2.3. İmplant Destekli Protezler ve Sınıflandırılması	7
2.4. İmplant Destekli Tam Protezler.....	8
2.5. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutuculuk	9
2.6. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Hassas Tutucular	13
2.6.1. Bar Tutucular	14
2.6.2. Miknatıs Tutucular	14
2.6.3. Teleskop Tutucular	15
2.6.4. Stud Tutucular.....	15
2.6.4.1. Top Başlı Tutucular ve O-Ring.....	15
2.6.4.2. ERA Tutucular	16
2.6.4.3. ZAAG Tutucular	16
2.6.4.4. Locator Tutucular	16
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1. Örneklerin hazırlanması.....	23
3.1.1. Alüminyum bloklara implant analoglarının yerleştirilmesi	26

3.1.2. Locator dayanakların bağlanması	26
3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri	26
3.3. Örneklerin Kütle Değişimlerinin Ölçümleri	30
3.4. Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi	31
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	33
4. BULGULAR	34
4.1. Çalışmadan Elde Edilen Retansiyon Bulguları	34
4.2. Kütle kaybı bulguları:	46
4.3. SEM Bulguları.....	46
4.3.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın deney Öncesinde ve Deney Sonrasında SEM Bulguları.....	48
4.3.1.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın deney Öncesinde SEM Bulguları	48
4.3.1.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın deney sonrası SEM Bulguları ..	49
4.3.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde ve deney sonrasında SEM bulguları	51
4.3.2.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde SEM Bulguları	51
4.3.2.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney sonrasında SEM Bulguları	52
4.3.3. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde ve sonrasındaki SEM Bulguları	54
4.3.3.1. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde SEM Bulguları.....	54
4.3.3.2. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney sonrasında SEM Bulguları.....	55
4.3.4. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde ve sonrasında SEM Bulguları	57
4.3.4.1. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde SEM Bulguları	57
4.3.4.2. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki SEM Bulguları	58
4.3.5. Zirkonya locator tutucunun deney öncesi ve sonrasındaki SEM Bulguları	60
4.3.5.1. Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki SEM Bulguları	60

4.3.5.2. Zirkonya locator tutucunun deney sonrasındaki SEM Bulguları.....	61
4.3.6. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi ve sonrası SEM Bulguları.....	62
4.3.6.1. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi SEM Bulguları	62
4.3.6.2. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası SEM Bulguları	63
5. TARTIŞMA	65
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	66
5.2. Bulguların Tartışılması	70
KAYNAKLAR	80
PATENT HAKKI İZNİ	104
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	105
ÖZGEÇMİŞ	106

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Deneyde kullanılan tutucuların sayıları ve açılanma değerleri.....	26
Tablo 4-1: Açılı Tutucuların herbir siklustaki retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi.....	34
Tablo 4-2: Düz Tutucuların herbir siklustaki retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi.....	35
Tablo 4-3: Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi.....	36
Tablo 4-4: Açılı tutucularda ayrı ayrı retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre).....	38
Tablo 4-5: Düz tutucularda ayrı ayrı retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre).....	40
Tablo 4-6: Açılı ve düz gruplarında ayrı ayrı tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi.....	42
Tablo 4-7: Tutucularda ayrı ayrı açılı ve düz açılılarının başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi.....	44
Tablo 4-8: Açılı tutucuların başlangıç ve sonuç tutuculuk değerleri.....	45
Tablo 4-9: Düz tutucuların başlangıç ve sonuç tutuculuk değerleri.....	45
Tablo 4-10: Düz ve açılı gruplarında ayrı ayrı locator tutucuların ve lastiklerin kütle kayıplarının yüzdelik değişimlerinin değerlendirilmesi.....	46

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Locator ve metal yuva.....	17
Şekil 2-2: Tutucu lastikler.....	18
Şekil 2-3: Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için “Locator Core Tool” adı verilen özel bir aparat.....	18
Şekil 2-4: Locator R-Tx tutucu ve komponentleri.....	19
Şekil 2-5: Metal yuva ve tutucu lastikler.....	20
Şekil 2-6: Özel lastik kep anahtarı.....	20
Şekil 2-7: Zirkonya locator tutucu.....	21
Şekil 2-8: Zirkonya locatorın tutucu lastikleri ve tutucu aparatı.....	22
Şekil 3-1: Universal freze cihazı.....	24
Şekil 3-2: Alüminyum bloklardan alüminyum aparatlar üretmek için kullanılan parmak freze çakıları ve pensler.....	24
Şekil 3-3: Torna tezgahı.....	25
Şekil 3-4: Deneyde kullanılan locator tutucular ve lastik tutucuları.....	25
Şekil 3-5: MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA test sistemi.....	28
Şekil 3-6: Düz locator tutucu düzeneği.....	29
Şekil 3-7: Açılı locator tutucu düzeneği.....	29
Şekil 3-8: Hassas terazi.....	30
Şekil 3-9: Fırın.....	31
Şekil 3-10: Desikatör.....	31
Şekil 3-11: SEM cihazı.....	32
Şekil 3-12: SEM cihazında görüntülenen örnekler.....	33
Şekil 4-1-a: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın iç girintilerinin deney öncesi ölçümü.....	48
Şekil 4-1-b: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 3.000’lik büyütmede iç kenar görüntüsü.....	48

Şekil 4-1-c: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 1.000’lik büyütmede üst kısım görüntüsü.....	48
Şekil 4-1-d: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 2.000’lik büyütmede üst kısım görüntüsü.....	48
Şekil 4-1-e: Titanyum nitrid kaplı Locator tutucu dayanağın deney öncesi 150’lik büyütmede yandan görüntüsü.....	48
Şekil 4-2-a: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası iç girintilerinin ölçümü.....	49
Şekil 4-2-b: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 500’lük büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	49
Şekil 4-2-c: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 1.000’lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	49
Şekil 4-2-d: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 2.000’lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	49
Şekil 4-2-e: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 150’lik büyütmede yandan görüntüsü ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	49
Şekil 4-3-a: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası iç girintilerinin ölçümü.....	50
Şekil 4-3-b: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 500’lük büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	50
Şekil 4-3-c: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 500’lük büyütmede yüzeydeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	50
Şekil 4-3-d: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 1.000’lik büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	50
Şekil 4-3-e: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 2.000’lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	50
Şekil 4-3-f: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 2.000’lik büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	50

Şekil 4-4-a: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesindeki görünümü.....	51
Şekil 4-4-b: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesindeki internal tutucunun ve dış kenarının ölçümü.....	51
Şekil 4-4-c: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede internal tutucunun görünümü.....	51
Şekil 4-4-d: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede internal tutucunun görünümü.....	51
Şekil 4-4-e: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede eksternal tutucunun görünümü.....	51
Şekil 4-5-a: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun çap ölçümü.....	52
Şekil 4-5-b: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının dış kenarının ölçümü.....	52
Şekil 4-5-c: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucu kısmının 100'lük büyütmede görülen aşınma ve deformasyonu.....	52
Şekil 4-5-d: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun kenar kısmında 300'lük büyütmede görülen yırtılmalar ve deformasyonlar.....	52
Şekil 4-5-e: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun merkez kısmında 300'lük büyütmede görülen deformasyon görüntüsü.....	52
Şekil 4-6-a: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının iç çap ölçümünün görüntüsü.....	53
Şekil 4-6-b: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının dış kenar kalınlığı.....	53
Şekil 4-6-c: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının 250'lük büyütmede internal tutucusundaki aşınmanın görüntüsü.....	53

Şekil 4-6-d: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının 1.000’lik büyütmede internal tutucusundaki aşınmanın yakın plan görüntüsü.....	53
Şekil 4-7-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 1. Çap ölçüsü.....	54
Şekil 4-7-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 2. Çap ölçüsü.....	54
Şekil 4-7-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 150’lik büyütmede yandan görünümü.....	54
Şekil 4-7-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 250’lik büyütmede üstten görünümü.....	54
Şekil 4-7-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 2500’lük büyütmede yakın plan görüntüsü.....	54
Şekil 4-8-a : Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çap ölçüsü.....	55
Şekil 4-8-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çap ölçüsü.....	55
Şekil 4-8-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 150’lik büyütmedeki kenar görünümü.....	55
Şekil 4-8-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 250’lik büyütmede yüzey görünümü ve yüzeye yapışan plastik tutucu parçaları.....	55
Şekil 4-8-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1300’lük büyütmede yüzey görünümü ve tutucunun yüzeyine yapışan plastik tutucu parçaları.....	55
Şekil 4-9-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çapının ölçüsü.....	56
Şekil 4-9-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çapının ölçüsü.....	56
Şekil 4-9-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 150’lik büyütmede yan kısmının görünümü ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları.....	56

Şekil 4-9-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1000’lik büyütmede yüzeyindeki deformasyon ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları.....	56
Şekil 4-9-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 2000’lik büyütmede yüzeyindeki deformasyon ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları.....	56
Şekil 4-10-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde dış çap ve dış kenarların ölçümü.....	57
Şekil 4-10-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde pürüzsüz yüzey görüntüsü.....	57
Şekil 4-10-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde 150’lik büyütmede yüzey görüntüsü.....	57
Şekil 4-11-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki dış kenar kalınlığı.....	58
Şekil 4-11-b: Düz Titanyum Karbon Nitrid tutucunun plastik tutucu parçasının aşınmalarının ve deformasyonlarının görüntüsü.....	58
Şekil 4-11-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 150’lik büyütmede kenarlarındaki aşınmaların ve deformasyonların görüntüsü.....	58
Şekil 4-11-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 140’lık büyütmede merkez görüntüsü.....	58
Şekil 4-12-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki deforme olmuş merkez görüntüsü.....	59
Şekil 4-12-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki çapı.....	59
Şekil 4-12-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 150’lik büyütmede kenarlarındaki deformasyon görüntüsü.....	59
Şekil 4-13-a: Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki iç çap ölçümleri.....	60

Şekil 4-13-b: Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki dış çap ölçümü.....	60
Şekil 4-13-c: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 150’lik büyütmede yakın plan görüntüsü.....	60
Şekil 4-13-d: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 150’lik büyütmede dış yan kısmının yakın plan görüntüsü.....	60
Şekil 4-13-e: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 2000’lik büyütmede yakın plan görüntüsü.....	60
Şekil 4-14-a: Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası çapı.....	61
Şekil 4-14-b: Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ölçüsü.....	61
Şekil 4-14-c: Düz zirkonya locator tutucunun yan yüzeyinin aşınması ve yüzeyine yapışan plastik parçalar.....	61
Şekil 4-14-d: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü.....	61
Şekil 4-14-e: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü ve yüzeye yapışan plastik parçalar.....	61
Şekil 4-14-f: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü.....	61
Şekil 4-15-a: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası yüzeyindeki aşınma.....	62
Şekil 4-15-b: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ve dış çap ölçümü.....	62
Şekil 4-15-c: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası yüzeyindeki aşınmanın yakın plan görünümü.....	62
Şekil 4-16-a: Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının çap ölçümü.....	62
Şekil 4-16-b: Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının iç çap ve kenar kalınlıklarının ölçümü.....	62
Şekil 4-17-a: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun aşınma ve deformasyon görüntüsü.....	63
Şekil 4-17-b: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenarlarındaki aşınma.....	63

Şekil 4-17-c: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun ve kenar kalınlığının ölçümü.....	63
Şekil 4-18-a: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenar kalınlıkları ve çapının görünümü.....	64
Şekil 4-18-b: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun çapı.....	64
Şekil 4-18-c: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun aşınma ve deformasyon görüntüsü.....	64



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Al_2O_3 : Alüminyum Oksit

CIM: Seramik enjeksiyon kalıpları

GPa: Giga Pascal

Kg: Kilogram

Mg- PSZ: Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali

mm: Milimetre

mm^3 : milimetreküp

MN: MegaNewton

M.Ö.: Milattan Önce

MPa: Mega pascal

N: Newton

NaOCl: Sodyum hipoklorit

HP: Hareketli Protez

Hz: Hertz

PEEK: Poli Eter Eter Keton

RH: Bağlı nem

SEM: Scanning Elektron Microskobu

SP: Sabit Protez

Tg: Camı değişim sıcaklığı

Ti: Titanyum

Y- TZP: Yitrium katyonlu zirkonya polikristali

ZAAG: Zest Anchor Advanced Generation

ZTA: Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

” inç: 2,54 cm

%: Yüzdelik

° : Derece

°C: Santigrat derece

ÖZET

Dede M. İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan farklı yüzey özelliklerine sahip locator tutucuların aşınmalarının ve tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2020.

Tam dişsiz hastaların implant destekli tam protezler ile tedavi edilmesiyle protezlerde stabilite ve retansiyon eksikliği, sürekli kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda bozukluk ve sosyal problemler önlenmiş olur. İmplant destekli tam protezlerde retansiyonun sağlanması için esas olarak locator, top başlı, bar, mıknatıs veya teleskop sistemler kullanılmaktadır. Locator tutucuların kendinden hizalama özelliği nedeniyle hastanın protezlerini minimum aşınmayla rahatlıkla yerine oturabilmesi, implant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebilmesi ve interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda protezdeki kırılmaları önlemeleri nedeniyle tercih edilmektedirler. Dayanak materyali olarak sıklıkla biyouyumluluk ve mekanik özelliklerinden dolayı titanyum nitrid kaplama kullanılmaktadır. Günümüzde zirkonyadan üretilen locator tutucular ile titanyum karbon nitrid kaplı locator tutucular da başarıyla kullanılmaktadır.

Çalışmamızın amacı bu üç locator sisteminin düz ve 10° ile 30° açılı olacak şekilde ağız ortamını taklit eden sıvı ortamda takma çıkarma siklusları sonucundaki aşınmalarının kütle kayıpları ve SEM bulguları ile saptanması ve tutuculuk kuvvetinde meydana gelen kayıpların değerlendirilmesidir.

Patriksin yerleştirileceği implant analogu ve matriks için alüminyum bloklardan yararlanıldı. Açılanma değerlerine uygun olarak açılı deney grupları için deney düzeneği değiştirildi. Her gruptan 7 örnek olacak şekilde toplamda altı grup için 42 örnek oluşturuldu. Alüminyum modeller test sistemine (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA) eksenel olarak bağlandı. Test sırasında örnekler distile su ile nemlendirilerek ağız ortamı taklit edildi.

Sonuç olarak 5.000 siklus sonunda tüm ataşman sistemlerinde tutuculuk kaybı, SEM bulgularında deformasyonlar ve kütle kayıpları olduğu gözlemlendi. İmplant üstü tam protezlerin stabilizasyonu için 5-7 N değerleri baz alındığında, tüm sistemler referans değerlerinde tutuculuk gösterdiler. Açılı tutucuların retansiyon değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Düz tutucuların retansiyon değerleri ortalamalarına bakıldığında ise titanyum karbon nitrid kaplı locatorın tutuculuğu anlamlı düzeyde yüksek bulundu.

Anahtar Kelimeler : Locator, Locator R-Tx, Zirkonya locator, Retansiyon, İmplant destekli hareketli protezler

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 26308



ABSTRACT

Dede M. Evaluation of wear and retention forces of locator attachments with different surface properties used in implant supported overdenture. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD. Thesis. İstanbul. 2020.

Treatment of complete edentulous patients with implant-supported complete dentures prevents the lack of stability and retention, permanent bone destruction, chewing dysfunction and social problems. Locator, ball attachment, bar, magnet or telescope systems are mainly used to provide retention in implant supported complete dentures. Locator attachments are preferred because of the self-aligning feature of this type of attachments, the patient can easily fit the prosthesis with minimum wear, compensate the angles between the implant and the superstructure up to 40 degrees and prevent the fractures in the prosthesis when the interocclusal distance is short. Titanium nitride coating is often used as the base material due to its biocompatibility and mechanical properties. Nowadays, locator attachments produced from zirconia and titanium carbon nitride coated locator attachments are also used with success.

The aim of this study is to determine the loss of mass and retention force of the three locator systems which are straight, 10° and 30° angled, as a result of insertion-extraction cycles in wet medium similar to the oral environment.

Aluminum blocks were used to place the matrix and implant analog. The test setup for angled test groups was changed according to the degrees. 42 samples were created for a total of six groups with 7 samples from each group. Aluminum models were axially connected to the test system (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN, USA). During the test, the samples were moistened with distilled water to simulate the oral environment.

As a result, at the end of 5000 cycles, there was a loss of retention in all attachment systems, deformations in SEM findings and mass losses. Based on the 5-7 N values for the stabilization of the complete dentures on the implant, all systems showed conservative reference values. No statistically significant difference was found between the mean retention values of the angle attachments. The retention values of the 0-degree attachments were found to be significantly higher in the titanium carbon nitride coated locator.

Key Words: Locator, Locator R-Tx, Zirconia locator, Retention, Implant supported overdenture

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 26308

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişsiz hastalar için klasik olarak kullanılan tedavi yöntemi olan alt-üst tam protezlerde hastalar çoğunlukla alt protezlerinin hareket etmesinden ve çiğneme kabiliyetlerinin azaldığından şikâyetçidirler¹. Tam protezlerin dezavantajları özellikle alt protezde stabilite ve retansiyon eksikliği, sürekli kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda bozukluk, sosyal problemler olarak sıralanabilir².

İmplant destekli tam protezler ile ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç implant destekli tam protezlerin klasik tam protezlere göre her bakımdan daha üstün olduğudur^{3,4}.

İmplant destekli tam protezlerde çiğneme performansı^{4,5} ve hasta memnuniyetinin⁵⁻⁸ tam protezlere göre daha olumlu sonuçlar verdiği literatürde bildirilmektedir. İmplant destekli tam protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır¹.

Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı birbirlerine göre değişiklik göstermektedir^{9,10}. İmplant destekli tam protezlerde retansiyonun sağlanması için esas olarak top başlı, bar, mıknatıs, teleskop veya locator tutuculu sistemler kullanılabilmektedir⁹. İnterokluzal mesafenin az olduğu durumlarda, aşırı konturlu ve dikey boyutun arttırıldığı protezlerde, tutuculara komşu olan yapay dişlerde ve protezlerde çatlama veya kırılmalar olduğunda, tutucular protezlerden ayrıldığında hasta memnuniyeti olumsuz etkilenebilmektedir¹¹. Bu tip durumlarda locator tutuculu sistemler düşük profillerinden dolayı tercih edilebilir^{11,12}. Locator tutucuların dayanaklarının kendinden hizalanma özelliği, iskelet protezin giriş yolunun gördüğü işleve benzer bir özelliktir. Hastalar böylece protezlerini bu rehberlikle hizalar ve yerine oturabilirler. İmplant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebildikleri için komplike vakalarda kullanım avantajları vardır¹². Locator tutucular kendinden hizalanma özellikleri sayesinde ağza uygulanması sırasında minimum aşınmayla yerine otururlar, bu da naylon lastiğin klinik ömürünün daha uzun olmasını sağlar.

Titanyum dayanaklar mükemmel biyouyumluluk ve mekanik özelliklerinden dolayı implant üstü restorasyonların alt yapısında sıklıkla kullanılırlar^{13,14}.

Tıpkı titanyum gibi zirkonya da çevre yumuşak dokuların sağlığını destekleyen biyouyumlu bir malzemedir^{15,16}. Mekanik olarak zirkonya bükülme direnci ve kırılma dayanımı bakımından iyi özellikler sergiler^{17,18}. Ayrıca zirkonya titanyumdan daha az dental biyofilm oluşturur^{16,19,20}. Kısa dönem bir klinik çalışma, zirkonyanın biyolojik, estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olduğunu ve bu malzemenin diş üstü veya implant içindeki çeşitli protez endikasyonlarında kullanılabileceğini göstermiştir²⁰.

DuraTec Titanyum karbon nitrid kaplı locator tutucular estetik pembe diş eti rengine sahip ve yıpranmaya karşı titanyum nitrit kaplamaya kıyasla daha dirençlidirler²¹. Yıllardır kliniklerde kullanılan locator tutucu titanyum nitrid ile kaplıdır. Yeni üretilen locator tutucular ise titanyum karbon nitrid kaplı (R-TX) ve zirkonyadan üretilmektedirler.

Tam protezlerden implant destekli protezlere geçiş yapan hastalarda hasta memnuniyetlerinde belirgin bir artış olduğu bildirilmektedir^{6-8,22}.

Zaman içerisinde hastanın protezini takıp çıkarması sonucu tutuculuk kaybıyla karşılaşmaktadır. İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucuların retansiyon kayıpları ile ilgili literatürde bir çok çalışmaya rastlanmaktadır²³⁻²⁶. Tutucuların retansiyon kayıplarının temel nedeni tutucuların aşınmaları ve üzerlerindeki lastikle olan adaptasyonunun bozulmasıdır²⁷⁻³⁰. Tez çalışmamızda ise farklı yüzey özelliklerine sahip locator tutucuların ve lastiklerin aşınmaları ve tutuculuk kuvvetleri in-vitro olarak değerlendirilecektir.

Sıvı ortamda yapılan yorulma deneyleri ağız ortamını taklit edebildiği için sürtünme kuvvetini ve tutuculardaki aşınma miktarını azaltır^{31,32}. Biz de çalışmamızda ağız ortamını taklit eden bir laboratuvar ortamı planladık.

Yapacağımız çalışma ile yeni üretilen zirkonya locator, titanyum karbon nitrid kaplı R-Tx locator ve yıllardır kliniklerde kullanılan titanyum nitrit kaplı locator tutucuların ağız ortamına benzer sıvı ortamda aşınma miktarlarının saptanması ve tutuculuk kuvvetinde meydana gelen kayıpların değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Dental implant; protez terimleri sözlüğüne göre sabit veya hareketli protezlere destek olmak veya tutuculuk sağlamak amacıyla, ağız mukozasına veya periosteal tabakanın altına ya da çene kemiklerinin üstüne veya içine çeşitli cerrahi işlemlerle yerleştirilen çeşitli yapılardaki ve şekillerdeki alloplastik materyallerdir³³.

Helenistik dönemden, M.Ö. dördüncü yüzyıldan günümüze kadar yontularak şekillendirilmiş altınlar, odun parçaları ve hayvan dişleri gibi alloplastik malzemeler, dental implantolojide kullanılmıştır³⁴.

1947 yılında Formiggini tarafından geliştirilen spiral şeklinde, paslanmaz çelik, içi boşluklu implantın dizaynı ile sonradan üretilen implantların dizaynının temeli atılmıştır³⁵.

1967 yılında Linkow titanyum blade implant tasarımını modern diş hekimliği dünyasına tanıtmıştır. Böylelikle çenelerin anatomik sınırlamalarını ortadan kaldırmış ve çiğneme kuvvetlerini mümkün olduğunca en fazla kemik yüzeyine yaymıştır³⁶.

Branemark ve arkadaşları, titanyum implant kullanarak yaptıkları hayvan deneylerinin sonunda yapılan mikroskobik çalışmada kemik ile yumuşak dokuların reolojisini incelemişlerdir ve 1977 yılında ilk defa osteointegrasyon kavramı ortaya çıkmıştır ve böylelikle oral implantolojinin temelleri atılmıştır³⁷. Osteointegrasyon; mikroskobik seviyede incelenebilen, yaşayan sağlıklı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında oluşan yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır³⁸.

Estetiği iyileştirmek amacıyla 1960'ların sonlarında titanyum implantlara alternatif olarak seramik implantlar üretilmiştir. İlk üretilen seramik implantlar Al_2O_3 esaslı implantlardır³⁹. Alüminyum oksit veya alümina esaslı implantlar iyi osseoentegrasyon göstermişlerdir fakat uzun dönemde mekanik özelliklerindeki yetersizlik sebebiyle piyasadan kaldırılmışlardır. 21. yüzyılın başlarından itibaren ise, estetik özelliklerinin iyi olması ve yüksek dayanıma sahip olmaları sebebiyle zirkonya implant materyali kullanılmaya başlanmıştır³⁹.

Bugün teknolojinin gelişmesiyle birlikte farklı materyallerden üretilen, farklı yüzey özelliğine sahip, farklı boyutlarda ve farklı tasarımlarda 2000' in üzerinde implant markası bulunmaktadır⁴⁰.

2.2. İmplant Dayanakları (Abutmentlar)

Dayanak materyali olarak genellikle; titanyum, titanyum alaşımları ve seramik dayanaklar kullanılmaktadır⁴¹. Titanyum ve alaşımı metal dayanaklar, yıllardır biyouyumlulukları ve yüksek başarı oranları nedeniyle implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat gri renkleri implant çevresi yumuşak dokuda renk değişikliğine yol açabilir veya implant çevresi yumuşak dokunun çekilmesine bağlı olarak dayanaklar görünür hale gelebilir. Bu durum estetiğin ön planda olduğu vakalarda sorun yaratabilmektedir^{42,43}.

Son yıllarda, seramik implant dayanakları biyolojik ve estetik özelliklerinden dolayı, metal dayanaklara alternatif oluşturmaktadır⁴⁴.

Dayanak materyalinin estetik özellikleri, mekanik direnci, implant çevresindeki kemiğin stabilitesini ve yumuşak dokuların sağlığını etkileyen biyolojik özellikleri önem taşımaktadır^{45,46}. İmplant dayanak materyalinin tipi mukoza ve dayanak arasında oluşan atışmanı etkilemektedir⁴⁷.

İntraoral dokulardaki sert yüzeylerin pürüzlülüğü bakteri adezyonu ve bakteri kolonizasyonuna neden olmaktadır⁴⁸. Bu nedenle dayanak materyali epitelyal örtücülüğü sağlamalı ve plak birikimini önleyecek şekilde pürüzsüz olmalıdır⁴⁹. Materyalin özelliğine bağlı olarak oluşan plak birikimi ve bakteri adezyonu sonucu görülen periodontal dokulardaki enflamasyon ve gelişen kemik kaybı implant çevresindeki dokuların sağlığını tehdit eder⁵⁰. Bakteriyel enfeksiyon implant başarısızlığına neden olan önemli faktörlerdendir^{51,52}.

