

ERCAN YILMAZ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2019

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

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT ÜSTÜ 4 FARKLI ATAŞMANA UYGULANAN
TUTUCU MATERİYALLERİN YORULMA ÖNCESİ VE
SONRASI RETANSİYON DEĞERLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

ERCAN YILMAZ

**DANIŞMAN
PROF.DR.OLCAY ŞAKAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

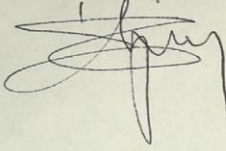
TEZ ONAYI**DOKTORA TEZİ ONAYI**

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ,Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Ercan Yılmaz tarafından Prof.Dr.Olcay Şakar 'ın danışmanlığında hazırlanan "İMLANT ÜSTÜ 4 FARKLI ATAŞMANA UYGULANAN TUTUCU MATERYALLERİN YORULMA ÖNCESİ VE SONRASI RETANSİYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 09 /10/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof.Dr.Tayfun Bilgin

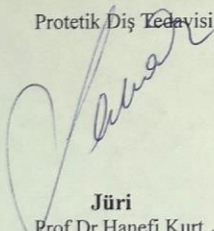
İstanbul Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi/Protetik Diş Tedavisi AD.

**Jüri-Danışman**

Prof.Dr.Olcay Şakar

İstanbul Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi

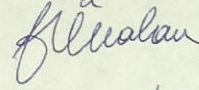
Protetik Diş Tedavisi AD.

**Jüri**

Prof.Dr.Fatma Ünal

İstanbul Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi

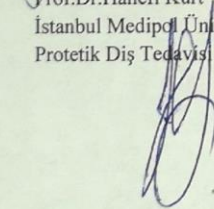
Protetik Diş Tedavisi AD.

**Jüri**

Prof.Dr.Hanefi Kurt

İstanbul Medipol Üni./Diş Hekimliği Fakültesi

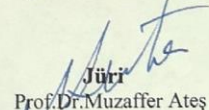
Protetik Diş Tedavisi AD.

**Jüri**

Prof.Dr.Muzaffer Ateş

İstanbul Medipol Üni./Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi AD.



BEYAN**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 çalışmayla 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.

ERCAN YILMAZ



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi birikimini ve tecrübelerini bana aktaran, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim **Prof. Dr. Olcay Şakar'a**,

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

Tezimin her aşamasında yanımda olan abim **Dr. Burç Gencel'e**,

Düşüncelerini, tecrübelerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen **Prof. Dr. Hanefi Kurt, Prof. Dr. Altuğ Çilingir, Doç. Dr. Hakan Bilhan, Doç. Dr. Emre Mumcu'ya**,

Sevgili asistan arkadaşlarım **Dr. Çağatay Dayan, Dt. Ali Yabul, Dr. Çağlar Bilmenoğlu, Dt. Levent Ataşer, Dt. Zeynep Yılmazcan, Dt. Selin Sırık'a**,

Sevgili asistan kardeşim **Dt. Fatih Ayçiçek'e**

Destekleri için kürsü sekreterimiz **Nermin Akyüz'e**, destek ve yardımları için **Cihan Bozpınar ve Mustafa Bacacı'ya**

Çalışmamıza verdikleri destek ve yardımlardan ötürü **Dt. Zafer Kazak'a...**

Beni bu günlere getirmek için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan **eşime ve aileme**,

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.ii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Destekli Tam Protezler.....	3
2.1.1. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantaj ve Dezavantajları.....	6
2.2. İmplant Destekli Tam Protezlerde Planlama.....	7
2.3. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler.....	15
2.3.1. Geleneksel Tutucu Sistemler.....	16
2.3.1.1. Top Başlı Tutucular.....	17
2.3.1.2. Bar Tutucular.....	19
2.3.1.3. Teleskopik Tutucular.....	20
2.3.1.4. Mıknatıs Tutucular.....	20
2.3.2. Yumuşak Astar ve Silikon İçerikli Tutucu Sistemler.....	20
2.3.2.1. Yumuşak Astar Maddeleri.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.2
3.1. Örneklerin Bilgisayarda Dizayn Edilmesi.....	37
3.2. Akrilik Blokların Oluşturulması.....	38
3.3. Bar Tutucunun Hazırlanması.....	42
3.4. Analogların Yerleştirilmesi ve Patriks Parçalarının Hazırlanması.....	45
3.5. Tutucu Materyallerin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi ve Polimerizasyonu.....	46
3.6. Örneklerin Tutuculuk ve Yorma Testlerinin Yapılması.....	52

3.7. İstatistik İnceleme.....	53
4. BULGULAR.....	5HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
5. TARTIŞMA	87
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	87
5.2. Bulguların Tartışılması.....	92
KAYNAKLAR	10106
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	1177
ÖZGEÇMİŞ	118



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Materyal Bilgileri.....	47
Tablo 4-1: Ataşman ve tutucu tipinin retansiyon kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi.....	54
Tablo 4-2: Tutucularda ayrı ayrı ataşman tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	55
Tablo 4-3: Retention.Sil 200 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	58
Tablo 4-4: Retention.Sil 400 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	61
Tablo 4-5: Retention.Sil 600 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	64
Tablo 4-6: Mucopren Soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	67
Tablo 4-7: GC Reline Soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	69
Tablo 4-8: Ataşmanlarda ayrı ayrı tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	72
Tablo 4-9: Top başlı ataşmanında ve O-ring ve Metal Matriks tutucularında başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin grup içi değerlendirilmesi.....	73
Tablo 4-10: Top başlı ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	75
Tablo 4-11: Tisi.snap ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	78
Tablo 4-12: Ataşmanlarda ayrı ayrı tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	80
Tablo 4-13: Hader Bar ataşmanında ve Bar Lastiği tutucusunda başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin grup içi değerlendirilmesi.....	81
Tablo 4-14: Hader Bar ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	83
Tablo 4-15: Dolder Bar ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi.....	85

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1. Overdenture protez tedavi seçeneği (OD-1).....	8
Şekil 2-2. Overdenture protez tedavi seçeneği (OD-2).....	9
Şekil 2-3. Overdenture protez tedavi seçeneği (OD-3).....	10
Şekil 2-4. Overdenture protez tedavi seçeneği (OD-4).....	11
Şekil 2-5. Overdenture protez tedavi seçeneği(OD-5).....	12
Şekil 2-6. Planlama Çizimleri.....	13
Şekil 2-7. İki implant üzeri protez	14
Şekil 2-8. Tek implant üzeri protez	14
Şekil 3-1: Analogların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok.....	37
Şekil 3-2a,b, Tutucu materyaller için dizayn edilen akrilik blok tasarımı.....	37
Şekil 3-2c,d: Tutucu materyaller için dizayn edilen akrilik blok tasarımı.....	38
Şekil 3-3a,b: Büyük hacimli akrilik blok polimerizasyonu için tasarlanıp üretilmiş mufla.....	38
Şekil 3-4a,b,c,d: Mufla içinde akrilik için alçı ve silikon kullanılarak akriliğe yer hazırlanması.....	39
Şekil 3-5a,b: Akrilik likidi ve tozu firmanın önerdiği oranlarda karıştırıldı.....	40
Şekil 3-6a,b: Polimerizasyon için süre ve ısı ayarlı polimerizasyon kazanı kullanıldı...40	
Şekil 3-7a,b: Polimerizasyon sonrası akrilik blok.....	41
Şekil 3-8a,b,c: KİA Uper KiaTurn 21 CNC cihazı.....	41
Şekil 3-9 a, b, c, d: Blokların istenilen ebat ve derinlikte hazırlanmış görüntüsü.....	42
Şekil 3-10a,b: Hader ve dolder bar çubukları.....	43
Şekil 3-11a,b: Barların döküm öncesi modelajı.....	43
Şekil 3-12a,b: Döküm öncesi revetman aşaması.....	44
Şekil 3-13a,b: Döküm cihazı ve ön ısıtma fırını.....	44
Şekil 3-14: Analogların bloğa yerleştirilmesi.....	45
Şekil 3-15: Dolder bar tutucu ile hazırlanmış blok.....	45
Şekil 3-16: Tisi.snap tutuculu hazırlanmış blok.....	45
Şekil 3-17: Hader bar tutucu ile hazırlanmış blok.....	45

Şekil 3-18: Top başlı tutucu ile hazırlanmış blok.....	45
Şekil 3-19 a, b: Blokların standart polimerizasyonu için tasarlanmış parça.....	46
Şekil 3-20: Mucopren Soft (Kettenbach) yumuşak astar materyali.....	48
Şekil 3-21: Gc Reline Soft (GC) yumuşak astar materyali.....	48
Şekil 3-22: Retention.sil (Bredent) tutucu silikon materyali.....	48
Şekil 3-23 a, b: Polimerizasyon öncesi bar tutucu block out işlemi.....	49
Şekil 3-24: Polimerizasyon sonrası sarı teflon tutucu.....	49
Şekil 3-25: Sarı teflon tutucu,o-ring ve metal matriks grupları.....	49
Şekil 3-26: Retention.sil 200 grupları.....	50
Şekil 3-27: Retention.sil 600 grupları.....	50
Şekil 3-28: Retention.sil 400 grupları.....	50
Şekil 3-29: Gc relin soft grupları.....	51
Şekil 3-30: Mucopren soft grupları.....	51
Şekil 3-31: Polimerizasyon sonrası 230 örnek ve tüm gruplar.....	51
Şekil 3-32 a: MTS 322 Test Frame Cihazı.....	52
Şekil 3-32 b: Tutuculuk ölçümleri.....	52
Şekil 3-33 a, b: SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.....	52
Şekil 3-34 a, b: Örnekleri cihaza bağlamak için üretilen ara parçalar.....	53
Şekil 4-1: Retention.Sil 200 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	58
Şekil 4-2: Retention.Sil 400 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	61
Şekil 4-3: Retention.Sil 600 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	64
Şekil 4-4: Mucopren soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	67
Şekil 4-5: GC relin soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	70
Şekil 4-6: Top başlı ataşmanda tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	76
Şekil 4-7: Tisi.snap ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....	78

Şekil 4-8: Hader bar atasmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....83

Şekil 4-9: Dolder bar atasmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik.....86



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

OHIP	Oral Health Impact Profile
N	Newton
Dk	Dakika
PAI	Posterior alan indeksi
CNC	Computer Numerical Control / Bilgisayar Sayımlı Yönetim
OD	Overdenture



İMLANT ÜSTÜ 4 FARKLI ATAŞMANA UYGULANAN TUTUCU MATERYALLERİN YORULMA ÖNCESİ VE SONRASI RETANSİYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI.

ÖZET

Yılmaz E. İmplant üstü 4 farklı ataşmana uygulanan tutucu materyallerin yorulma öncesi ve sonrası retansiyon değerlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2019.

İmplant üstü tam protezlerde top başlı, locator, bar, magnetik ve teleskopik tutucular kullanılmaktadır. Bar ve top başlı ataşmanlar bunların arasında en çok kullanılan ataşman tipleridir. Son zamanlarda silikon esaslı materyaller de implant üstü tam protezlerde matriks materyali olarak kullanılmaya başlanmış ve klinik olarak başarılı sonuçlar elde edildiği ortaya konulmuştur. Bu çalışmanın amacı top başlı, hader /dolder bar ve TiSi.snap patriksler üzerinde silikon esaslı matriks materyallerinin (Retention.Sil 200-400-600 , Mucopren Soft ve GC Reline Soft); ayrıca top başlı patriks üzerinde O-ring ve metal matrikslerin, hader bar üzerinde ise klip tutucunun yorma öncesi ve sonrası tutuculuk değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Patrikslerin yerleştirileceği 2 adet implant analoğu birbirine paralel olacak şekilde polietilen blok içerisine, matriks materyaller ise sıcak akrilikten oluşturulan bloklar içerisine yerleştirilmiştir. Her bir matriks/patriks çifti için 10 örnek hazırlanmış olup, toplam 23 grupta 230 örnek elde edilmiştir. Örneklere SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4 çiğneme simülatörü ile yorma testi uygulanmış, günlük 5 kez takıp-çıkarma değeri referans alınarak, başlangıç, 1. yıl (1825 siklus) ve 2. yıl (3650 siklus) periyodlarında MTS 322 Test Frame cihazı ile tutuculuk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak tüm ataşman sistemlerinde 2. yılın sonunda tutuculuk kaybı olmuştur. Tam protez stabilizasyonu için 5-7 N değerleri referans alındığında; tüm geleneksel matriks materyalleri, Tisi.Snap / bar patriksler ile tüm silikon esaslı matriks materyaller (TiSi.snap/Retention.sil 200 2. yıl ölçümü hariç), top başlı patriks ile ise sadece Retention.sil 600 matriks materyali bütün ölçüm parametrelerinde referans değerlerinde tutuculuk göstermişlerdir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, yumuşak astar maddeleri, implant destekli tam protezler, vinilpolisiloksan, ataşman sistemleri

ABSTRACT

Yılmaz E. Comparison of retention forces, before and after aging, between matrix materials applied over 4 different implant overdenture attachments.. Istanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. PhD. Thesis. Istanbul. 2019.

Ball, Locator, bar, magnetic and telescopic attachments are used with implant overdentures. Bar and ball types are the most frequently used attachments among them. Recently, silicon based materials have been utilised as matrix material and reported as delivering clinically successful results.

The aim of this study was to compare the retention forces of silicon matrix materials (Retention.sil 200/400/600, Mucopren Soft, GC Reline Soft) on ball, TiSi Snap, Hader/Dolder bar patrices along with o-ring and metal matixes to ball patrices and clip retainers to Hader bar before and after aging.

Patrices were attached to two parallel implant analogues embedded in a polyethylene block and matrix materials and parts were placed in heat polymerised acrylic blocks. A total of 230 samples were fabricated for 23 groups as 10 samples for each matrix/patrix assembly. Samples were subjected to fatigue test on an SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4. As 5 insertion/removals were regarded as daily reference initial, 1st year (1825cycles) and 2nd year (3650cycles) retention forces were measured with an MTS 322 Test Frame machine.

Eventually, all attachment systems showed loss of retention force after two years. When 5-7N of retention force is taken as reference for the stabilization of overdentures; all conventional matrix materials, TiSi Snap / bar patrices with all silicone based materials (except for the 2nd year measurement of TiSi.snap/Retention.sil 200), while ball patrix only with retention.sil 600 have shown retention at reference level in all measured parameters.

Keywords: Implant, soft liner, overdenture, vinylpolysiloxane, attachment systems

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam protezler, sert ve yumuşak dokunun protetik rehabilitasyonunda uzun yıllardır kullanılmaktadır. İmplant uygulamalarının diş hekimliğinde yaygınlaşmasıyla beraber implant destekli tam protezlerin tedavi planlamalarında rolü önem kazanmıştır. Geçmişten günümüze konuyla ilgili gerçekleştirilen birçok bilimsel araştırmada implant destekli tam protezler, geleneksel tam protezlere göre, çiğneme performansı ve hasta memnuniyeti açısından daha üstün bulunmuştur. Çalışmalar, alt çene tam dişsizlik vakalarında 2 implant destekli tam protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmesi gerektiğini bildirmişlerdir (11,13,39,55,113).

İmplant destekli tam protezlerde kullanılmak üzere çeşitli tasarımlara sahip farklı tutucu tipleri klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Top başlı ve bar tutucular alt iki implant destekli tam protezlerde en sık kullanılan tutucu çeşitleridir. Bunların yanı sıra son zamanlarda silikon esaslı materyaller de implant üstü tam protezlerde matriks materyali olarak kullanılmaya başlanmış ve klinik olarak başarılı sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (31,74,96,114,126).

Matriks materyali olarak silikon esaslı protez astar maddelerini in-vivo şartlarda araştıran **Gibreel M. ve ark.**, kanin ve 1.azı bölgesine yerleştirilen implantları bar destekli protez ile tamamlamış; protezleri yumuşak astar ve bar klip kullanılarak bağlamıştır. 2.hafta, 6.ay ve 12.ay klinik muayenesinde plak skoru, kanama skoru, sondalama derinliği ve implant stabilitesi parametreleri açısından protezler değerlendirilmiş ve silikon esaslı yumuşak astar matriks materyali kullanılan vakalardaki skorların bar-klip ataşman kullanılan kişilere göre anlamlı olarak daha düşük seyrettiği belirtilmiştir (47). **Elsyad MA. ve ark.**'nın 2010-2017 yılları arasında alt üst tam dişsiz bir hasta grubu üzerinde yapmış oldukları randomize-kontrollü klinik çalışmalarda, bar ataşman patriks ile yumuşak astar veya klip matriks kullanılarak hazırladıkları alt 2 implant destekli tam protezlerle çeşitli klinik kriterleri değerlendirmişlerdir. İmplant çevresi yumuşak dokuların sağlığı, protetik komplikasyonlar ve radyografik inceleme ana başlıkları altında birçok parametrenin incelendiği çalışmada, belirlenen kriterlerin büyük çoğunluğunda yumuşak astar

materyalinin klip matrikse göre üstünlüğü ortaya konmuş, implant üstü bar destekli tam protez vakalarında kullanımı tavsiye edilmiştir (29,31,32,33).

Silikon esaslı matriks materyallerini **Sudarat Kiat-Amnuay ve ark.** in-vitro şartlarda değerlendirmiş, dişsiz alt çene üzerine 4 implant uygulanmış ve bar ataşman modeli oluşturmuşlardır. Bu model üzerinde bir akrilik kaide oluşturarak içerisine 5 farklı yumuşak astar materyali yerleştirmiş ve yorma sonrası tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin bar ataşman ile yorma sonrasında yeterli tutuculuk gösterdiğini bildirmişlerdir (56). **Kubo K. ve ark.** ise 9 farklı silikon içerikli yumuşak astar materyalini içeren kaideyi alveol kretini taklit eden epoksi rezinden yapılmış ve top başlı patriks ataşmanın yerleştirildiği modelle birleştirmişlerdir. Araştırmada silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin mekanik özelliklerini, ataşmanlar üzerindeki başlangıç tutuculuklarını ve zamanla tutuculuk kuvvetindeki azalmayı incelemişlerdir. Materyal sertliğinin ilk tutuculuk kuvvetinde etkili olduğunu ve protez yerleştirilirken oluşan baskıdaki gerilimin tutuculuk kuvvetini azalttığını bildirmişlerdir (60). **Schweyen ve ark.** hasta başında uygulanabilen vinil polisiloksan yapısındaki tutucu silikon materyalini değerlendirmişlerdir ve patriks olarak bu materyal için üretilen Tisi.snap ataşmanını kullanılmıştır. Çalışmada tutuculuk kuvveti değerlendirilirken termal test, açılabilir implant ve farklı dezenfeksiyon maddeleri parametreleri de eklenerek tutuculuk üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Kontrol grubu olan Locator ataşmanda anlamlı olarak tutuculuk kaybı yaşanırken, silikon grubunda anlamlı tutuculuk kaybı yaşanmamıştır. Silikon materyalin yeterli tutuculuk göstermesinden ötürü Locator ataşmana alternatif bir tutucu olabileceğini bildirmişlerdir (96).