Dayanak yüzeyinde plak akümülyasyonuna neden olan bir diğer faktör de ıslanabilirlik olarak tanımlanan yüzey serbest enerjisidir⁵³. Yüksek ıslanabilirlik durumunda implant ve dayanak yüzeyinde biyofilm formasyonu stimüle olur ve bakteri kolonizasyonu artar. Ancak bakteri tutunmasında, yüzey pürüzlüğünün ıslanabilirliğe göre daha etkili olduğu gözlenmiştir^{49,54}.

Seramik dayanakların kullanımı, doğal yumuşak doku renginin korunmasında büyük avantaj sağlar⁵⁵. İmplantın yüzeye doğru yerleştirildiği vakalarda, dayanağın marjinal sınırı supragingival olabilir ve dayanağın kolesi metal bant şeklinde görülebileceğinden estetik olarak sorun yaratır⁵⁶. Mukozanın kalınlığının 2,5 mm' den kalın ise dayanağın rengi sorun yaratmaz ancak mukoza kalınlığı 2,5 mm' nin altında ise seramik dayanakların kullanılması estetik açıdan tercih edilir⁵⁷.

Seramik dayanakların estetik avantajları olmasına rağmen, dezavantajları da vardır. Seramik dayanaklar, metal dayanaklarla kıyaslandıklarında daha kırılğan ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdır⁵⁸. Seramik dayanakların, mekanik dezavantajlarını ortadan kaldırmak için yüksek dayanıma sahip seramik dayanaklar üretilmeye çalışılmıştır^{55,58}. Zirkonya su veya sulu çözeltilerde zamana bağlı yaşlanmaya uğrar; buna “düşük ısıda bozunma” denir. Bu durum porselenle veneerlenmemiş zirkonya alt yapılarda ve ağız ortamına açılan zirkonya implant dayanaklarında görülebilir⁵⁹.

İlk seramik dayanaklar yapılırken yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden yararlanılmıştır. Alümina dayanakların rengi dişe benzer ve estetikler ancak mekanik dirençleri daha düşük ve kırılma ihtimali daha yüksektir^{43,60}. Alüminyum oksit dayanaklar ortalama 280 N’ luk kırılma dayanıklılığına sahiptir ve sadece ön bölge tek diş eksikliklerinde kullanılabilirler⁶¹⁻⁶³.

Daha sonra geliştirilen yitrium ile kısmen stabilize polikristalin zirkonya dayanaklar ise alümina dayanaklara göre daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir; böylece zirkonya dayanaklar daha çok tercih edilmiştir⁶⁴. Yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) seramik dayanaklar bükülme direnci yönünden saf alüminyum oksite göre 3 kat daha fazla dayanıklıdır (900- 1200 MPa). Zirkonyum oksit dayanaklar daha az Young modülüne (200 MPa) sahip olmasına rağmen kırılma sertliği, alüminyum oksit dayanaklara göre iki kat daha fazladır (9- 10 MN/ m^{3/2})^{62,65,66}. Yapılan in vitro çalışmalar farklı implant sistemlerine ait zirkonya dayanakların yeterli yük karşılama kapasitesine sahip olduğunu göstermektedir^{67,68}. Klinik çalışmalar da zirkonya dayanakların kırılma ihtimallerinin daha düşük olduğunu belirtmektedirler^{61,69}. Anterior ve premolar bölgelerde kullanılan zirkonya dayanakların dört yıllık takipleri yapıldığında herhangi bir kırık olgusuyla karşılaşılmamıştır^{70,71}.

Zirkonya içeren seramik sistemlerinden sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır⁷².

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

Mg- PSZ polikristalinde porozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30- 60 mikrometre) aşınmaya neden olduğundan başarılı olamamıştır⁷².

ZTA ise 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özelliklere sahiptir⁷³. Bu nedenle 3Y-TZP materyalinin kullanımı artmıştır.

Ayrıca kompozitlerin cam fiberle güçlendirilmesi ile de kırılma ve gerilme direnci arttırılmaktadır. Metal dayanak kullanıldığında komşu dişlere nazaran daha grimsi bir görüntü elde edilmektedir. Bu problem diş rengine translusent bir materyal kullanılarak çözülebilmektedir⁷⁴. Behr ve ark. 2000 yılında yaptıkları bir pilot çalışmada cam fiberle güçlendirilmiş kompozit dayanakların ağız içinde yeterli dayanım sağladıklarını ve geliştirilerek kullanımının arttırılabileceğini savunmuşlardır⁷⁵.

1980' lerde PEEK (Polyetheretherketon) materyalinin biyouyumlu ve implante edilebilen bir biyomateriyal olarak geliştirilmesi için çalışmalara başlanmıştır. Ortopedide, kardiyolojide, diş hekimliğinde ve özellikle protetik diş hekimliğinde implant dayanağı, implant destekli bar ve hareketli protezlerin yapımında titanyuma alternatif olarak kullanılabilir⁷⁶.

PEEK, rezinden üretilen güçlü, yarı kristalli bir yapıya sahip termoplastik materyaldir. Yüksek sıcaklık dayanımı, hidrolize direnç gösterebilmesi, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri nedeniyle kimya, elektronik, uçak ve otomotiv endüstrilerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır⁷⁷. Yüzey modifikasyon çalışmaları ile materyalin yüzey özellikleri hücresel cevabı arttırmaya yönelik geliştirilmiş ve biyouyumluluğu kanıtlanmış, aşınma direnci ve kimyasal dayanımı çok güçlü biyomateriyal elde edilmiştir. Sterilizasyon işlemleri sırasında da bozulmaya karşı dirençli bir biyomateriyaldir⁷⁸.

Bükülme dayanımının 3,1 GPa olması nedeniyle materyalin kırılmasını engeller ve ona kemiğe benzer bir yoğunluk kazandırır. Zirkonyumdiokside alternatif olarak kullanılabilir ve bu şekilde kullanılması tedavinin uzun dönem başarısında büyük ölçüde katkıda bulunur⁷⁹.

Suda çözünürlülüğü $< 0,3 \text{ mg (micro g) / mm}^3$ olduğu için özellikle allerjisi olan bazı hastalarda kullanılır. Materyale olan tepkisellik diğerlerine göre daha düşüktür. Elastik özelliğinden dolayı dayanaklar gelen yükleri kemiğe yumuşatarak iletirler. Dayanaklar dişle aynı renkte olduğundan dişetinde çekilme olsa bile estetik bozulmaz⁸⁰.

2.3. İmplant Destekli Protezler ve Sınıflandırılması

İmplant tedavisi, hastanın anatomik yapısına uygun ve kişisel isteklerini karşılayacak şekilde en ekonomik ve öngürülebilir tedaviyi sunmaktadır.

1989 yılında Misch, implant için 5 protetik seçenek sunmuştur:

SP-1: Sabit protez. Sadece krunu restore eder, doğal diş gibi görünür.

SP-2: Sabit protez. Krunun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları oklüzal yarıda normaldir, ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.

SP-3: Sabit protez. Eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır, ancak metal-porselen de olabilir.

HP-4: Hareketli Protez. Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.

HP-5: Hareketli Protez. İmplant ve yumuşak doku desteklidir¹⁰

İlk 3 seçenek olan sabit protezler (SP-1, SP-2, SP-3); parsiyel ya da tam dişsizliği telafi edebilir, yapıştırılabilir ya da vidalanabilir tarzda olabilir. Bu seçenekler yerine konacak sert ve yumuşak doku miktarına bağlıdır. Tüm sabit restorasyonların ortak özelliği hasta tarafından protezin çıkarılamamasıdır¹⁰.

Son 2 restorasyon tipinin (HP-4, HP-5) sınıflandırılması protezin görünümüne değil, implant desteğine bağlıdır. HP-4, tamamen implant ya da tamamen diş destekli hareketli protezlerdir. Restorasyon yerleştirildiğinde rijittir ve protezdeki ataşmanlar genellikle hareketli protezi düşük profilli bir doku barına ya da implant dayanaklarını splintleyen bir üst yapıya bağlarlar. HP-5 ise implant ve yumuşak doku desteğini birleştiren ve en sık kullanılan implant destekli hareketli protezlerdir¹⁰.

Günümüzde dental implantların rutin olarak kullanılmasıyla, birçok vaka başarıyla tedavi edilebilmektedir¹⁰.

Tam dişsiz çenelerde; implant desteklerinden yararlanılarak sabit protezler, hibrit protezler ve overdenture protezler yapılabilir⁸¹.

İmplant destekli sabit protezler doğal dişlere benzer rahatlık ve fonksiyon özelliklerine sahip olmalarından dolayı hastalar tarafından sıklıkla tercih edilirler⁸². Tam dişsiz arkta sabit protez yapılabilmesi için en az altı implant uygulanması gerekir. Bu da yüksek maliyet gerektirir. İmplantlardan birinin kaybı durumunda yapılan sabit restorasyonun tamamı yenilenir, sabit restorasyondaki kırık, çatlak tamiri oldukça zordur. Bunlar implant üstü sabit protetik tedavinin dezavantajları olarak gösterilebilir^{83,84}. Alveol kretinin labial bölgesinde aşırı rezorbsiyon olduğu durumlarda

ise implant üstü sabit restorasyonlar normal ebatlarından daha uzun olur ve interproksimal bölgelerde boşluklar gözlenir. Eğer hastada yüksek gülme hattı varsa kötü estetik sonuçlar elde edilir. İnterproksimal bölgelerdeki boşluklar nedeniyle de fonasyon olumsuz etkilenir^{84,85}.

Orta ve ileri derecedeki çene rezorbsiyonlarında, genellikle ön bölgeye dört ya da beş (üst çenede dört ile altı) implant yerleştirilir ve metal iskelet alt yapıya akrilik rezin ile yapay dişler bağlanarak hibrit protez hazırlanır⁸⁵. Altyapı titanyum, kıymetli alaşım veya zirkonyumdan da hazırlanabilir⁸³.

Konvansiyonel tedavi yöntemi olan tam protezlerde hastalar sıklıkla alt protezlerinin hareket etmesinden ve çiğneme fonksiyonlarının yetersiz olduğundan yakınırırlar. Geleneksel alt tam protezlerde ortaya çıkan problemler, alt çeneye implant yapılarak tam protezler desteklendiğinde ortadan kalkmaktadır⁸⁶. 2002 yılında McGill Konsensusu'nda, dişsiz mandibulada ilk tedavi seçeneğinin artık konvansiyonel tam protezler olmadığı ve alt çeneye uygulanan iki implant destekli hareketli protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak düşünüleceği belirtilmiştir⁸⁷. Doundoulakis ve arkadaşları tam protezlerin dezavantajlarını; özellikle alt protezde stabilite ve retansiyon eksikliği, devam eden kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda ortaya çıkan bozukluk ve sosyal problemler olarak sıralamışlardır².

Koratzis ve ark yaptıkları bir çalışmada alt çenelerinde tam protez kullandırdıkları hastalarda 5 yıl sonunda kret yüksekliğindeki rezorpsiyonu ortalama 1,63 mm bulurken, alt çenelerinde implant destekli tam protez kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm. bulmuşlardır⁸⁸. Konvansiyonel tam protezler ve implant destekli tam protezler karşılaştırıldıklarında çiğneme performanslarında^{5,89,90} ve hasta memnuniyetlerinde^{4,6,7,22,91} belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Birçok çalışmada alt implant destekli tam protez yapılan hastalarda hasta memnuniyetinin yüksek olduğu sonucuna varılmıştır^{4,92-103}.

2.4. İmplant Destekli Tam Protezler

Yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte yapılmış olan epidemiyolojik çalışmalar sonucunda dünyada birçok ülkede tam dişsiz hastaların sayısında artış olduğu saptanmıştır¹⁰⁴⁻¹⁰⁷. Diş kaybı çiğneme, konuşma, beslenme, sosyal ilişkilerde problemler ve emosyonel sorunlar sebebiyle kişinin yaşam kalitesini etkileyen bir durumdur¹⁰⁸. Bir insanın tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya

başlaması, dişlerinin periodontal destekten yoksun kalması, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler yaratır ve tam protez yapılarak, periodontal ligament desteğinin tekrar kazandırılması mümkün değildir¹⁰⁹.

Tam protezler ile hasta memnuniyetinin diğer tedavi seçeneklerinden daha az olmasının sebebi, özellikle alt protezlerdeki tutuculuk ve stabilite eksikliğidir. Bu da hastaların çiğneme fonksiyonlarının azalmasına neden olur¹¹⁰.

İmplant destekli tam protezlerle ilgili yapılan uzun dönem çalışmaların ortak sonucu, implant destekli tam protezlerin, klasik tam protezlere göre daha üstün olduğudur^{4-6,8,89,111,112}. Ayrıca tam dişsiz mandibulada uygulanan implant destekli overdenture protezlerin, implant destekli sabit protezler kadar başarılı olduğu bildirilmektedir⁸.

İmplant destekli tam protezlerde; implant ile tam protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı ile sağlanmaktadır¹.

Tam dişsiz hastalarda en çok tercih edilen ve en ekonomik tedavi yöntemlerinden bir tanesi alt çenede iki implantla desteklenen hareketli protezlerdir. İmplant destekli hareketli protezlerin, geleneksel tam protezlere kıyasla daha rahat ve stabil olduğu böylece hastaların çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını rahatça yerine getirdikleri ve yaşam kaliteleri ile beslenme durumlarının geliştiği bildirilmiştir^{22,89}.

2.5. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutuculuk

Tutuculuk kuvveti, protezin giriş yolu boyunca protezin yerinden çıkmasını engel olan kuvvettir¹¹³. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucular protezin stabilitesini sağlayarak tutuculuğa yardımcı olmalıdır. Aynı zamanda tutucular hastanın protezini rahatça takıp çıkartmasına olanak sağlamalıdır. Minimum sayıda implantın kullanıldığı implant destekli hareketli protezlerde yumuşak doku desteğinin fazla olması nedeniyle tutucu parçalarda daha fazla stres ve buna bağlı olarak aşınma görülür¹¹⁴.

Yapılan bir çalışmada implant destekli hareketli protezlerde kullanılan farklı tutucuların, mıknatıs, top başlı ve bar tutucuların, tutuculuk kuvvetleri kıyaslanmıştır. En yüksek tutuculuk değerinin titanyum-altın alaşımlı top başlı tutucular olduğu (85 N), en düşük tutuculuk değerinin ise mıknatıs tutucular (3 N) olduğu bildirilmiştir¹¹⁵. Diğer sistemlerde ortalama tutuculuk kuvveti ve standart sapmalarının farklı olmasının sebebi muhtemelen firmaların eş tutuculuk kuvvetinde üretim yapamamasıdır. Ayrıca tüm

çalışmalarda bahsedildiği gibi test yöntemleri ile ağız ortamı farklıdır. Yapılan çalışmalarda kuvvetler sadece giriş yoluna paralel uygulansa dahi, klinik koşullarda tutucuların 3 boyutlu yüklere maruz kaldığını gösterilmiştir. İmplant destekli hareketli protez anterior barın etrafında rotasyon yaptığında veya sonu serbest kaide plağında tek taraflı çiğnendiğinde matriksin plastik deformasyonu ve dolayısıyla tutuculuğun azalması veya klipsin kırılması görülebilir^{115,116}.

Tutuculuk kuvvet değeri hasta memnuniyetinde ve uzun dönem başarıda etkilidir. Yapılan bir çalışmada 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli hareketli protezlerin stabilitesi için yeterlidir fakat hasta memnuniyetine yönelik yapılan klinik çalışmada hastaların daha retantif tutucular tercih ettikleri bildirilmiştir^{96,117,118}. Maeda'ya göre hasta memnuniyeti için gerekli minimum tutuculuk kuvveti 8N-20 N arasındadır¹¹⁹. Hasta memnuniyetinin protezin tutuculuk kuvvetiyle paralel arttığı düşünülürse, tutucu seçiminin önemi anlaşılmaktadır.

İmplant destekli hareketli protezlerde, tutuculuğu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar tutucunun yapıldığı malzeme, tutucunun boyutu, tutucunun dizaynı ve implantın sayısıdır¹²⁰.

A) Tutucunun Yapıldığı Malzeme

Tutucu sistemde kullanılan malzeme uzun dönem fonksiyonda tutuculuk kuvvetini etkilediği bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda plastik, lastik, naylon gibi komponentlerdeki aşınma metalik olanlara kıyasla daha fazladır^{121,122}. Bu komponentlerdeki yapısal değişikliklerin siklus yüklemeleri sırasında meydana gelen ısısal genleşmeden kaynaklandığı düşünülmektedir³². Metalik komponentlerde aşınma gözlemlenmemesinin nedeni ise aşınmanın önemsiz miktarda olması veya çalışma şartlarının kısıtlı olmasındandır^{121,122}. Aşınma simülasyonları yapılan saf metalik komponentli tutucu sistemlerde tutuculuk kaybı olmadığı bildirilmiştir^{24,115,123}.

Locator tutucuların yüzeyi titanyum nitrid kaplıdır¹²⁴, Locator R-TX'in yüzeyi titanyum karbon nitrid ile kaplanarak aşınmaya daha dayanıklı hale getirilmiştir²¹. Zirkonya locator ise Y-TZP'nin enjeksiyonla kalıplanmasıyla üretilen, dayanıklılığı iyi tutuculardır¹²⁵. Uzun süreli fonksiyonda, locator tutucuların daha az aşınması ve tutuculuğun daha uzun süreli olması hedeflenmektedir. Fakat bu tutucu sistemlerde naylon tutucuların olması bu farkı önemsizleştirmektedir çünkü naylon tutucular fonksiyon sırasında abutmentleri aşındıramaz fakat kendileri aşınırlar¹²⁶.

Chiu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada locator tutucuların davranışlarını maddeler bilgisi ile açıklamışlardır¹²⁷. Buna göre locator tutucuların plastik kısmı naylondan yapılır. Kullanılan naylon güçlendirilmemiş poliamid 66 reçinedir¹²⁸. Güçlendirilmemiş poliamid 66 özelliklerine ve performansına etki eden en etkili faktörler nem ve sıcaklıktır^{128,129}. Bu tip naylon atmosferden nemi emer, düşük nem adsorpsiyon gücünü ve sertliğini azaltırken tokluğunu ve uzamasını artırır¹²⁸. Bu durum Chiu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kuru ortama kıyasla 20°C ve 37°C’de suya maruz kalan locator tutucuların tutucu değerindeki azalmasını açıklayabilir¹²⁷. Güçlendirilmemiş poliamid 66’nın su moleküllerine karşı afinitesi vardır, su molekülleri poliamid zincirlerine dağılarak onları ayırır ve zincirler arası atraksiyonu zayıflatır. Suyun etkisiyle boyut, ağırlık, esneklik, akma ve gevşeme artarken, esneme gücü, gerilme mukavemeti, sertlik azalır¹²⁸.

Güçlendirilmemiş poliamid 66’nın erken bozulması nemi emmesiyle ilgilidir, bu da camsı geçiş sıcaklığının (glass transition temperature- Tg) düşmesiyle gerçekleşir. Tg yararlı sıcaklık aralığının üst limitidir. Plastik bu sıcaklığın altında sert ve camsıdır, Tg’nin üzerindeki sıcaklıklarda ise lastikleşir^{128,129}. Ancak locator tutucuları ağız içinde kullanıldığından (100% relative humidity, RH), suya doymun hale gelirler Tg seviyesi iner. Sertlik, boyutsal stabilite ve mekanik özelliklerinin çoğunu kademeli olarak kaybederler¹²⁸. Su emildikten sonra artan sünme tepkisi ve intraoral ortamda locator lastiğinin düşük Tg’sinin, naylon tutucuda geniş deformasyon ve bozulmalara neden olduğu bildirilmiştir¹³⁰. Locator tutucuların çapı merkezde ortalama 2 mm ve duvar kalınlığı 0.75 mm’dir¹³¹. Dış duvar daha kalın olan iç çekirdekten daha hızlı tam doymunluğa ulaşır, malzemenin kalınlığı etkilidir¹²⁸.

Nem, güçlendirilmemiş poliamid 66’nın kimyasal bozulmasına, fiziksel korozyona ve mikro çatlamaya neden olabilir¹²⁹.

B) Tutucunun Boyutu

Tek implant destekli hareketli protezlerde seçilen tutucu tipinin geniş olmasının tutuculuğu olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir¹³². Fakat tutucu tipi genişledikçe protezin kırılma riski artar. Alt bir veya iki implant destekli protezler ile yapılan

çalışmalarda protez kırığıının önemli bir protetik komplikasyon olduğu bildirilmiřtir¹³³⁻¹³⁶. Aşırı rezorbe kretlerde akrilik rezin rezorbe olmuş kretin yerini aldığından geniş çaplı ve yüksek tutucuların kullanılması hastanın estetiğini veya fonetiğini etkilemez¹³².

C) Tutucunun Dizaynı

Tutucu sistemler olabildiğince az komponentten oluşur ve basit bir dizayna sahip olursa, komplikasyonlar en aza indirilir ve tutuculuk devamlı olur¹³⁷.

Splintlenmemiş tutucu sistemlerden locator, R-tx ve zirkonya locator basit ama birbirlerinden farklı dizaynlara sahiptir. Locator ve zirkonya locator tutucunun dışındaki çıkıntıdan eksternal retansiyon ve dayanağın oklüzalindeki girintiden de internal retansiyon sağlanırken; R-tx locator tutucunun ikili kilitleme geometrisi ile çift çıkıntıdan sadece eksternal olarak retansiyon sađlar²¹. Locator tutucunun lastik tutucu parçasının ortasındaki tutuculuk sağlayan çıkıntılı yapısı, zirkonya locator tutucunun lastik tutucu parçasınıninkinden daha geniştir. Bu da internal tutuculuğu etkileyen bir faktör olabilir¹³⁷.

D) İmplant Sayısı

Yapılan in vitro çalışmada implant sayısı arttıkça tutuculuk kuvvetinin arttığı görölmüřtür¹³⁸. Mericske-Stern R ve ark.'ları 67 hastada yaptıkları çalışmada hastaları 29'una 2 implant destekli bar, 27'sine 2 implant destekli top başlı tutucu ve 11 hastaya 3 veya 4 implant destekli bar olmak üzere gruplara ayırmıştır. İmplant sayısı arttıkça protezin stabilite, tutuculuk ve oklüzal dengesinin çok az arttığı sonucuna varılmıřtır¹³⁹. Bu çalışmalar sonucunda alt çeneye ikiden fazla implant yapılması gereken durumlar; boyu 8 mm'den küçük implantların yapılmış olması, geniş posterior kretlere sahip genç hastalar, hassas mukozanın varlığı, üst çenenin dişli olduğu durumlar, yüksek kas bağlantılarının olduğu durumlar, keskin mylohyoid kenarların ve geniş V şeklindeki kretlerin olduğu durumlar ve beklentileri yüksek hastalardır^{140,141}.

İki implantla destekli alt tam protezlerin tutucularında zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybı, hasta memnuniyetini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca tutuculuğu kaybolmuş bir protez kemik rezorpsiyonlarına ve doku zedelenmelerine sebep olabilir. Bu yüzden hekimin hastanın beklentilerini karşılayacak tutuculuk değerindeki en uygun

tutucuyu seçmesi ve hastayı periyodik kontrollere çağırıp, gerekliyse tutucu parçaları yenilemesi büyük önem taşımaktadır¹¹⁴.

2.6. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Hassas Tutucular

Protez terimleri sözlüğüne göre hassas tutucular, bir metal yuva(matriks-dişi) ve buna uygun bir parçadan (patriks-erkek) oluşur. Hassas tutucular bir parçası destek veya desteklere sabitlenmiş ve diğer parçası ise hareketli proteze yerleştirilmiş ve hareketli protezin stabilizasyonunu ve retansiyonunu sağlayan bir kilitleme aygıtıdır¹⁴².

Hassas tutucu seçimini etkileyen faktörler mevcut kemiğin kalite ve kantitesi, alveoler kemiğin anatomik durumu, implantların pozisyonu, sayısı, uzunluğu, maliyeti, protetik dizayn, hastanın beklentisi ve bakım ihtiyacıdır¹⁴³⁻¹⁴⁶.

Literatürde implant destekli hareketli protezlerde kullanılan hassas tutucularla ilgili çeşitli sınıflamalar yapılmıştır. Preiskel¹⁴⁷, implant destekli overdenture protezlerde hassas tutucuları bar, stud ve magnet olarak sınıflandırmıştır. Sadowsky⁸⁵, Fanuscu ve Caputo¹⁴⁸ ise overdenture protezlerde hassas tutucuları; splinte olan ve splinte olmayan şeklinde sınıflandırmışlardır^{85,148}. Trakas ve arkadaşları implant destekli protezler için hassas tutucu türlerini bar ve ball tutucular olarak iki ana kategoriye ayırmışlardır¹⁴⁹. Hassas tutucular; nitelik, şekil ve fonksiyon özelliklerine göre de gruplandırılmışlardır¹⁵⁰.

Biz ise Heckmann ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptıkları implant destekli overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucular sınıflamasını göz önünde bulundurduk. Bu sınıflamaya göre;

- 1) Bar tutucular,
- 2) Mıknatıs tutucular,
- 3) Teleskopik tutucular,
- 4) Stud tutucular¹⁵¹.

İmplant destekli tam protezlerde retansiyonun sağlanması için esas olarak ball, locator, bar, mıknatıs tutucular ve teleskopik sistemler kullanılabilir¹.

2.6.1. Bar Tutucular

Bar tutucular, iki ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan tutucu ünitelerdir¹⁵². Konvansiyonel tam protezlere ve stud tutuculara nazaran daha iyi stabilite ve tutuculuk sağlar^{140,145,152}.

Bar tutucular üst çene ve alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda tutuculuğun ve stabilizasyonun fazla olmasının istendiği protezlerde, parsiyel rezeksiyon vakalarında endikedir. İnteroklüzal mesafenin az olduğu kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu, ağız hijyeninin kötü olduğu vakalarda kontrendikedir¹.

Bar tutuculu protez kullanan hastalarda mukozitis ve gingival hiperplazi oluşabilir¹⁴⁶. Prefabrik barlar daha ucuz ve dayanıklı olduğundan millenmiş ya da şahsi barlara tercih edilmektedir¹⁵³. Şahsi barlar ball, o-ring, locator ve ERA gibi stud tutucularla kombine tasarlanarak kullanılabilir. Bar tutucuların uygun şekilde yerleştirilemediği yetersiz bir mesafe olduğu durumlarda millenmiş barlar kullanılabilir¹⁵⁴.