Mevcut bilgiler ışığında; in-vivo çalışmalarda, protez komplikasyonlarının az görülmesi, implant ve implant çevresi dokularda elde edilen pozitif sonuçlar, silikon esaslı matriks materyallerinin klinikte kullanımını cazip hale getirmektedir. Ancak bu konuyla ilgili yeterince in-vitro çalışma yapılmamış olup, değişik vinilpolisiloksan matriks materyallerinin ve farklı ataşman sistemleriyle karşılaştırılması gerçekleştirilmemiştir. Bu tez konusunun amacı; çeşitli vinilpolisiloksan esaslı matriks materyalleri ile geleneksel olarak kullanılan matriks materyallerinin, Tisi.snap, top başlı ve bar patriks sistemleri üzerinde yorulma öncesi ve sonrası tutuculuklarının in-vitro olarak karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.İmplant Destekli Tam Protezler

Tam dişsizliğin rehabilitasyonu yıllardır geleneksel olarak tam protezler ile yapılmaktadır. Tam protezler, alt-üst çenede tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda uygulanan; hastaların fonksiyon, estetik ve fonasyonunu düzeltmek amacıyla kullanılan protezlerdir. Protetik tedavileri sonrasında bu hastaların iyi bir görünüme, sosyal ve fonksiyonel konfora sahip oldukları; insan ilişkilerinin olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir (7,8,35,46,116).

Klasik tam protezler destek ve retansiyonlarını mukoza ve alveol kemiğinden elde etmektedirler. Genellikle hastalar üst protezlerini başarıyla kullanabilirken; alt protezlerin mobilitesinden dolayı çiğneme fonksiyonlarını yapmakta güçlük çekmektedirler. Bu durum hastaları psikolojik ve sosyal yönden de olumsuz etkilemekte dolayısıyla tam protezlere adaptasyonları da zor olmaktadır. Özellikle sert besinleri öğütemediklerinden şikâyetçi olmaları sonucunda da tam protez kullananların doğal dişli bireylere göre beslenme alışkanlıklarını sağlıklı bir şekilde değiştirdikleri ortaya konmuştur. Sonuç olarak tam dişsiz hastaların yaşam kalitesinin dişli hastalara göre daha düşük olduğu bildirilmiştir (55).

Protez terimleri sözlüğüne göre; bir veya birden fazla doğal diş , kök ve /veya dental implantlar üzerinden destek alan ve onları kaplayan hareketli protezlere overdenture protezler denilmektedir. Diğer bir tanımda ise; doğal diş , kök ve /veya dental implantların üzerini kaplayan ve kısmen onlar tarafından taşınan dental protezler olarak tanımlanmıştır (111).

Tezimizde yukarıda “overdenture” olarak tanımlanan protezler konumuz doğrultusunda “implant destekli tam protezler” olarak tanımlanmış ve kullanılmıştır.

Tam dişsizlik vakaları için 2002 yılında Kanada’nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda “McGill Uzlaşısı” olarak bilinen ortak bir görüş üzerinde tartışılmış ve tam dişsiz hastalarda alt tam protezlerin iki adet kemik içi implantla desteklenmesinin ilk tedavi alternatifi olarak önerilmesi gerektiği belirtilmiştir (39). Bu konsensüs 2009 yılında “McGill ve York Uzlaşısı” olarak güncellenmiştir. Bu çerçevede artık alt iki implant üstü tam protezlerin geleneksel protezlere göre hasta

memnuniyeti ve yaşam kalitesi olarak önemli derecede üstün olduğu; bununda bir çok randomize klinik araştırmalarla desteklendiği belirtilmiştir. Alt çenede iki implantın altın standart olmasa bile performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinik zaman açısından minimum standart olması gerektiğine değinilmiştir (113).

Tam protez hastalarında sağlanan başarının değerlendirilmesinde genellikle hasta memnuniyetini ve çiğneme fonksiyonlarını değerlendiren testlerden yararlanılmaktadır. İmplant destekli tam protezlerle geleneksel tam protezlerin karşılaştırıldığı araştırmaların sonuçları incelendiğinde; implant destekli protez kullananların fonksiyonel anlamda daha memnuniyet verici sonuçları olduğu bildirilmiştir. Geleneksel tam protezlerine adaptasyon sorunu gösteren alt tam dişsiz hastaların iki implant destekli protezlerle stabilize ve retansiyon yönünden memnuniyetlerinin arttığı ortaya konulmuştur (11,13,91).

İmplant destekli alt tam protezlerin karşılaştırmalarının yapıldığı bir derlemede; değerlendirme kriterlerinin standardizasyonunun hasta memnuniyeti, peri-implanter yumuşak dokuların durumu, protetik değerlendirme ve implant sağ kalımı gibi başlıklar altında yapıldığı belirtilmiştir (58). Bu bağlamda yapılan bir derleme alt çenede iki ve dört implant yapılan hastaların dişsiz hastalara göre birçok yönden kazanımlarını belirtirken; değerlendirme kriterleri genişletildiğinde dört implantlı seçeneğin iki implanta göre üstünlüklerinden bahsedilmiştir (25). Buna karşın implant sayısının alt çene implant destekli tam protezlerdeki sonuçlarını karşılaştıran bir derlemede; implant sağ kalım, protetik onarım ve komplikasyon, hasta memnuniyeti açısından değerlendirme yapılmış ve sayı ile sağ kalım arasında direkt bir bağlantı kurulamamakla beraber tüm sayılarda iyi sağ kalım oranı sağlandığı belirtilmiştir. Aynı şekilde hasta memnuniyeti ve protetik komplikasyonlar açısından da sayıyla direkt bir bağlantı kurulamamıştır (66).

Ataşman sisteminin alt çene implant üstü tam protezlerdeki sonuçlarını karşılaştıran bir derlemede; implant sağ kalım, protetik onarım ve komplikasyon, hasta memnuniyeti açısından değerlendirme yapılmıştır. Tüm ataşman sistemlerinde yüksek sağ kalım oranı tespit edilmiştir. Aynı şekilde hasta memnuniyeti açısından olumlu sonuçlar elde edilmiş ve ataşmandan bağımsız bulunmuştur. Protetik onarım ve komplikasyonlar her ataşman türünde farklılık göstermiş ve en çok komplikasyonun magnetik tutucularda yaşandığı belirtilmiştir (57).

Hasta memnuniyetini değerlendiren bir derlemede; OHIP (Oral Health Impact Profile) sorularıyla klasik tam protez ve implant destekli alt tam protez kullanan hastalar değerlendirilmiştir. Çalışmada birçok açıdan karşılaştırmalar yapılmış ve toplam memnuniyet değerlerinde implant destekli protezler anlamlı şekilde üstün bulunmuştur. Değerlendirme kriterleri özelinde sadece fiziksel ağrıda (implant ameliyatı sonrası oluşan ağrı nedeniyle) tam protezler memnuniyet değeri yüksek bulunmuştur (102). Benzer bir derlemede implant destekli tam protezin klasik tam proteze göre çiğneme performansını arttırma, ısırma kuvveti, beslenme ve hasta memnuniyeti gibi kriterler bakımından üstünlüğü bildirilmiştir (13). Yine OHIP-14 ile yapılan yaşam kalitesi değerlendirmesinde implant destekli alt protez kullanan hastaların memnuniyetleri daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca yaşlı hastalar her iki cinsiyette de genç hastalara nazaran daha memnun olmuşlardır. İmplant bağlantı türü ve implant sayısının yaşam kalitesine anlamlı bir fark oluşturmadığı bildirilmiştir (62).

Klinik çalışmalar, derlemeler ve konsensus raporları, silindirik titanyum implantların anterior mandibulada yüksek başarı ve düşük komplikasyon düzeyi ile uygulanabildiğini göstermiştir. Ayrıca implantların, anterior mandibuladaki kret rezorpsiyonunu azalttığı gösterilmiştir (40). Konuyla ilgili yapılan bir derlemede gerek hasta memnuniyetini arttıran unsurlar açısından; gerekse alveoler kemik rezorpsiyonunu azaltması bakımından dişsiz alt çenelerde iki implant uygulamasının faydaları belirtilmiştir. Bunun yanı sıra alt çene orta hatta tek implant uygulamasının umut verici sonuçlarının olduğunu fakat uzun dönem çalışmalarının henüz olmadığı vurgulanmıştır (20).

İmplant destekli protezler sıklıkla ekonomik nedenden dolayı tercih edilememektedir. En azından iki implant üstü hareketli protezle, özellikle fonasyon ve fonksiyon gibi kabiliyetlerde iyileşme kaydedilerek hastanın yaşam kalitesinin arttırılması sağlanabilir. Bu nedenle, implant üstü hareketli protezler, özellikle alt çenede, tam dişsiz hastalarda protezlerden kaynaklanan problemleri ortadan kaldıracı için rutin bir tedavi haline getirilebilir (41). İmplant destekli tam protezler üzerine yapılan çalışmalar sonucunda bu protezlerin daha stabil olduğu, hastaların çiğneme kapasitelerini arttırdığı belirtilmiştir (87). Beş yıllık başarı oranlarının %94 ve %100 arasında olduğu bildirilmiştir (53,69).

Burns, alt çene implant üstü tam protezlerle ilgili sağlanan fikir birliğini şu şekilde özetler:

1. Geleneksel hareketli protez tedavisinde retansiyon ve stabilite problemleri olumsuz etki oluşturmaktadır.
2. Alt çene ön bölgede implantlarla sağlanan başarı genellikle mükemmeldir.
3. İmplantlar, alt çene implant destekli tam protezlerin tedavisinde kullanıldığında geleneksel protezlere göre birçok avantaj sağlamaktadır.
4. Alt çene ön bölgedeki implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır.
5. Alt çene implant üstü protezlere karşı oluşan implant çevresi yumuşak doku ve kemik dokuların cevabının olumlu olması, bu tedavinin uygunluğunu kanıtlamıştır.
6. Tedavi komplikasyonlarından ilk bir yıl için endişe edilmektedir.
7. Komplikasyonlar açısından hastaların düzenli kontrolleri ve uzun süre takibi gerekmektedir.
8. Hasta memnuniyeti geleneksel protezlerle karşılaştırıldığında anlamlı bir artış göstermektedir (17).

2.1.1. İmplant Destekli Tam Protezlerin Avantaj ve Dezavantajları

İmplant destekli tam protezlerine genel olarak bakıldığında avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Misch bunları genel olarak değerlendirmiş ve aşağıdaki gibi sıralamıştır (74);

Avantajları şu şekilde özetlenebilir:

- a. Anterior bölgede kemik kaybının önlenmesi.
- b. Estetiğin artması.
- c. Stabilizasyonun artması (Protezin hareketleri azalır veya tamamen ortadan kalkar).
- d. Sentrik ilişki tespitinde tekrarlanabilirliğin geliştirilmesi.
- e. Yumuşak doku vuruklarında azalma.

- f. Çiğneme etkinliği ve kuvvetinde artış.
- g. Oklüzal performansta artış.
- h. Tutuculuğun artması.
- i. Daha iyi destek.
- j. Daha düzgün fonetik.
- k. Protez hacminde azalma (damak tarafındaki uzantının elimine edilmesi).

İmplant destekli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri de şu şekilde sıralanabilir (74):

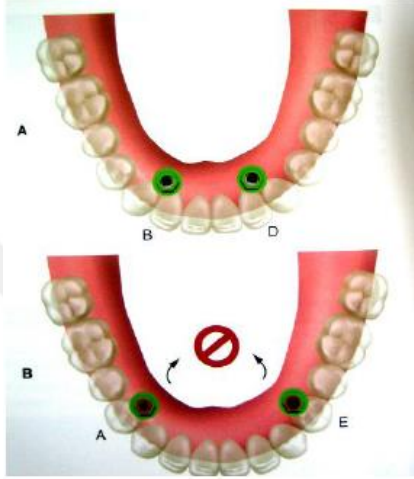
1. İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha az kemik grefti kullanımı).
2. Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
3. Yumuşak dokulara etkileri (periimplant dokularda daha kolay sondalama yapılabilmesi ve bu dokuların daha hijyenik olması).
4. İmplantlara gelen yüklerde azalma (nokturnal parafonksiyonu olan bireylerde protezlerin gece çıkartılabilmesi ve yumuşak dokuların oklüzal kuvvetleri paylaşması).
5. Cerrahi, protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.
6. Sabit restorasyon tamamlanana kadar geçici restorasyon olarak kullanılabilmesi.

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajları ise şu şekilde özetlenebilir (74):

- a. Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- b. İmplant ataşman yüksekliği için mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- c. Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi vb.).
- d. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- e. Protezin altına gıda kaçması.
- f. Protezin hareket etmesi.

2.2. İmplant Destekli Tam Protezlerde Planlama

Tam dişsiz hastalarda implant destekli mandibular overdenture protez için beş tedavi seçeneği mevcuttur. Alt tam protez tedavi seçeneği 1 (OD-1), bağımsız 2 implanttan oluşur. Lokalizasyonu için B ve D pozisyonu en idealidir. Fonksiyon esnasındaki rotasyonu sınırlamaktadır. A ve E pozisyonundaki implantlar restorasyonun daha fazla rotasyonuna neden olur (Şekil2-1) (74).



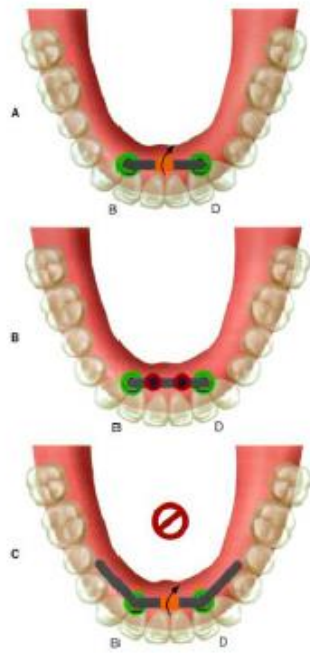
Şekil 2-1.OD-1.(lit.74'ten alınmıştır)

OD-1 hasta seçim kriteri:

1. Anatomik koşullar mükemmel yakındır.
2. Posterior sırt formu ters U şeklinde olmalıdır.
3. Hastanın istekleri ve gereksinimleri minimal düzeydedir, önceliği tutuculuk eksikliğiyle ilgilidir.
4. Maliyet öncelikli etkindir.
5. Hijyen durumu iyidir.
6. Ark formu daralan şekilde olan vakalarda.
7. 3 yıl içerisinde ek implantların yerleştirilebileceği vakalar tercih edilmelidir (74).

Overdenture protez tedavi seçeneği 2 (OD-2) OD-1 den daha sıklıkla tercih edilir. İmplantlar B ve D lokalizasyonlarında pozisyonlandırılır ve distal kantilever olmaksızın üst yapılarla birbirlerine splintlenir (74). Bar dizaynı ataşmanların pozisyonunu orta hattan eşit uzaklıkta, birbirine paralel, aynı oklüzal yükseklikte, benzer açıyla ve ek tutunmayı da sağlayacak şekilde olmalıdır (74,78).

OD-2 de B ve D pozisyonuna implantlar yerleştirilir ve implantlar barla bağlanır. Bara kantilever yapılmaz. Protezin hareketi azalır, bar ve implantlar üzerine daha fazla kuvvet gelir. Ataşmanlar O-ring veya Hader Klip gibi bar üzerine eklenebilir. Ataşmanlar aynı yükseklikte ve orta hatta eşit uzaklıkta yerleştirilmelidir (Şekil 2-2) (74).



Şekil 2-2. OD-2 .(lit.74'ten alınmıştır)

OD-2 tedavisi için hasta seçimi kriterleri şu şekildedir:

1. Anatomik koşullar mükemmel yakındır.

2. Posterior sırt formu ters U şeklinde olmalıdır.

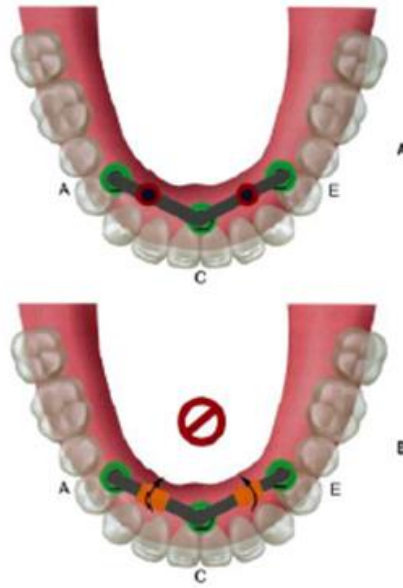
3. Hastanın istekleri ve gereksinimleri minimal düzeydedir, önceliği tutuculuk eksikliğiyle ilgilidir.

4. Hastaya yeni protezin ve barın ücretini karşılayabilmelidir.

5. Hastaya üç yıldan kısa bir sürede ek implantların yerleştirilmeyeceği vakalar.

OD-2, bağımsız OD-1 tedavi yaklaşımından daha güvenlidir. OD-2 tedavinin OD-1 ile kıyaslandığında bazı dezavantajları vardır. Bunlar hiperplazi, bar altında fazla gıda birikimi ve retantif elemanların (klips gibi) daha pahalı olmasıdır.

Alt tam protez protez tedavi seçeneği 3 (OD-3)' de A, C, ve E pozisyonundaki implantlar bir barla splintlenir. Ataşmanlar protezin distal bölümünün hareketine izin verecek şekilde pozisyonlandırılır. Bağılantısız iki hader klip bu harekete izin vermeyecektir (Şekil 2-3) (74).



Şekil 2-3. OD-3 .(lit.74'ten alınmıştır)

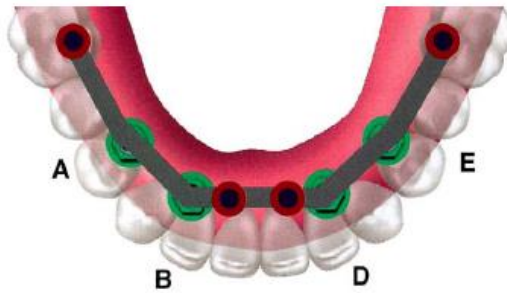
Hasta seçim kriterleri (OD-3):

1. Genellikle ilk seçenektir.
2. Hasta gereksinimleri ve istekleri değerlendirilir.

2. Gelişmiş destek, retansiyon ve stabilite sağlar.

3. Maliyetin orta dereceli bir faktör olması; hasta yeni protezin ve bağlayıcı barın ücretini karşılayabilir. Anatomik koşullar mükemmele yakındır. Posterior sırt formu tersine U şeklindedir.

Overdenture protez tedavi seçeneği 4 (OD-4) de A, B, D ve E pozisyonlarına 4 implant yerleştirilir. İmplantlar 10 mm' ye kadar distal kantilever uygulamasına izin verir (Şekil 2-4) (74).