İmplantların birbirlerine çok yakın olduğu durumlarda, bar çok kısa yapılacağından hareketli protez yeterli tutuculuk ve rehberlik sağlayamaz. Eğer implantlar birbirinden çok uzakta ise, bar düz bir hatta seyreder ve dil boşluğunu daralabilir, bu da fonksiyonel ve yapısal problemlere neden olabilir¹⁵⁵.

Bar tutucular, overdenture protezlere klips adı verilen metal veya plastikten üretilen küçük parçalarıyla bağlanırlar¹⁵⁶. Plastik klipsler ucuzdur, kolay yerleştirilirler ve metal parçalara göre barda daha az aşınmaya neden olurlar. Ancak plastik parçalarda uyumlandırma yapılamaz²⁹.

2.6.2. Mıknatıs Tutucular

Magnet tutucular; protezin içinde yer alan kısmı mıknatıs özelliğine sahip parça ve dayanak veya implantın üzerinde bulunan mıknatıslanabilen metalden oluşan parça olmak üzere iki bileşenden meydana gelir¹⁵⁷.

Manyetik sistemlerde ağız sıvılarında çok çabuk korozyona uğrayan neodimyum demir boron veya samaryum-kobalt alaşımından mıknatıslar kullanılır. Kontaminasyonu engellemek ve mıknatıs özelliğinin devamlılığını sağlamak için koruyucu kaplamaya

ihtiyaç duyulur¹⁵⁸. Kemik rezorbsiyonunun az olduğu vakalarda kullanımı idealdir^{150,159,160}.

Spesifik giriş yoluna ihtiyaç duyulmaması, dayanakların birbirlerine paralelliğine gerek duyulmaması, yumuşak doku andırkatları olduğunda uygulanabilmesi, potansiyel kuvvetlerin kolaylıkla elimine edilerek maksimum dayanak koruması sağlaması magnet tutucuların avantajlarıdır¹⁵⁹.

2.6.3. Teleskop Tutucular

Teleskop tutucular çift kuron tasarımından oluşmaktadır. Alt yapı desteğe simante edilirken, buna uyumlu üst yapı ise hareketli proteze rijit bir şekilde bağlanmaktadır. Teleskop tutucuların alt yapısı destek dişi çürük ve termal irritasyonlardan korur. Tutuculuk ve stabilite esas olarak üst yapı ile sağlanır^{161,162}.

Parkinson hastalığı gibi hastanın becerilerini olumsuz etkileyen rahatsızlıklara sahip geriatrik hastalar tarafından etkili bir şekilde kullanılabilmesine karşın, ball ve magnet tutucular kadar ekonomik değildir^{150,163,164}.

2.6.4. Stud Tutucular

Top başlı, o-ring, ERA, ZAAG ve locator gibi tutucular stud tutuculardandır. Horizontal ve vertikal yönde belirli derecede rezilientlik sağlar¹⁵⁰.

Stud tutucular bar tutuculara nazaran daha kolay yerleştirilir, retansiyon dereceleri ayarlanabilir, temizliklerini sağlamak daha kolaydır ve daha az komplikasyon görülebilir. Ayrıca arklar arası mesafe daha az olduğu durumlarda kullanılır ve fonksiyonel yükleri daha iyi dağıtabilirler. Vertikal mesafenin bar yapımına olanak tanımadığı ve implantlar arası mesafenin fazla olduğu durumlarda tercih edilirler. Bar uygulamasının dilin alanını kısıtlayacağı vakalarda da rahatlıkla uygulanabilirler. Teknik hassasiyetleri daha azdır ve daha ekonomiktirler^{85,94,150,160,165}.

2.6.4.1. Top Başlı Tutucular ve O-Ring

İmplant destekli hareketli protezlerde yaygın olarak kullanılan bir sistemdir¹. Birbirine bağlanmamış ball tutucular protez kaidesi içindeki metal bir kep veya halka şeklinde bir lastik içine bağlanırlar. Bu lastik yapı 360° rotasyona izin verir, bir miktar

da dikey hareketlere olanak tanır. İmplantların birbirlerine paralel olması şart değildir^{160,166}.

Kullanıma bağlı olarak zaman içinde tutuculukta azalma olabilir. Bu durumda lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarıyla aktifleştirilmesi gerekebilir^{111,160,165}.

2.6.4.2. ERA Tutucular

ERA tutucu, ağız içine yerleştirilen metal dişi parça ve protez kaidesine yerleştirilen değiştirilebilir naylon erkek parça olmak üzere iki bileşenden oluşur¹⁶⁷. Retansiyon derecesindeki değişiklik erkek plastik parçanın ortasındaki silindirik çıkıntının çapının artmasıyla sağlanır^{167,168}. Giriş rehberi implant desteğinden ve alveoler kretten daha yüksekte olduğu için kuvvetlere karşı dayanıklılığı azaltmaktadır^{150,168}.

2.6.4.3. ZAAG Tutucular

ZAAG tutucularda anahtar yolu bileşeni implant dayanağının daha apikaline ve alveoler krete daha yakın konumlandığından gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır. İmplant destekli overdenturelarda eksternal yükler sonucunda açığa çıkan dikey ve devirici kuvvetlere karşı en dirençli tutucu tasarımı olduğu iddia edilmektedir. Rijit bir bağlantıya sahip değildir^{150,169}.

2.6.4.4. Locator Tutucular

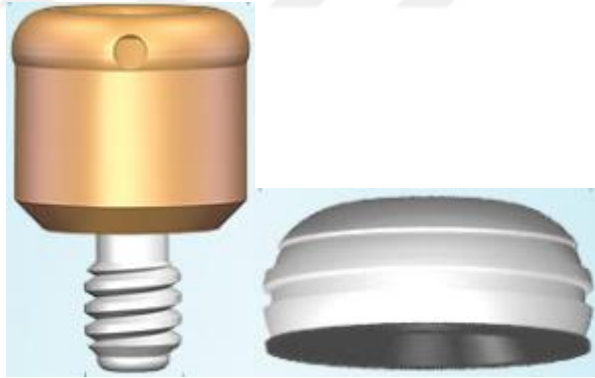
İnterokluzal mesafenin az olduğu, ball ataşmanın yerleştirilemediği durumlarda, aşırı konturlu protez varlığında, dikey boyutun arttırıldığı, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlama/kırılmaların olduğu, tutucuların protezlerden ayrıldığı vakalarda, düşük profillerinden dolayı locator ataşmanlar tercih edilir^{11,170}.

Diğer tip ataşmanlara göre fiyatları daha yüksektir¹³⁸. Dişsiz kret çok kavisli ise bar ataşmanlara nazaran ball veya locator ataşmanlar kullanılır⁸. Yapılan bir çalışmada; locator ataşmanların implant destekli overdenture protezlerde en yüksek retansiyon ve stabiliteyi sağladığı görülmüştür¹³⁸. Locatorlar klinisyenler tarafından özellikle 2 implant destekli overdenture protezlerde yaygın olarak kullanılır^{89,171,172}.

Locator sistemi 2001 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Tutucunun dış kısmındaki çıkıntıdan (Şekil 2-1) eksternal, lastiklerin içindeki merkez tutucu ile locator tutucunun ortasındaki girintiden internal turuculuk sağlayan farklı renklerde lastikler (Şekil 2-2), renklerine göre farklı retansiyon değerlerine sahiptirler. İmplantlar arası 20 ve 40 derece açılanmayı tolere edebilen plastik parçalar mevcuttur^{124,173}. Sırasıyla Mavi lastik 0.68 kg, pembe lastik 1.36 kg, şeffaf lastik 2.26 kg retansiyon kuvveti sağlar. Ayrıca gri lastik 0 kg, kırmızı lastik 0.45 kg, turuncu lastik 0.9 kg, yeşil lastik 1.81 kg retansiyon kuvveti ile 40 dereceye kadar açılanmayı tolere eder. Bu lastiklerin ortasında ise çıkıntı bulunmamaktadır. Firma, bu lastiklerin açığı daha iyi tolere etmek için piyasaya sürüldüğünü iddia etmektedir¹²⁴.

Laboratuvar işlemleri için de siyah renkli lastik bulunmaktadır¹²⁴. Locator dayanaklar farklı vertikal yüksekliklerde seçilebilmektedir¹²⁴.

Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için “Locator Core Tool” adı verilen özel bir aparat mevcuttur (Şekil 2-3). Bu aparat ile locator tutucu implant üzerine vidalanırken, plastik tutucu da metal yuva içine yerleştirilir. Aynı zamanda bu parçaların çıkartılması işlemlerinde de aynı aparat kullanılır¹²⁴.



Şekil 2-1: Locator ve metal yuva



Şekil 2-2: Tutucu lastikler



Şekil 2-3: Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için “Locator Core Tool” adı verilen özel bir aparat

Yeni tanıtılan Locator R-Tx dayanağın, önceki locator tasarımının dezavantajlarının üstesinden geldiği iddia edilmektedir¹⁷⁴. Üretici tarafından yeni Locator R-Tx’in dayanağının (Şekil 2-4) dış yüzeyine çift geçme özelliği getirildiği, implant destekli tam protezin retansiyon potansiyelinin geliştirildiği ve yeni DuraTec Titanyum Karbon Nitrid kaplaması ile % 32 daha sert ve % 26 daha fazla aşınma direncine sahip olduğu ve % 64 pürüzlülükte azalma olduğu iddia edildi¹⁷⁴. Yeni Locator R-Tx geliştirilmiş açılı düzeltme özelliği ile 60°’ye kadar (implant başına max. 30°) açısal bozukluklarda önerilir¹⁷⁴.

Yazarlara göre, titanyum karbon kaplı locator tutucunun iç metal halkası, yiyecek ve plak birikimine eğilimli olup potansiyel olarak naylon parçanın hızlı distorsiyonuna ve hızlı retansiyon kaybına neden olur¹⁷⁴. Üreticiye göre Locator R-Tx, gıda/plak birikimi için daha az alana sahiptir ve retansiyon lastiği içindeki merkez tutucunun yokluğu ile gelişmiş endüstri standardı 0,050 inch/1,25 mm hex drive ile tutuculuğu artırır¹⁷⁴.

Yeni LR-Tx gelişmiş dönme fonksiyonuna, gelişmiş dönme kabiliyetine ve bar ve ball sistemlerine kıyasla daha az vertikal mesafeye sahiptir¹⁷⁴.



Şekil 2-4: Locator R-Tx tutucu ve komponentleri

- 1- Locator sistemin özelliği, protez bağlantı boşluğundaki plastik keplerin Pivoting özelliğidir. Geliştirilmiş Locator R-Tx dayanağın plastik kepleri ile açılı dayanaklara ihtiyaç duymadan, implantlar arası 60°'ye kadar açılanmaya olanak verir.
- 2- Abudmentın ikili kilitleme geometrisi baş kısmın daha dar olmasını ve hastanın protezini daha kolay takabilmesini sağlayan konik bir şekil oluşturur. İkili retantif alan oluşmuş olur.
- 3- Endüstri standardı, 050''/1,25 mm altıgen driver mekanizması sabitlemeyi kolaylaştırır. Merkez boşluğunun daha küçük olmasıyla yiyecek artığı ve plak birikim alanı daralmış olur.
- 4- Dura Tec™ Titanyum Karbon Nitrid kaplama ile estetik, güçlü, aşınmaya dirençli, pürüzlülüğü azaltan yapı oluşturulmuştur.
- 5- Yatay oluklar ve çıkıntılar, dikey ve döner harekete direnç gösterirler. Yeni pembe renkli anodize, ince protez akrilik kısımlarındaki estetiği artırır.
- 6- Naylon keplerin geliştirilmiş dizaynı ile dayanağın ikili kilitleme özelliği taklit edilir, kenar deformasyonuna direnç gösterilir. Lastikler (Şekil 2-5) sırasıyla sıfır, düşük, orta ve yüksek tutuculuğa sahiptirler²¹.



Şekil 2-5: Metal yuva ve tutucu lastikler

Özel lastik kep anahtarı; çift taraflı kullanılan alet lastik keplerin takılıp çıkartılmasında kullanılır. Aletin arkasındaki metal yarığ, hekimlerin lastik kepleri eldivenlerini yırtmadan takıp çıkarmalarını sağlar (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: Özel lastik kep anahtarı

Üretici firma ileri seramik enjeksiyon kalıplama teknolojisi kullanılarak üretilen çok çeşitli zirkonya dental ürünler sunmaktadır.

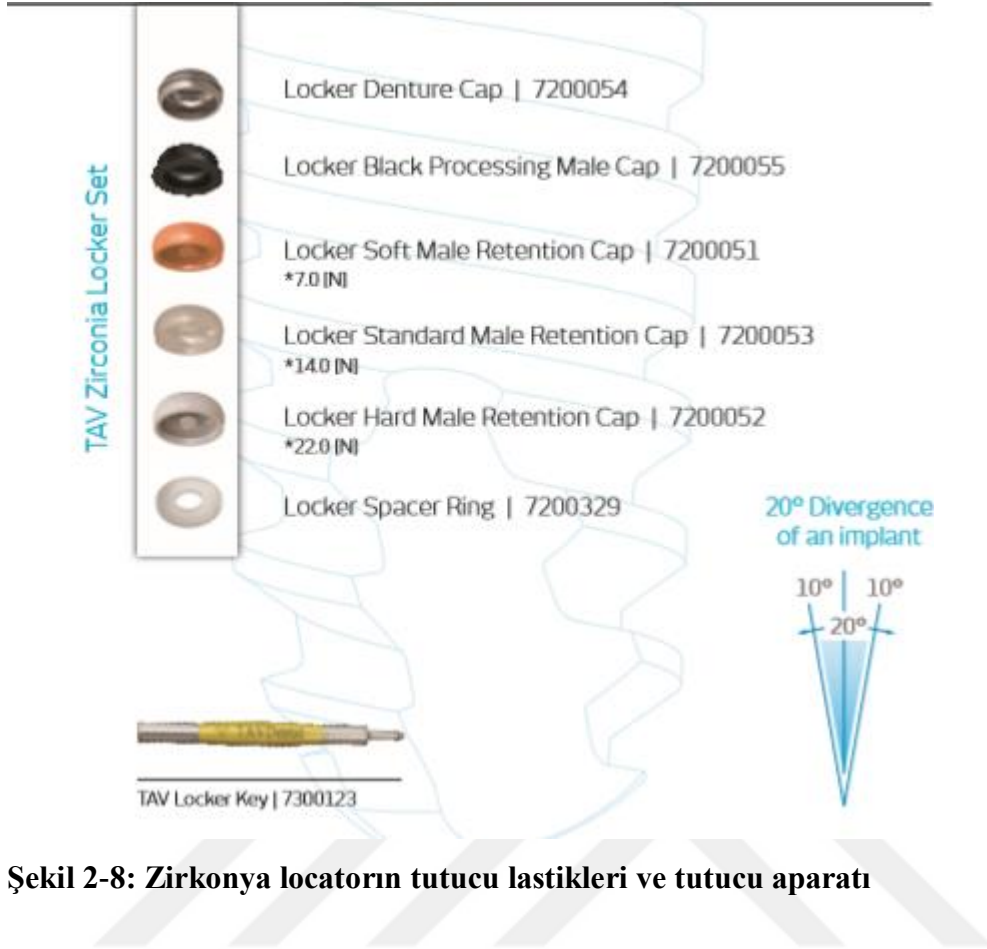
Seramiklerin enjeksiyon kalıplama yöntemi (Injection Moulding of Ceramics-CIM) umut verici bir şekillendirme tekniğidir. Y-TZP'nin enjeksiyonla kalıplanmasıyla, iyi mekanik özelliklere sahip ürünler elde edilmesine yönelik yapılan çalışmada üretilen Y-TZP parçalarının dayanıklılığı daha iyi bulunmuştur¹⁷⁵.

Zirkonun yüksek estetik doğası, üstün özellikleri ile biyouyumluluk birleştiğinde, günümüz hastalarının taleplerini karşılayan yeni nesil diş ürünleri kullanılmaktadır. Kuşkusuz, bu ürünler modern diş hekimliğinde kullanılan metal içermeyen ürünler olarak ileriye dönük alternatifler olarak kabul edilmektedir. Zirkonya locatorın avantajları yüksek estetik sonuçlar, doğal diş rengi, biyouyumluluk, metal içermeyen doğal translusentlik, mükemmel mekanik özellikler, stabilite, çok düşük aşınma miktarı, düşük bakteri tutulumu ve azaltılmış plak adezyonudur (Şekil 2-7) ¹²⁵.

Lastikler (Şekil 2-8) sırasıyla sıfır, düşük, orta ve yüksek tutuculuğa sahiptirler. Tutucunun dış kısmındaki çıkıntıdan eksternal, lastiklerin içindeki küçük çaptaki merkez tutucu ile locator tutucunun ortasındaki girintiden internal tutuculuk sağlayan farklı renklerde lastikler, renklerine göre farklı retansiyon değerlerine sahiptirler. İmplantlar arası 20 derece açılanmayı tolere edebilen plastik parçalar mevcuttur¹²⁵.



Şekil 2-7: Zirkonya locator tutucu



Şekil 2-8: Zirkonya locatorın tutucu lastikleri ve tutucu aparatı

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışmamız İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina Fakültesi, Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirildi.

İmplant analoglarının ve metal yuvaların çaplarına ve yüksekliklerine uygun olarak, universal freze cihazı ve torna tezgahında (Güngör Makina Sanayi, Türkiye) (Şekil 3-1,2,3) alüminyum aparatlar üretildi. Alüminyum aparatlar üretilmesi için 7075 T6 özelliğinde dayanıklı 1 adet 10x60x1000 mm alüminyum kesimli plaka, 1 adet 40x40x1000 mm alüminyum kesimli plaka, 1 adet 50x1000 mm alüminyum çubuk, 2 adet 60x60x580 mm alüminyum kesimli plakalardan yararlanıldı. Tesviye bölümünde blokların çapak alma işlemi yapıldı.



Şekil 3-1: Universal freze cihazı



Şekil 3-2: Alüminyum bloklardan alüminyum aparatlar üretmek için kullanılan parmak freze çakıları ve pensler



Şekil 3-3: Torna tezgahı

Çalışmamızda 3 farklı yüzey özelliğine ve tasarıma sahip titanyum nitrid kaplı locator, titanyum karbon nitrid kaplı locator ve zirkonya locator dayanaklar ve bunlara ait lastik tutucular incelendi. Her deney grubunda 14 adet, toplamda 42 adet deney örneği bulunmaktadır (Şekil 3-4). Bunların yarısı düz, diğer yarısı da maksimum açılanma dereceleri baz alınarak deneye dahil edildi (Tablo 3-1). Zirkonya locator ve standart locator dayanağın maksimum açılı kullanımı 10° dir, titanyum karbon nitrid kaplı locator dayanağın ise maksimum açılı kullanımı 30° dir.



Şekil 3-4: Deneyde kullanılan locator tutucular ve lastik tutucuları

	Düz	10°	30°
Titanyum nitrid kaplı locator tutucu	7 adet	7 adet	
Zirkonya locator tutucu	7 adet	7 adet	
Titanyum karbon nitrid kaplı locator tutucu	7 adet		7 adet

Tablo 3-1: Deneyde kullanılan tutucuların sayıları ve açılma değerleri

3.1.1. Alüminyum bloklara implant analoglarının yerleştirilmesi

Alüminyum silindirlerin içerisinde implantların analoglarına uygun yuvalar hazırlandı ve hazırlanan yuvalara analoglar yerleştirilip yan vida sıkılarak sabitlendi.

3.1.2. Locator dayanakların bağlanması

Locator dayanaklar analogların üzerine her markanın kendisine ait anahtarı ile vidalanıp, firmanın tavsiye ettiği gibi locator dayanak üzerine tork anahtar parçası (Torque Wrench Bit) takılarak tork anahtarı (Torque Wrench) ile 25N kuvvetle sıkıldı. Andırkatlı alanlara akrilik reçinenenin sızmasını engellemek için dayanakların üzerine yer tutucular (O-ring spacer) yerleştirildi. Bunların üzerine locator lastiği yerleştirildi ve metal yuvalar oturtuldu. Metal yuva hazırlanan alüminyum silindirin içerisine oto-polimerizan akrilik tozu ve likiti (Meliodent; Bayer UK Ltd. Newbury, United Kingdom) prospektüsüne uygun olarak karıştırılıp kondu. Bu silindir, üzerinde metal yuvası takılı olan analoğa bağlı locator üzerine konup polimerizasyon gerçekleşene kadar aynı pozisyon korunarak beklendi. Akrilik reçinenin polimerizasyonunu takiben protetik parça çıkartıldı, gerekli tesviye ve cila işlemleri yapıldı. Her gruba ait analog ve metal yuva sabit tutuldu, analog üzerindeki locator tutucu ve metal yuva içerisindeki lastik değiştirildi.

3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri

Biyomekanik testler İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina Fakültesi, Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirildi. Testin amacı implantın metal yuva içerisindeki lastik tutucu kısmının locator kısmına takılıp çıkartılması sırasındaki tutuculuk kuvvetlerinin değişiminin belirlenmesidir.

İmplant analoğu ve locator, yorulma deneyini gerçekleştirmek üzere özel olarak yapılan aparat ile test sistemine (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA)

(Şekil 3-5) ve yük hücresine (Load Cell: ESIT 40 kg. Model : SPA 40 kg, Serial: 592) eksenel olarak bağlandı. İmplantın üst protetik parçası olan metal yuva ise sistemin üst çenesine eksenel olarak sabitlendi.

Teste başlamadan önce metal yuva içerisindeki lastik tutucu kısmının locator tutucuya, tam olarak geçtiği nokta referans kabul edildi. Daha sonra çekme işlemi ile lastik tutucunun locatordan çıkmasını sağlayacak mesafenin 2.5 mm olduğu görüldü ve test prosedürü bu değere göre deplasman kontrollü olarak belirlendi. Her testte, lastik tutucunun locatora, ekstra yükler gelmeden, tam olarak takılı olduğu kontrol edilerek başlandı. Test başlangıcında sistemin stabilitesini sağlamak için 2.2 Hz frekansında 10 adet takma çıkarma işlemi yapıldı. Bu ön yükleme işleminden sonra 2.2 Hz frekansında 10 kez 500 adet toplamda 5.000 adet takma çıkarma yapıldı ve test boyunca gerçek zamanlı olarak tutma kuvvetleri ile deplasman değerleri kaydedildi. Her 500 çevrimde kuvvet verileri kaydedildi. Birbirlerine tam oturmuş erkek ve dişi parçaların ayrılıp tekrardan oturması işlemi 'siklus' olarak adlandırıldı.

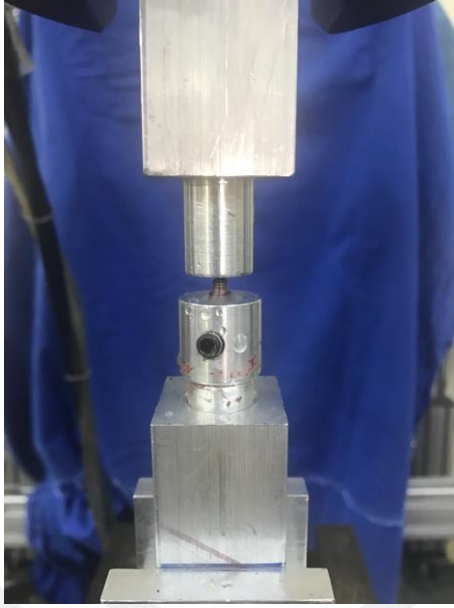
Her bir numune için alınan yük-deplasman değerleri daha sonra excel yardımıyla belirlendi. İmplant ve metal yuva için belirlenen takma ve çıkarma kuvvetleri kullanılarak yük-deplasman eğrileri çizdirildi.

Test sırasında örnekler distile su ile nemlendirildi ve ağız ortamı taklit edildi.



Şekil 3-5: MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA test sistemi

Açılanma değerlerine uygun olarak deney düzeneği dizayn edildi ve açılı deney grupları için deney düzeneği değiştirildi (Şekil 3-6,7). İmplant analoğu ve locator, özel olarak yapılan aparat ile test sistemine (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA) ve yük hücresine (Load Cell: ESIT 40 kg. Model : SPA 40 kg, Serial: 592) eksenel olarak bağlandı. İmplantın üst protetik parçası olan metal yuva ise sistemin üst çenesine eksenel olarak sabitlendi.



Şekil 3-6: Düz locator tutucu düzeneği



Şekil 3-7: Açılı locator tutucu düzeneği

3.3. Örneklerin Kütle Değişimlerinin Ölçümleri

Örneklerin kütle değişimlerini ölçme işlemi İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Kimya Mühendisliği Bölümü Proses ve Reaktör tasarımı Anabilim Dalı'nda bulunan hassas terazi ile yapıldı. Locator ve lastik parçalar test cihazına girmeden önce içerisinde nem tutucu silikat tozları olan hassas terazi (KERN ABT 220-5DM, Almanya) ile tartıldılar (Şekil 3-8). Test cihazında tutuculuk ölçümleri yapıldıktan sonra modellerde ayrılan örnekler 70 santigrat derecedeki fırında (Termal Laboratuvar Aletleri San. ve Tic. Koll. Şti) kurutulup (Şekil 3-9), desikatörde (Şekil 3-10) neminden ayrıldıktan sonra tekrar hassas terazi ile tartılıp kütle kayıpları ölçüldü.



Şekil 3-8: Hassas terazi



Şekil 3-9: Fırın



Şekil 3-10: Desikatör

3.4. Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi

Örneklerim SEM fotoğrafları İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Kimya Mühendisliği Bölümü Proses ve Reaktör tasarımı Anabilim Dalı'nda bulunan SEM cihazı (FEI, Quanta Feg 450) (Şekil 3-11) ile çekildi. Locator dayanaklardan her gruptan birer dayanak örneğinin ve birer plastik tutucu örneğinin (Şekil 3-12) deneylere

başlamadan önce ve 5.000 siklus sonunda çeşitli uzaklıklardaki SEM fotoğrafları çekildi.