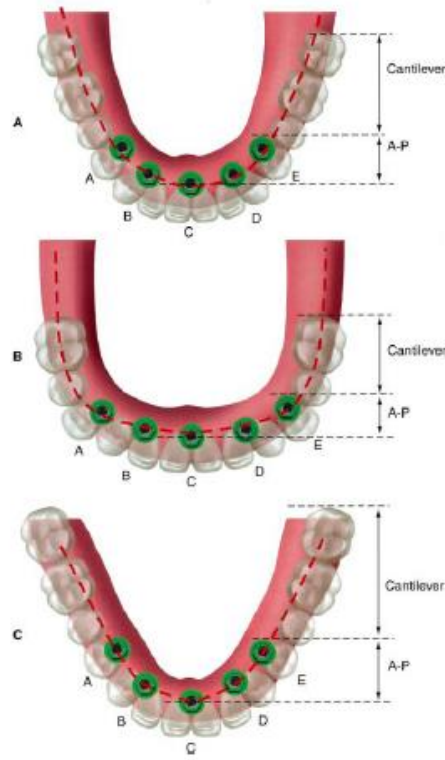


Şekil 2-4. OD-4. (lit.74'ten alınmıştır)

Hasta seçim kriteri (OD-4)

1. Zayıf posterior anatominin giderilmesi.
2. Retansiyon ve stabilitenin olmaması.
3. Yumuşak doku vuruqları.
4. Konuşmada zorluk olması.
5. Hasta beklentisinin yüksek olması. (74)

Overdenture protez tedavi seçeneği 5 (OD-5) de, A, B, C, D ve E bölgelerine beş implant yerleştirilir. Üst yapı eğer stres faktörleri azsa ortalama 15 mm uzunluğunda kantilever yapılır ve birinci molar bölgesinin altına yerleştirilir (Şekil 2-5). Eğer stres faktörleri istenen durumda değilse, kantilever küçültülür. Stresler kantilever uzunluğuyla artar ve bu uzunluk, kuvvet faktörleri ile mevcut anatomi dikkate alınarak planlanmalıdır (36,68,74).



Şekil 2-5. OD-5.(lit.74'ten alınmıştır.)

Hasta seçim kriterleri (OD-5):

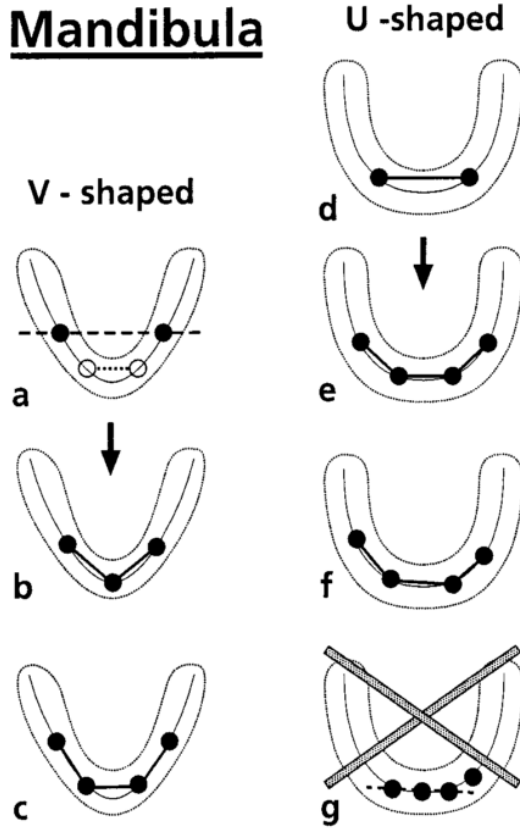
1. Geleneksel protezleriyle ilgili şiddetli problem olması.
2. İstek ve gereksinimlerinde ısrarcı olması.
3. Protezin boyutunun azaltmaya ihtiyaç olması.
4. Geleneksel protez kullanımında başarısız olunması.
5. Posterior kemik kaybının azaltılması.
6. Tam protezler için istenmeyen anatomik yapının olması.
7. Fonksiyon ve stabilite ile ilgili problemlerinin olması.
8. Posterioriorda ağırlı bölge olması (74).

Tam dişsiz üst çene için de iki tane tedavi seçeneği belirtilmiştir. Bunlar;

1. İlk tedavi seçeneğinde en az 3 tanesi ön bölgede olmak koşuluyla 4-6 adet implant uygulanmasıdır. İmplant sayısı ve lokasyonu daha önemli olmakla birlikte; kullanılan implantların minimum 9 mm boy ve 3.5 mm çap özelliklerine sahip olmalıdır. Anahtar implantlar kaninler bölgesinde olmalıdır. Diğer implantlar kemik uygunluğuna göre pozisyonlandırılır. Bu implantlar bar ile birbirine splintlenmelidir.

2. Diğer seçenekte 7-10 adet implant uygulaması planlanmaktadır. Anahtar implantlar kanin ve 1.molar dişin distal kökü hizasında olmalıdır. İmplantların bar ile sabitlenmesi gerekmektedir. İleri derece kemik rezorpsiyonları nedeniyle sabit protezin mümkün olmadığı durumlarda kullanılabilir (76).

Mericske-Stern RD. ve ark. 2000 yılında yapmış oldukları çalışmada dişsiz alt çene için planlama seçeneklerinde intraforaminal bölgede 2, 3 ve 4 implantlı planlama seçenekleri belirtmişlerdir. Bu tedavi seçeneklerinde kret şekli implant sayısı ve yeri konusunda belirleyici olmuştur (Şekil 2-6) (70).



Şekil 2-6. Planlama Çizimleri (lit.70'ten alınmıştır)

Kret uzunluğunun fazla olması ve implant boylarının yeterince uzun yapılamaması halinde implant sayısının artırılması gerekliliğinden bahsedilmiştir. Kret şekli ve dilin konumu göz önüne alındığında, V kret formunda bar ataşmanın dile engel olabileceğine değinil

miştir. İmplantların anteriorda konumlandığı uzun kretlerde; protezin implant üzerinde devrilme kuvvetine maruz kalabileceğinden ataşman olarak bar tercih edilebileceğini bildirilmiştir (70).

Bu planlamalar dışında orta hatta tek implant uygulamasıda son dönemde planlama seçenekleri arasına girmiş ve diğer seçeneklerle beraber değerlendirilmeye başlanmıştır. Bhat S. ve ark. yapmış oldukları çalışmalarda orta hatta uygulanacak tek implantın hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi açısından geleneksel protezlerden iyi olduğunu bildirmişlerdir. Çiğneme kuvvetleri açısından tek implant ile iki implant arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (10). Tavakolizadeh S. ve ark yapmış olduğu çalışmada tam dişsiz hastalara tek ve iki implant uygulayarak karşılaştırmışlardır. Her iki grupta hasta memnuniyeti artarken tek ve iki implant arasında hasta memnuniyeti açısından anlamlı farklılık bulunamamıştır (110).



Şekil 2-7.İki implant üzeri protez
(lit.110'dan alınmıştır.)



Şekil 2-8. Tek implant üzeri protez
(lit.110'dan alınmıştır.)

2.3.İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler

İmplant destekli tam protezlerdeki tutucu tipine karar verme konusunda dikkat edilmesi gereken birçok kriter vardır. Kullanılan sistemdeki implant dayanağı ve tutucu çeşitlerinin özellikleri hekim tarafından bilinmeli ve tutucu seçimi bu kriterlerle beraber hastaya göre yapılmalıdır (99).

Genel olarak dikkat edilmesi gerekenleri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz;

- Hastanın kavis şekli ve gereken retansiyon miktarı.
- Hastanın ağız hijyeni ve alışkanlığı.
- Hastanın maddi durumu.
- İmplantlar arası mesafe.
- Hekimin klinik deneyimi.
- Hastanın protezden beklentisi.
- Ağız içinin anatomik durumu (kemik miktarı, karşıt arkin durumu, çeneler arası mesafe vs.) (99,114).

Tutuculuk kuvveti protezin giriş yolu boyunca yerinden çıkmasını engelleyen kuvvet olarak tanımlanmaktadır (111). Bu kuvvet hastaların protezlerinde yeterli tutuculuk sağlayabilmeli ve kolaylıkla takılıp çıkarabileceği şekilde olmalıdır. Tutucu sistemlerin seçiminde implant sayısı, tutucu boyutu ve dizaynı, malzeme seçimi gibi tutuculuk kuvvetini etkileyen durumların da değerlendirilmesi gerekmektedir. Hekim hasta beklentileri ve protetik kriterleri de göz önünde bulundurarak tutucu seçimine karar vermelidir. Malzeme açısından bakıldığında, ataşmanın uzun süreli yeterli tutuculuk kuvveti sağlaması beklenmektedir. Klinik olarak polimerik ve metalik tutucular sıklıkla tercih edilmektedir. Genel olarak polimerik tutuculuk kuvveti metalik tutuculuk kuvvetine göre daha azdır (43,45).

Hastalar tarafından istenen uzun süreli ve yeterli tutuculuktur. Bu bağlamda yapılan çalışmalarda implant destekli tam protezler için tutuculuk kuvvetleri ve hasta memnuniyeti için çeşitli değerlerden bahsedilmiştir. Genel olarak uygulanan ataşmanlar üzerine yapılan çalışmalarda, 1-85 Newton(N) arasında değişen tutuculuk değerleri

belirtilmiştir (26). Protez stabilizasyonu için 5-7 N kuvvetin yeterli olacağı bildirilmiştir (67,84). Hasta memnuniyeti açısından bakıldığında 8-20 N tutuculuk değerinin gerekliliği bildirilmiştir (90,119). Başka bir çalışmada yine 20 N tutuculuk kuvvetinin yeterli olabileceği vurgulanmıştır (98).

İmplant sayısı açısından değerlendirildiğinde, sayının artmasının tutuculuk kuvvetini arttığı yönünde yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (90). Yine bu bağlamda hasta memnuniyeti açısından implant sayısının çok az farklılık ya da farklılık teşkil etmediğini belirten araştırmalar da mevcuttur (71,123).

Bu bilgiler ışığında bakıldığında hasta memnuniyeti ve uzun süreli kullanım açısından hekimlerin malzeme özelliklerini bilmeleri; implant sayısı ile mevcut tutucu arasındaki tutuculuk miktarını uygun şekilde ayarlayabilmeleri gerekmektedir.

2.3.1. Geleneksel Tutucu Sistemler

İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu türleri çok çeşitlilik göstermektedir. Ataşman sistemleri splintlenmemiş (ball (top başlı veya çivi başlı tutucular olarak bilinen), magnetik ve teleskobik ataşmanlar) ve splintlenmiş tutucular (bar) şeklinde genel olarak iki grupta toplanmaktadır (51,85,114,126). Son dönemde bu tutuculara ilave olarak silikon içerikli tutucu materyaller üretilmiş (Retention.sil/Bredent) ve hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Bununla birlikte yıllardır yumuşak astar materyali olarak kullanılan ürünler de silikon tutucularla benzer sertlik özellikleri taşıdıkları için klinisyenler tarafından standart tutucular yerine tercih edilmeye başlanmıştır (31,34,96).

Tutucu sistemlerin seçimi konusunda yapılacak protezin türü, kret şekli, ağız hijyeni, implant yeri ve sayısı gibi faktörler etkili olmaktadır. Ayrıca bu noktada tutucunun esnekliği de yükün iletimi açısından önemlidir (99).

Tutucu sistemler esneklik düzeylerine göre aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır:

1.Rijit, esnek olmayan tutucular

İmplant dayanağı ile implant arasında hiçbir hareketin olmadığı, tüm çiğneme kuvvetlerinin implantlara iletildiği tutucu tipidir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implantların varlığında tercih edilebilirler.

2.Kısıtlı dikey esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucularda kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından geriye kalanı implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece yukarı aşağı hareket edebilir.

3.Mentese esnekliğine sahip (hinge resilient) tutucular

Kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, diğer kısmı implantlar tarafından karşılanır. Mentese esnekliğine sahip tutucuların kullanıldığı protezlerde, çiğneme kuvvetleri tutucular ve alveol kretinin arka tarafı, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi posterior kısımlar tarafından bölüşülür.

4.Kombinasyon esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular sınırsız mentese ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır.

5.Döner (rotasyon) esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular dikey mentese hareketi ve rotasyon hareketlerine izin verirler. Hareketlerin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75-85 oranında azalır.

6.Üniversal esnek tutucular

Bu tip tutucularda her türlü harekete izin verilir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar (99).

2.3.1.1. Top Başlı Tutucular

Protezin stabilite ve desteği öncelikle alt çenenin anatomisi ve protez tasarımından sağlanır. Tutucu mekanizmaların amacı retansiyonu arttırmaktır fakat harekete izin vermesi sebebiyle zayıf destek sağlamaktadır (77).

Top başlı tutucular bağımsız olarak protezin dokuya gömülmesine izin veren tutucu tipleridir. En sık kullanılan topuz şekilli tutuculardır. Bir topuz tutucu yuvarlak bir post ile sıklıkla protezin içinde kalan, bu postu çevreleyen plastik veya metal bir tutucu parçadan oluşur (77,114).

O-ringler direnç karşısında eğilme ve daha sonra yaklaşık olarak eski şekillerine geri dönebilme yeteneğine sahip simit şeklinde sentetik polimerlerdir. O-ringler simit şeklinde lastik, lastiğin içinde oturduğu metal ve lastiğin üzerine geçtiği titanyum post kısmından oluşur. Protezin farklı yönlerdeki hareketlerine izin verirler (74).

Avantajlarına bakıldığında düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip seçeneklerin olması, implant çevresi hijyenini daha iyi sağlanabilir olması, hasta başında daha kısa sürede uygulanabilir olması ve protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybı ve maliyetin olmamasıdır (74,122).

İmplant desteğinin az olması, stabiliteye katkısının düşüklüğü ve büyük patrikse sahip sistemlerin interoklüzal mesafesi az olan vakalarda uygulama zorluğu dezavantajlarındandır. Ayrıca sistemin istenilen şekilde çalışabilmesi için implantların birbirine paralel yapılması gerekmektedir. Aksi takdirde erken lastik aşınması gibi problemler ortaya çıkabilmektedir (77,122).

Locator tutucular matriks ve patriks parçadan oluşan stud ataşmanlar başlığında ele alınabilecek tutuculardır. Matriks parçası direkt olarak implanta vidalanabilir veya bar üstüne yerleştirilebilir. Matriks parça titanyumdan yapılmıştır ve titanyum nitrür kaplıdır. Patriks parçası ise protez içerine yerleşecek olan paslanmaz çelikten yapılmış metal yuvaya, plastikten yapılmış lastiklerin yerleştirilmesiyle oluşur. Bu lastikler farklı renklerle kodlanmış (mavi, pembe, şeffaf, yeşil, kırmızı) olup hasta için uygun olan tutuculuk değerinin seçimine olanak vermektedir. Locator tutucular açılı farklılıklarını kompanse edebilme özellikleri sayesinde minimum aşınmayla yerine oturur ve lastiğin klinik ömrünün daha uzun olmasını sağlar (28,63,65). İnteralveolar mesafe veya protezlerin yükseklikleri top başlı tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman kısa yapılarından dolayı locator tutucular tercih edilebilir (6) . Mevcut ataşmanın özelliklerinin geliştirilmiş ‘Locator R-Tx’ isimli yeni dizaynı ile ilgili yayınlanmış vaka raporunda; ataşmanın eski sisteme göre farklı implant dayanağı tasarımı nedeniyle daha fazla tutucu olduğunu, mevcut tutucu yüzeyinde değiştirilmesiyle daha sert ve aşınmaya dirençli bir lastik elde edildiği bildirilmiştir. Aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünün azaltıldığı, yemek ve plak birikimine neden olan unsurların minimize edildiği belirtilmiştir (100).

2.3.1.2. Bar Tutucular

İmplant destekli tam protezlerde kullanılan bar tutucular, protezlere gelen yükü implantlar üzerine dengeli dağıtabilir ve implant pozisyonundan bağımsız olarak dayanakların birbirine paralel hazırlanabilme imkanını sağlayabilir. Bar tutucular proteze yeterli tutuculuk ve stabilite sağlayabilir ve alt çenede üç-dört implant üzerine bar ile hemen yükleme (immediat loading) mümkün olabilir. Ancak vertikal ve sagittal mesafe yetersizliğinde estetik ve teknik problemler görülebilir. Plak birikimi, mukoza hipertrofisi, yapım aşamaları için yeterli hekim deneyimi gereksinimi, besleme ve tamir aşamalarının ve hijyenin sağlanmasının zorluğu bar tutucuların dezavantajları olarak sıralanabilir. Bar tutucular genel olarak rezilient ve rijit bar başlıkları altında incelenebilir. Rezilient barlar restorasyona dayanak olarak dahil edilen diş sayısına bağlı olarak Sınıf 2 (dikey) ve/veya Sınıf 3 (menteşe) esnemesi sağlarlar. Literatürde yuvarlak, armut şekilli, paralel kenarlı “U” şekilli gibi farklı bar tasarımları da mevcuttur (27,38,77,92) .

Optimum bar uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmiştir (105). Mericske-Stern ve ark. 15 mm’den kısa barların kullanılmaması gerektiğini ve barın uzunluğunun 15-25 mm aralığında değişebileceğini söylemişlerdir (70). Bar tutucu ideal olarak iki posterior segmentin oluşturduğu açının açıortayına dik olarak yerleştirilir. Bar tutucular aşırı rezorbe kretlerde ve implantların açılı olduğu durumlarda tercih edilirler. Kuvvetlerin implantlara dağıtımı, vertikal ve oblik kuvvetler karşısında daha retantif özellik göstermeleri açısından top başlı tutucular yerine tercih edilirler. Barların uygulanabilmesi yeterli interoklüzal mesafenin olması ve barın mukozadan en az 2 mm mesafeden seyretmesi gerekir. Bar proteze metal ya da plastik, klips de denilen küçük bağlantı parçalarıyla bağlanır. Rijit barlardan uzanan kısa distal uzantılar, protezin horizontal hareketini önler ve stabiliteyi artırır (27,99,103,121,126). Konuyla ilgili bir derlemede dört implant üzerinde bar ve iki implant üzerinde ball ataşman sistemleri karşılaştırılmış; protetik parçaların komplikasyonu, protezin stabilizasyonunun artması, rotasyonu azaltma, posterior kemik kaybını azaltma gibi unsurlarda barın üstünlükleri belirtilmiştir (25).

2.3.1.3. Teleskopik Tutucular

Teleskop tutucular paralel yüzölçü planlaması nedeni ile retansiyon ve stabilite sağlama konusunda memnuniyet verici ataşmanlardır. Teleskop tutuculu tam protezlerin splinte edilmemesi ve kolay takılıp çıkartılabilmesi avantajlarındandır. Beceri isteyen işleri sistemik rahatsızlığı nedeniyle yapamayacak hastalarda tercih edilebilir. Tutuculuk kuvveti ikinci kuronun birinci kurona temasıyla aktive olur ve başlar, protez yerine oturana kadar devam eder. Teleskopik sistemlerde tutuculuk patriks ve matriks arasındaki zamanla gelişebilecek adaptasyonun sonucunda artabilir. Hijyenik oluşu, estetik sonuçlarının iyi olması, diğer sistemlerle karşılaştırıldığında aşınmanın az olması diğer avantajlarından sayılabilir. Teleskopik ataşmanlar dezavantaj olabilecek husus ise; önemli miktarda çiğneme kuvvetleri destekleyici implanta aktarılırken minimum bir kuvvet alveol kretine aktarılır. Bu da implant ve ataşmanların yüksek strese maruz kalması sebebiyle sorunlara yol açabilir (5,50,92,122) .

2.3.1.4. Mıknatıs Tutucular

Bu tür sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıknatısı içermektedir. Bu mıknatısların korozyondan etkilenmemesi için koruyucu kaplama ile kaplanmaları gerekmektedir. Sisteminin ikinci parçası ‘ferromagnetik keeper’ parçasıdır ve implant dayanağına vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromagnetik alaşımdan yapılmıştır. Mıknatıs, protez içinde kalmaktadır (104). Diğer tutucularla karşılaştırıldıkları çalışmaların çoğunda mıknatıslı bağlantılar tutuculuk ve hasta memnuniyeti yönünden diğer bağlantılardan daha zayıf bulunmuştur (22,24). Mıknatıs tutucuların mekanik tutuculara kıyasla en büyük avantajları korozyona uğramadıkları takdirde tutuculuk özelliklerini kaybetmeden fonksiyon görebilmeleri ve kullanıma bağlı olarak uyumlama gerektirmeyişleridir (112).

2.3.2. Yumuşak Astar ve Silikon İçerikli Tutucu Sistemler

Yumuşak astar materyallerinin klinik olarak ilk kullanımı 1943 yılına kadar uzanmaktadır (108). Protetik diş hekimliğinde, dişsiz kret bölgelerinin maruz kaldığı ok- lüzal kuvvetlerin yumuşak dokulara iletilirken yükün azaltılmasında ve yükün

dağılımının dengelenmesinde yumuşak astar materyalleri yaygın olarak kullanılmaktadır (97).

Yumuşak astar maddeleri aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

1. Uygulaması kolay olmalı ve temizlenebilmeli.
2. Sert kaide maddesi ile bağlantısı yeterli olmalı.
3. Boyutsal stabilitesi yeterli olmalı.
4. Rengi sabit kalmalı, zamanla lekelenme olmamalı.
5. Tadı ve kokusu güzel olmalı.
6. Su emmemeli ve mikroorganizmaların barınmasına olanak sağlayacak şekilde porözite göstermemeli.
7. Abrazyona ve çiğneme kuvvetine karşı dirençli olmalı.
8. Toksik olmamalı, destek dokularda alerji ve irritasyona sebep olmamalı.
9. Tesviye, polisajı ve tamiri kolay yapılabilmelidir (64,115).

2.3.2.1.Yumuşak Astar Maddeleri

Yumuşak astar materyalleri kullanım şekline göre uzun (6 ay-5 yıl) ve kısa (3 gün -30 gün) süreli olarak iki grupta toplanabilir. Uzun süreli olanlar daimi yumuşak astar materyalleri, kısa süreli olanlar ise geçici astar materyalleri olarak adlandırılmaktadır (61).

Daimi yumuşak astar maddeleri aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır.

1. Doğal Kauçuklar
2. Viniller
3. Yumuşak akrilikler
 - a-Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
 - b-Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

4.Silikon elastomerler

a-Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

b-Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

5.Floropolimerler

6. Polielastomerik sistemler (61).

Tezimizde silikon esaslı yumuşak astar materyali kullanılmıştır. Silikon esaslı olan yumuşak astar materyalleri, dokuların iyi uyum göstermeleri ve kullanım sürelerinin uzunluğu ile günümüzde en iyi özelliklere sahip olan yumuşak astar materyalleridir (125).

Yapıları nedeniyle esnek olan bu materyaller esnekliklerini uzun süre korudukları için daimi yumuşak astar materyali olarak kullanılabilirler (118).

Silikon içerikli yumuşak astarların en büyük dezavantajı bağlayıcı bir ajan kullanılmasına rağmen akrilik kaide plağı ile zayıf bağlantı oluşturmalarıdır. Temizleme ve polisaj işlemleri güçtür (81).

Yumuşak astar materyalleri yıllardır diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmıştır. Bu materyallerin fiziksel özellikleri iyileştirildikçe ağız içinde uzun süreli kullanım imkanını sağlamıştır (61). Materyallerin kullanım kolaylığı ve kuvveti absorbe etme özelliği nedeniyle de implant üstü protezlerde ataşman üzerine tutucu olarak klinik kullanımları başlamıştır (31,34,96).

Bu materyaller uygulama kolaylığı, ekonomik oluşu, protetik ve yumuşak doku komplikasyonlarına daha az rastlanması, interoklüzal mesafanın az olduğu vakalarda uygulanabilirliği gibi avantajlarıyla ön plana çıkmaktadırlar. Literatürde implant destekli tam protezlerde kullanılan tutuculardaki retansiyon kayıplarını değerlendiren birçok çalışma mevcuttur. Ancak silikon içerikli materyallerin klinik geçmişlerinin uzun döneme dayanmamasından ötürü bu materyallerle ilgili az sayıda bilimsel çalışma mevcuttur (29,31,32,33,56,60,96).

Bunlardan ilk olarak geleneksel tutucularla ilgili çalışmalara baktığımızda;

Payne ve ark. tarafından yapılan derlemede alt ve üst çene implant üstü protezlerde kullanılan farklı ataşman sistemlerinin protetik başarısı, protetik bakımı, hasta tercihi, hasta memnuniyeti/yaşam kalitesi ve maliyetleri değerlendirilmiştir. Top başlı ve bar

ataşman arasındaki karşılaştırmada literatürdeki çalışmaların metodlarının farklılığı, takip sürelerinin kısa oluşu gibi etkenlerden dolayı mevcut veriler üzerinden kısa vade protez başarısı açısından kesin bir fark saptanamamıştır. Ancak top başlı sistemde kısa vadede(1-3 yıl) gereken tamir gerekliliği daha fazladır. Bu iki sistem arasında ataşman yenileme gerekliliği parametresinde anlamlı fark kaydedilmemiştir. Top başlı ve manyetik ataşmanlar değerlendirildiğinde orta vadeli protez başarısı açısından bir farklılığa rastlanmamıştır. 5 yıl sonundaki bakım maliyetleri açısından manyetik ataşmanın bakım tutarları daha yüksek bulunmuştur. Sonuç itibarıyla top başlı ve manyetik ataşmanlar arasında orta vadede(3-5 yıl) protetik başarı açısından kesin bir farklılık bulunamamıştır. Top başlı ve teleskopik sistemi karşılaştıran bir çalışmada ise protetik bakım açısından bir farklılık gözlenmemiştir. Kısa vadede protezin idamesi açısından bir farklılık bulunamamıştır. Alt çene için implant üstü protetik sistemler(top başlı,magnetik,teleskobik ve bar) değerlendirildiğinde; protetik başarı, protetik bakım, hasta memnuniyeti, hasta tercihi veya maliyetleri üzerindeki farklı ataşman sistemlerinin göreceli etkinliğini belirlemek için yeterli kanıt yoktur. Bu bağlamda öncelikli tercih edilecek bağlantı sistemini belirlemek mümkün değildir. Aynı durum üst çene implant üstü protetik sistemler için de geçerlidir sonucuna varılmıştır (83).

Alsabeeha NH. ve ark. in vitro çalışmalardan, mandibulaya uygulanmış ve splintlenmemiş 2 implant üzeri farklı ataşman sistemlerinin retansiyon kuvvetlerini veya aşınma özelliklerini değerlendiren araştırmaları derlemişlerdir. Makalelerde in vitro koşullarda mandibulaya uygulanan 2 implant üzeri ataşmanların zamanla retatif kuvvetlerinde azalma meydana geldiği sonucuna varılmıştır. Aşınma, tutuculuk kaybı için etiyolojik faktör olarak görülmüştür ve bununla birlikte aşınmayı oluşturan spesifik mekanizmalar yeterince araştırılmadığı, bu azalma ile yıpranma arasında bir bağlantı olduğu, ancak bu iki faktör arasındaki etkileşmenin araştırılmaya açık bir konu olduğu vurgulanmıştır. Literatürden elde edilen bulgulara göre, ataşman sistemlerinin tutunma gücünü ve aşınma özelliklerini etkileyen çeşitli faktörler bulunduğu belirtilmiş fakat bunların kesin rolüyle ilgili kanıtların eksikliği vurgulanmıştır. Mandibular iki implantlı sistemlerinin tutunma ve aşınmasında rol oynayan faktörlerin daha fazla in vitro olarak araştırılmasına hala ihtiyaç olduğu ve bu faktörlerin, değişkenleri ve sonuçlarına etkilerini sınırlamak için iyi kontrol edilen koşullar altında ayrı ayrı araştırılması gerekliliği vurgulanmıştır (5).

Takeshita S. ve ark. tarafından mandibulaya farklı ataşman sistemleriyle uygulanan iki implant üstü protezlerde protezin takılması ve çıkartılması esnasında implantları çevreleyen kemikte meydana gelen stres in vitro şartlarda analiz edilmiştir. Bu amaçla, dişsiz bir çeneyi taklit eden akrilik mandibulanın karşılıklı kanin bölgesine iki adet implant yerleştirilmiştir. Sol implantın yerleştiği bölgeye mezial, bukkal, distal ve lingual rezin yüzeylerine kuvvet ölçerler yerleştirilmiştir. Top başlı, bar ve magnetik olmak üzere 3 farklı ataşman değerlendirilmiştir. 3 adet deneysel protez üretilerek ataşman sistemlerin protez parçaları mukozal yüzeyi içine bağlanmıştır. Çalışmada protezler 3 farklı noktadan çıkartılmış (dikey, ön ve arka) ve 3 farklı noktadan (sol birinci molar, sağ birinci molar ve orta ön bölgeler) yükleme ölçülmüştür. Sonuç olarak bar ataşmanla en yüksek tutuculuk kuvvetlerine ve posteriordan çıkarma sırasında en düşük gerilim değerlerine ulaşılmıştır. Molar bölgesinden uygulanan baskı kuvveti sonucunda en yüksek gerilim top başlı tutucu ile kaydedilmiştir. Magnetik tutucu en az retansiyon kuvvetini göstermiştir ve az miktarda gerilim oluşturmuştur (109).

Ortegon SM.ve ark. paralel ve paralel yerleştirilmemiş implant vakalarında top başlı ataşman sistemleri ile elde edilen retansiyon kuvvetlerinin zaman içinde değişimini in-vitro şartlarda değerlendirmişlerdir. Çalışmada 2 implant destekli 30 deneysel protez modeli oluşturmuşlardır. Bu modeller implant ve ataşman sistemlerinin dikey referans düzlemi ile oluşturdukları açıya göre 5 gruba ayrılmıştır. Grupların birinde implant ve ataşman açıldırılmamıştır. Diğer gruplarda implant ve ataşmanlar 10 ile 15 derece açıldırılarak kombine edilmiştir. Günlük 3 kez takıp çıkarma referans alınarak 3500 siklus yapılmıştır. Bu sayede 3 yıllık kullanım verilerine ulaşmak istenilmiştir. Retansiyon kuvveti başlangıçta ve her 100 siklus sonrasında ölçülmüştür. Retansiyon kuvvetini gösteren grafiklerin pik noktası ve plato değerlerine dair her örnek için toplamda 36 data kaydedilmiştir. Sonuç olarak toplam 30 derece açıldırılmış implant ve ataşman sistemlerinde paralel yerleştirilmiş benzerlerine kıyasla tutuculukta azalma görülmüştür. Ortalama tutuculuk değerlerinin 23.56 N ile 11.42 N arasında değiştiği kaydedilmiştir ve ilk tutuculuk kaybı sonrasında tutuculuğun düz eğri gösterme eğiliminde olduğu gözlenmiştir. En yüksek değer her iki tutucununda 0 derece olduğu örneklerde; en düşük tutuculuk ise her iki tutucunun 15 derece açılı olduğu örneklerde ölçülmüştür (82).

Branchi R. ve ark. top başlı ataşman sistemlerde 4 farklı matriks tutucuyu retansiyon kuvveti ve yorulma direnci açısından değerlendirmiştir. Teflon matriks, titanyum matriks, altın alaşımlı matriks ve o-ring tutucular ile oluşturulan modeller 3 yıla karşılık gelen 5500 sıklusa tabi tutulmuştur. Günlük 5 kez takip çıkartma referans alınmıştır. Veriler başlangıç ve 500 siklus aralıklarıyla kaydedilmiştir. Örnekler 90derece ve ± 24 derece olarak 3 farklı açıda test edilmiştir. Top başlı ataşmanların boyutsal stabiliteleri profilometre ile değerlendirilmiştir. Teflon ve altın alaşımlı matrikslerde ilk 500 siklus sonunda sırasıyla %27 ve %50 oranında retansiyonda artış kaydedilmiştir. Sonrasında tutuculuk, 5500 siklus tamamlanıncaya kadar istikrarlı bir seviyede devam etmiştir. Buna karşın titanyum ve o-ring matrikslerde başlangıç tutuculuk değeri gittikçe azalmıştır ve 5500 siklus sonunda sırasıyla % 68 ve %75 oranlarında tutuculuk kaybı kaydedilmiştir. Profilometre sonuçlarına göre top başlı ataşmanda istatistiksel olarak anlamlı aşınma sadece titanyum matriks ile görülmüştür. Sonuç olarak altın alaşımlı ve teflon matrikslerin 3 yıllık in vitro şartlarda gösterdiği tutuculuk başarılı bulunmuştur. Buna karşın titanyum ve o-ring ataşmanların tutuculuk kuvvetleri anlamlı derecede azalmıştır (15).

Tabatabaian F.ve ark. yapmış oldukları in-vitro çalışmada alt çene 2 implant üzeri implant-doku destekli çalışma modeliyle ataşmanların retansiyon ve direncini değerlendirmiştir. İmplant destekli protezlerde top başlı, bar-klip ve era olmak üzere 3 farklı ataşmanı karşılaştırmışlardır. Dişsiz alt çenede simfiz bölgesine yerleştirilen paralel iki implant ile model oluşturulmuştur. Protezi çıkarma kuvvetleri vertikal, oblik ve anterior-posterior olmak üzere 3 farklı yönde uygulanmıştır. İlk takip çıkarmanın ardından ve takip eden 100 siklus sonrasında kayıtlar alınmıştır. Değerlendirmelerde pik değeri esas alınmıştır. Sikluslar sonrasında iki durumda da Era tutucu en yüksek retansiyonu ve direnci göstermiştir. Başlangıçta top başlı tutucu ve bar-klip ataşmanlar ön-arka yönde benzer direnç göstermiştir. Tüm test gruplarında tutuculuk ve direnç kaybı gözlenmesinin yanı sıra; bar-klip ataşman ön-arka yönde top başlı tutucuya göre daha fazla direnç kaybı göstermiştir (106).

Rutkunas V. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada iki implant üstü tam protez şeklinde hazırlanmış modelde stud ve manyetik ataşmanların aksiyal ve paraaksiyal çıkarma esnasındaki tutuculuk kaybını değerlendirmişlerdir. Bunun yanı sıra ataşmanlarda aşınma öncesi ve sonrası fiziksel özellikleri karşılaştırmışlardır. Test

gruplarından 4 tanesi stud, 5 tanesi magnetik ataşmandan oluşmaktadır. Aksiyal doğrultudaki retansiyon ölçümü tek implant model üzerinde maksimum ve ortalama değerler olmak üzere çıkartılma esnasında kaydedilmiştir. Paraaksiyal ölçümler ise anterior, lateral ve posterior yönde rotasyonel çıkarma esnasında kaydedilen maksimum değerleri ifade etmektedir. Aşınma için gerekli minimum siklus miktarı özel bir test cihazı ile belirlenmiş ve bu asgari siklus miktarı örneklerle uygulandıktan sonra 9 ataşman üzerinde aksiyal ve rotasyonel yerinden çıkartma esnasındaki maksimum tutuculuk kuvvetindeki değişim değerlendirilmiştir. Aksiyal çıkarmada, başlangıç ölçümlerinde stud ataşmanlarda magnetik tutuculara göre daha fazla tutuculuk değerleri kaydedilse de, belirlenen asgari aşınma siklusu uygulandıktan sonra retansiyon kuvvetinde %76 ila %48 oranında azalma görülmüştür. Bu değer, azalmaya rağmen magnetik tutucularla kaydedilen değerden fazladır. Paraaksiyal çıkarma esnasındaysa hem başlangıç, hem de aşındırma sikluslarından sonra, stud ataşmanlar magnetiklerden daha yüksek ya da benzer tutuculuk kuvvetleri sağlamıştır. Magnetik tutucuların retantif özelliklerinin özellikle posterior rotasyonel harekette azaldığı kaydedilmiştir. Stud ataşmanların tutuculuğu magnetiklere göre daha değişken bulunmuştur (89).

Rodrigues RC. ve ark. iki implant üstü top başlı tutucular üzerinde ideal takma-çıkarma yoluna göre farklı açılarla yerleştirilen O-ring ataşman sistemlerinin tutuculuk kuvvetlerini açılanmayı kompanse eden aparatlar sayesinde test etmişlerdir. Bu amaçla, iki implant alüminyum kaideye yerleştirilmiş ve top başlı tutucular implantlara vidalanmıştır. O-ring ataşmanları içeren silindirler top başlı tutuculara açılanmayı (0° , 7° , 14°) kompanse edecek şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlarda açılanma pleksiglass kaidelerle simüle edilmiştir. Toplamda test cihazına 2900 takma çıkarma siklusu yaptırarak 2 yıllık kullanımı benzeri şartlar sağlamışlardır. Toplamda 36 O-ring test edilmiş, günlük 4 kere takıp çıkarma olduğu varsayılmıştır. Ölçümler başlangıç, 6., 12., 18. ve 24. aylara denk gelen siklularda ölçülmüştür. Mekanik ölçümlerin yanı sıra top başlı tutucular ve O-ring ataşmanların her bir açı için hazırlanan örneklerinin kesiti alınmış ve bu örneklerin yapıları hiç aşındırma işlemine maruz bırakılmamış örneklerle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak açısız yerleştirilen örneklerde kaydedilen tutuculuk değeri zaman içinde azalma göstermiştir ve tüm örneklerde, 12.-18. ayları hariç, farklı değerlere ulaşılmıştır. İmplantlar 7 derecelik açı ile yerleştirildiğinde retansiyon kuvveti başlangıç ve 24. ay değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. 14 derece açılı örneklerde ise 6. ay ve 12. aylardan ve 24. ay ölçümlerine kadar

kaydedilen değerler farklılık göstermektedir. Özetle, 0° açı ile yerleştirilen O-ring ataşmanların ilk yılda yeterli tutuculuk sağladığı bildirilmiştir. Açılı yerleştirilen implantlarla kullanılan O-ring sistemlerin önerilen konumlandırıcılara rağmen tutuculuk değerlerinin implantların açılanmasından etkilendiği bildirilmiştir (88).