Şekil 3-11: SEM cihazı



Şekil 3-12: SEM cihazında görüntülenen örnekler

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test, normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Çalışmadan Elde Edilen Retansiyon Bulguları

Tablo 4-1: Açılı tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi

Açılı	TiNitrid	TiKarbonNitrid	Zirkonya	P
	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	
10. siklus	12,43±8,92	13,64±2,36	12,4±2,76	0,895
100. siklus	12,39±9,19	12,26±2,8	10,89±2,57	0,865
200. siklus	12,3±9,2	13,01±3,54	10,83±2,18	0,778
300. siklus	12,98±9,3	13,37±3,66	10,84±2,26	0,696
400. siklus	13,48±9,54	13,56±3,3	10,42±2,43	0,548
500. siklus	13,69±9,69	13,81±3,5	10,67±2,19	0,560
1000. siklus	11,79±7,97	12,55±2,86	10,38±2	0,719
2000. siklus	9,91±7,43	12,37±2,01	10,5±2,35	0,596
3000. siklus	9,7±7,17	12,54±1,68	10,15±1,79	0,442
4000. siklus	9,37±6,69	12,68±2,07	9,72±1,51	0,284
5000. siklus	9,64±6,25	12,31±2,37	9,67±1,87	0,380

OneWay ANOVA Test

Açılı tutucuların 10.siklus, 100.siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000. Siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-1).

Tablo 4-2: Düz tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi

Düz	TiNitrid	TiKarbonNitrid	Zirkonya	P
	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	
10. siklus	8,47±1,78	25,59±6,35	16,49±4,04	0,000*
100. siklus	9,12±2,74	24,6±6,63	14,47±2,87	0,000*
200. siklus	8,66±2,72	25,15±6,76	13,69±2,29	0,000*
300. siklus	8,74±3,34	24,41±7,51	13,48±1,84	0,000*
400. siklus	8,97±3,72	24,74±7,78	13,49±1,8	0,000*
500. siklus	9±3,18	24,44±8,53	13,3±2,23	0,000*
1000. siklus	9,17±2,46	24,79±9,81	12,69±1,97	0,000*
2000. siklus	10,68±5,42	24,9±11,35	12,53±2,37	0,004*
3000. siklus	11,4±5,59	24,25±11,14	11,76±2,52	0,006*
4000. siklus	11,61±3,69	21,1±8,19	12,07±2,32	0,006*
5000. siklus	9,4±2,26	20,85±9,13	10,98±2,64	0,003*
OneWay ANOVA Test		*p<0.05		

Düz tutucuların 10.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Titanyum Karbon Nitrid grubunun 10.siklustaki retansiyon değeri ortalaması, Titanyum Nitrid ve Zirkonya gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.003$; $p<0.05$). Zirkonya grubunun 10.siklustaki retansiyon değeri ortalaması, Titanyum Nitrid grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.009$; $p<0.05$).

Düz tutucuların 100.,200.,300.,400.,500.,1000.,2000.,3000.,4000.,5000. siklustaki retansiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Titanyum Karbon Nitrid grubunun 100.,200.,300.,400.,500.,1000.,2000.,3000.,4000.,5000. siklustaki retansiyon değeri ortalaması, Titanyum Nitrid ve Zirkonya gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Titanyum Nitrid ve Zirkonya gruplarının 100.,200.,300.,400.,500.,1000.,2000.,3000.,4000.,5000. siklustaki retansiyon değeri

ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-2).

Tablo 4-3: Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi

		Açılı	Düz	P
		Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	
TiNitrid	10. siklus	12,43±8,92	8,47±1,78	0,290
	100. siklus	12,39±9,19	9,12±2,74	0,397
	200. siklus	12,3±9,2	8,66±2,72	0,349
	300. siklus	12,98±9,3	8,74±3,34	0,292
	400. siklus	13,48±9,54	8,97±3,72	0,278
	500. siklus	13,69±9,69	9±3,18	0,262
	1000. siklus	11,79±7,97	9,17±2,46	0,433
	2000. siklus	9,91±7,43	10,68±5,42	0,827
	3000. siklus	9,7±7,17	11,4±5,59	0,630
	4000. siklus	9,37±6,69	11,61±3,69	0,452
	5000. siklus	9,64±6,25	9,4±2,26	0,926
TiKarbonNitrid	10. siklus	13,64±2,36	25,59±6,35	0,002*
	100. siklus	12,26±2,8	24,6±6,63	0,002*
	200. siklus	13,01±3,54	25,15±6,76	0,001*
	300. siklus	13,37±3,66	24,41±7,51	0,004*
	400. siklus	13,56±3,3	24,74±7,78	0,004*
	500. siklus	13,81±3,5	24,44±8,53	0,010*
	1000. siklus	12,55±2,86	24,79±9,81	0,016*
	2000. siklus	12,37±2,01	24,9±11,35	0,026*
	3000. siklus	12,54±1,68	24,25±11,14	0,032*
	4000. siklus	12,68±2,07	21,1±8,19	0,035*
	5000. siklus	12,31±2,37	20,85±9,13	0,049*
Zirkonya	10. siklus	12,4±2,76	16,49±4,04	0,047*
	100. siklus	10,89±2,57	14,47±2,87	0,030*
	200. siklus	10,83±2,18	13,69±2,29	0,034*
	300. siklus	10,84±2,26	13,48±1,84	0,034*
	400. siklus	10,42±2,43	13,49±1,8	0,020*

500. siklus	10,67±2,19	13,3±2,23	0,046*
1000. siklus	10,38±2	12,69±1,97	0,055
2000. siklus	10,5±2,35	12,53±2,37	0,134
3000. siklus	10,15±1,79	11,76±2,52	0,194
4000. siklus	9,72±1,51	12,07±2,32	0,044*
5000. siklus	9,67±1,87	10,98±2,64	0,303

Student t test * $p < 0.05$

Titanyum Nitrid Grubunda;

Açılı ve düz tutucuların 10.siklus, 100.siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000. Siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Titanyum Karbon Nitrid Grubunda;

Düz tutucuların 10.siklus, 100.siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000. Siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları, açılı tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.05$).

Zirkonya Grubunda;

Düz tutucuların 10.siklus, 100.siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus ve 4000.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları, açılı tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.05$). Açılı ve düz 1000.siklus, 2000. Siklus, 3000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4-3).

Tablo 4-4: Açılı tutucularda ayrı ayrı retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre)

Açılı	TiNitrid	TiKarbonNitrid	Zirkonya
	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)
10. siklus	12,43±8,92	13,64±2,36	12,4±2,76
100. siklus	12,39±9,19	12,26±2,8	10,89±2,57
200. siklus	12,3±9,2	13,01±3,54	10,83±2,18
300. siklus	12,98±9,3	13,37±3,66	10,84±2,26
400. siklus	13,48±9,54	13,56±3,3	10,42±2,43
500. siklus	13,69±9,69	13,81±3,5	10,67±2,19
1000. siklus	11,79±7,97	12,55±2,86	10,38±2
2000. siklus	9,91±7,43	12,37±2,01	10,5±2,35
3000. siklus	9,7±7,17	12,54±1,68	10,15±1,79
4000. siklus	9,37±6,69	12,68±2,07	9,72±1,51
5000. siklus	9,64±6,25	12,31±2,37	9,67±1,87
10.-100. siklus p	0,908	0,028*	0,005*
10.-200. siklus p	0,700	0,423	0,023*
10.-300. siklus p	0,329	0,769	0,064
10.-400. siklus p	0,131	0,923	0,099
10.-500. siklus p	0,184	0,849	0,035*
10.-1000. siklus p	0,500	0,244	0,019*
10.-2000. siklus p	0,115	0,056	0,118
10.-3000. siklus p	0,082	0,141	0,049*
10.-4000. siklus p	0,159	0,071	0,048*
10.-5000. siklus p	0,213	0,184	0,086

Paired sample t test

* $p < 0.05$

Açılı Titanyum Nitrid tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000.siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p > 0.05$).

Açılı Titanyum Karbon Nitrid tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklusta görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı iken ($p<0.05$); 10.siklusa göre 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000.siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Açılı Zirkonya tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 3000. Siklus ve 4000. siklusta görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı iken ($p<0.05$); 10.siklusa göre 300.siklus, 400.siklus, 2000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4-4).



Tablo 4-5: Düz tutucularda ayrı ayrı retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre)

	TiNitrid	TiKarbonNitrid	Zirkonya
Düz	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)	Ort±SS (N)
10. siklus	8,47±1,78	25,59±6,35	16,49±4,04
100. siklus	9,12±2,74	24,6±6,63	14,47±2,87
200. siklus	8,66±2,72	25,15±6,76	13,69±2,29
300. siklus	8,74±3,34	24,41±7,51	13,48±1,84
400. siklus	8,97±3,72	24,74±7,78	13,49±1,8
500. siklus	9±3,18	24,44±8,53	13,3±2,23
1000. siklus	9,17±2,46	24,79±9,81	12,69±1,97
2000. siklus	10,68±5,42	24,9±11,35	12,53±2,37
3000. siklus	11,4±5,59	24,25±11,14	11,76±2,52
4000. siklus	11,61±3,69	21,1±8,19	12,07±2,32
5000. siklus	9,4±2,26	20,85±9,13	10,98±2,64
10.-100. siklus p	0,389	0,284	0,107
10.-200. siklus p	0,834	0,737	0,074
10.-300. siklus p	0,808	0,430	0,060
10.-400. siklus p	0,701	0,575	0,057
10.-500. siklus p	0,628	0,505	0,044*
10.-1000. siklus p	0,538	0,738	0,025*
10.-2000. siklus p	0,303	0,798	0,038*
10.-3000. siklus p	0,206	0,628	0,034*
10.-4000. siklus p	0,065	0,009*	0,032*
10.-5000. siklus p	0,456	0,017*	0,026*

Paired sample t test

* $p < 0.05$

Düz Titanyum Nitrid tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000.siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon değeri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p > 0.05$).

Düz Titanyum Karbon Nitrid tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 2000.siklus, 3000. siklustaki retansiyon kaybı ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$). 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 4000. Siklus ve 5000. siklusta görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Düz Zirkonya tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus ve 400. Siklusta anlamlı bir değişim görülmezken ($p>0.05$); 10.siklustaki retansiyon değeri ortalamasına göre 500.siklus, 1000. Siklus, 2000.siklus, 3000.siklus, 4000. Siklus ve 5000.siklusta görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4-5).

Tablo 4-6: Açılı ve düz gruplarında ayrı ayrı tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

Açılı	% Değişim	TiNitrid	TiKarbonNitrid	Zirkonya	P
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Açılı	10.-100. siklus	-2,08±14,89 (-3,3)	-10,62±8,59 (-11,7)	-12,1±6,58 (-10,7)	0,256
	10.-200. siklus	-2,91±13,62 (-4,4)	-5,59±13,19 (-9,4)	-11,9±10,43 (-12,4)	0,210
	10.-300. siklus	3,96±20,74 (2,1)	-2,73±15,52 (-9,6)	-11,51±14,79 (-12,9)	0,159
	10.-400. siklus	7,52±20,8 (8,9)	-0,89±14,11 (-3,6)	-14,16±19,43 (-12,7)	0,113
	10.-500. siklus	9,3±22,74 (4,6)	1,1±16,3 (-5,1)	-12,95±12,98 (-14,1)	0,068
	10.-1000. siklus	-4,47±24,92 (-11,1)	-7,71±15,38 (-9,4)	-15,23±12,54 (-18,1)	0,260
	10.-2000. siklus	-17,37±21,36 (-13,7)	-8,59±10,23 (-9,1)	-13,32±23,37 (-22)	0,462
	10.-3000. siklus	-15,39±28,22 (-15,4)	-6,88±11,82 (-14,9)	-16,1±18,87 (-19,3)	0,217
	10.-4000. siklus	-14,05±43,4 (-17)	-6,63±8,05 (-10,8)	-18,96±20,42 (-21,1)	0,074
	10.-5000. siklus	-8,87±43,84 (-4,9)	-8,56±17,43 (-15,3)	-18,65±26,12 (-22,5)	0,447
Düz	10.-100. siklus	7,72±20,8 (10,3)	-4,11±7,85 (-3,4)	-9,64±17,11 (-16,2)	0,262
	10.-200. siklus	3,02±23,6 (-3,4)	-1,33±11,9 (2,8)	-13,46±19,88 (-19,7)	0,406
	10.-300. siklus	3,53±29,27 (-6)	-5,17±13,28 (-4,8)	-14,54±19,82 (-20,4)	0,366
	10.-400. siklus	6,25±33,19 (-1,8)	-4,09±13,62 (-2,2)	-14,45±19,8 (-21,4)	0,310
	10.-500. siklus	7,13±29,46 (1,2)	-6,22±16,2 (-4,7)	-16,25±17,83 (-21,7)	0,259
	10.-1000. siklus	11,8±33,91 (10,2)	-5,19±22,77 (-8,7)	-19,53±19,74 (-22,7)	0,243
	10.-2000. siklus	27,32±57,28 (12,2)	-6,66±28,13 (-13,9)	-20,26±21,04 (-16,6)	0,193
	10.-3000. siklus	36,67±61,87 (12,2)	-8,98±28,46 (-18,3)	-24,55±22,83 (-23,2)	0,069
	10.-4000. siklus	40,27±41,32 (62,4)	-20,28±15,85 (-21,3)	-22,91±21,13 (-20,2)	0,027*
	10.-5000. siklus	16,4±39,52 (20,3)	-22,25±20,99 (-19,6)	-28,89±24,48 (-24,6)	0,048*

Kruskal Wallis Test* $p < 0.05$

Açılı tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100., 200., 300., 400., 500., 1000., 2000., 3000., 4000., 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Düz tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100., 200., 300., 400., 500., 1000., 2000., 3000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Düz tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Düz Titanyum Nitrid tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri, Düz Titanyum Karbon Nitrid ve zirkonya tutucularından istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p_1:0.025$; $p_2:0.018$; $p < 0.05$). Düz Titanyum Karbon Nitrid ve zirkonya tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Düz tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Düz Titanyum Nitrid tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri, Düz zirkonya tutucularından istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p:0.025$; $p < 0.05$). Diğer Düz tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4-6).

Tablo 4-7: Tutucularda ayrı ayrı açılı ve düz açılılarının başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

Tutucu	% Değişim	Açılı	Düz	P
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
TiNitrid	10.-100. siklus	-2,08±14,89 (-3,3)	7,72±20,8 (10,3)	0,406
	10.-200. siklus	-2,91±13,62 (-4,4)	3,02±23,6 (-3,4)	0,848
	10.-300. siklus	3,96±20,74 (2,1)	3,53±29,27 (-6)	0,655
	10.-400. siklus	7,52±20,8 (8,9)	6,25±33,19 (-1,8)	0,565
	10.-500. siklus	9,3±22,74 (4,6)	7,13±29,46 (1,2)	0,749
	10.-1000. siklus	-4,47±24,92 (-11,1)	11,8±33,91 (10,2)	0,338
	10.-2000. siklus	-17,37±21,36 (-13,7)	27,32±57,28 (12,2)	0,110
	10.-3000. siklus	-15,39±28,22 (-15,4)	36,67±61,87 (12,2)	0,110
	10.-4000. siklus	-14,05±43,4 (-17)	40,27±41,32 (62,4)	0,085
	10.-5000. siklus	-8,87±43,84 (-4,9)	16,4±39,52 (20,3)	0,338
TiKarbonNitrid	10.-100. siklus	-10,62±8,59 (-11,7)	-4,11±7,85 (-3,4)	0,180
	10.-200. siklus	-5,59±13,19 (-9,4)	-1,33±11,9 (2,8)	0,565
	10.-300. siklus	-2,73±15,52 (-9,6)	-5,17±13,28 (-4,8)	0,749
	10.-400. siklus	-0,89±14,11 (-3,6)	-4,09±13,62 (-2,2)	0,949
	10.-500. siklus	1,1±16,3 (-5,1)	-6,22±16,2 (-4,7)	0,406
	10.-1000. siklus	-7,71±15,38 (-9,4)	-5,19±22,77 (-8,7)	0,848
	10.-2000. siklus	-8,59±10,23 (-9,1)	-6,66±28,13 (-13,9)	0,848
	10.-3000. siklus	-6,88±11,82 (-14,9)	-8,98±28,46 (-18,3)	0,338
	10.-4000. siklus	-6,63±8,05 (-10,8)	-20,28±15,85 (-21,3)	0,085
	10.-5000. siklus	-8,56±17,43 (-15,3)	-22,25±20,99 (-19,6)	0,406
Zirkonya	10.-100. siklus	-12,1±6,58 (-10,7)	-9,64±17,11 (-16,2)	0,949
	10.-200. siklus	-11,9±10,43 (-12,4)	-13,46±19,88 (-19,7)	0,482
	10.-300. siklus	-11,51±14,79 (-12,9)	-14,54±19,82 (-20,4)	0,406
	10.-400. siklus	-14,16±19,43 (-12,7)	-14,45±19,8 (-21,4)	0,482
	10.-500. siklus	-12,95±12,98 (-14,1)	-16,25±17,83 (-21,7)	0,277
	10.-1000. siklus	-15,23±12,54 (-18,1)	-19,53±19,74 (-22,7)	0,225
	10.-2000. siklus	-13,32±23,37 (-22)	-20,26±21,04 (-16,6)	0,949
	10.-3000. siklus	-16,1±18,87 (-19,3)	-24,55±22,83 (-23,2)	0,749
	10.-4000. siklus	-18,96±20,42 (-21,1)	-22,91±21,13 (-20,2)	0,949
	10.-5000. siklus	-18,65±26,12 (-22,5)	-28,89±24,48 (-24,6)	0,565

Mann Whitney U Test

Açılı ve düz Titanyum Nitrid tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100., 200., 300., 400., 500., 1000., 2000., 3000., 4000., 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı ve düz Titanyum Karbon Nitrid tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100., 200., 300., 400., 500., 1000., 2000., 3000., 4000., 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı ve düz Zirkonya tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100., 200., 300., 400., 500., 1000., 2000., 3000., 4000., 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

Tablo 4-8: Açılı tutucuların başlangıç ve sonuç tutuculuk değerleri

Açılı tutucular	Başlangıç	Sonuç
Titanyum nitrid kaplı locator	12,43±8,92 N	9,64±6,25 N
Titanyum karbon nitrid kaplı locator	13,64±2,36 N	12,31±2,37 N
Zirkonya locator	12,4±2,76 N	9,67±1,87 N

Tablo 4-9: Düz tutucuların başlangıç ve sonuç tutuculuk değerleri

Düz tutucular	Başlangıç	Sonuç
Titanyum nitrid kaplı locator	8,47±1,78 N	9,4±2,26 N
Titanyum karbon nitrid kaplı locator	25,59±6,35 N	20,85±9,13 N
Zirkonya locator	16,49±4,04 N	10,98±2,64 N

4.2. Kütle kaybı bulguları:

Tablo 4-10: Düz ve açılı gruplarında ayrı ayrı locator tutucuların ve lastiklerin kütle kayıplarının yüzdelik değişimlerinin değerlendirilmesi

	Locator ağırlığının yüzdelik değişimi	Lastik ağırlığının yüzdelik değişimi
TiNitrid Düz	-0,057	-2,637
TiNitrid Açılı	-0,052	-2,727
TiKarbonNitrid Düz	-0,033	-1,963
TiKarbonNitrid Açılı	-0,066	-1,56
Zirkonya Düz	-0,040	-1,001
Zirkonya Açılı	-0,050	-0,592

4.3. SEM Bulguları

Çalışmamızda takıp-çıkarma siklusları öncesinde ve sonrasında 45x-3000x büyütme arasında SEM ile düz ve açılı grupların locator tutucularının ve lastiklerinin fotoğrafları çekildi ve yüzeylerdeki aşınmalar değerlendirildi.

Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi iç girintilerinin ölçümü 0.7 mm'dir (Şekil 4-1-a). Bu değer düz (Şekil 4-2-a) ve açılı (Şekil 4-3-a) Titanyum nitrid kaplı locator dayanağın iç girintilerinin deney sonrası ölçümü ile aynıdır. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesindeki internal tutucunun çapı 1.74 mm ölçüldü. Dış kenar ölçüsü 0,380 mm'dir (Şekil 4-4-b). Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında lastik parçasının internal tutucusunun çap ölçümü 1,98 mm (Şekil 4-5-a), açılının ise 1,77 mm'dir (Şekil 4-6-a).

Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 1. Çap ölçüsü 2.980 mm. dir (Şekil 4-7-a). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 2. Çap ölçüsü 3.670 mm. dir (Şekil 4-7-b). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çap ölçüsü 3 mm'dir (Şekil 4-8-a). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çap ölçüsü

3,66 mm'dir (Şekil 4-8-b). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çapının ölçüsü 2,97 mm. dir (Şekil 4-9-a). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çapının ölçüsü 3,60 mm bulundu (Şekil 4-9-b).

Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde dış çapı 4,46 mm, dış kenarları 0,286 mm'dir (Şekil 4-10-a). Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki dış kenar kalınlığı 0,202 mm'dir (Şekil 4-11-a). Deney başlangıcında ise bu değer 0,286 mm'dir. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki çapı 4,60 mm'dir (Şekil 4-12-b). Bu değer deney öncesinde 4,46 mm'dir.

Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki iç çap ölçümleri 2,227 mm (Şekil 4-13-a), dış çap ölçümü 3,9 mm'dir (Şekil 4-13-b). Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası çapı 3,86 mm'dir (Şekil 4-14-a). Bu değer başlangıçtaki 3,9 mm ile örtüşmektedir. Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ölçüsü 2,2 mm'dir (Şekil 4-14-b). Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çapı 2,2 mm ve dış çapı 3,77 mm ölçüldü (Şekil 4-15-b). Başlangıçta ise bu değerler sırasıyla 2,2 mm ve 3,9 mm'idi.

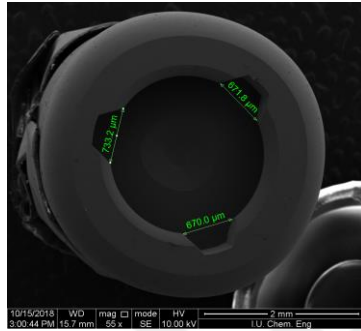
Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi çap ölçümü 4,32 mm'dir (Şekil 4-16-a). Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının iç çapı 1,062 mm ve kenar kalınlıkları 0,211 mm'dir (Şekil 4-16-b). Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası merkez tutucusunun çapı 1,09 mm ve kenar kalınlığı 0,33 mm bulundu (Şekil 4-17-c). Bu değerler başlangıçta ise 1,06 mm ve 0,21 mm şeklindeydi.

Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası merkez tutucusunun çapı 1,13 mm ve kenar kalınlığı 0,42 mm ve 0,26 mm bulundu (Şekil 4-18-a-b). Bu değerler başlangıçta ise 1,06 mm ve 0,21 mm şeklindeydi.

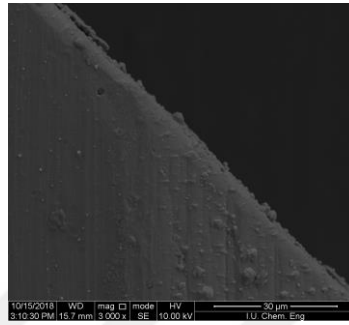
4.3.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın Deney Öncesinde ve Deney Sonrasında SEM Bulguları

4.3.1.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın Deney Öncesinde SEM Bulguları

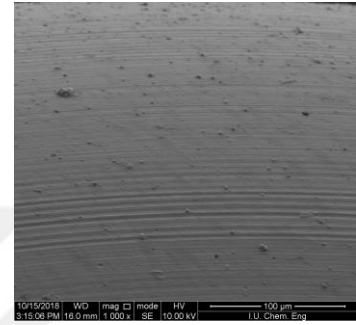
Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın deney öncesi SEM fotoğrafları (Şekil 4-1-a - Şekil 4-1-e) görülmektedir.



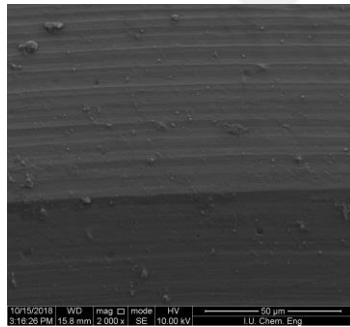
Şekil a



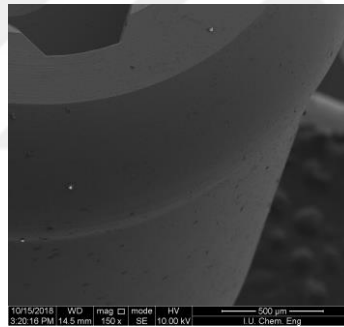
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-1-a: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın iç girintilerinin deney öncesi ölçümü.

Şekil 4-1-b: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 3.000'lik büyütmede iç kenar görüntüsü

Şekil 4-1-c: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 1.000'lik büyütmede üst kısım görüntüsü

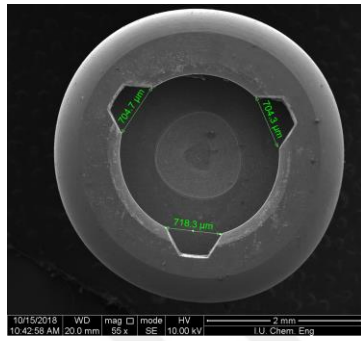
Şekil 4-1-d: Titanyum nitrid kaplı Locator dayanağın deney öncesi 2.000'lik büyütmede üst kısım görüntüsü

Şekil 4-1-e: Titanyum nitrid kaplı Locator tutucu dayanağın deney öncesi 150'lik büyütmede yandan görüntüsü

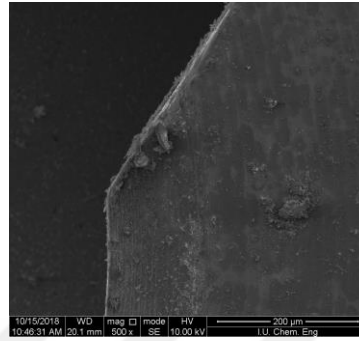
4.3.1.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın deney sonrası SEM Bulguları

1- Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrası SEM Bulguları

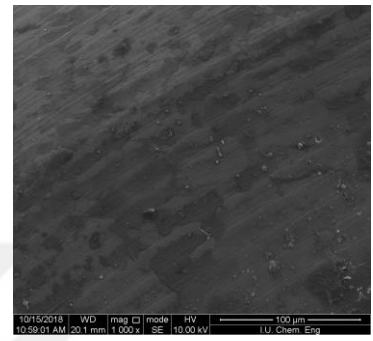
Titanyum Nitrid kaplı düz Locator dayanağın deney sonrası SEM fotoğrafları (Şekil 4-2-a - Şekil 4-2-e) görülmektedir.