Pigozzo MN ve ark. 2 implant üzeri bar ataşman düzeneği hazırlamışlar ve 4 farklı implant üstü sistemin Conexão Bar Clip (polimer klip), Sterngold Hader Bar (polimer klip), 3i Gold Hader Type Clip (metal klip), SIN Clipo (metal klip)) tutuculuğu ve yorulmasını araştırmışlardır. Toplamda 40 adet olmak üzere iki farklı metal klip ve iki farklı polimer klip örnekleri yapay tükürük ortamında, günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 5 yıllık kullanım süresine karşılık gelen 5500 sıklusa (0.8Hz) tabii tutulmuştur. Tutuculuk değerleri başlangıçta ve 1100, 2200, 3300, 4400 ve son olarak 5500 sıklusta kaydedilmiştir. Tüm sistemlerde tutuculuk değerleri siklus miktarı arttıkça istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiş olup tüm gruplar başlangıç değerine göre daha yüksek tutuculuk göstermiştir. Polimer tutucular ve metal tutucular ile ilişkili tutunma kuvvetleri kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı bir fark oluşmadığı belirtmiştir. Çalışmanın sonucunda tüm tutucuların stabilizasyon için gerekli minimum eşik değerinin üzerinde tutuculuk değerleri sağladığı belirtilmiştir. Çalışma esnasında örneklerde kırılma ya da gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin altına düşecek şekilde retantif özelliklerde azalma görülmemiştir (84).

Türk PE. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada 2 implant yerleştirerek oluşturdukları iki modelde top başlı ve locator ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmışlardır. Başlangıçla beraber 10, 100, 200, 300, 400, 500, 1,000, 1,500, 2,000, 3,000, 4,000 ve 5,000 sayılarında ölçüm yapmak suretiyle toplamda 4,5 yıla karşılık gelen 5000 siklus ile çalışmayı tamamlamıştır. Ayrıca yüzey aşınmalarına tarayıcı elektron mikroskobu ile bakılmıştır. Sonuç olarak hem top başlı ataşmanın hem de locatorın kendi içerisinde siklus sayısının artışıyla tutuculuk kaybının arttığı belirtilmiştir. 5000 siklus sonrasında locator ataşman top başlı ataşmana göre daha iyi tutuculuk göstermiştir (117).

Bayer S. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada top başlı ataşman üzerinde 2 altın matriks, bir titanyum spring matriks ve bir ecco matriks olmak üzere dört farklı tutucu ataşman sisteminin yorma sonrası tutuculuk değerlerine bakmışlardır. Günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 10000 siklus yapılmış ve 10 yıllık kullanım süresi

hesaplanmıştır. Çalışma yapay tükürük solüsyonu içinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda tüm sistemlerde aşınma gözlenmiş olup bu başlangıçta artan tutuculuk değerinin zaman içinde azalmasıyla sonuçlanmıştır. Plastik insert ve altın matrikse sahip ataşmanlarda en az miktarda tutuculuk gözlenmiştir. Titanyum ataşmanlarda diğer örneklerle kıyasla daha fazla miktarda tutuculuk değişikliği saptanmıştır ve bu durum ataşmanların zamanla aşınmasına bağlı bollaşma ile ilişkilendirilmiştir. Yazarlara göre özetle farklı materyal birleşiminde matriks ve patriks tutucu parçaları olan sistemler daha az retansiyon kaybı gösterdiklerinden tercih edilebilir. Ayrıca tutuculuğun artırılması ve aşınmanın kompanse edilebilir olması için ataşman sistemlerinin ayarlanabilir olması tercih edilir (9).

Chen CI. ve ark. mandibular implant üstü tam protezlerde ataşmanların rotasyona izin vermeyebileceği fikrinden yola çıkarak planladıkları in vitro çalışmada Era, Locator ve O-ring olmak üzere 3 farklı tutucu sistemi rotasyona tabi tutulması, rotasyonun ölçülmesi ve ataşmanı bağlamadan önce oluşan rotasyon derecesini karşılaştırmışlardır. Çalışmada tek ve 2 implant üzeri deney düzeneği oluşturulmuştur. Burada her iki sistem üzerinde de en az ve en çok tutuculuk gösteren tutucular değerlendirilmiş ve dönme hareketindeki serbestlik değerleri de göz önüne alınmıştır. Sonuç olarak dönme serbestliği açısından bakıldığında o-ring tutucu locator tutucuya göre; locator tutucu Era tutucuya göre daha iyi sonuç vermiştir. Tutuculuğu az olan ataşmanın dönme serbestliği fazla bulunmuştur. Aynı şekilde tek ataşman 2 ataşmana göre daha iyi dönme serbestliği vermiştir (21).

Chung HK. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada implant üstü protezlerde kullanılan ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmışlardır. Mandibula modeli üzerine kaninler bölgesinde olacak şekilde 2 implant yerleştirmişler ve bu model üzerinde 9 farklı tutucu ataşmanı (Hader bar-metal klip, Locator LR pembe, Locator LR beyaz, Spheroflex top başlı, Shiner magnetik, Maxi magnetic, Magnedisc magnetik, ERA beyaz ve ERA gri) değerlendirmişlerdir. Ataşmanlar dikey şekilde yerinden çıkartılmış ve bu değerler ölçülmüştür. Sonuç olarak Era gri ataşman en fazla tutuculuk değerini gösterirken, magnetik tutucular en düşük değerleri vermiştir (22).

Kobayashi M. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada tutucu ataşmanların takma çıkarma esnasındaki tutuculuk kuvveti değişimlerini ve çıkarma torkunu

karşılaştırmışlardır. 30 adet polyvinyl klorid blok oluşturulmuş ve Locator, Dalbo-plus ve SFI bar olmak üzere 3 farklı ataşman kullanılmıştır. Oluşturulan model dizaynında, modellerden birinin üzerine birbirine paralel iki implant; diğerinde ise birbirine 12 derece eğimli iki implant yerleştirilmiştir. Toplamda 14600 siklus yapılmış olup ara kademelerde ölçümler (10, 100, 1000, 5000, 10000, 14600) yapılmıştır. Çalışma sodyum klorit solüsyonu içerisinde yapılmıştır. Ayrıca başlangıç ve bitimde ataşmanların çıkartma tork kuvvetleri ölçülmüştür. Sonuç olarak 3 sistemde de başlangıca göre tutuculukta artış bulunmuştur. Locator sisteminin tutuculuk değeri 5000 siklustan sonra diğerlerine göre azalmıştır. İmplant açılarının farklılığı anlamlı bir tutuculuk kuvveti değişikliği göstermemiştir. Ataşmanların çıkartma torku testler sonucunda azalmıştır. Çalışma araştırılan implant üstü sistemlerinin aşınmaya karşı yeterince dirençli olduğu sonucunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte, Dalbo-Plus ve SFI-Barın zaman içinde Locatora göre daha yüksek tutuculuk gösterdiği ve SFI barın sabitleme vidasının uzun süreli kullanım sırasında gevşeyebileceği, ancak bunun 1 yıllık geri çağırma aralıklarına uyulursa daha az önemli olabilir. İmplantlar arasında 12 dereceye kadar bir açılanmanın, aşınma üzerinde önemli bir etkiye sahip görünmediği ortaya konmuştur (109).

Yang CT. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada implant açısındaki değişimlerin 4 farklı ataşman(locator(mavi-siyah),top başlı, düz yüzeyli magnetik ve ayarlanabilir yüzeyli magnetik) üzerindeki tutuculuk ve lateral kuvvetler açısından etkilerini değerlendirmişlerdir. Araştırmada akrilik blok üzerine bir implant yerleştirilmiş ve 0, 15, 30 ve 45 derece açılı implant düzenekleri tasarlanmıştır. Lateral kuvvetler implant yüzeyine konulan strain gauge ile değerlendirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında 0 derece açıda mavi renk locator tutucu en yüksek tutuculuk değerini gösterirken; magnetik tutucu en düşük tutuculuk değerini vermiştir. Mavi locator ve top başlı tutucu 30 derece açıya kadar tutuculuk değerini korurken, top başlı ataşman üzerine gelen lateral kuvvette artış görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları tutuculuk kuvvetinin manyetik ataşman hariç lateral kuvvet artarken implant açısındaki artışla azaldığını ortaya koymuştur (124).

Yumuşak astar matriks materyalleri ile ilgil çalışmaların ayrıntıları ise aşağıda açıklanmıştır :

Elsyad MA. ve ark. 2010-2017 yılları arasında alt üst tam dişsiz olan bir hasta grubu üzerinde yapmış oldukları randomize-kontrollü klinik çalışmalarda, yumuşak astar ve bar klip ataşman kullanılarak hazırladıkları bar implant destekli protezlerde çeşitli kriterleri değerlendirmiş ve karşılaştırmışlardır. Çalışmada 30 erkek hasta üzerinde alt çenede kanin bölgesine 2 implant yerleştirilmiş ve implantlar üzerine bar ataşman ile beraber alt-üst tam protez yapılmıştır. Protezlerin bar ile bağlanması aşamasında 15 hastada yumuşak astar materyali (Softliner, Promedica), 15 hastada bar-klip tutucu kullanılmıştır (29,31,32,33).

Araştırmanın bir yıllık sonuçlarında hastaların başlangıç, 6.ay ve 12.ay zaman aralıklarında klinik (periodontal dokularının sağlığı) ve radiografik değerlendirmeleri yapılmıştır. 12 ay sonrasında yumuşak astar kullanılan kişilerde peri-implant plak skoru, gingival skor, sondalama derinliği, dikey ve yatay kemik kaybı gibi parametrelerin bar-klip ataşman kullanan kişilere göre anlamlı olarak daha az değerlerde olduğu belirtilmiştir (32).

Araştırmanın üç yıllık sonuçları; implant üzeri bar ataşman destekli protezlerin 6.ay, 1.yıl ve 3.yıl dönemlerindeki hasta memnuniyeti ve protetik komplikasyonlar yönünden değerlendirilmiştir. Üst çene protezin konforu, stabilitesi ve hijyen prosedürlerinin kolaylığı açısından yumuşak astar materyali; protezin kullanım kolaylığı açısından bar-klip ataşman daha iyi sonuç vermiştir. Yumuşak astar materyali klipslere göre daha az protetik komplikasyon göstermiştir. Klip ataşmanda komplikasyon olarak en fazla aşınma, yumuşak astarda ise en fazla kaideden ayrılma görülmüştür. Klip ataşmanda yumuşak doku komplikasyonları (hiperplazi) yumuşak astar materyaline göre daha fazla görülmüştür (33).

Araştırmanın beş yıllık sonuçları; protezlerin 6 ay, 1 yıl, 3 yıl ve 5 yıl sonrası karşıt çene üzerindeki kemik rezorpsiyonuna etkisi, protetik ve yumuşak doku komplikasyonları olarak değerlendirilmiştir. Bu süreçteki üst çene kemik kaybının tespitinde tomografi kullanılmıştır. Protetik komplikasyonlar (ataşmanların durumu: klipslerde aşınma, kırılma ve yerinden ayrılma), yumuşak astar komplikasyonu(yırtılma, protezden ayrılma), maksiller tam protezin durumu (protez kaide kırığı, diş kırığı, protez besleme ve yenileme) ve yumuşak doku (mukozit, vuruks, ülser, hiperplazi ve

sarkık kret) komplikasyonlarının yumuşak astar kullanılan hastalarda daha az olduğu belirtilmiştir. Aynı şekilde üst çenede yumuşak astar grubunda daha az kemik kaybı bulunmuştur. Bunun nedenini ise yumuşak astar materyallerinin gelen kuvvetleri absorbe ederek kuvvetleri daha dengeli dağıtmasına bağlanmıştır. Her iki grupta da üst çene ön bölge kemik kaybı arka bölgeye göre daha fazla bulunmuştur (29).

Araştırmanın yedi yıllık sonuçlarında; başlangıç, 6. ay, 1-7. yıl takiplerinde periodontal parametreler (Plak indeksi, gingival indeks, sondalama derinliği, vertikal kemik kaybı, horizontal kemik kaybı) ve protetik komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Sonuç olarak zaman içerisinde plak indeksi ve sondalama derinliğinin bar klip kullanılan hastalarda arttığı, yumuşak astar kullanılan hastalarda ise azaldığı belirtilmiştir. İki grupta da zamanla istatistiksel olarak anlamlı artış gösteren dikey kemik kaybı tespit edilmiştir. Horizontal kemik kaybı ise klip tutucuda 2.yılda , yumuşak astar materyali kullanılan grupta 1.yılda artış gösterip sonrasında azalmıştır. Klip tutucu kullanılan grupta kaydedilen periodontal parametreler tüm gözlem zamanlarında yumuşak astar materyali kullanılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla bulunmuştur. Yedinci yılın sonunda iki grup için implant sağ kalım oranları klip tutucuda %96.6, yumuşak astar materyali kullanılanlarda %100 olmuştur. En çok görülen protetik komplikasyonlar bar klip ataşmanın aşınması ve yumuşak astarın akrilikten ayrılmasıdır. Çalışmayla ilgili kısıtlamalar bulunmasına rağmen 7 yıllık takip sonucunda periodontal sağlık ve protetik komplikasyon açısından implant üstü bar ataşmanlı protezlerde yumuşak astar materyalinin kullanımı tavsiye edilmiştir (31).

Elsyad ve MA. ve ark. yukarıdaki çalışmaların devamı niteliğinde bir retrospektif çalışma yapmışlardır. İki farklı tutucu mekanizma kullanılarak yapılan implant üstü protezlerde 7 yıl sonrasında oluşan posterior mandibular rezidüel kret rezorpsiyonunu karşılaştırılarak 18 adet dişsiz erkek hastadan oluşan iki eşit grup oluşturulmuştur. Posterior mandibular kret rezorpsiyonu (PMRR) orantısal ölçümler ve posterior alan indeksi (PAI) kullanılarak protezin yüklenmesinden hemen sonra ve 7 yıl sonra alınan panoramik radyografilerde kaydedilmiştir. PAI ve diğer faktörlerin (ataşman tipi, yaş, başlangıç mandibular kret yüksekliği, mandibular dişsizlik dönemi, daha önceden aşınmış ve besleme yapılmış protez sayısı) arasındaki ilişkinin doğrulanması için doğrusal bir regresyon modeli kullanılmıştır. 7 yıl sonrasında

yumuşak astar grubu bar-klip grubuna göre anlamlı bir şekilde daha yüksek bir değişim göstermiştir. Ortalama posterior mandibular kret rezorpsiyonu bar-klip grubunda 0.79 mm (0.11 mm/yıllık), yumuşak astar materyali grubunda 1.4 mm (0.2 mm/yıllık) bulunmuştur. Ataşman tipi, başlangıç mandibular kret yüksekliği ve besleme sıklığı, PAI'deki değişim ile anlamlı derecede ilişkili bulunmuştur. Bu ön çalışmanın sonucunda 7 yıllık kullanım süresinin ardından, bar-klip ataşman kullanılan gruplar posterior mandibular kret rezorpsiyonu açısından yumuşak astar materyali ile karşılaştırıldığında daha başarılı bulunmuştur (30).

Radi IA. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada 2mm ve 4 mm kalınlıklarındaki akrilik esaslı ve silikon içerikli yumuşak astar materyalinin protezin çıkarılması ve immediat olarak mandibulaya yapılan iki implant üzerindeki stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Çalışmada kaninler bölgesine implantlar yerleştirilmiş ve silikonun 2mm-4mm kalınlıkta olacağı şekilde dört model hazırlanmıştır. Dikey ve oblik olarak 150N kuvvet sağ premolar molar bölgesinden uygulanmıştır. Stres dağılımına 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile bakılmıştır. Sonuç olarak rezinin silikon ile değiştirilmesi, streslerde % 73'lük bir azalma ve deplasmanda en az % 46'lık bir azalma ile ilişkilendirilmiştir. Silikon kalınlığının arttırılması; dikey yükleme sırasında gerilmeleri % 45, oblik yükleme sırasındaki gerilimi % 25 azaltmıştır. Aynı şekilde dikey yükleme sırasında yer değiştirmeyi % 61.5 ve oblik yükleme sırasında yer değiştirmeyi ortalama% 32.5 azaltmıştır. Silikon içerikli yumuşak astar materyalinin ve akrilik esaslı yumuşak astar materyalenin implanttaki mikro hareketi ve kemik-implant ara yüzündeki stresi azalttığı tespit edilmiştir. Silikon içerikli olanın rezine göre daha efektif olduğu bildirilerek, aynı şekilde kalınlık artışının stresi ve peri-implanter yumuşak doku hareketini azalttığı ortaya konmuştur (86).

Elsyad MA. ve ark. yumuşak astar materyalin ve bar klip ataşmanın beraber kullanıldığı bir teknik not bildirimi yapmışlardır. Protez bar ataşman ile bağlanırken öncelikle bar-klipi bağlayıp geri kalan kısma da 2mm kalınlığında yumuşak astar materyali yerleştirilmiş ve kapalı ağız tekniğiyle polimerizasyonu sağlanmıştır. Bu şekildeki kombinasyon kullanımı değerlendirilmiştir. Kombinasyon kullanımının barlar üzerinde yeni bir sistem olduğunu ve oluşabilecek problemlerin önüne geçilebileceği belirtilmiştir. Bu sistemin basit, fabrikasyonunun kolay ve konvansiyonel bar-klipe göre çok daha az probleme neden olacağı ortaya konmuştur (34).

Cain JR. ve ark. yayınlamış oldukları teknik notta; 10 hastada implant üzeri yumuşak astar materyalini kullanmışlar ve 1-6 yıl süresince takibini yapmışlardır. Model üzerinde implant dayananakların çevresinde 1-2mm yumuşak astar boşluğu kalacak şekilde tasarlamışlardır. Aynı şekilde implant dayanağını yumuşak astardan tutuculuk sağlayabilecek şekilde dizayn etmişlerdir. Sonuç olarak hastaların bu sistemden memnun olduklarını, ağısal yada kemik kalitesi açısından problemlili implantlarda kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Bu süreçte implant kaybı yada protetik komplikasyon ile karşılaşılmamıştır (18).

Sudarot Kiat-Amnuay ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada, dişsiz alt çene üzerine 4 implant uygulamış ve bar ataşman modeli oluşturulmuştur. Bu model üzerinde bir akrilik kaide oluşturarak içerisine farklı yumuşak astar materyalleri yerleştirmişler ve yorma sonrası tutuculuk kuvvetlerini değerlendirilmiştir. Materyal olarak Luci-Soft, Tokuyama Soft, Molloplast B ve Perma Soft kullanılmıştır. Başlangıç tutuculuk kuvvetleri ile 1,5 yıl sonrasındaki tutuculuk kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmada, günlük 5 kez takıp-çıkarma üzerinden hesaplanıp 2740 siklus yapılmıştır. Başlangıç tutuculuk kuvvetleri Tokuyama için 23.1 N, Luci-Soft için 19.1 N, Molloplast-B için 22.4 N, Permasoft (Sealer kullanarak) için 4.50 N ve Permasoft (Sealer kullanmadan) için 6,86 N bulunmuştur. 1,5 yıla tekabül eden testin sonucunda Tokuyama %13.6 tutuculuk artışı, Luci-Soft için %8.19 tutuculuk artışı, Molloplast-B %12.4 tutuculuk kaybı, Permasoft (Sealer kullanarak) %43.2 tutuculuk kaybı ve Permasoft (Sealer kullanmadan) %60.2 tutuculuk kaybı göstermiştir. Luci-Soft, Tokuyama Soft, Molloplast-B protez açısından iyi tutuculuk gösterirken, Permasoft iki türünde de fazla tutuculuk kaybı göstermiştir. Ayrıca Permasoft yüzeyinde yıpranma ve yırtılma alanları gözlemlenmiştir. Çalışmanın tartışma ve sonuç kısmında silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin bar tutucu ataşmanlarla uyum sağladığını; yorma sonrasında da yeterli tutuculuk gösterdiğini belirtmişlerdir. Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerin ise daha uyumsuz ve yorma sonrası tutuculuk kaybının fazla olduğu belirtilmiştir (56).

Gibreel M. ve ark. yapmış oldukları 1 yıllık klinik çalışmada, posterior bar implant destekli protezi silikon esaslı yumuşak astar ve bar klip kullanılarak bağlamış ve implant çevresi dokularının sağlığı açısından değerlendirmişlerdir. 30 hasta üzerinde yapılan çalışma; dişsiz bireylere alt çenede sağ ve sol bölgede kanin ve 1. büyük azı

dişleri bölgesine gelecek şekilde yerleştirilen ikişer implant üzerine bar ataşman (toplamda 4 implant) ile beraber tam protez olacak şekilde planlanmıştır. Protezlerin bar ile birleştirilmesinde 15 hastasında yumuşak astar materyali, 15 hastada klip tutucu kullanılmıştır. 2.hafta, 6.ay ve 12.ay zamanlarında plak skorları, kanama skorları, sondalama derinliği ve implant stabilitesi açısından değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak yumuşak astar kullanılan kişilerde peri-implant plak skoru, kanama skoru, sondalama derinliği gibi parametrelerin bar-klip ataşman kullanan kişilere göre anlamlı olarak daha az olduğu belirtilmiştir. İmplant stabilitesi açısından bar-klip kullanılan implantlarda yumuşak astar grubuyla karşılaştırıldığında 6 aylık gözlemlerde anterior bölgede, 12. ayda ise anterior ve posterior bölgelerde azalma gözlenmiştir (47).

Abdel-Khalek EA. ve ark. yayınlamış oldukları çalışmada iki implant üstü farklı kesite sahip bar ataşmanlar üzerinde Hader bar klipsi ve ısı ile polimerize olan yumuşak astar materyalinin yorma öncesi ve sonrası tutuculuk değerlerini karşılaştırmışlardır. Hader bar / klips grubu, Hader bar / silikon astar grubu, Oval bar / silikon astar grubu ve yuvarlak bar / silikon astar grubu olarak 4 farklı grubu 1,5 yıla(günlük 5 kez takıp çıkarma) tekabül eden yorma testine tabi tutmuşlardır. Sonucunda tüm bar kesitlerinin başlangıça göre anlamlı bir farklılık gösterdiğini belirtilmiştir. Ancak Hader bar / silikon astar grubu diğerlerine kıyasla başlangıçta daha yüksek tutuculuk kuvveti göstermiştir. Oval bar / silikon astar grubu yorma sonrası diğer gruplardan daha yüksek tutuculuk değerleri göstermiştir (1).

Taira Y. ve ark.'nın yayınlamış oldukları vaka raporunda hemiglossektomi sonrası dişsiz mandibulaya yerleştirilen implant üstü tam protez değerlendirilmiştir. Mandibular kreti kaplayan deltopektoral flep, serbest mukozal greft ile değiştirilmiştir. 4 adet Branemark implant mandibula ön kısmına yerleştirilmiş, ancak dört implanttan biri osseointegrasyon göstermemiştir. Protez tasarımı 3 implantın üzerine gelecek kuvvetleri dengelemek için barın etrafında boşluk olacak şekilde yapılmıştır. Metal klipsin yanı sıra, silikon bazlı yumuşak protez astar malzemesi matriks kısma çiğneme esnasında ses oluşmaması için uygulanmıştır. Protezin düzenli aralıklarla düzenleme gerektirmesine rağmen, tedavi estetik ve fonksiyonel olarak 10 yıllık takip süresince başarılı olduğu belirtilmiştir (107).

Kubo K. ve ark. yapmış oldukları çalışmada silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin mekanik özelliklerini, ataşmanlar üzerindeki başlangıç tutuculuklarını ve zamanla tutuculuk kuvvetindeki azalmayı incelemişlerdir. Çalışmada 9 farklı tür silikon içerikli yumuşak astar materyali kaideye yerleştirilerek, alveol kretini taklit eden epoksi rezinden yapılmış ve patriks ball ataşmanın (n=10) yerleştirildiği modelle birleştirilmiştir. Modelin tutuculuk kuvveti dijital kuvvet göstergesi ile ölçülmüş ve maksimum çekiş gücü (N), ilk tutma kuvveti olarak kabul edilmiştir. 3 yıllık kullanımın izdüşümü olarak kabul edilen 3348 siklustan (tekrarlayan takıp ve çıkarma (n = 5)) sonra kaydedilen tutuculuk kuvveti ilk tutma kuvvetinden çıkartılmak suretiyle tutuculukta meydana gelen azalma hesaplanmıştır. Matriksin yüzeyi tarayıcı elektron mikroskobu ile 3348 devirden önce ve sonra gözlenmiştir. Yumuşak astar materyallerinin dört farklı mekanik özelliği (sertlik, baskı gerilimi, gerilme direnci, pürüzlülük) incelenmiştir. Resilient yumuşak astarların başlangıç tutma kuvveti 1.3 N ile 5.4 N arasında bulunmuştur. Tutuculuk kuvvetindeki azalma 0.2 ile 1.9 N arası ölçülmüştür. Bu in vitro çalışmanın sonucunda sertliğin implant üstü protezlerde ilk tutuculuk kuvvetini etkilediği ve protez yerleştirilirken oluşan baskıdaki gerilimin 3 yıllık simülasyonda tutuculuk kuvvetini azalttığı belirtilmiştir (60).

Schweyen R. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada yeni bir ürün olan ve hasta başında uygulanabilen Tisi.snap ataşmanı ile birlikte vinil polisiloksan yapısındaki tutucu silikon materyali değerlendirmişlerdir. Çalışmada toplamda 250 örnek hazırlanmış olup tutuculuk kuvvetine yorma, termal test, açılı implant ve farklı dezenfeksiyon maddeleri gibi farklı parametrelerde eklenerek değerlendirilmiştir. 25, 50 ve 65 olmak üzere 3 farklı sertlikte silikon kullanılmış olup kontrol grubu olarak locator ataşman kullanılmıştır. Çalışma sonucunda kontrol grubu olan locatorda %58 oranında tutuculuk kaybı yaşanırken silikon tutucularda yorma ve termal siklus sonrasında anlamlı tutuculuk kaybı bulunmamıştır. Aynı şekilde farklı açıda olanlarda da anlamlı tutuculuk kaybı yaşanmamıştır. Farklı dezenfeksiyon materyalleri içinde tutulan bazı silikon materyallerde tutuculuk kaybı oluşmuştur. Silikon materyalin yeterli tutuculuk sağladığı ve Locator ataşmana alternatif bir materyal olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (96).

Schweyen R. ve ark. yukarıdaki çalışmaların devamı niteliğinde bir çalışmada geriatrik hastalarda alternatif tedavi seçeneği olabileceği düşünülen kişiye

özel ve prefabrike polivinilsiloksan materyalleri ile locator ataşmanı karşılaştırmıştır. 25, 50 ve 65 olmak üzere 3 farklı sertlikte silikon, 3 farklı sertlikte (yeşil, sarı ve kırmızı) prefabrike PVS kullanılmış olup kontrol grubu olarak locator ataşman kullanılmıştır. Sonucunda silikon içerikli kişiye özel tutucularda ve yeşil PVS ataşmanda tutuculuk kaybı yaşanmazken ; locator, sarı ve kırmızı PVS ataşmanlarda %66'ya kadar tutuculuk kayıpları gözlenmiştir. İmplant açışımı sadece locator tutucuda değişime neden olmuştur. Yapay tükürük kullanımı tutuculuk kuvvetinde genel bir azalmaya neden olmuştur(95).

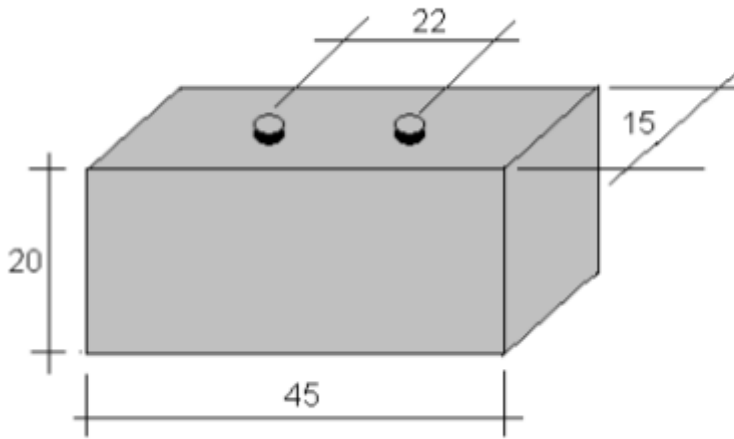
İmplant üstü hareketli protezlerde tutuculuk birçok farklı ataşman tipiyle sağlanabilir. Geleneksel top başlı , bar matriks ve patriks sistemleri vb. ataşman türlerine karşın son dönemde silikon içerikli materyallerin kullanımı protetik diş hekimliğinde ön plana çıkmaktadır. Bu matriks materyallerin sağladığı avantajlar klinik kullanımlarının hızla artmasına neden olmaktadır ancak bu materyallerle ilgili kapsamlı literatür verilerine ihtiyaç vardır.

Yukarıda belirtilen çalışmaların çoğu bar patriks ile astar matriks materyallerinin kullanımı üzerine iken (29,30,31,32,33,34,47,56) top başlı ile yapılmış tek çalışmaya rastlanmıştır (60). Özel bir stud ataşman olan Tisi.snap ataşmanın spesifik silikon esaslı tutucusu ile de bir çalışmaya rastlanmıştır (96). Ancak bu tutucuların yine içeriği vinilpolisiloksan olan başka matriks materyalleriyle ve farklı ataşman sistemleriyle karşılaştırılması yapılmamıştır. Yukarıdaki bilgilerin ışığında bu çalışmanın amacı Tisi.snap, ball ve bar patriks sistemlerinin geleneksel matriks materyalleri ve vinilpolisiloksan esaslı değişik matriks materyalleri ile yorulma öncesi ve sonrası tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılmasıdır.

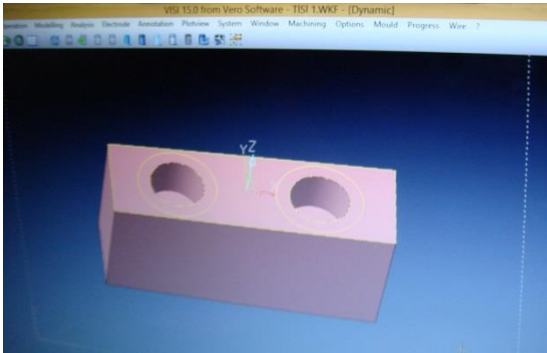
3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin bilgisayarda dizayn edilmesi

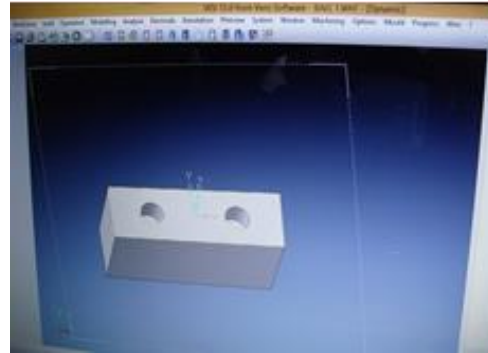
Çalışmamız için 15x20x45 mm dikdörtgen prizması şeklinde blok taslağı bilgisayarda oluşturuldu (117). Bloğun tam ortasına, aralarında 22 mm mesafe olacak şekilde analogların yerleşeceği 2 adet yuva birbirine paralel olarak hazırlandı (84,109,117) (Şekil 3-1). Aynı taslak üzerinden tutucu ataşmanları taşıyacak akrilik blokların tasarımı yapıldı. Tutucu ataşmanların yerleştirilmesi için boşluklar, matriks etrafında silikon ve diğer ataşmanlar için 2 mm boşluk kalacak şekilde dizayn edildi (32) (Şekil3-2a-d). Bu taslak hem analogların yerleştirileceği polietilen model hem de tutucuların yerleştirileceği sıcak akrilik bloklar için kullanıldı.



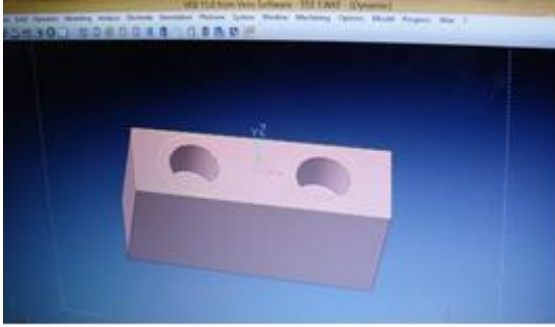
Şekil 3-1: Analogların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok



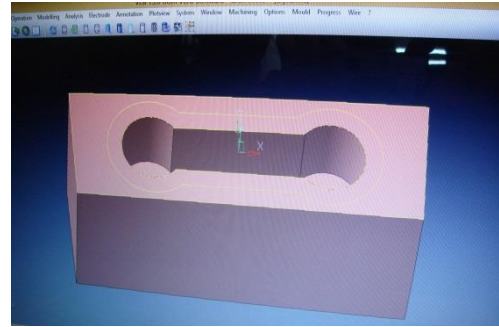
Şekil 3-2a



Şekil 3-2b



Şekil 3-2c



Şekil 3-2d

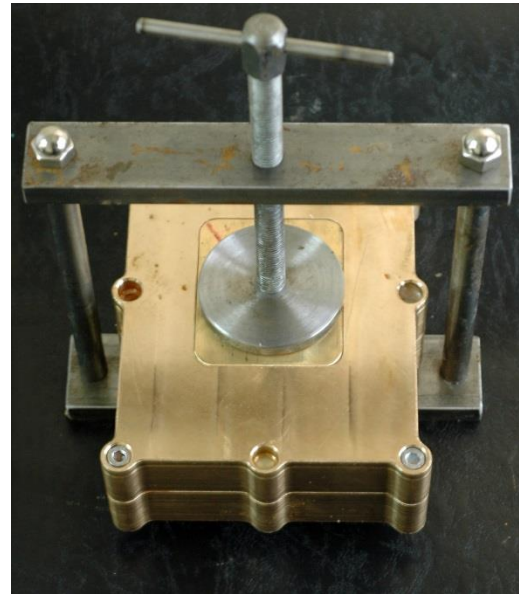
Şekil 3-2a,b,c,d:Tutucu materyaller için dizayn edilen akrilik blok tasarımı

3.2. Akrilik blokların oluşturulması

Akrilik bloklar her grup için 10'ar tane, toplam 230 adet hazırlanacak şekilde planlandı. Üretilcek örneklerin sayısının fazla oluşu nedeniyle daha hızlı üretim yapılabilmesi için sıcak akrilik blokların büyük hazırlanması ve sonrasında kesilmesine karar verildi. Bunun için öncelikle daha büyük hacimde akrilik polimerize edebileceğimiz bir mufla tasarlandı ve pirinç materyalinden üretildi (Şekil 3-3a, b).



Şekil 3-3a



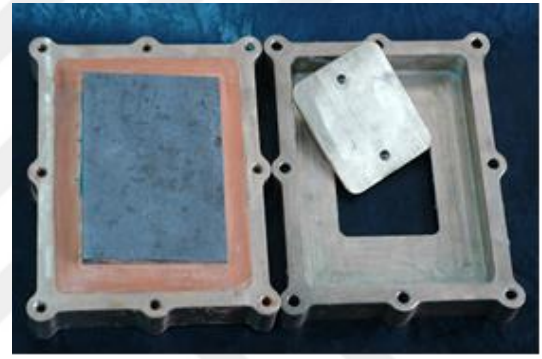
Şekil 3-3b

Şekil 3-3a,b:Büyük hacimli akrilik blok polimerizasyonu için tasarlanıp üretilmiş mufla.

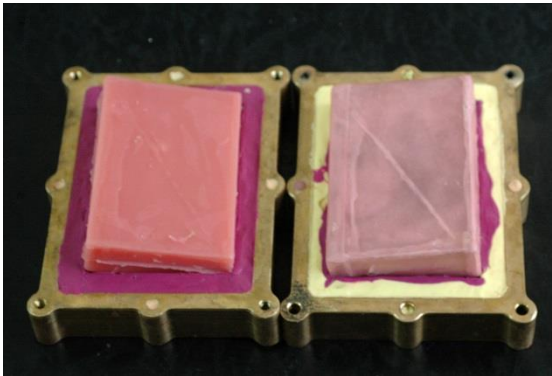
Mufla içerisindeki akrilik boşluğu elde etmek için 3,5x10x15 cm büyüklüğünde metal dikdörtgen bir blok hazırlandı (Şekil 3-4a,b). Başlangıçta alçı ile hazırladığımız muflamızı akrilik bloğun polimerizasyon sonrasında alçıdan çıkarılması zor olduğu için daha sonraki blokların hazırlığında silikon (Optosil, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanıldı (Şekil3-4c, d). Bu sayede polimerize olan blokların mufladan çıkartılması kolaylaştı. Akrilik blokların yapımında Promolux (Merz Dental, Lütjenburg, Almanya) marka sıcak akrilik kullanıldı (Şekil 3-5a). Akrilik hazırlanırken ölçekli kap ile likit, hassas terazi ile toz oranı firmanın verdiği oranlar dahilinde karıştırılarak hazırlandı (Şekil 3-5b).