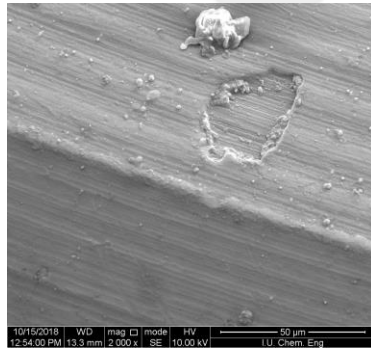
Şekil a



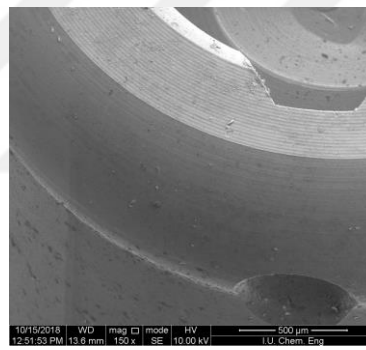
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-2-a: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası iç girintilerinin ölçümü

Şekil 4-2-b: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 500'lük büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

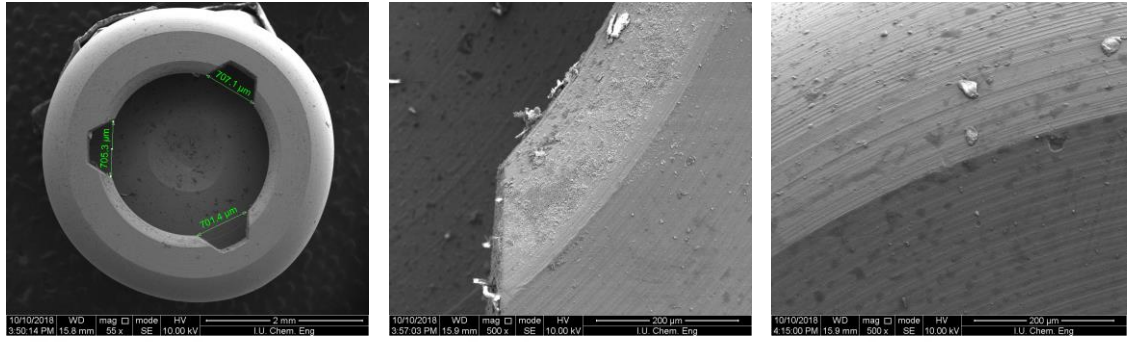
Şekil 4-2-c: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 1000'lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

Şekil 4-2-d: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 2000'lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

Şekil 4-2-e: Titanyum nitrid kaplı düz locator dayanağın deney sonrası 150'lik büyütmede yandan görüntüsü ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

2- Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrası SEM Bulguları

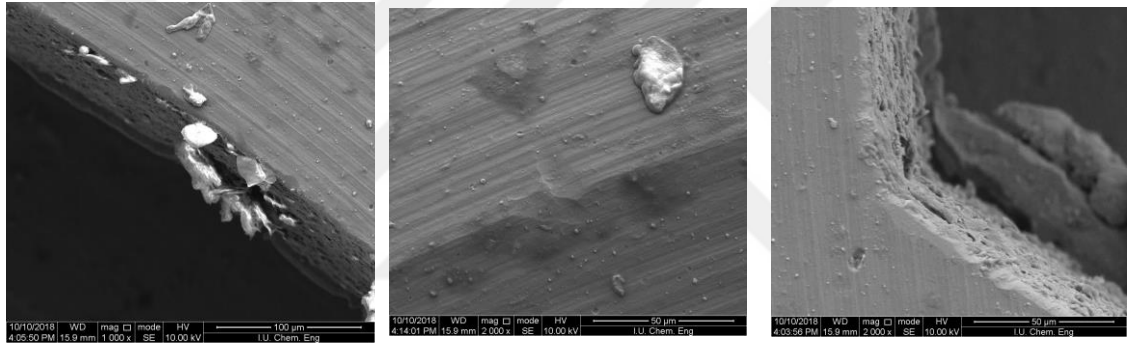
Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrası SEM fotoğrafları (Şekil 4-3-a - Şekil 4-3-f) görülmektedir.



Şekil a

Şekil b

Şekil c



Şekil d

Şekil e

Şekil f

Şekil 4-3-a: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası iç girintilerinin ölçümü

Şekil 4-3-b: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 500'lük büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

Şekil 4-3-c: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 500'lük büyütmede yüzeydeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

Şekil 4-3-d: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 1000'lik büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

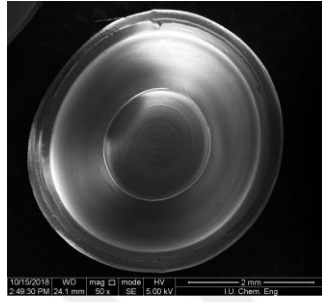
Şekil 4-3-e: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 2000'lik büyütmede yüzeyindeki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

Şekil 4-3-f: Titanyum nitrid kaplı açılı locator dayanağın deney sonrası 2000'lik büyütmede kenarlarındaki aşınma ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

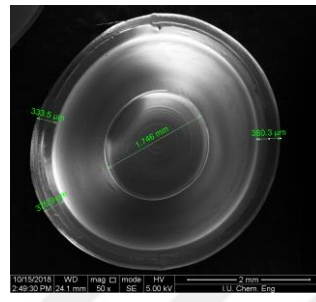
4.3.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde ve deney sonrasında SEM bulguları

4.3.2.1. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde SEM Bulguları

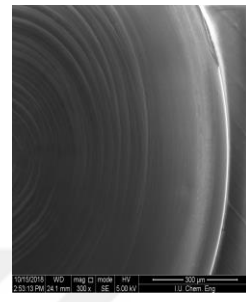
Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-4-a – Şekil 4-4-e).



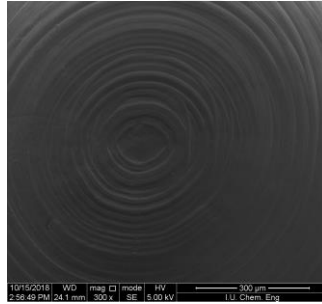
Şekil a



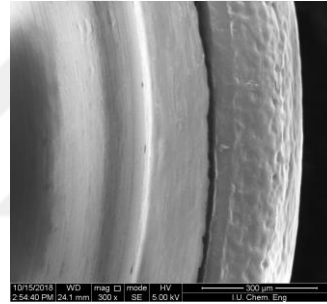
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-4-a: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesindeki görünümü

Şekil 4-4-b: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesindeki internal tutucunun çapı ve dış kenar ölçüsü

Şekil 4-4-c: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede internal tutucunun kenarının pürüzsüz yüzey görünümü

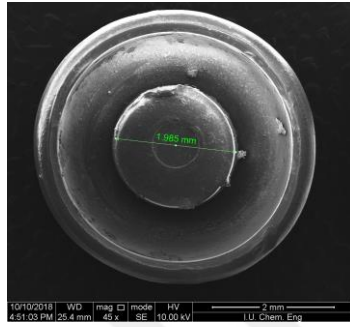
Şekil 4-4-d: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede internal tutucunun pürüzsüz yüzey görünümü

Şekil 4-4-e: Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney öncesinde 300'lük büyütmede eksternal tutucunun pürüzsüz yüzey görünümü

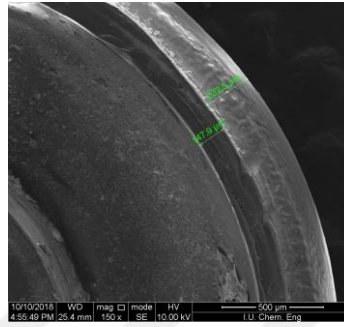
4.3.2.2. Titanyum Nitrid Kaplı Locator dayanağın plastik parçasının deney sonrasında SEM Bulguları

1- Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın plastik parçasının deney sonrasında SEM Bulguları

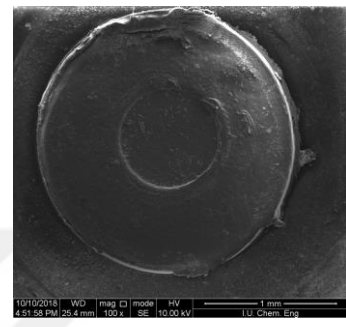
Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın plastik parçasının deney sonrasında SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-5-a –Şekil 4-5-e).



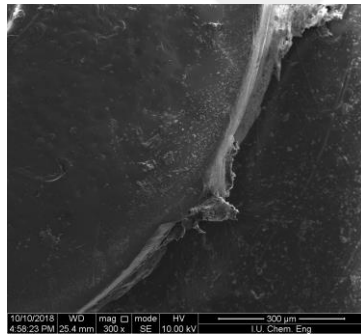
Şekil a



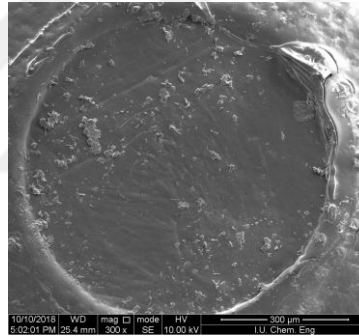
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-5-a: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun çap ölçümü

Şekil 4-5-b: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının dış kenar kalınlığı

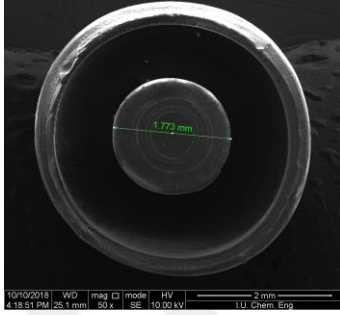
Şekil 4-5-c: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucu kısmının 100'lük büyütmede görülen aşınma ve deformasyonu

Şekil 4-5-d: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun kenar kısmında 300'lük büyütmede görülen yırtılmalar ve deformasyonlar

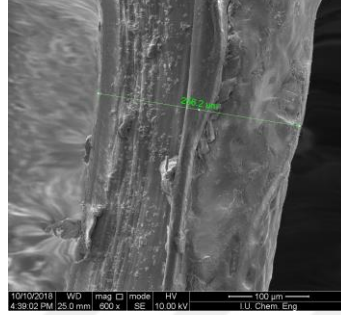
Şekil 4-5-e: Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun merkez kısmında 300'lük büyütmede görülen deformasyon görüntüsü

2- Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasındaki SEM Bulguları

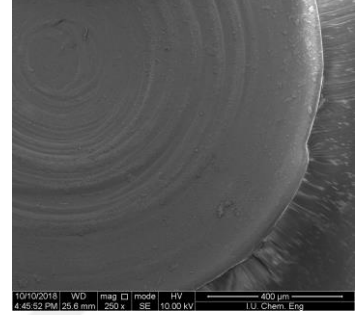
Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın plastik tutucusunun 5000 siklus sonundaki SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-6-a – Şekil 4-6-d) .



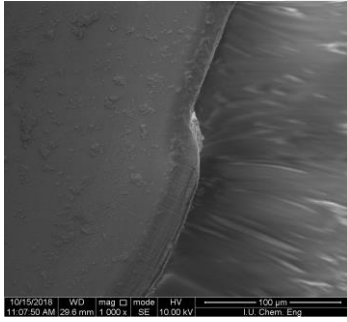
Şekil a



Şekil b



Şekil c



Şekil d

Şekil 4-6-a: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının iç çap ölçümünün görüntüsü

Şekil 4-6-b: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının dış kenar kalınlığı

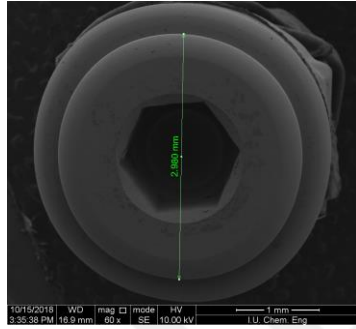
Şekil 4-6-c: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının 250'lik büyütmede internal tutucusundaki aşınmanın görüntüsü

Şekil 4-6-d: Titanyum Nitrid Kaplı açılı Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının 1000'lik büyütmede internal tutucusundaki aşınmanın yakın plan görüntüsü

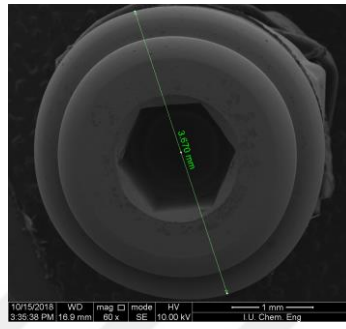
4.3.3. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde ve sonrasındaki SEM Bulguları

4.3.3.1. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde SEM Bulguları

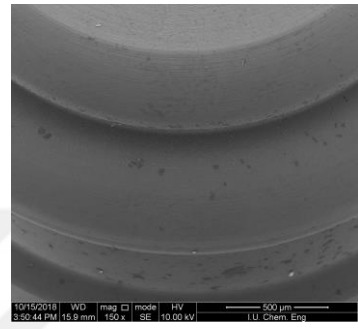
Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-7-a – Şekil 4-7-e).



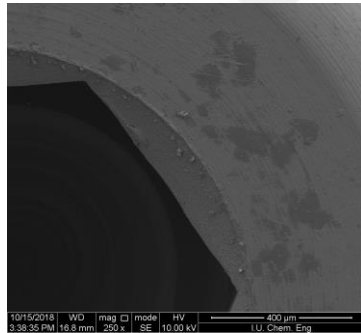
Şekil a



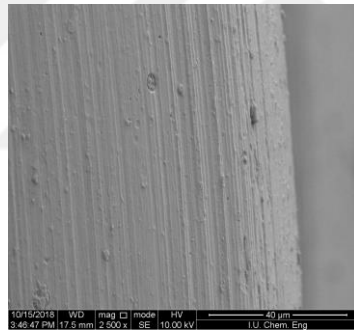
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-7-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 1. Çap ölçüsü

Şekil 4-7-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesindeki 2. Çap ölçüsü

Şekil 4-7-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 150'lik büyütmede yandan görünümü

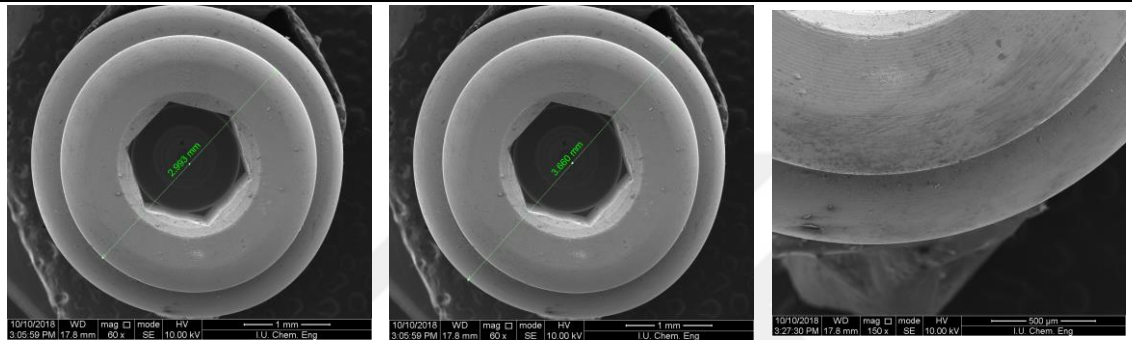
Şekil 4-7-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 250'lik büyütmede üstten görünümü

Şekil 4-7-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney öncesinde 2500'lük büyütmede yakın plan görüntüsü

4.3.3.2. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun deney sonrasında SEM Bulguları

1- Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında SEM Bulguları

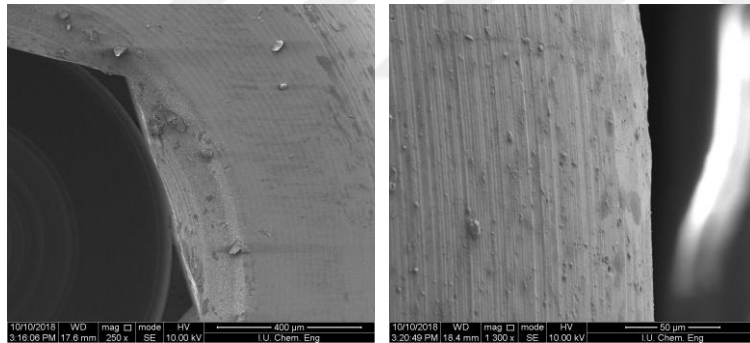
Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-8-a – Şekil 4-8-e) .



Şekil a

Şekil b

Şekil c



Şekil d

Şekil e

Şekil 4-8-a : Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çap ölçüsü

Şekil 4-8-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çap ölçüsü

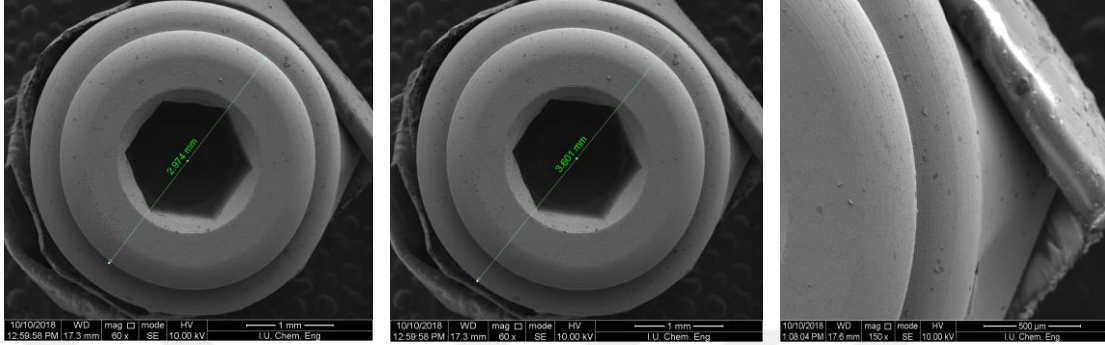
Şekil 4-8-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 150'lik büyütmedeki kenar görünümü

Şekil 4-8-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 250'lik büyütmedeki yüzey görünümü ve yüzeye yapışan plastik tutucu parçaları

Şekil 4-8-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun deney sonrasında 1300'lük büyütmedeki yüzey görünümü ve tutucunun yüzeyine yapışan plastik tutucu parçaları

2- Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında SEM Bulguları

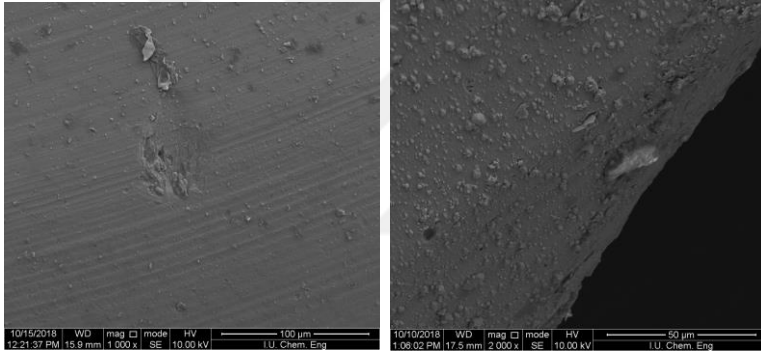
Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-9-a – Şekil 4-9-e) .



Şekil a

Şekil b

Şekil c



Şekil d

Şekil e

Şekil 4-9-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 1. çapının ölçüsü

Şekil 4-9-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 2. çapının ölçüsü

Şekil 4-9-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 150'lik büyütmede yan kısmının görünümü ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları

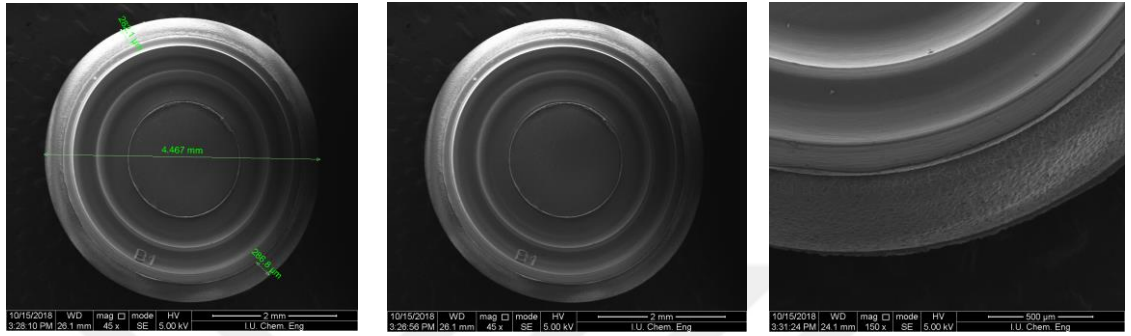
Şekil 4-9-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 1000'lik büyütmede yüzeyindeki deformasyon ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları

Şekil 4-9-e: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun deney sonrasında 2000'lik büyütmede yüzeyindeki deformasyon ve yüzeyine yapışan plastik tutucunun parçaları

4.3.4. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde ve sonrasında SEM Bulguları

4.3.4.1. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde SEM Bulguları

Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4-10-a – Şekil 4-10-c) .



Şekil a

Şekil b

Şekil c

Şekil 4-10-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde dış çapı ve dış kenarları ölçümü

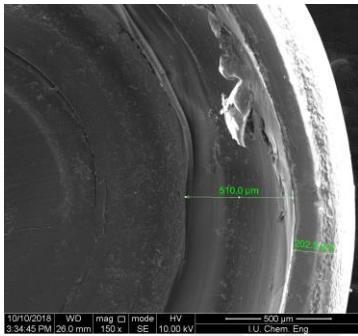
Şekil 4-10-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde pürüzsüz yüzey görüntüsü

Şekil 4-10-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney öncesinde 150'lik büyütmede pürüzsüz yüzey görüntüsü

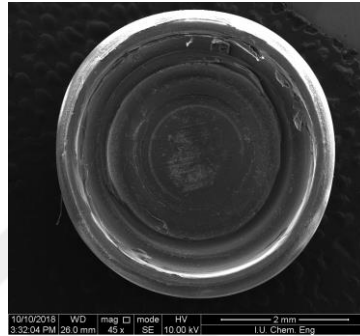
4.3.4.2. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki SEM Bulguları

1- Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki SEM Bulguları

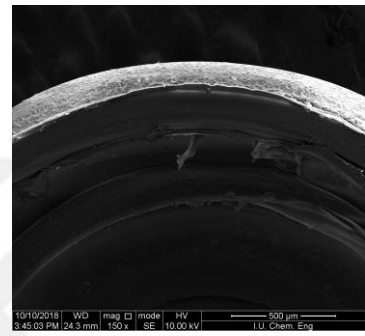
Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator tutucunun plastik tutucu parçasının 5.000 siklus sonundaki SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-11-a – Şekil 4-11-d)



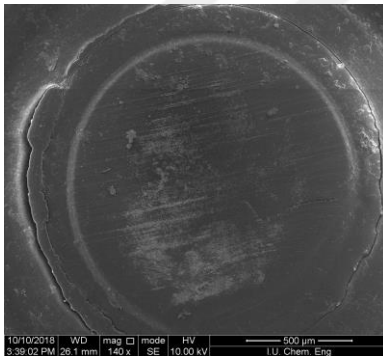
Şekil a



Şekil b



Şekil c



Şekil d

Şekil 4-11-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki dış kenar kalınlığı

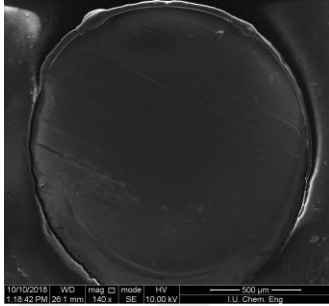
Şekil 4-11-b: Düz Titanyum Karbon Nitrid tutucunun plastik tutucu parçasının aşınmalarının ve deformasyonlarının görüntüsü

Şekil 4-11-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 150'lik büyütmede kenarlarındaki aşınmaların ve deformasyonların görüntüsü

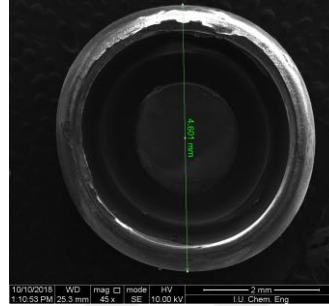
Şekil 4-11-d: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 140'lık büyütmede merkez görüntüsü

2- Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki SEM Bulguları

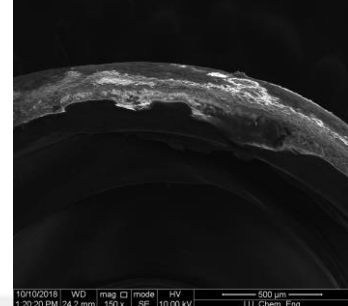
Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-12-a – Şekil 4-12-c).



Şekil a



Şekil b



Şekil c

Şekil 4-12-a: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki deforme olmuş merkez görüntüsü

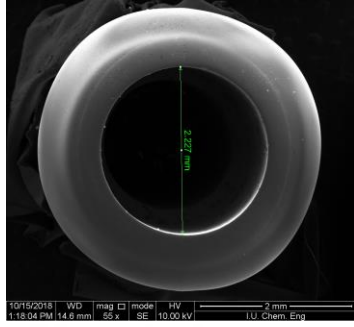
Şekil 4-12-b: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki çapı

Şekil 4-12-c: Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı Locator Tutucunun Plastik parçasının deney sonrasındaki 150'lik büyütmede kenarlarındaki deformasyon görüntüsü

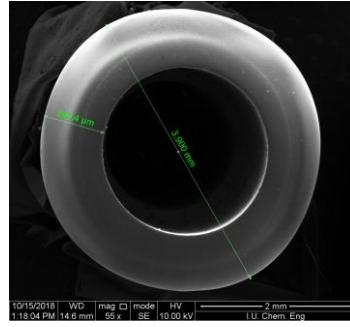
4.3.5. Zirkonya locator tutucunun deney öncesi ve sonrasındaki SEM Bulguları

4.3.5.1. Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki SEM Bulguları

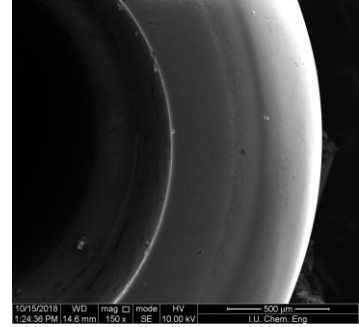
Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-13-a – Şekil 4-13-e).



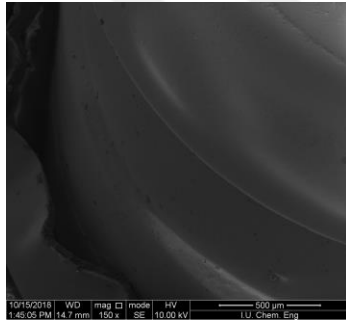
Şekil a



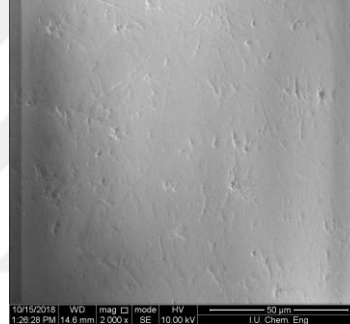
Şekil b



Şekil c



Şekil d



Şekil e

Şekil 4-13-a: Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki iç çap ölçümü

Şekil 4-13-b: Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki dış çap ölçümü

Şekil 4-13-c: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 150'lik büyütmede yakın plan görüntüsü

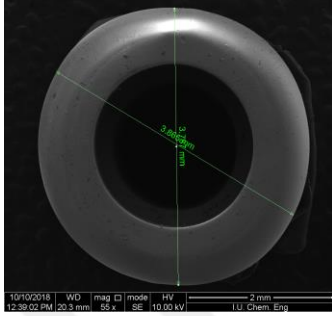
Şekil 4-13-d: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 150'lik büyütmede dış yan kısmının yakın plan görüntüsü

Şekil 4-13-e: Zirkonya locator tutucunun deney öncesinde 2000'lik büyütmede yakın plan görüntüsü

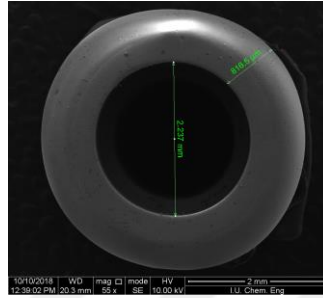
4.3.5.2. Zirkonya locator tutucunun deney sonrasındaki SEM Bulguları

1- Zirkonya düz locator tutucunun deney sonrasındaki SEM Bulguları

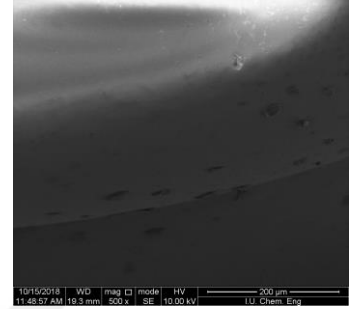
Düz Zirkonya locator tutucunun deney sonrasındaki SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-14-a – Şekil 4-14-f).



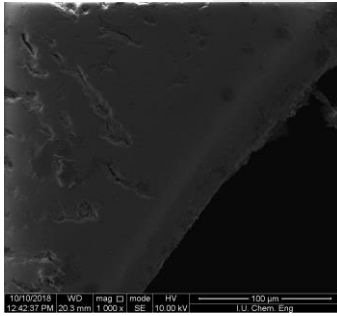
Şekil a



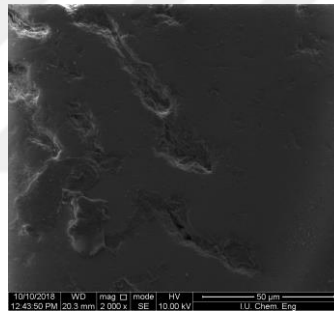
Şekil b



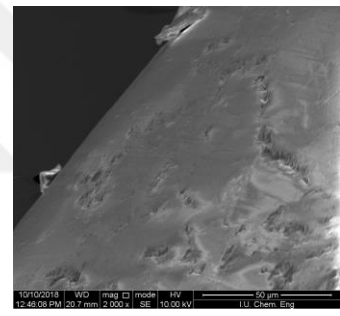
Şekil c



Şekil d



Şekil e



Şekil f

Şekil 4-14-a: Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası çapı ölçümü

Şekil 4-14-b: Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ölçüsü

Şekil 4-14-c: Düz zirkonya locator tutucunun yan yüzeyinin aşınması ve yüzeyine yapışan plastik parçalar

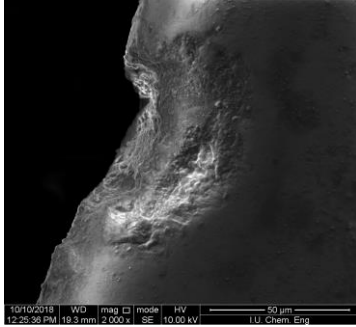
Şekil 4-14-d: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü

Şekil 4-14-e: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü ve yüzeye yapışan plastik parçalar

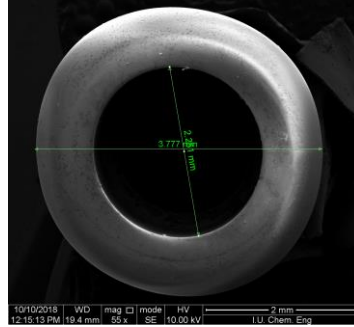
Şekil 4-14-f: Düz zirkonya locator tutucunun yakın plan yüzey görüntüsü

2- Açılı Zirkonya locator tutucunun deney sonrasındaki SEM Bulguları

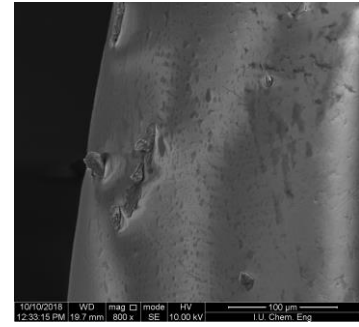
Açılı zirkonya locator tutucunun 5.000 siklus sonrası SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-15-a – Şekil 4-15-c).



Şekil a



Şekil b



Şekil c

Şekil 4-15-a: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası yüzeyindeki aşınma

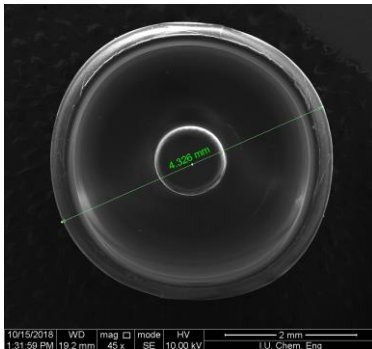
Şekil 4-15-b: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ve dış çap ölçümü

Şekil 4-15-c: Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası yüzeyindeki aşınmanın yakın plan görünümü

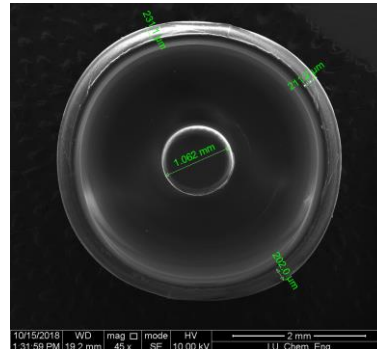
4.3.6. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi ve sonrası SEM Bulguları

4.3.6.1. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi SEM Bulguları

Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney öncesi SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-16-a – Şekil 4-16-b).



Şekil a



Şekil b

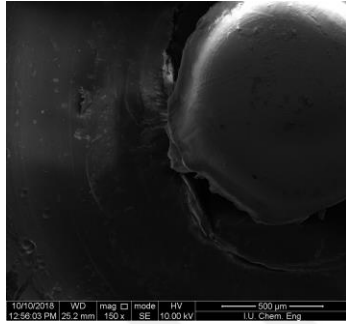
Şekil 4-16-a: Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının çap ölçümü

Şekil 4-16-b: Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının iç çap ve kenar kalınlıklarının ölçümü

4.3.6.2. Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası SEM Bulguları

1- Düz Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası SEM Bulguları

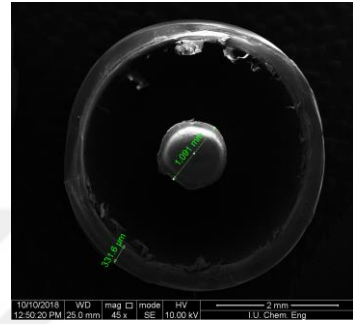
Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının 5.000 siklus sonrası SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-17-a – Şekil 4-17-c) .



Şekil a



Şekil b



Şekil c

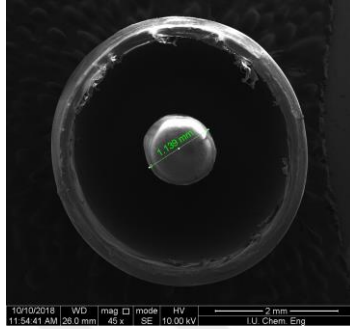
Şekil 4-17-a: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun aşınma ve deformasyon görüntüsü

Şekil 4-17-b: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenarlarındaki aşınma

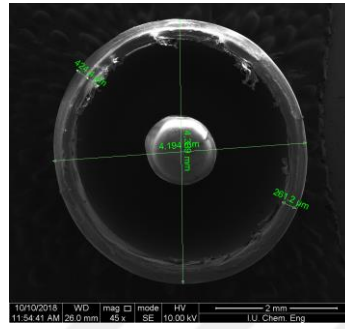
Şekil 4-17-c: Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun ve kenar kalınlığının ölçümü

2- Açılı Zirkonya locator tutucunun plastik parçasının deney sonrası SEM Bulguları

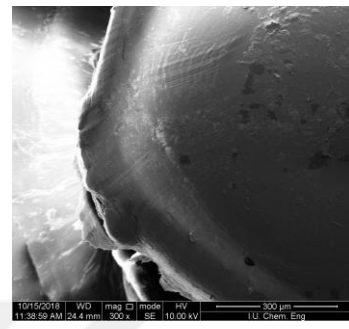
Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının 5.000 siklus sonrası SEM fotoğrafları aşağıdaki gibidir (Şekil 4-18-a – Şekil 4-18-c).



Şekil a



Şekil b



Şekil c

Şekil 4-18-a: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenar kalınlıkları ve çapının görünümü

Şekil 4-18-b: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun çapı

Şekil 4-18-c: Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının merkez tutucusunun aşınma ve deformasyon görüntüsü

5. TARTIŞMA

Tamamen aşınmış dişsiz bir mandibulanın iki ya da daha fazla implant destekli protezler ile protetik rehabilitasyonu, implant başarısı ve % 95,5'in üzerinde sağkalım oranları ile oldukça öngörülebilir bir tedavi yöntemidir^{176,177}. Konvansiyonel tam protez ile karşılaştırıldığında bu tedavi aynı zamanda hastalara yüksek düzeyde memnuniyet, rahatlık ve daha iyi bir yaşam kalitesi sağlar^{178,179}. McGill Uluslararası konsensüsü⁸⁷ ve York¹⁸⁰, interforaminal bölgeye yerleştirilen iki implantın yeterli olduğunu ve overdenture protezin iyi bir stabilizasyon ve çiğneme fonksiyonu için asgari seçenek olduğunu ortaya koymuştur.

İmplant destekli overdenture protez uygulamalarında implant ile protez arasında kullanılan ataşman genellikle bar, stud, magnet ve teleskop ataşmanlardır¹⁸¹. Literatür taramalarında genellikle stud ataşman, bar ataşman veya barlı hassas tutucu kullanıldığı ve bunlarla ilgili çok sayıda çalışma olduğu görülmektedir^{83,123,148,153,182-188}. Yapılan klinik ve biyomekanik çalışmalar stud, top başlı ve bar ataşmanların kullanımını tutuculuk gücü, esneklik, ilerleyen tutuculuk kaybı, ataşmanın tutucu parçalarının değiştirilmesi / aktivasyonu ve implant çevresindeki kemikte meydana gelen stresin de dahil olduğu parametreler bakımından karşılaştırırken farklılıklar bulmuştur^{189,190}.

Top başlı, mıknatıslı, bar ataşmalar dahil tüm ataşman sistemleri konvansiyonel protezlerin kullanımına kıyasla hastalara daha yüksek düzeyde memnuniyet, güvenilirlik, etkin çiğneme ve yaşam kalitesi sağlar^{191,192}. Kuoppala ve arkadaşları¹⁹³ implant destekli mandibular overdenture kullanan hastalara yaptıkları hasta memnuniyeti çalışmasında; tutucu türüne bakılmaksızın tüm hastaların memnun olduğunu, özellikle yaşlı hastalar için tatmin edici bir tedavi yöntemi olduğu bildirmişlerdir.

Hasta memnuniyeti derecesi, implant destekli hareketli protezde kullanılan tutucu sisteme bağlı gibi görünmese de, locator ataşman; kendiliğinden hizalama özelliği ve basit kullanımı nedeniyle sıkça kullanılan, retansiyon kapasitesi yüksek, esnek tutuculuğu olan, paralel olmayan implantları telafi edebilen bir sistemdir¹⁹⁴⁻¹⁹⁶. Bu nedenle, çalışmamızda klinikte sıklıkla kullanılan Locator tutucu sistemi, yeni piyasaya sürülen R-Tx tutucu sistemi ve zirkonya locator sisteminin karşılaştırılması

tercih edildi. Bununla birlikte, locator tutucu sistemi diğer tutucular gibi, vidanın gevşemesi / kırılması ve tutucu lastiğin erken değiştirilmesi ile retansiyon kaybına bağlı mekanik komplikasyonlardan yoksun değildir^{146,189,197,198}.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Destek alınacak implantların birbirine ve protez giriş yoluna paralel olarak yerleştirilmesi başarılı bir protetik restorasyon için ideal durumdur; ancak mental foramen, mandibular kanal, maksiller sinüs gibi anatomik sınırlamalar ve kemik morfolojisindeki farklılıklar nedeniyle bu durum her zaman sağlanamayabilir^{8,173,185,199}. Klinikte implantların açılı yerleştirildiği durumlara sık rastlanmaktadır.

Tek tutucunun retansiyon değerlerinin ölçüldüğü çalışmaların bazılarında implant analogları düz ve açılı yerleştirilmiştir^{200,201}. İmplantların açılı yerleştirilmesi gereken durumlarda locator tutucular açılanmaları tolere edebilir^{173,202}. Biz de çalışmamızda firmaların önerdiği şekilde maksimum açılanma değerlerini göz önüne alarak analogları yerleştirdik. Bu açılanma değerleri Locator tutucu için 10°, R-Tx tutucu için 30°, zirkonya tutucu için 10° 'dir. Çalışmamızda farklı yüzey özelliklerine, materyale ve geometriye sahip locator tutular firmaların önerdiği maksimum açılanma miktarına uyularak düz ve açılı yerleştirilmişlerdir.

Metal-metal ya da metal-plastik ihtiva eden overdenture ataşmanların yüzey aşınmaları farklılık gösterir ve böylece protezin takıp çıkartılması sırasında direnç sağlanır²⁰³.

Buna ilave olarak, bir süre sonra oral kavitede mevcut olan sıvılar, yutulan katı ve sıvı gıdalar, çiğneme ve protezin takılıp çıkarılmasının da etkisi sonucunda hareketli protez tutucu sisteminin tutucu kapasitesinde değişim beklenir²⁰⁴.

Çiğneme ve implant destekli hareketli protezin takıp çıkarılması sırasında ataşmanın tutucu yüzeyleri arasında oluşan mikro ve makro hareketler zaman içinde yırtılmalara ve tutucu kuvvetlerde azalmalara neden olacaktır²⁰⁵. Tükürük ve sürekli oklüzal yük varlığı ataşmanlarda gelişebilecek aşınma miktarı üzerinde ek bir etkiye sahip olabilir²⁶.

Test boyunca dayanaklarda ve tutucularda oluşan fiziksel değişiklikler tutucunun tutuculuk değerlerini etkileyebilir²⁰⁶. Yapılan çalışmalarda 2000 siklus sonunda tutuculukları azalan locator tutucuların plastik matrisinde aşınma görülürken,

metalik matrisler etkilenmemişlerdir²⁰⁷. Biz de yaptığımız çalışmada SEM görüntüleri ve hassas terazi ölçümleri sonucunda locator dayanakların daha az aşındığını, lastik tutucularının ise daha fazla aşındığını gözlemledik.

Yapılan bir çalışmada yerinden çıkma kuvvetleri dikey olarak uygulanmıştır¹⁸⁸, oysa intraoral kuvvetler doğada daha karmaşıktır¹¹⁵. Ayrıca yumuşak dokunun esnekliği nedeniyle ataşmanlar üzerindeki yük artabilir ve tutuculuk değerleri etkilenebilir²⁶. Çalışmamızda da kuvvetler dikey olarak uygulandı ve yumuşak doku simüle edilmedi.

Chung ve ark.'na²⁰⁸ göre, implant overdenture protezlerin ataşmanların tutucu özelliklerini ve kullanım sürelerini değerlendiren in vitro çalışmalar, termal döngü, değişken akışkan ortamları, çok yönlü kuvvet uygulaması, yük yükleme-kaldırma koşulları ve yorgunluğun malzeme özellikleri üzerindeki etkilerini içermelidir. İşlevsel olarak, ataşmanların tutucu kuvvetlerinde fonksiyon sırasında gelişen değişimlerin intraoral olarak takip edilmesi neredeyse imkansızdır²⁰⁹. Buna bağlı olarak, overdenture protezin oral kavitenin karmaşık ve değişken biyomekanik ortamında yaptığı dinamik fonksiyonun laboratuvar ortamına aktarılması zordur²⁰⁰.

Araştırmalarda ortamın fiziksel koşulları da farklılık göstermektedir. Çalışma ortamının kuru veya ıslak olması tutucular arasındaki sürtünme kuvvetini ve tutuculuğu etkilemektedir²¹⁰.

Tselepis ve ark.'nın²¹¹ yaptıkları bir çalışmada yapay tükürük formundaki lubrikasyon, neredeyse tüm braket ark teli kombinasyonları için kuru ortamdan çok daha düşük sürtünme değerleri verirken bazı kombinasyonlarda ise lubrikasyonun sürtünme direncini arttırdığı görülmüştür.

Wichmann ve ark.'nın³² yaptıkları bir çalışmada aşınma simülasyonu sırasında düzenli aralıklarla eksensel yönde yapay tükürük spreyi kullanılmıştır. Ayrıca su¹²⁷, deiyonize su²¹², su, NaOCl, Sodyum Perborat, Sodyum bikarbonat perborat²⁰⁶, distile su, yapay tükürük ve dezenfektan²⁰⁰ veya sadece yapay tükürük kullanılan çalışmalar da mevcuttur^{28,32,201,211,213-217}. Bizim çalışmamızda da deney boyunca distile su spreyi ile nemli ortam sağlanmıştır.

Bağlantı parçaları arasındaki tükürük film, koruyucu ve aşınmayı azaltan kayganlaştırıcı gibi davrandığından, çalışmamızda gerçek koşulların simülasyonu için distile su kullanılarak yorulma testi yapılmıştır.

Bayer ve ark.'nın²¹⁸ yaptıkları çalışmada tutucu komponentleri arasında yeterince koruyucu ve kayganlaştırıcı bir tabaka oluşturmak üzere nemli bir ortamı simüle etmek için çalışma boyunca oda sıcaklığında yapay tükürük kullanılmıştır. Yapay tükürük ayrıca komponentlerin ara yüzünde biriken metal kalıntılarını en aza indirerek protez bileşenlerinin aşınmasını ve sıcaklık artışını azaltır²⁰¹. Bir lubrikantın kullanılması aşınma simülasyonlarında kabul edilmiş bir standarttır^{32,214,219}. Diğer yandan polimerik bileşenlerin su emmeye duyarlılığı düşünülürse tükürüğün bileşimi ve sıcaklığı da sonuçları etkileyebilir²²⁰.

Chiu ve ark.'nın¹²⁷ yaptıkları in vitro çalışmada temizlik sırasında kullanılan çeşitli sıcaklıktaki solüsyonların locator tutucuların materyallerinin bozunması ve retansiyonun üzerindeki etkileri araştırmışlardır. Oda sıcaklığındaki distile su kullanıldığında sonuç retansiyon değeri 8.98 N, vücut sıcaklığındaki distile su kullanıldığında sonuç retansiyon değeri 8.76 N, kuru ortamdaki sonuç retansiyon değeri 8.75 N bulunmuştur. Sonuçlar oda sıcaklığındaki suya maruz kalmanın retansiyon değerlerine önemli bir etkisinin olmadığını göstermiştir. Bu sonuçlar, oda sıcaklığındaki protez temizlik ajanlarının kullanımının pembe locator lastiğinin çekme testleri sonucundaki retansiyonuna etkisinin incelendiği çalışmanın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir²²¹.

Çalışmamızın başında kaydedilen yüksek retansiyon değerlerine bakılmaksızın, locator ataşmanlar önceki çalışmalarla^{31,131,222} uyumlu olarak zamanla tutuculuk kuvvetinde azalma göstermişlerdir. Bu durum naylon tutucuların aşınması ve plastik deformasyonu ile ilişkilendirilebilir^{31,223}.

İmplant ataşmanları ile yapılan deneylerde analoglar akrilik bloklara, akrilik çene modellerine^{26-30,127,188,204,206,214,216,220,224-231}, plastik silindirlere²³², polivinilklorit modellere²¹⁷, polivinilsiloksan modellere²²³ veya alüminyum bloklara^{201,213} sabitlenmiş, üzerlerine de ataşmanlar vidalanmıştır. Biz de çalışmamızda analogları ve metal yuvaları alüminyum bloklara sabitledik. Analogların yerleştirilmesi sırasında alüminyum bloklara universal freze cihazı ve torna tezgahında analogların ve metal yuvaların boyutlarına uygun olarak yuvalar hazırlandı. Böylece analogların hizalanması ve açılması net ve güvenilir bir şekilde sağlandı.

Yapılan bazı çalışmalarda^{26,27,29,30,188,212–214,220,223,226–228} iki veya daha fazla implant destekli hareketli protezlerde kullanılan çeşitli tutucu tiplerinin tutuculuk ölçümleri yapılırken, implant destekli protezlerde kullanılan tutucu sistemlerin tek sabitlenip tutuculuk ölçümlerinin yapıldığı çalışmalar da mevcuttur^{24,28,127,200,201,225,231}. Çalışmamızda locator tutucular tek olarak protetik parçaya bağlanmışlardır.

Elsyad ve ark.'nın²²⁸ yaptıkları bir çalışmada oluşturulan dişsiz mandibular çene modeline 2 implant yerleştirilmiş ve üzerine locator ataşmanlar bağlanarak mavi, pembe ve şeffaf naylon matrikslerin 540 çekme siklusu sonucundaki retansiyon değerleri ölçülmüştür. Başlangıçta vertikal ortalamalarına bakıldığında mavi naylonun tutuculuk kuvveti 19,64 N, pembe naylonunki 51,20 N, şeffaf naylonunki 65,20 N iken , final retansiyon kuvvetleri sırasıyla 14,80 N, 33,60 N, 39,80 N' dur.

Rabbani ve ark.'nın²¹³ düz ve açılı olarak yerleştirdikleri ve yapay tükürük ortamında yaptıkları 2 locator tutuculu deney sonucunda retansiyon kuvvetlerindeki azalma ve aşınma miktarları incelenmiştir. Başlangıçta 2 paralel tutucuda mavi naylonun tutuculuk kuvveti 77,6 N, bir tanesi açılı olduğunda 66,4 N, her ikisi de açılı olduğunda 73,5 N' dur. Bir buçuk yıla karşılık gelen yorulma testleri sonucunda mavi naylondaki tutuculuk kuvvetleri sırasıyla 25,8 N, 14,7 N, 18,4 N bulunmuştur. Tüm modellerde deney sonucunda tutuculuk kuvvetinde hızlı bir düşüş görülmüştür. En az tutuculuk kuvveti bir tutucu açılı mavi naylon tutucularda bulunduğu bildirilmektedir.

Shastri ve ark.'nın²⁰⁴ yaptıkları çalışmada dişsiz mandibula çene modellerine yerleştirilen 2 implant destekli prefabrike ball ataşman, Hader bar ve locator tutucu ve mavi lastiğin universal test cihazı ve termal siklus sonrasındaki retansiyon kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Başlangıçtaki retansiyon kuvvetleri sırasıyla $40,3 \pm 15,83$ N, $46,9 \pm 13,9$ N, $33,5 \pm 9,77$ N olarak ölçülmüş olup, deney sonucunda tamamında azalma görülmüştür. En yüksek tutuculuk kuvvetinin bar tutucularda bulunduğu belirtilmektedir.

Tüm bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olarak 2 tutucu kullanıldığı için elde edilen tutuculuk değerlerinin bizim çalışmamızdaki değerlerden yüksek bulunduğunu düşünmekteyiz.

Tükürük bileşenleri, sıcaklık, parafonksiyonel alışkanlıklar, dental plak, protez temizleyicilerinin kullanılması, yiyecek artıkları, implantlar arası mesafe, protezlerin marjinal sızdırmazlığı tutuculuk kuvvetini etkileyebilir. Bu nedenle intraoral faktörlerin, implant sayısının, implant pozisyonunun, implantlar arası mesafenin implant destekli protezlerin tutuculuğu ve aşınması üzerine etkisinin araştırılması için daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilmektedir²¹².

5.2. Bulguların Tartışılması

Fonksiyon simülasyonu sonucu tutucu komponentlerde meydana gelen aşınmalar tutuculuk kaybına neden olmaktadır. Tutuculuk kuvvetindeki değişiklikler ve tutuculardaki aşınmalar implant açılanmalarına ve implantlar arasındaki mesafeye, tutucunun yapıldığı materyale, tutucunun boyutlarına ve dizaynına göre değişiklikler göstermektedir¹²⁰.