Şekil 3-4a



Şekil 3-4b



Şekil 3-4c



Şekil 3-4d

Şekil 3-4a,b,c,d: Mufla içerisine metal blok yardımıyla alçı ve silikon kullanılarak akriliğe yer hazırlanması.



Şekil 3-5a



Şekil 3-5b

Şekil 3-5a, b: Akrilik likidi ve tozu firmanın önerdiği oranlarda karıştırıldı.

Akrilik blokların kalın oluşu (3,5x10x15 cm) polimerizasyon esnasında hava kabarcığı yada eksik polimerizasyon alanı oluşma riskini taşımaktaydı. Bu durumun önüne geçebilmek için uzun polimerizasyon tekniği ile polimerizasyon yapıldı. Polimerizasyon termostatlı ve saatli polimerizasyon kazanında (Kavo Dental, Berlin, Almanya) gerçekleştirildi (Şekil 3-6a, b).



Şekil 3-6a



Şekil 3-6b

Şekil 3-6a,b: Polimerizasyon için süre ve ısı ayarlı polimerizasyon kazanı kullanıldı.

Polimerizasyon işlemi sonrası istenilen şekilde akrilik bloklar elde edilmiş ve silikondan çıkartırken herhangi bir problem yaşanmamıştır (Şekil 3-7a, b).



Şekil 3-7a



Şekil 3-7b

Şekil 3-7a, b: Polimerizasyon sonrası akrilik blok.

Büyük akrilik blokların üretiminden sonra bu blokları tasarlanan ölçüdeki küçük bloklara çevirebilmek için taslak modele uygun veriler KİA Uper KiaTurn 21 CNC (Computer Numerical Control / Bilgisayar Sayımlı Yönetim) freze cihazına kayıt edilmiştir. Materyalin sertliği doğrultusunda uygun hız ve kazıyıcı uç seçimi yapılarak akrilik blokların üretimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-8a-c).



Şekil 3-8a



Şekil 3-8b



Şekil 3-8c

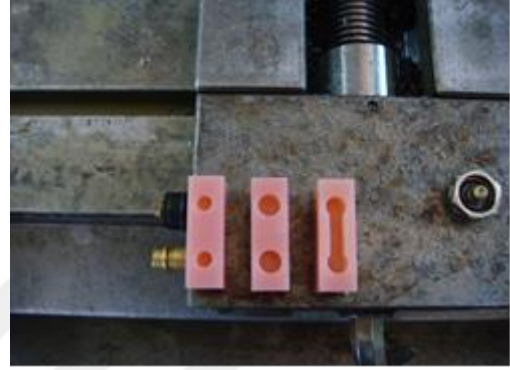
Şekil 3-8a, b, c: KİA Uper KiaTurn 21 CNC cihazı

Analoglar için ise kemik yapısına en uygun fiziksel özellik gösteren polietilen (Keteksan, İstanbul, Türkiye) materyalinden 4 adet blok (top başlı, hader bar, dolder bar ve Tisi.Snap tutucular için) üretildi (117). Kesim sonrasında bloklar, kesimden kaynaklı

oluşabilecek çapak vb. yüzey sorunları açısından tek tek kontrol edilmiştir. İstenilen boyutta akrilik blokların kesimi sonrasında, bloklar cihaza tek tek bağlanarak patriks parça ve tutucu materyale yer oluşturacak şekilde kazınarak içerilerinde boşluk hazırlandı (Şekil 3-9 a-d). Polietilen blokların içerisinde ise aralarında 22 mm mesafe kalacak şekilde 2 adet analog çapında yuva hazırlandı.



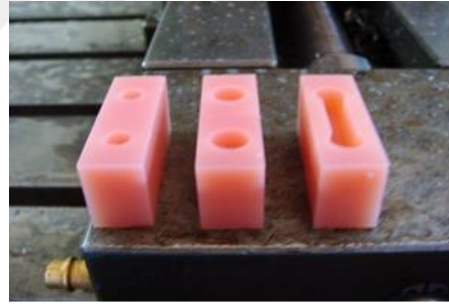
Şekil 3-9a



Şekil 3-9b



Şekil 3-9c



Şekil 3-9d

Şekil 3-9 a, b, c, d: Blokların istenilen ebat ve derinlikte hazırlanmış görüntüsü.

3.3. Bar tutucunun hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız Hader Bar (Bredent, Senden, Almanya) ve Dolder Bar (Straumann, Basel, İsviçre) İstanbul Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO. Diş Protez Teknolojisi laboratuvarında hazırlanmıştır.

Hader bar için Bredent dökülebilir bar implant dayanağı(SKY-SK11,Bredent Medikal) ve bar çubuğu(REF 43006350, Bredent Medikal) kullanılmıştır. Barın mum

modelajı yapılmış, döküm kanalları bağlanmış ve revetmana alınmıştır. Dolder bar için Bredent (Bredent medikal, Senden, Almanya) dökülebilir bar implanta dayanağı ve Straumann bar çubuğu kullanılmıştır. Aynı şekilde Dolder barın mum modelajı yapılmış, döküm kanalları bağlanmış (Şekil 3-10a,b) (Şekil 3-11a,b) ve revetmana (Bego Bellawest SH, Bremen, Almanya) alınmıştır (Şekil 3-12 a, b).



Şekil 3-10a



Şekil 3-10b

Şekil 3-10 a, b: Hader ve dolder bar çubukları.



Şekil 3-11a



Şekil 3-11b

Şekil 3-11 a, b: Barların döküm öncesi modelajı



Şekil 3-12a



Şekil 3-12b

Şekil 3-12 a, b: Döküm öncesi revetman aşaması.

Döküm materyali olarak Bego Wironit Extrahart (BEGO GmbH, Bremen, Almanya) kullanılmıştır. Döküm işlemi ön ısıtma fırını ve indüksiyonlu döküm cihazı yardımıyla yapılmıştır (Şekil 3-13 a, b).



Şekil 3-13a



Şekil 3-13b

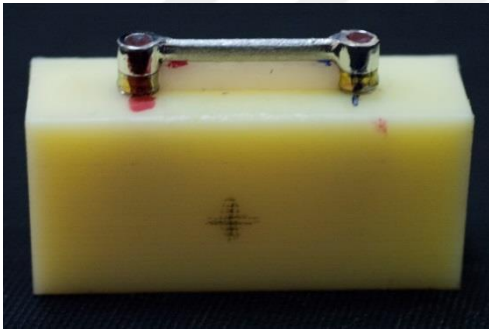
Şekil 3-13 a, b: Döküm cihazı ve ön ısıtma fırını.

3.4. Analogların yerleştirilmesi ve patriks parçaların hazırlanması

CNC yardımıyla yuvaları hazırlanmış olan patriks parçaların taşıyıcısı analoglar(SKY-1A40, Bredent Medikal, Senden, Almanya) polietilen bloklara yerleştirilmiştir (Şekil 3-14). Sonrasında top başlı (Bredent Medikal, Senden, Almanya), bar ve Tisi.Snap (Bredent medikal, Senden, Almanya) ataşmanlar analoglar üzerine 25 N ile torklanmış ve 4 adet model oluşturulmuştur (Şekil 3-15- 18).



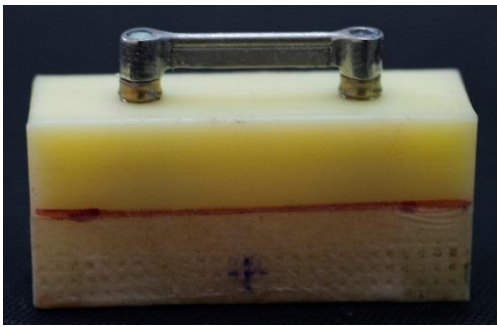
Şekil 3-14: Analogların bloğa yerleştirilmesi.



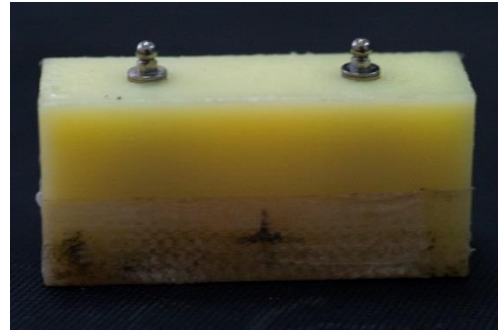
Şekil 3-15: Dolder bar tutucu ile hazırlanmış blok.



Şekil 3-16: Tisi.snap tutuculu hazırlanmış blok.



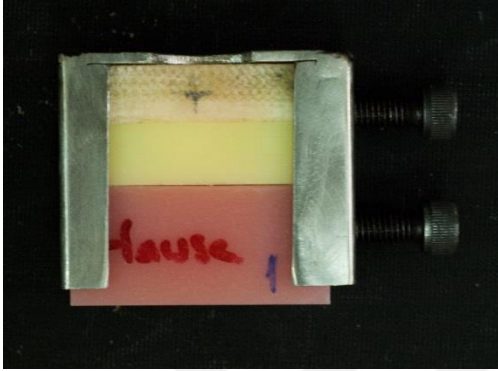
Şekil 3-17: Hader bar tutucu ile hazırlanmış blok .



Şekil 3-18: Top başlı tutucu ile hazırlanmış blok.

3.5. Tutucu Materyallerin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi ve Polimerizasyonu

Protez içinde kalacak tutucu materyallerin hazırlanmasından önce, polimerizasyon ve birleştirme işleminin standart olabilmesi için CNC tezgahında iki bloğun tam olarak birbirine uyacak şekilde sabitlenmesine yardımcı bir parça tasarlandı. Bu parça ile standart olarak tüm bloklar aynı açı ve giriş yoluyla birleştirildi (Şekil 3-19 a, b).



Şekil 3-19a



Şekil 3-19b

Şekil 3-19a, b: Blokların standart polimerizasyonu için tasarlanmış parça.

Tablo 3-1: Materyal Bilgileri

<u>Ürün İsmi</u>	<u>Ürün İçeriği</u>	<u>Üretici Firma</u>	<u>Kullanım Sekli</u>	<u>Sertlik Derecesi</u>	<u>Lot Numarası</u>	<u>Primer</u>
Retention.sil200	Vinil polisiloksan	Bredent medical, Senden, Germany	Uygulama süresi 1-2 dakika. Sertleşme süresi 3 dakikadır	25	LOT399255	Multisil Primer
Retention.sil400	polisiloksan	Bredent medical, Senden, Germany	Uygulama süresi 1-2 dakika. Sertleşme süresi 3 dakikadır	50	LOT399255	Multisil Primer
Retention.sil600	Vinil polisiloksan	Bredent medical, Senden, Germany	Uygulama süresi 1-2 dakika. Sertleşme süresi 3 dakikadır	65	LOT399255	Multisil Primer
GC Reline Soft	Vinil polisiloksan	GC Aichi Japan	Uygulama süresi 2 dakika. Sertleşme süresi 4 dakikadır.	48	LOT 1403101	GC Reline Primer
Mucopren	Vinil polisiloksan	Kettenbach, Eschenburg ,Germany	Uygulama süresi2-3 dk. Sertleşme süresi 3-5 dk.	28	LOT 130821	Mucopren Adhesive

Çalışmamızda silikon içerikli tutucu materyal olarak Retention.sil 200, Retention.sil 400, Retention.sil 600 (REF 580RT Set, Bredent medikal, Senden, Almanya) Gc Reline Soft (GC, Aichi, Japonya) ve Mucopren Soft (Kettenbach, Eschenburg, Germany) kullanılmıştır (Şekil3-20-22) (Tablo 3-1).



Şekil 3-20: Mucopren Soft (Kettenbach) yumuşak astar materyali.



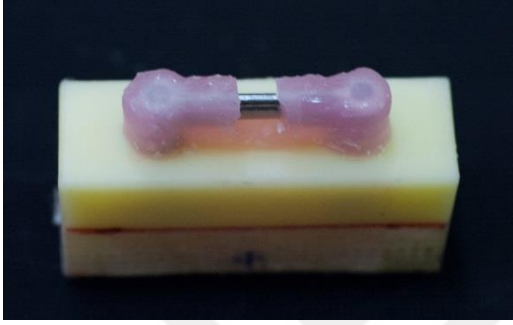
Şekil 3-21: Gc Reline Soft (GC) yumuşak astar materyali.



Şekil 3-22: Retantion.sil (Bredent) tutucu silikon materyali.

Bunlar haricinde geleneksel tutucu olarak O-ring tutucu (REF SKY-OR50, Bredent Medikal, Senden, Almanya), Metal matriks tutucu (REF

SKYGM225,Bredent Medikal, Senden, Almanya) ve sarı teflon bar-klip (REF 43006350,Bredent Medikal, Senden, Almanya) kullanılmıştır. Bar-klip ataşmanda bağlama işlemi öncesinde barın bağlı olduğu blok ile CNC’de hazırlanmış olan matriks blok içi mucopren ile doldurularak blokları hizalayan ara yüze bağlandı. Barın etrafında homojen kalınlıkta elde edilen silikon yer tutucu bar-klip için yer açılacak kadar bistüri ile kesildi. Klip barın üstüne yerleştirildikten sonra kliplerin bağlanacağı bloklar aynı arayüz kullanılarak otopolimerizan akrilik ile bağlandı (Şekil3-23a, b) (Şekil3-24).

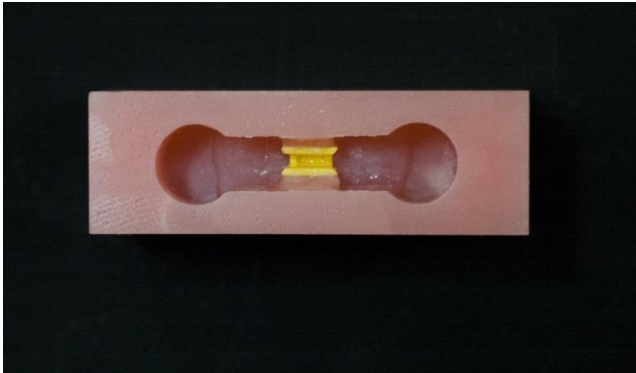


Şekil 3-23a



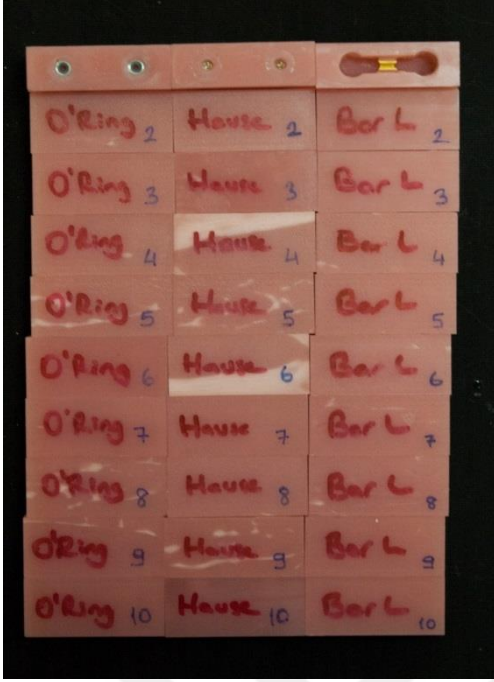
Şekil 3-23b

Şekil 3-23a, b: Polimerizasyon öncesi bar tutucu block out işlemi



Şekil 3-24: Polimerizasyon sonrası sarı teflon tutucu

Tüm silikon tutucu materyallerin hazırlanmasında üretici firma direktifleri uygulanmıştır. O-ring ve metal matriks için ise ataşmanlar önce küçük bir soğuk akrilik (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau Almanya) akrilik parçası yerleştirilerek tutuculuk gerçekleştirildi. Blokların birbirine tam uyumu ve matriks ve patriksin tutuculuğu gerçekleştirildikten sonra geriye kalan boşluklar tekrar soğuk akrilikle tamamlandı. Polimerizasyon ve bağlama işlemleri sonrası örnekler gruplara ayrılarak test öncesi hazır hale getirildi (Şekil 3-(25-31)).



Şekil 3-25: Sarı teflon tutucu, o-ring ve metal matriks grupları



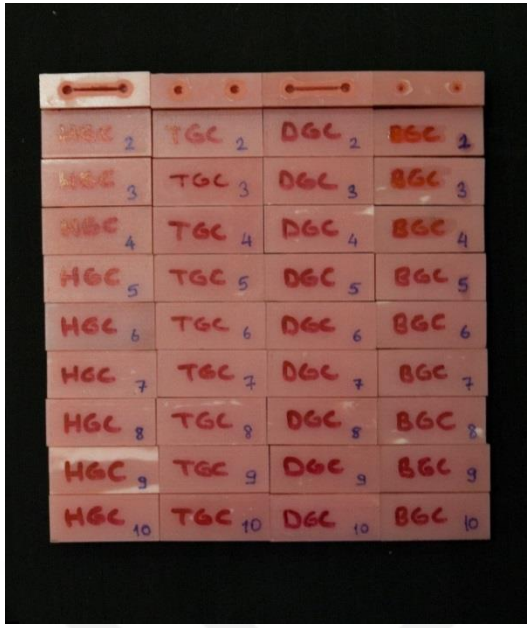
Şekil 3-26: Retention.sil 200 grupları



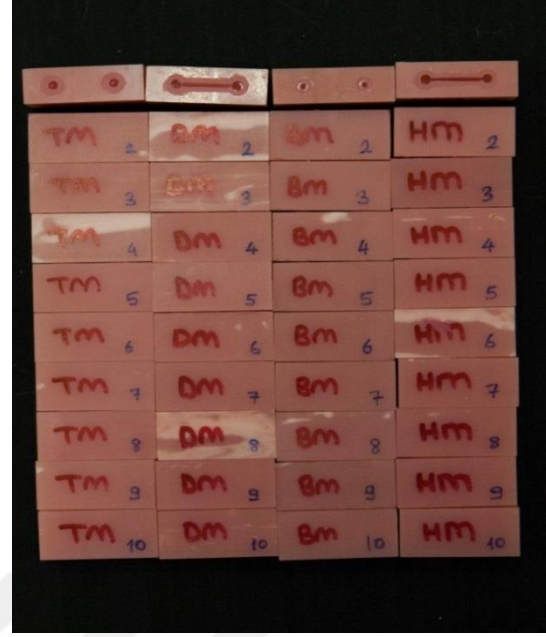
Şekil 3-27: Retention.sil 600 grupları .