Yapılan pek çok çalışmada fonksiyon simülasyonu altında tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetleri incelenmiştir^{30,115,121–123,214,220,225,226,233–236}. Bu çalışmalardaki fonksiyon simülasyonu sonucunda bazı tutucularda tutuculuk kuvvetinde azalma olduğu bildirilmiştir^{115,122,214,220,236}.

Fonksiyon simülasyonu altında tutuculuğun zamanla azalması beklenirken, bazı çalışmalarda tutuculuk değerlerinde değişim gözlenmediği bildirilmiştir^{27,122,237}.

Tutucu komponentlerindeki aşınmaya bağlı olarak tutucu kuvveti değerlerinde artış da görülmüştür^{214,220,236}. Araştırmacılar tutucu kuvvetindeki artışı fonksiyon simülasyonu sonucunda meydana gelen mekanik adaptasyondan ve tutucuların farklı alaşımlardan olup, farklı fiziksel özelliklere sahip olmalarından kaynaklandığını bildirmişlerdir²³⁶. Başka bir çalışmada da tutucu komponentte meydana gelen abrazyon ve metal bozulmasına bağlı olarak tutuculuk kuvvetinde artış olduğunu bildirmişlerdir²²⁰. Çalışmamızda zaman zaman tutucuların retansiyonunun artmasının nedeni buna bağlamaktayız.

Hastaların protezlerini yıllar içinde çok kez takıp çıkardıklarını ve çiğneme fonksiyonunu yerine getirerek proteze tekrarlayan kuvvetler ilettiklerini düşünürsek, tutucuların tutuculuk değerlerinde artış olduğu veya değişim olmadığını bildiren çalışmalar klinik durumu desteklememektedir^{27,122,214,220,236,237}.

Kullanılan çeşitli tutucu sistemleri ile yapılan çalışmalarda farklı tutuculuk kuvvet değerleri bulunmasının nedeni olarak, yapılan çalışmaların deney düzeneklerindeki farklılıklar ve tutucu sistemlerin üretim aşamasındaki üretim modifikasyonlarından kaynaklandığı bildirilmektedir¹²⁰.

Locator tutucuların kullanımının artmasıyla yapılan çalışmalarda da artış görülmektedir^{26,30,114,127,138,200,204,206,208,213,216,217,223,225,227-232}.

Çalışmamızda kullandığımız Locator tutucular titanyum nitrid kaplı titanyum alaşımdan yapılmıştır¹²⁴. Locator R-Tx tutucu sisteminde ise tutucu DuraTec Titanyum karbon nitrid ile kaplanarak yıpranmaya daha dirençli hale getirilmiştir²¹. Zirkonya locator sistemi ise mükemmel mekanik ve fiziksel özelliklere ulaşmak adına seramik enjeksiyon kalıplama teknolojisi ile zirkonyadan üretilmiştir¹²⁵. Locator sisteminin materyal ve dizaynının geliştirilmesiyle uzun süreli fonksiyon altında, tutucuların daha az aşınması ve tutuculuğun uzun süre devam etmesi amaçlanmaktadır. Fakat tüm sistemlerde kullanılan naylon tutucu komponent ve bu komponentin daha kolay aşınması locator ataşmanlar arasındaki tutuculuk farkının önemini azaltmaktadır.

Titanyum nitrid kaplı locator'ın firma bilgilerine göre mavi tutucunun tutuculuk kuvveti 6,67 N, pembe tutucununki 13,35 N, şeffaf tutucununki ise 22,24 N' dur¹²⁴. Zirkonya locator'ın firma bilgilerine göre pembe tutucunun tutuculuk kuvveti 7 N, şeffaf tutucununki 14 N, beyaz tutucununki ise 22 N'dur. Ancak bu ölçümlerin nasıl yapıldığına dair bilgi paylaşılmamıştır¹²⁵. Titanyum karbon nitrid kaplı locator tutucunun lastikleri ise gri sıfır (bağlama lastiği) , mavi düşük, pembe orta, beyaz yüksek tutuculuğa sahip olarak tanımlanmıştır¹³³. Çalışmamızda kullandığımız locator tutucuların paketinin içerisinde locator tutucu, siyah bağlama lastiği ve sırasıyla tutuculuk özelliğine sahip lastikler yer almaktaydı. Klinikte hastaya uygulama sırasında en hafif tutuculuğa sahip lastikten başlanır ve lastikler tutuculuk özelliklerini yitirdikçe bir sonraki lastiğe geçilerek hareketli protez hastaya kullanırlmaya devam edilir. Çalışmamızda klinik pratiğine uygun olarak her grubun başlangıçta kullanılan en düşük tutuculuğa sahip olan lastikleri kullanıldı. Bunlar titanyum nitrid kaplı locator için mavi, zirkonya için pembe, titanyum karbon nitrid kaplı locator için ise mavi renkli lastik tutuculardır.

Çalışmamızda açılı tutucuların başlangıçtaki retansiyon değerleri titanyum nitrid kaplı locator için $12,43 \pm 8,92$ N, titanyum karbon nitrid kaplı locator R-Tx için

13,64±2,36 N, zirkonya locator için 12,4±2,76 N ölçülmüştür. 5.000 siklus sonundaki retansiyon değerleri ise sırasıyla 9,64±6,25 N, 12,31±2,37 N, 9,67±1,87 N olarak ölçüldü.

Çalışmamızda düz tutucuların ise başlangıçtaki retansiyon değerleri titanyum nitrid kaplı locator için 8,47±1,78 N, titanyum karbon nitrid kaplı locator R-Tx için 25,59±6,35 N, zirkonya locator için 16,49±4,04 N ölçülmüştür. 5.000 siklus sonundaki retansiyon değerleri ise sırasıyla 9,4±2,26 N, 20,85±9,13 N, 10,98±2,64 N olarak ölçüldü.

Alsabeeha ve arkadaşlarının²³⁸ yaptıkları alt çene tek implant destekli hareketli protezlerin tutucularının ortalama tutuculuk kuvvetleri kıyaslandıklarında Locator beyaz lastik 12,39 N, Locator pembe lastik 9,40 N, Locator mavi lastik 3,83 N bulunmuştur. Çalışma sonucunda locator tutuculardaki tutuculuğun sürtünmeden kaynaklandığını, plastik erkek parçanın orta kısmının, dişi parçanın iç halkasının çapından daha büyük olmasından kaynaklanan boyutsal uyumsuzluğun da bu sürtünmeye neden olduğunu belirtmişlerdir. Erkek parçanın boyutsal farklılığı nedeniyle retansiyon seviyeleri oluşmaktadır. Tutuculuk kaybının da ilk sebebinin tutucu sistemlerdeki aşınma sonucunda oluşan değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir.

Protezin takılıp çıkartılması sırasında oluşan sürtünmenin, tutucunun protetik parçasında aşınmaya sebep olduğu, bunun da protezde tutuculuk kaybına sebebiyet verdiğini bildiren çalışmalar vardır^{24,118,171}. Hahnel ve arkadaşları²³⁹ locator dayanakların ve tutucu lastiklerinin mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında locator dayanakların çoğunda, lastik parçaların ise tamamında aşınma olduğunu bildirmişlerdir. Dayanakların %14,7'sinde hiç aşınma gözlenmezken, %20,6'sı orta seviyede, %61,8'i şiddetli seviyede aşınma gösterildiği bildirilmiştir. Lastiklerin ise %37,9'u orta seviyede, %62,1'i şiddetli seviyede aşınma gösterildiği bildirilmiştir.

Schweyen ve arkadaşları²⁰⁰ yaptıkları çalışmada çeşitli açılarda ve çeşitli dezenfektan solüsyonlar ve distile suda beklettikleri tek polivinilsiloksan implant tutucusu ve Locator mavi lastiğin tutuculuk karakterlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada hastanın overdenture protezini günde ortalama 3 kez takıp çıkardığı düşünüldüğünde 5,000 siklus 5 yıla karşılık gelmektedir. Locator mavi lastiğin başlangıçtaki tutuculuk kuvveti 11,97 N iken, 5,000 siklus sonucunda 5,12 N olarak

rapor edilmiştir²⁰⁰. Bulunan değerler sıvı ortamda gerçekleştirilen bizim çalışmamızdaki açılı titanyum nitrid kaplı locator tutucunun retansiyon değerleriyle uyum içindedir. Diğer tutucularda da benzer şekilde tutuculuk kaybı izlenmektedir.

Kürkcüoğlu ve arkadaşları²⁰⁶ protez temizleme solüsyonlarının tek locator tutucu ataşmanlarına etkisini karşılaştırdıkları çalışmada 12 takıp çıkarma siklusu sonunda mavi renkli naylon lastiğin tutuculuk değerleri su ile ıslatılması sonucu $22,11 \pm 1,23$ N, NaOCl ile ıslatılması sonucu $10,42 \pm 3,57$ N, Protefix Active Cleanser ile ıslatılması sonucu $13,77 \pm 1,49$ N, Aktident ile ıslatılması sonucu ise $7,71 \pm 2,2$ N olarak bulunmuştur. Sonuç bizim çalışmamızdaki titanyum nitrid kaplı tutucu ve mavi lastiğin kullanılarak distile su ile oluşturulan nemli ortamdaki retansiyon değerleriyle ve tüm tutuculardaki ıslak ortamda tutuculuklarının zamanla azaldığının görülmesiyle uyum içindedir.

Reda ve arkadaşlarının²¹⁶ yaptıkları çalışmada yapay tükürük içinde 5 yıllık kullanıma karşılık gelen sürede yapay tükürük içinde snap ataşman, locator ataşman ve syncone ataşmanın retansiyon kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Locator ataşmanın başlangıçtaki tutuculuk kuvveti $46,874 \pm 4,913$ N iken deney sonucunda $28,972 \pm 6,294$ N ile en yüksek retansiyon değerine sahip tutucu bulunmuştur. Sıvı dolu kap içinde yapılan çalışmada takıp-çıkarma siklusları sırasında bu sıvının tutucu parçalar arasında fazladan kuvvet oluşturabileceğini ve retansiyonu arttırıp çıkarma işlemini zorlaştırabileceğini düşünmekteyiz. Bu da retansiyon değerlerinin olması gerekenden yüksek çıkmasını açıklar.

Tutucu sistemlerin yüzeylerindeki aşınma pek çok faktöre bağlıdır; bunlar abrazyon, adezyon, tribokimyasal reaksiyon ve yüzey bozulması şeklinde sıralanabilir²⁴⁰.

Alsabeeha ve arkadaşları²⁴¹ yaptıkları bir çalışmada titanyum nitrit kaplı ball ataşman ve plastik matriksi, titanyum alaşımı ball ataşman ve Dalla Bona tipi altın alaşımı matriksi, locator ataşman ve naylon lastiği 36 dişsiz hastaya tek implant destekli mandibular overdenture olacak şekilde 1 yıl süreyle kullandırılmış. 1 yıl sonunda aşınma miktarları SEM ile incelendiğinde Titanyum nitrit kaplı patrikslerde önemli aşınma izlenmezken, titanyum alaşımı patriks ve altın alaşımı matrikste ciddi aşınmalar görülmüştür. Plastik matrikste minimal aşınma , naylon lastikte önemli deformasyon

tespit edilmiş, Titanyum nitrit kaplı ball ataşman ve plastik matriksinin klinik performansı en iyi bulunmuştur.

Nader ve ark. nın²²³ yaptıkları bir çalışmada top başlı ve locator tutucular üzerine 400.000 kez yük uygulamışlardır ve her iki tutucu tipinin dayanak ve plastik tutucularının SEM görüntülerini incelemişlerdir. Tutucu tiplerinin dayanak ve plastik tutucularında aşınma olduğunu saptamışlardır.

Gamborena ve ark. nın¹²² siklus deneyleri sonucunda tutuculuk kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, mikroskopta incelenen tutucularda tutuculuk kaybının plastik parçadaki deformasyondan kaynaklandığını tespit etmişlerdir.

Locator ve top başlı tutucuların tutuculuk değerleri ve aşınmalarının incelendiği başka bir çalışmada, plastik parçalardaki aşınmaya bağlı olarak tutuculuk kuvvetlerinde azalma meydana geldiği bildirilmiştir¹¹⁴.

Locator ve top başlı tutucuların tutuculuklarının ve aşınmalarının değerlendirildiği bir çalışmada, açılı locator tutucuların lastiklerinin özellikle merkez kısımlarının daha çok aşındığını, dayanaklardaki aşınmanın ise daha az olduğunu bildirmişlerdir²⁴². Çalışmamızın SEM bulguları incelendiğinde ise locator tutucularda önemli miktarda aşınma izlenmemekte, ancak özellikle plastik tutucularda ciddi aşınmalar, deformasyonlar ve madde kayıpları görülmektedir ve bu sonuçlar yapılan yukarıdaki çalışmalarla uyum içindedir.

Fonksiyon ve aşınma simülasyonu testleri yapılan çalışmalarda plastik matriksin distorsiyonuna ve boyutlarındaki değişime bağlı olarak belirgin şekilde aşınma ve buna bağlı tutuculuk kaybı izlenmiştir^{121,122}. Bu çalışmalarda metal tutucu komponentinde bozulma görülmezken, polimerik komponentlerde kalıcı yapısal deformasyonlar izlenmiştir. SEM ile incelenen patriks tutucunun aşınma simülasyonu öncesinde ve sonrasında hassas elektronik terazi ile yapılan ağırlık ölçümlerinde anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir¹²¹. Biz de yaptığımız çalışmada SEM görüntüleri ve hassas terazi ölçümleri sonucunda lastik tutucularda belirgin aşınma izlerken, locator dayanakların daha az aşındığını belirledik.

Uçar Ö. ‘nün²⁴³ yaptığı çalışmada Titanyum Nitrid kaplı tutucu ve Titanyum Karbon Nitrid kaplı tutucular, 2 tutucu halinde bloklara sabitlenmiş ve termal siklus testine ve distile su kullanılarak çiğneme simülatörüne sokulmuştur. Başlangıçtaki

retansiyon değerleri sırasıyla $60,18 \pm 9,24$ N ve $72,26 \pm 10,58$ N'dur. İşlemlerden sonra 1440 siklus sonunda ise bu değerler sırasıyla $4,16 \pm 1,70$ N ve $9,30 \pm 3,61$ N bulunmuştur. Titanyum Karbon Nitrid kaplı locator tutucunun başlangıç ve sonuç retansiyon değeri çalışmamızla uyumlu olarak Titanyum Nitrid kaplı tutucudan yüksek bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda açılı Titanyum Nitrid kaplı locator tutucunun 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. siklustaki retansiyon değerlerinin ortalamasındaki yüzdelik değişimin %17 azaldığı, 5000. siklusta ise başlangıça göre %4,9 azaldığı görüldü. Düz Titanyum Nitrid kaplı locator tutucunun da başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamasında yüzdelik değişiminin arttığı görülmektedir. Tutucu kuvvetindeki artış fonksiyon simülasyonu sonucunda lastikte meydana gelen deformasyon, termal genleşme ve mekanik adaptasyondan kaynaklanmakta ve bu durum da en çok Titanyum Nitrid kaplı locator tutucunun lastiğinin ağırlığının yüzdelik değişiminin düz gruplarda -2,72 ve açılı gruplarda -2,63 azalması ile desteklenmektedir.

Titanyum Karbon Nitrid kaplı açılı locator tutucunun lastiğinin kütle kaybındaki değişimin yüzdelik değeri -1,56, zirkonya tutucununki ise -0,59 bulundu. Çalışmamızda retansiyon değerleri ve tutuculardaki kütle kaybının değerlerinin birbirlerine paralel olmamasını tutucu materyallerin farklı dizaynlara ve farklı yüzey özelliklerine sahip olmalarına bağladık. Titanyum Karbon Nitrid locator tutucunun çift eksternal tutuculuk sağlamasının avantajı ile başlangıçtaki ve 5.000 siklus sonundaki retansiyon değerleri maksimum bulunmuştur.

Düz gruplarındaki tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin yüzdelik değişimleri incelendiğinde 5000. Siklustaki yüzdelik değişim değerleri Titanyum Nitrid kaplı locator tutucu için 20,3, Titanyum Karbon Nitrid kaplı tutucularınki -19,6, Zirkonya locator tutucularınki ise -24,6 bulundu. Titanyum Nitrid kaplı locator tutucunun tutuculuk artışının sebebi meydana gelen deformasyon ve termal genleşme olabilir²¹⁴. Tutucuların ve lastiklerinin ağırlıklarındaki yüzdelik değişime bakıldığında yine Titanyum Nitrid kaplı locator tutucunun ağırlığındaki yüzdelik değişimin en fazla olduğu görülmektedir. Lastik ağırlıklarındaki yüzdelik değişimler -2,63, -1,96 ve -1,00'dır. Locator tutucularının ağırlıklarının yüzdelik değişimleri ise sırasıyla -0,057, -0,033 ve -0,040 bulundu. Titanyum Karbon Nitrid kaplı tutucunun lastiğinin Zirkonya locator tutucunun lastiğinden çok aşınıp, locator tutucunun az aşınması ve retansiyon değerinin yüksek olması üretildiği malzemenin daha sert,

dayanıklı olup az aşınmasıyla ancak lastiği çok aşındırmasıyla ve internal tutucu yerine çift eksternal tutucu ile retansiyonu çok iyi sağlamasıyla açıklanabilir. Başlangıçta Zirkonya tutucunun lastiğinin internal tutucu parçası retansiyon sağlarken deney sonunda aşınmaya bağlı olarak retansiyon azalmıştır. Titanyum Karbon Nitrid kaplı tutucunun lastiğinin ortasında internal tutucu parçanın olmaması sadece çift eksternal tutucu olması lastikte sadece bu alanlarda aşınmaya neden olduğu ve retansiyonun daha stabil kaldığını düşünmekteyiz.

Merkez tutucusuna sahip titanyum nitrid kaplı locator ve zirkonya locator tutucunun plastik tutucularında, merkez tutucuda deformasyon ve aşınma izlendi. Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında lastik parçasının internal tutucusunun çap ölçümü 1,98 mm, açılının ki ise 1,77 mm'dir. Bu değer başlangıçta 1,74 mm'dir. Düz zirkonya locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının internal tutucusunun çap ölçümü 1,091 mm, açılının ki ise 1,139 mm'dir. Başlangıçta bu değer 1.062 mm idi. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı açılı locator tutucunun plastik parçasının deney sonrasındaki çapı 4,60 mm'dir. Bu değer deney öncesinde 4,46 mm'dir. Deney sonunda ortamdaki nem, termal genleşme ve dikey kuvvetler sonucunda çaplarda genişleme meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Bütün tutucuların lastik tutucu kısımlarının kenarlarında aşınma ve deformasyon izlendi. Düz tutucuların lastiklerinin iç kenarlarında genel aşınma gözlenirken, açılı tutucuların lastiklerinin iç kenarlarının tek yüzeyinde aşınma ve deformasyon yoğunluğu izlendi.

Titanyum Nitrid Kaplı düz Locator dayanağın deney sonrasında plastik parçasının dış kenar kalınlığı 0,379 mm, açılının ki ise 0,256 mm'dir. Bu değer başlangıçta 0,380 mm'dir. Titanyum Karbon Nitrid Kaplı düz locator tutucunun plastik parçasının deney sonrasındaki dış kenar kalınlığı 0,202 mm'dir. Deney başlangıcında ise bu değer 0,286 mm'dir. Deney sonunda eksternal tutuculuk sağlayan bu kısımda incelme görüldü. Lastikteki aşınma sonucunda eksternal tutuculuk sağlayan lastik kenarlarında aşınma ve incelme izlendi. Düz zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenar kalınlığı 0,33 mm'dir. Açılı zirkonya locator tutucunun plastik parçasının kenar kalınlığı 0,42 mm-0,26 mm'dir. Bu değer başlangıçta 0,21 mm idi. 5.000 siklus sonunda lastik kenarlarının ince kenarları aşındığından daha kalın ve künt kenarlar meydana çıktı.

Uçar Ö. 'nün yaptığı çalışmada²⁴³ SEM analizi sonucunda Titanyum Nitrid kaplı locatorların aşınmaları incelendiğinde düz tutucuların aşınması açılı tutuculardan fazla bulunmuştur. Lastiklerdeki aşınmalar incelendiğinde ise açılı tutucuların lastiklerinin düz tutucuların lastiklerinden fazla aşındığı bulunmuştur. Sonuçlar çalışmamızdaki açılı ve düz Titanyum Nitrid kaplı locatorlar ve lastiklerinin SEM analizleri ve hassas terazi ölçümleriyle uyum içindedir.

Çalışmamızdaki SEM görüntülerinde ağırlıklı olarak lastik tutucuda meydana gelen aşınmalar ve deformasyonlar izlendi. Locator tutucuların yüzeyinde ise parçalanmış lastik tutucu parçalarına rastlandı. Zirkonya locatorın yüzeyinde daha az lastik tutucu parçasına rastlanmasının sebebi, zirkonyanın kalıplama yöntemiyle üretilmesi, mekanik özellikleri ve düşük plak adezyonu özelliği olabilir. Böylece zirkonya tutucunun plastik tutucu parçasındaki kütle kaybı da daha az olmuştur.

Titanyum nitrid kaplı locator dayanağın iç girintilerinin deney öncesi ölçümü 0.7 mm'dir. Bu değer düz ve açılı Titanyum nitrid kaplı locator dayanağın iç girintilerinin deney sonrası ölçümü ile aynıdır. Titanyum Karbon Nitrid kaplı locator tutucunun deney öncesindeki 1. Çap ölçüsü 2.980 mm. dir, 2. Çap ölçüsü 3.670 mm. dir. Titanyum Karbon Nitrid kaplı düz locator tutucunun deney sonrasında 1. çap ölçüsü 3 mm'dir, 2. çap ölçüsü 3,66 mm'dir. Titanyum Karbon Nitrid kaplı açılı locator tutucunun deney sonrasında 1. çapının ölçüsü 2,97 mm. dir, 2. çapının ölçüsü 3,60 mm bulundu. Bu değerler başlangıçtaki değerlerle örtüşmektedir ve locator tutucuların önemli ölçüde aşınmadığını göstermektedir. Zirkonya locator tutucunun deney öncesindeki iç çap ölçümleri 2,227 mm'dir, dış çap ölçümü 3,9 mm'dir. Düz zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çap ölçüsü 2,2 mm'dir, dış çap ölçüsü 3,86 mm'dir. Açılı zirkonya locator tutucunun deney sonrası iç çapı 2,2 mm ve dış çapı 3,77 mm ölçüldü. Bu değerler başlangıçtaki değerlerle örtüşmektedir. Zirkonya locator ataşmalarda da önemli miktarda aşınma gözlenmedi.

SONUÇLAR

Çalışmamızda 5.000 Siklus sonucunda Titanyum Nitrid, Titanyum Karbon Nitrid ve Zirkonya locator tutucuların tamamında retansiyon kaybı gözlemlendi.

Çalışmamızda düz ve açılı tutucuların başlangıçtaki tutuculuk değerleri ortalamaları incelendiğinde en yüksek değerler Titanyum Karbon Nitrid tutucuya aittir. En düşük retansiyon değerleri ortalamaları ise düz tutucularda Locator tutucularda, açılı tutucularda ise Zirkonya ve Locator tutucularda belirlendi.

Deney sonucunda tutucu komponentlerde meydana gelen aşınmalar nedeniyle tutuculuk kaybı izlendi.

Düz ve açılı tutucular incelendiğinde lastik ağırlıklarındaki yüzdelik değişim en fazla Titanyum Nitrid kaplı Locator tutucuda, en az ise Zirkonya tutucuda olduğu saptandı.

Tutucu materyallerin farklı dizaynlara ve farklı yüzey özelliklerine sahip olmasından dolayı Titanyum Karbon Nitrid kaplı tutucunun lastiği çok aşınmasına rağmen tutuculuk değeri yüksek bulundu.

İmplantların açılı yerleştirildiği deney gruplarında tutuculuk değerleri daha az bulundu. Klinikte hareketli protezin başarısını olumsuz etkileyebileceğinden implantlar mümkün olduğunca düz yerleştirilmesini önermekteyiz.

Başlangıç retansiyon değerleri arasında farklılık görülse dahi retansiyon kayıp oranları incelendiğinde açılı ve düz tutucular arasında fark bulunmamaktadır. Böylece locator tutucuların açılı vakalarda güvenle kullanılabileceklerini düşünmekteyiz.

Çalışmamızdaki tüm tutucuların retansiyon değerleri firma verilerinin üzerinde olduğundan, klinikte implantın düz veya açılı olduğu durumlarında güvenle kullanılabileceklerini düşünmekteyiz.

6. aya denk gelen fonksiyon simülasyonu incelendiğinde en fazla retansiyon kaybı oranı Zirkonya locator tutucuda olduğu belirlendi. Periyodik kontrol önemli olduğundan tüm tutucu sistemlerde hasta 6 aylık kontrollere çağırılmalı ve tutucuların tutuculuk kuvvetleri kontrol edilerek gerektiğinde lastik tutucular değiştirilmelidir.

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu parça, fonksiyon sırasında tutuculuğunu uzun süre idame ettirmeli, maliyeti azaltmalı ve hekim ile hasta açısından memnuniyet verici olmalıdır.

Çalışmamızda kullandığımız yeni ataşmanları daha fazla tanıyabilmek için uzun süre klinik takibe ve çeşitli çalışmalara ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Geçkili O, Bural C BÇ. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler. Derleme. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2010;31:9-18.
2. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(11):1455-1458.
3. Bakke M, Holm B GK. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):575-581.
4. Watson R, Jemt T, Chai J, et al. Prosthodontic treatment, patient response, and need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of preprospective study. *Int J Prosthodont.* 1997;10:345-354.
5. Van Kampen FMC, Van Der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res.* 2004;83(9):708-711.
6. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):141-147.
7. Naert I, Alsaadi G, Steenberghe DDS Van. A 10-year Randomized Clinical Trial on the Influence of Splinted and Unsplinted Oral Implants Retaining mandibular overdentures: Peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(5):695-702.
8. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):468-473.
9. Shafie HR. Principles of attachment selection. İçinde Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. In: HR S, ed. Oxford: Blackwell; 2007:31-36.
10. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* St Louis: Elsevier Mosby.; 2005.
11. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):102-105.

12. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 2009;40(4):313-319.
13. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: An in vivo study. *Head Face Med.* 2008;4(1).
14. Smith DC. Dental implant: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 1993;6:106-117.
15. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Nitric Oxide Synthase Expression, Vascular Endothelial Growth Factor Expression, and Proliferative Activity in Peri-Implant Soft Tissues Around Titanium and Zirconium Oxide Healing Caps. *J Periodontol.* 2006;77(1):73-80.
16. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(6):585-592.
17. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):120-128.
18. Chai J, Chu FC, Chow TW LB. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont.* 2007.
19. Van Brakel R, Cune MS, Van Winkelhoff AJ, De Putter C, Verhoeven JW, Van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: An in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):571-577.
20. Kollar A, Huber S, Mericske E SR. Zirconia for teeth and implants: a case series. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2008;28:479-487.
21. <https://www.zestdent.com/index.php/products/zest-anchors/implant-attachment-systems/locator-r-tx-removable-attachment-system.html> (Erişim tarihi: 24.05.2019).
22. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. 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. *Clin Oral*

Implants Res. 1998.

23. Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: Influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(11):1315-1319.
24. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):671-678.
25. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, De Mattos MD RR. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. Vol. 20. *Clinical Oral Implants Research.*
26. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont.* 2009;18(6):479-483.
27. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent.* 1996;75(5):570-573.
28. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.* 1999;82(5):579-584.
29. Walton JN, Dorin Ruse N. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):482-486.
30. Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Feine J, De Albuquerque Junior RF. Testing the retention of attachments for implant overdentures - Validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil.* 2010;37(1):54-62.
31. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC SM. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(4):426-434.
32. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):409-414.
33. Ferro, Keith J. Ferro, Editor and Chairman G of PTC, Steven M. Morgano CE,

- Carl F. Driscoll, Martin A. Freilich, Albert D. Guckes KLK and TJM, Members G of PTC. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):29.
34. Cockburn A CE. *Dental Health in Ancient Egypt.*; 1955.
 35. Watzek G BR. Endosseous implants in oral surgery. *Quintessenz.* 1993;17-28.
 36. Linkow LI. The era of endosseous implants. *J Dist Columbia Dent Soc.* 1967;42(2):46-47.
 37. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1969;3(2):81-100.
 38. Branemark PI, Zarb GA AT. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Chicago Quintessence Pub Co.* 1985.
 39. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):32-47.
 40. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants*. *Int Dent J.* 2003;53(S6P2):409-443.
 41. Albrektsson T, Sennerby L WA. State of the art of oral implant. *Periodontol 2000.* 2008;47:15-26.
 42. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008;47(1):224-243.
 43. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):299-309.
 44. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH SI. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27:505-512.
 45. Lekholm, U. et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implant.*

- 1999;14(5):639-645.
46. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP ZM. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(SUPPL. 3):97-113.
 47. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1998;25(9):721-727.
 48. Quirynen M, Papaioannou W, van SD. Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces 3. *J Periodontol.* 1996;67(0022-3492):986-993.
 49. Bollen CML, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):201-211.
 50. Kulak, Y., Vanlioğlu, B., Özkan Y. Estetik Bölgede İmplant Üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Suppl.* 2012;5:58-64.
 51. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1):31-38.
 52. O'Mahony A, MacNeill S, Cobb C. O'Mahony A et al. *Quintessence Int.* 2000;4:249-256.
 53. Teughels, W. et al. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implant Res 17 suppl 2.* 2006:68-81.
 54. Bürgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):156-164.
 55. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral*

- Implants Res.* 2012;23(1):12-18.
56. Palacci ATÇETÖ. İmplant Dış Hekimliğinde Estetik-Yumuşak ve Sert Doku Düzenlemeleri. *Quintessence*. 2001.
 57. Hermann J, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71(9):1412-1424.
 58. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater.* 2010;26(2):135-147.
 59. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):633-645.
 60. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH ZM. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):4-31.
 61. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of Custom-Made Procera Ceramic Abutments for Single-Implant Tooth Replacement: A Prospective 1-Year Follow-up Study. *Int J Prosthodont* 2003;16626–630. 2003;16(6):626-631.
 62. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and Use of Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments: A Short Review and Presentation of Two Cases. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):488-493.
 63. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):380-386.
 64. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9 SUPPL.):89-96.
 65. Kucey BKS, Fraser DC. The procera abutment - The fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc (Tor).* 2000;66(8):445-449.
 66. Magne P, Magne M JS. An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical

- report. *J Prosthet Dent*. 2008;99(1):2-7.
67. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*. 2005;32(11):838-843.
 68. Anderson .B et al. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants:results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1995.
 69. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: Evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(8):857-865.
 70. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont*. 2007;20(5):489-493.
 71. Glauser, R. et al. Experimental zirconia abutments for implansupported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004.
 72. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299-307.
 73. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(5):441-448.
 74. Balcı B. Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Oral İmplantoloji Yüksek Lisans Programı. 2015.
 75. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):174-178.
 76. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M SP. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses?. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209-1216.

77. Neumann EA, Villar CC FF. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.* 2014;28(1).
78. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845-4869.
79. Siewert, B. , Parra M. A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnarztl Implant.* 2013;29:148-159.
80. Meyenberg KH, Lüthy H SP. Zirconia Posts: A New All-Ceramic Concept for Nonvital Abutment Teeth. *J Esthet Restor Dent.* 1995;7(2):73-80.
81. Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado J. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(2):375-378.
82. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):188-196.
83. Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(2).
84. Beumer J, Hamada MO LS. A prosthodontic overview. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):126-130.
85. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28-33.
86. Närhi TO, Hevinga M, Voorsmit R a, Kalk W. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(2):259-266.
87. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology.* 2002;19(1):3-4.
88. Kordatzis K, Wright P, Meijer H. Posterior mandibular residual ridge resorption

- in patients with conventional dentures and implant overdentures. ... *Maxillofac Implant*. 2003;18(3):447-452.
89. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(6):575-581.
 90. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJA. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: Comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil*. 2005;32(6):403-410.
 91. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, Van Steenberghe D NI. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):277-287.
 92. Boerrigter EM, Geertman ME, Van Oort RP, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants- a multicentre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1995;33(5):282-288.
 93. Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP VA. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(3):195-201.
 94. Wismeijer D, Van Waas MAJ, Vermeeren JIJF, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(4):263-267.
 95. Wismeijer D, Vermeeren J, Van Waas MJ. Patient satisfaction with overdentures supported by one-stage TPS implants. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1992;7:51-55.
 96. Burns DR, Unger JW, Elswick Jr RK GJ. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent*. 1995;73(4):364-369.

97. De Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R LJ. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res*. 1994;73(5):1096-1104.
98. Feine JS, Maskawi K, de Grandmont P, Donohue W, Tanguay R, Lund JP. Within-subject Comparisons of Implant-supported Mandibular Prostheses: Evaluation of Masticatory Function. *J Dent Res*. 1994;73(10):1646-1656.
99. Harle TJ, Anderson JD. Patient satisfaction with implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 1993;6(2):153-162.
100. Humphris GM, Healey T, Howell R a, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;10(4):437-444.
101. Krennmair G UC. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2001.
102. Meijer HJA, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; A 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(3):238-244.
103. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. 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. *J Oral Rehabil*. 1999;26(3):195-202. doi:10.1046/j.1365-2842.1999.00369.x
104. Bourgeois D, Nihtila A, Mersel A. Prevalence of caries and edentulousness among 65-74-year-olds in Europe. *Bull World Health Organ*. 1998;76(4):413-417.
105. Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent*. 2002;87(1):5-8.
106. Mojon P, Thomason JM WA. The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):434-440.
107. Petersen PE. 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 Dent Oral Epidemiol.* 2003;31 Suppl 1:3-23.
108. Nalçacı R, Erdemir EO BI. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr.* 2007;45(1):55-64.
 109. Çalikkocaoğlu S. *Tam Protezler*. 5th ed. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2010.
 110. Van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1990;63:307-310.
 111. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent.* 1991;65(5):671-680.
 112. El-Sheikh AM, Hobkirk JA KJ. Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999;7(2):45-50.
 113. Petropoulos VC SW. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002;17(4):526-535.
 114. Turk P, Geckili O, Turk Y, Gunay V, Bilgin T. In Vitro Comparison of the Retentive Properties of Ball and Locator Attachments for Implant Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(5):1106-1113.
 115. Setz J, Hyung S EE. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998;80:323-329.
 116. Watkinson AC. *The Replacement of Attachment-Retained Prosthesis*. Quintessence Int; 1987.
 117. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I-retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent.* 1995;73(4):354-363.
 118. Lehmann KM AF. Studies on the retention forces of snap-on attachments. In: *Quintessence of Dental Technology.* ; 1978:45-48.

119. Maeda Y. Implant Dentistry with New Generation Magnetic Attachments. In: Maeda Y WA, ed. *Criteria for Attachment Selection for Implant Overdenture*. Tokyo: Quintessence; 2005:14-17.
120. Alsabeeha NH, Payne AG SM. Attachment systems for mandibular twoimplant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):429-440.
121. Fromentin O, Picard B TB. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pr Periodont Aesthet Dent*. 1999;11:391-397.
122. Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont*. 1997;10(2):123-130.
123. Doukas O, Michelinakis MG, Smith PW, et al. The Influence of Interimplant Distance and Attachment Type on 2 Implants: 6-Month Fatigue Retention Values. *J Prosthet Dent*. 2008;21(2):152-154.
124. <https://www.zestdent.com/index.php/products/zest-anchors/implant-attachment-systems/locator-implant-attachment-system.html> (Erişim tarihi: 24.05.2019).
125. www.tavdental.com/ (Erişim tarihi: 08.05.2019).
126. Turk P. Alt Çenede İki İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Top Başlı ve Locator Tutucuların Tutuculuk Kuvveti Değerlerinin ve Aşınmalarının İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
127. Chiu LPY, Vitale N Di, Petridis H, McDonald A. The Effect of Different Water Temperatures on Retention Loss and Material Degradation of Locator Attachments. *J Prosthodont*. 2017;26(6):537-544.
128. McKeen LW. *Effect of Temperature and Other Factors on Plastics and Elastomers: Third Edition.*; 2014.
129. Allen RC BR. Moisture-related failure. In: *Engineered Plastics, Engineered Materials Handbook*. 2nd ed. Materials Park, OH, ASM International; 1988:761-769.
130. Alsabeeha NHM, Payne AGT SM. Clinical performance and material properties

- of single-implant overdenture attachment systems. *Int J Prosthodont*. 2011;24:247-254.
131. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H IN. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J*. 2011;30(6):845-853.
 132. Alsabeeha NH, Payne AG, De Silva RK TW. Mandibular single-implant overdentures: Preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(3):330-337.
 133. Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM VA. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont*. 2006;19(3):271-278.
 134. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. 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. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(6):720-726.
 135. Liddelow GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: Preliminary one-year results. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):S126-S137.
 136. Marzola R, Scotti R, Fazi G SG. Immediate loading of two implants supporting a ball attachment-retained mandibular overdenture: A prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(3):136-143.
 137. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont*. 2005;14(1):3-11.
 138. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int*. 2009;40(4):313-319.
 139. Mericske-Stern R. Three dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1998;13:36-43.
 140. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM VA. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review.

- Int J Oral Maxillofac Implant.* 1998;13(4):539-545.
141. Management BU, Mericske-Stern RD, Thomas Taylor patient D, Belser U. Management of the edentulous patient have demonstrated the broad application of non-submerged ITI im. *Clin Oral Impl Res.* 2000;(11):108-125.
 142. Acadmy of prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. The Academy of Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2005;71(1):41-112.
 143. Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil.* 2011;38(11):857-869.
 144. Bilhan H, Geckili O, Sulun T, Bilgin T. A Quality-of-Life Comparison Between Self-Aligning and Ball Attachment Systems for 2-Implant–Retained Mandibular Overdentures. *J Oral Implantol.* 2010;37(sp1):167-173.
 145. Petropoulos VC MF. Comparison of Retention and Strain Energies of Stud Attachments for Implant Overdentures. *J Prosthodont.* 2011;20(4):286-293.
 146. Andreiotelli M, Att W SJ. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(3):195-202.
 147. Preiskel H. Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses. *Quintessence.* 1996:212-232.
 148. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont.* 2004;13(4):214-220.
 149. Trakas T, Michalakis K, Kang K HH. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent.* 2006;15(1):24-34.
 150. Uludag B. *Hassas Tutucular Implant Vakalarında Sorunlar ve Çözümler Implant Destekli Overdenture Uygulamaları ve Tutucu Sistemler.* 1st ed. İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık; 2012.
 151. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):617-623.

152. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont*. 1996;9(4):394-399.
153. El-Dayem MA, Assad AS, Sanad ME MS. Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant Dent*. 2009;18(6):501-511.
154. Zitzmann NU MC. Implant-supported removable overdentures in the edentulous maxilla: clinical and technical aspects. *Int J Prosthodont*. 1999;12(5):385-390.
155. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S RJ. *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology*. 1st ed. New York: Thieme Medical Pub.; 1995.
156. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 1997;78(2):212-217.
157. Mizutani H R V. Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. In: Ai M, Shiau YY editors., ed. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. 1st ed. London: Quintessence Pub. Co.; 2004.
158. Stevens PJ, Fredrickson EJ GM. *Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures*. 2nd ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc.; 2000.
159. https://preat.com/attachment_systems/magnet-attachment-systems/ (Erişim tarihi:15.05.2019).
160. Uludag B PS. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Turkiye Klin J Dent Sci-Special Top*. 2010;1(1):80-86.
161. Langer A. Telescope retainers and their clinical application. *J Prosthet Dent*. 1980;44(5):516-522.
162. Langer Y, Langer A. Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):129-132.
163. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG WH. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):560-569.

164. Heckmann SM, Heckmann JG WH. Clinical outcomes of three Parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(6):566-571.
165. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;13(3):369-376.
166. <https://www.zimmerbiometdental.com> (Erişim tarihi: 20.05.2020).
167. ERA Attachment <https://www.sterngold.com/products/attachments> (Erişim tarihi: 15.05.2019).
168. Porter JA, Jr., Petropoulos VC BJ. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002.
169. <https://www.zestdent.com/catalogsearch/result/?q=ZAAG+ATTACHMENT> (Erişim tarihi: 15.05.2019).
170. Alsiyabi AS, Felton DA CL. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: A clinical report. *J Prosthodont.* 2005;14(3):184-190.
171. Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in Vitro Effect of Different Implant Angulations and Cyclic Dislodgement on the Retentive Properties of an Overdenture Attachment System. *J Prosthet Dent.* 2009;102(3):140-147.
172. Zou D, Wu Y, Huang W, et al. A 3-Year Prospective Clinical Study of Telescopic Crown, Bar, and Locator Attachments for Removable Four Implant-Supported Maxillary Overdentures. *Int J Prosthodont.* 2014;26(6):566-573.
173. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of Divergent Free-standing Implants in the Maxilla. *J Oral Implantol.* 2004;28(3):113-116.
174. Shah K, Yilmaz B, McGlumphy E. Fabrication of a Mandibular Implant-Supported Overdenture with a New Attachment System: A Review of Current Attachment Systems. *Int J Prosthodont.* 2017;30(3):245-247.
175. de With G, Witbreuk PNM. Injection moulding of zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc.* 1993;12(5):343-351.

176. De I, Dantas Mariana Barbosa Câmara De Souza S, De Siqueira Torres Morais Adriana Da H, Porto F, Augusto G, Barbosa S. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Prosthodont Braz Oral Res.* 2014;28(1):1-7.
177. Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(2):174-195.
178. Awad MA, Rashid F, Feine JS, et al. The effect of mandibular 2-implant overdentures on oral health-related quality of life: An international multicentre study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(1):46-51.
179. Hobkirk JA, Wiskott HWA. Ceramics in implant dentistry (Working Group 1). *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):55-57.
180. Thomason JM, Feine J, Exley C, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients - The york consensus statement. *Br Dent J.* 2009;207(4):185-186.
181. Winter W, Meyer Hans-Peter Weber M, Gerhard M, et al. Siegfried Martin Heckmann Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture- of stereolithographic model. *Clin Oral Impl Res.* 2001;12:617-623.
182. Michelinakis G, Barclay CW SP. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont.* 2006;19(5):507-512.
183. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):327-334.
184. Uludag B, Sahin V CG. Fabrication of a maxillary implant-supported overdenture retained by two cemented bars: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2007;97(5):249-251.
185. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007;97(4):229-235.

186. Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1066-1071.
187. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA RE. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010;21(3):696-702.
188. Uludag B, Polat S. Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1509-1513.
189. Cakarar S, Can T, Yaltirik M KC. Complications associated with the ball, bar and locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011.
190. Arat Bilhan S, Bilhan H, Bozdog E, Sunbuloglu E, Baykasoglu C, Kutay O. The influence of the attachment type and implant number supporting mandibular overdentures on stress distribution: An in Vitro study, part i. *Implant Dent.* 2013;22(1):39-48.
191. Thomason JM. The Use of Mandibular Implant-retained Overdentures Improve Patient Satisfaction and Quality of Life. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10(1):61-63.
192. Carlsson GE. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(4):245.
193. Kuoppala R, Näpänkangas R RA. Outcome of implant-supported overdenture treatment--a survey of 58 patients. *Gerodontology.* 2012;29(2):e577-584.
194. Ellis JS, Burawi G, Walls A TJ. Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; Ball attachment and magnets. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(11):1293-1298.
195. Kuoppala R, Näpänkangas R, Raustia A. Quality of Life of Patients Treated With Implant-Supported Mandibular Overdentures Evaluated With the Oral Health Impact Profile (OHIP-14): a Survey of 58 Patients. *J Oral Maxillofac Res.*

- 2015;4(2).
196. Rocuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M MH. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(SUPPL.6):229-237.
 197. Cristache CM, Muntianu LA, Burlibasa M DA. Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):e171-e178.
 198. Engelhardt F, Zeman F, Behr M, Hahmel S. Prosthetic Complications and Maintenance Requirements in Locator-attached Implant-Supported Overdentures: A Retrospective Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2016;24(1):31-35.
 199. Begg T, Geerts GA GJ. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(4):663-671.
 200. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Investig.* 2015;19(4):947-953.
 201. Fakhry A, Tan SC, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW. Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *J Prosthodont.* 2010;19(2):87-94.
 202. Schneider AL. The use of a self-aligning, low-maintenance overdenture attachment. *Dent Today.* 2000;19(4).
 203. Ludwig K, Cretsi X KM. In vitro retention force changes of ball anchor attachments depending on divergences of implants. *Dtsch Zahnarztl Ztg.* 2006;61:142-146.
 204. Shastry T, Anupama N, Shetty S, Nalinakshamma M. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):159.
 205. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties

- of overdenture attachments. *Stomatologija*. 2005;7(4):115-120.
206. Kürkcüoğlu I, Özkir SE, Koroğlu A, Sahin O, Yilmaz B. Effect of denture cleansing solutions on different retentive attachments. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):606-610.
 207. Cornelius RM, McClung WG, Barre P, Esguerra F BJ. Effects of re use and bleach/formaldehyde reprocessing on polysulfone and polyamide hemodialyzers. *ASAIO J*. 2002;48:300-311.
 208. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*. 2004;13(4):221-226.
 209. Setz JM, Wright PS FA. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures—an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2000;13:494-499.
 210. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H OY. Study of retention in attachments for overdenture. (II) O-ring attachment. *J Osaka Univ Dent Sch*. 1980;20:215-226.
 211. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;106(2):131-138.
 212. Choi JW, Bae JH, Jeong CM, Huh JB. Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):628-635.
 213. Rabbani S, Juszczak A, Clark R, Radford D. Investigation of Retentive Force Reduction and Wear of the Locator Attachment System with Different Implant Angulations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(3):556-563.
 214. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*. 2009;102(2):74-80.
 215. Miotto LN, Fais LMG, Ribeiro ALR, Vaz LG. Surface properties of Ti-35Nb-7Zr-5Ta: Effects of long-term immersion in artificial saliva and fluoride solution. *J Prosthet Dent*. 2016;116(1):102-111.

216. Reda K, El-Torky I, EL-Gendy M. In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(4):380.
217. Srinivasan M, Schimmel M, Kobayashi M, et al. Influence of different lubricants on the retentive force of LOCATOR® attachments – an in vitro pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(7):771-775.
218. Bayer S, Keilig L, Kraus D, et al. Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology.* 2011;28(3):221-226.
219. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, et al. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures - Retention force changes. *Gerodontology.* 2009;26(4):268-272.
220. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):884-889.
221. You W, Masri R, Romberg E, Driscoll CF, You T. The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments after multiple pulls: An in vitro study. *J Prosthodont.* 2011;20(6):464-469.
222. Rutkunas V MH. Retentive and stabilizing properties of stud and magnetic attachments retaining mandibular overdenture. An in vitro study. *Stomatol Balt Dent Maxillofac J.* 2004;6:85-90.
223. Abi Nader S, De Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil.* 2011;38(3):157-164.
224. Elsyad MA, Errabti HM, Mustafa AZ. Mandibular Denture Base Deformation with Locator and Ball Attachments of Implant-Retained Overdentures. *J Prosthodont.* 2016;25(8):656-664.
225. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil.* 2007;34(1):41-51.
226. Fu CC, Hsu YT. A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont.* 2009;18(5):388-392.
227. Uludag B, Polat S, Sahin V, Alper Comut A. Effects of Implant Angulations and

- Attachment Configurations on the Retentive Forces of Locator Attachment–Retained Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1053-1057.
228. ELsyad M, Agha N, Habib A. Retention and Stability of Implant-Retained Mandibular Overdentures Using Different Types of Resilient Attachments: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016:1040-1048.
 229. Sia PKS, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. Effect of locator abutment height on the retentive values of pink locator attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017;117(2):283-288.
 230. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni W V. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):515-521.
 231. Nabeel Alsabeeha, Momen Atieh, Michael V. Swain AGTP. Attachment Systems for Mandibular Single-Implant Overdentures: An In Vitro Retention Force Investigation on Different Designs. *int j Prosthodont*. 2011.
 232. Mínguez-Tomás N, Alonso-Pérez-Barquero J, Fernández-Estevan L, Vicente-Escuder Á, Selva-Otaolaurruchi EJ. In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(7):e681-e686.
 233. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G. Resistance to Wear of Four Matrices with Ball Attachments for Implant Overdentures: A Fatigue Study. *J Prosthodont*. 2010;19(8):614-619.
 234. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, De Mattos MD RR. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(12):1314-1319.
 235. Wolf K, Ludwig K, Hartfil H KM. Analysis of retention and wear of ball attachments. (*Quintessence Int*. 2009;40:405-412.
 236. Besimo C, Graber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil*. 1996;23(6):372-378.
 237. Chan MF, Johnston C, Howell RA, Cawood JI. Prosthetic management of the

- atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: a six year review. *Br Dent J*. 1995;179(9):329-337.
238. Alsabeeha N, Swain MV PA. Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: An in vitro retention force investigation on different designs. *Int J Prosthodont*. 2010;23(2):160-166.
239. Hahnel S, Alamanos C, Schneider-Feyrer S, Stöckle M, Rosentritt M. Investigation of Clinical and Laboratory Wear in Locator-Supported, Implant-Retained Overdentures. *Int J Prosthodont*. 2018;31:334-337.
240. Bayer S, Gruner M, Keilig L, et al. Investigation of the wear of prefabricated attachments--an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int*. 2007;38(5):e229-37.
241. Nabeel Humood Alsabeeha, Michael V Swain AGTP. Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *int j Prosthodont*. 2011;24(3).
242. Leblebicioğlu Kurtuluş İ. Farklı Açılarla Yerleştirilen İmplantların Desteklediği Overdenture Protezlerde Kullanılan Ataçmanların in vitro Olarak Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2014.
243. Uçar Özsoy S Ü. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan farklı tutucuların retansiyonlarının değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. 2019.



PATENT HAKKI İZİNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE KULLANILAN FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP LOCATOR TUTUCULARIN AŞINMALARININ VE TUTUCULUK KUVVETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

% **18**

BENZERLİK ENDEKSİ

% **9**

İNTERNET
KAYNAKLARI

% **3**

YAYINLAR

% **15**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

% **8**

2

Submitted to TechKnowledge Turkey

Öğrenci Ödevi

% **3**

3

dent.ege.edu.tr

İnternet Kaynağı

% **2**

4

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

% **1**

5

www.journalagent.com

İnternet Kaynağı

% **1**

6

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

<% **1**

7

www.dent.ege.edu.tr

İnternet Kaynağı

<% **1**

8

Submitted to Dicle University

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Merve	Soyadı	Dede
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	16.05.1988
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	19217220644
Email	merve.dede@gmail.com	Tel	05302419004

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İ.Ü. Dışhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD	2020
Yük.Lis.	Yeditepe Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi	2012
Lisans	Yeditepe Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi	2012
Lise	Ataköy Hasan Polatkan Anadolu Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Doktora Öğrencisi	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2014-2020
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	75	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	İyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Sözlü Sunum:

Dede M, Geçkili O, Ünal F.'Toronto Köprü' Tekniği Kullanılarak Tedavi Edilen Kısmi Dişsiz Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: 3 Yıllık Takip. 22. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi. 19 Ekim 2018

Posterler:

Dede M, Ali W, Geçkili O, Gencil B. An alternative technique for retaining the fractured ball abutments to the existing mandibular overdentures: A Case report. International Symposium on Osteology Monaco. 21-23 Nisan 2016, Monaco

Dede M, Geçkili O, Ünal F. Toronto köprü tekniği kullanılarak kısmi dişsiz üst çenenin dental implantlar ile protetik rehabilitasyonu: Olgu raporu. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi. 5-9 Mart 2018, Erzurum.

Önder Şahin M, **Dede M**, Eyidoğan S, Ünal F. Teleskop tutuculu protez ve All on four tedavi konseptinin kullanılarak tam dişsiz hastanın protetik rehabilitasyonu: Olgu raporu. TDB 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi.4-7 Eylül 2019, İstanbul