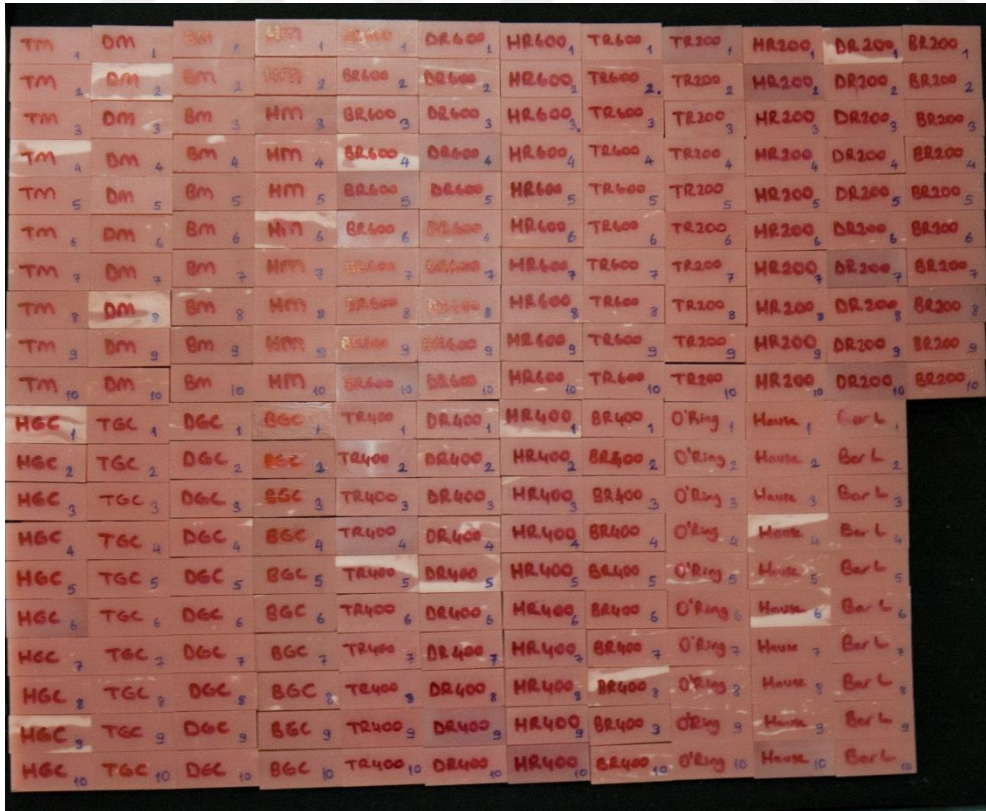
Şekil 3-28: Retention.sil 400 grupları.



Şekil 3-29: Gc reline soft grupları.



Şekil 3-30: Mucopren soft grupları.



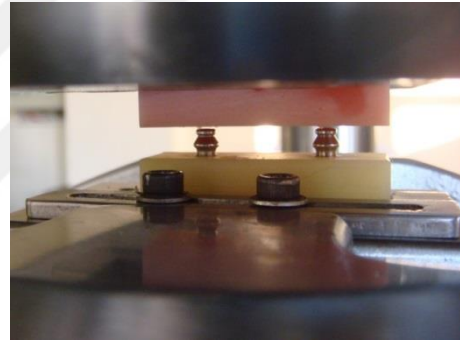
Şekil 3-31: Polimerizasyon sonrası 230 örnek ve tüm gruplar.

3.6. Örneklerin Tutuculuk ve Yorma Testlerinin Yapılması

Çalışmamızda tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri iki farklı ünite üzerinde yapılmıştır. Tutuculuk testleri İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak ve Uzay Bilimleri Fakültesi'ndeki Kompozit ve Yapı Laboratuvarı'ndaki MTS 322 Test Frame cihazı (MTS Systems, A.B.D) ile yapılmıştır (Şekil 3-32a, b). Yorma işlemi ise 4 kollu SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4 çiğneme simülatörü (SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-33a, b).



Şekil 3-32a: MTS 322 Test Frame Cihazı



Şekil 3-32b: Tutuculuk ölçümleri



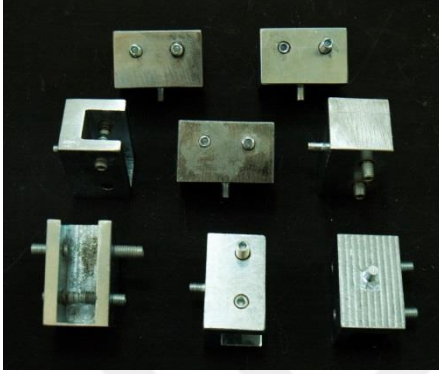
Şekil 3-33a



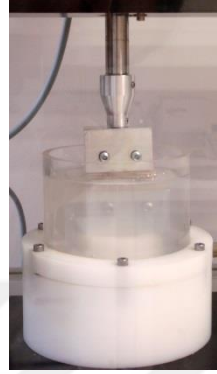
Şekil 3-33b

Şekil 3-33a, b: SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.

Başlangıç tutuculuk değerlerinin ölçümü ve kaydedilmesinden sonra örnekler yorma işlemine tabii tutulmuştur. Yorma işlemi yapay tükürük solüsyonu (Fusuyama) içerisinde gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada örneklerin cihaz ile bağlanabilmesi için CNC tezgahı ile ara parçalar tasarlanmış ve üretilmiştir (Şekil 3-34a, b).



Şekil 3-34a



Şekil 3-34b

Şekil 3-34a, b: Örnekleri cihaza bağlamak için üretilen ara parçalar.

Günlük 5 kez takma-çıkarma değeri referans alınarak 1 yıllık sıklusa karşılık gelen toplam 1825 siklus yorma uygulanmıştır. Yorma sonrasında 1.yıl sonu tutuculuk değerleri ölçülmüştür. Testin devamında 2 yıllık yormaya karşılık gelen 3650 sıklusa devam edilmiş ve yeniden tutuculuk değerlerine bakılmıştır (56,84). Örnekler 1kN yükü yorulmuş ve 50mm/min hızla çekilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir (22,82,84,109).

3.7. İstatistik inceleme

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 değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında atışman ve tutucunun retansiyon kuvveti üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two-way ANOVA testi kullanıldı. Devam testleri olarak Oneway Anova testi ve post hoc değerlendirmelerinde Tukey HSD test ve/veya Tamhane's T2 test kullanıldı. Grup için başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl retansiyon kuvvetlerinin değerlendirilmesinde Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi ve ikili karşılaştırmalarında Bonferroni testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Tablo 4-1: Ataşman ve tutucu tipinin retansiyon kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

	Retansiyon Kuvveti (N)		
	Başlangıç	1.Yıl	2.Yıl
Ataşman	0,001**	0,001**	0,001**
Tutucu	0,001**	0,001**	0,001**
Ataşman*Tutucu	0,001**	0,001**	0,001**
<i>Two-way ANOVA Test</i>	<i>* p<0.05</i>	<i>** p<0.01</i>	

Tablodaki değerlere göre;

Ataşman tipine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıldaki retansiyon kuvveti düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık vardır ($p<0.01$).

Tutucu tipine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıldaki retansiyon kuvveti düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık vardır ($p<0.01$).

Ataşman ve tutucunun retansiyon kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Ataşman ve tutucu bir arada retansiyon kuvvetini etkilemektedir.

Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları aşağıda görüldüğü gibidir.

Tablo 4-2: Tutucularda ayrı ayrı ataşman tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Tutucu	Retansiyon Kuvveti (N)	Top Başlı Ataşman Ort±SS	Tisi.Snap Ort±SS	Hader Bar Ort±SS	Dolder Bar Ort±SS	¹ p	Post-Hoc
Retention. Sil 200	Başlangıç	3,9±0,48	9,95±1,43	11,4±2,54	11,3±1,59	0,001**	a<b,c,d**
	1.yıl	3,79±0,52	9,14±1,07	9,22±1,33	8,53±1,42	0,001**	a<b,c,d**
	2.yıl	2,91±0,67	4,85±2	8,03±1,02	8,26±1,67	0,001**	a,b<c,d**
	² p	0,003**	0,001**	0,033*	0,001**		
	Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	T0,T1>T2**	T0>T2*	T0>T1,T2**		
Retention. Sil 400	Başlangıç	5,46±0,61	18,72±1,04	18,58±1,52	21,78±1,37	0,001**	a<b,c,d**, b,c<d**
	1.yıl	4,44±0,71	18,61±1,64	17,34±2,27	19,41±1,34	0,001**	a<b,c,d**, c<d*
	2.yıl	4,14±0,46	11,78±1,17	15,5±1,24	19,13±2,9	0,001**	a<b,c,d**, b<d**, c<d*, c>b**
	² p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**		
	Post-Hoc	T0>T1,T2**	T0,T1>T2**	T0>T2**	T0>T1,T2**		
Retention. Sil 600	Başlangıç	9,44±0,69	29,8±1,26	28,94±3,65	33,02±2,46	0,001**	a<b,c,d**, b<d*
	1.yıl	9,3±0,51	29,45±2,1	23,14±1,41	31,02±2,52	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
	2.yıl	6,93±1,05	25,52±3,22	21,5±1,98	28,01±3,06	0,001**	a<b,c,d**, b>c*, c<d**
	² p	0,001**	0,012*	0,001**	0,003**		
	Post-Hoc	T0,T1>T2**	T0>T2*, T1>T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**, T1>T2*		
Mucopren Soft	Başlangıç	5,62±0,83	17,78±3,93	17,92±2,36	19,66±0,82	0,001**	a<b,c,d**
	1.yıl	5,44±0,45	17,74±3,74	13,42±0,72	16,78±0,99	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
	2.yıl	3,55±0,69	16,53±1,45	13,03±1,24	14,48±1,59	0,001**	a<b,c,d**, b>c,d**
	² p	0,001**	0,457	0,001**	0,001**		
	Post-Hoc	T0>T1,T2**	-	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**		
GC Soft Reline	Başlangıç	6,87±0,51	21,62±1,14	19,31±1,84	23,12±1,1	0,001**	a<b,c,d**, b>c*, c<d**, b<d*
	1.yıl	6,79±0,81	21,16±1,22	16,38±0,78	20,07±0,93	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
	2.yıl	4,39±1,25	20,47±2,88	14,15±3,05	19,85±1,16	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
	² p	0,002**	0,315	0,001**	0,001**		
	Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	-	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**		
O-ring	Başlangıç	14,61±2,93					
	1.yıl	13,82±3,15					
	2.yıl	12,04±3,68					
	² p	0,200					
	Post-Hoc	-					
Metal Matriks	Başlangıç	33,43±6,37					
	1.yıl	28,3±8,54					
	2.yıl	24,8±7,11					
	² p	0,011*					
	Post-Hoc	T0>T2**					
Bar Lastiği	Başlangıç			8,48±1,95			
	1.yıl			6,6±1,23			
	2.yıl			6,36±0,9			
	² p			0,049*			
	Post-Hoc			T0>T2*			

¹Oneway ANOVA Test

² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

*p<0.05

**p<0.01

a: Top Başlı Ataşman, b: Tisi.Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar

T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl

Retention.Sil 200 tutucusunda,(Tablo 4-3),Şekil(4-1)'de görüldüğü gibi; ataşmanların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Tisi.Snap, Hader Bar ve Dolder Bar ataşmanlarının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Ball ataşmanın 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Tisi.Snap, Hader Bar ve Dolder Bar ataşmanlarının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Tisi.Snap ataşmanın 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Hader Bar ($p:0.003$) ve Dolder Bar ($p:0.004$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ve Dolder Bar ataşmanlarının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Top başlı ve Tisi.Snap ataşmanlarının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Retention.Sil 200 tutucusunda Top başlı ataşman kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.003$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl

sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.021$; $p<0.05$).

Retention.Sil 200 tutucusunda Tisi.Snap ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

Retention.Sil 200 tutucusunda Hader Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.033$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.023$; $p<0.05$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Retention.Sil 200 tutucusunda Dolder Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.001$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4-3: Retention.Sil 200 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Retention.Sil 200	Retansiyon Kuvveti (N)				¹ p	Post-Hoc
	Top Başlı atasman	Tisi.Snap	Hader Bar	Dolder Bar		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	3,9±0,48	9,95±1,43	11,4±2,54	11,3±1,59	0,001**	a<b,c,d**
1.yıl	3,79±0,52	9,14±1,07	9,22±1,33	8,53±1,42	0,001**	a<b,c,d**
2.yıl	2,91±0,67	4,85±2	8,03±1,02	8,26±1,67	0,001**	a,b<c,d**
² p	0,003**	0,001**	0,033*	0,001**		
Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	T0,T1>T2**	T0>T2*	T0>T1,T2**		

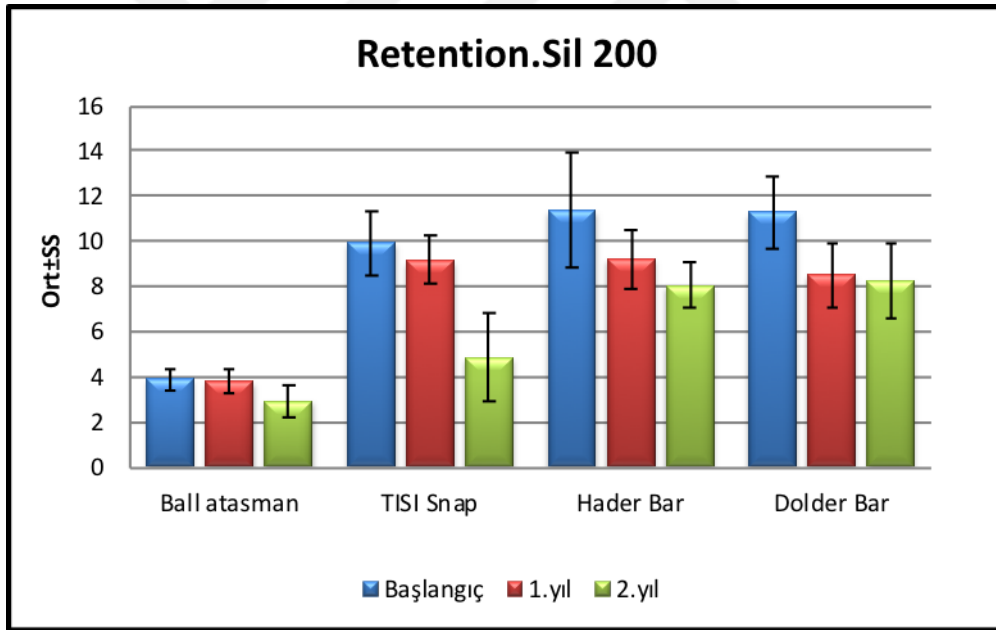
¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

*p<0.05

**p<0.01

a: Top başlı Ataşman, b: Tisi.Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar

T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-1: Retention.Sil 200 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Retention.Sil 400 tutucusunda,(Tablo 4-4),Şekil(4-2)'de görüldüğü gibi; ataşmanların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı

ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Hader Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Hader Bar ($p:0.031$) ataşmanından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Hader Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Hader Bar ($p:0.020$) ataşmanlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$, $p<0.05$). Hader Bar ataşmanının 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ataşmanından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

Retention.Sil 400 tutucusunda Top başlı ataşman kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıça göre

1.yıl ($p:0.009$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.001$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Retention.Sil 400 tutucusunda Tisi.Snap ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

Retention.Sil 400 tutucusunda Hader Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

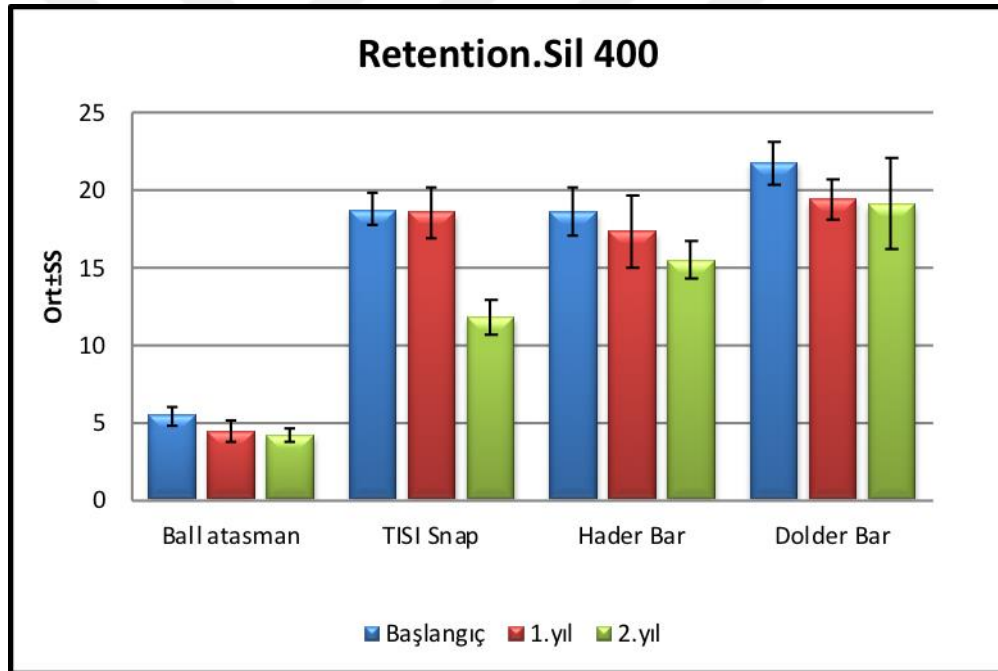
Retention.Sil 400 tutucusunda Dolder Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.009$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4-4: Retention.Sil 400 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Retention.Sil 400	Retansiyon Kuvveti (N)				¹ p	Post-Hoc
	Top Başlı atasman	Tisi.Snap	Hader Bar	Dolder Bar		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	5,46±0,61	18,72±1,04	18,58±1,52	21,78±1,37	0,001**	a<b,c,d**, b,c<d**
1.yıl	4,44±0,71	18,61±1,64	17,34±2,27	19,41±1,34	0,001**	a<b,c,d**, c<d*
2.yıl	4,14±0,46	11,78±1,17	15,5±1,24	19,13±2,9	0,001**	a<b,c,d**, b<d**, c<d*, c>b**
²p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**		
Post-Hoc	T0>T1,T2**	T0,T1>T2**	T0>T2**	T0>T1,T2**		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0.05 **p<0.01

a: Top Başlı Ataşman, b: Tisi.Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-2: Retention.Sil 400 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Retention.Sil 600 tutucusunda ,(Tablo 4-5),Şekil(4-3)'de görüldüğü gibi;

Ataşmanların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ataşmanından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.017$; $p<0.05$). Hader Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Hader Bar ve Dolder Bar ataşmanlarının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.039$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$, $p<0.01$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 2.yılın

sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Retention.Sil 600 tutucusunda Top başlı ataşman kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

Retention.Sil 600 tutucusunda Tisi.Snap ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.012$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.011$; $p<0.05$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.006$; $p<0.01$).

Retention.Sil 600 tutucusunda Hader Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.009$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Retention.Sil 600 tutucusunda Dolder Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.003$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.004$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.002$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.011$; $p<0.05$).

Tablo 4-5: Retention.Sil 600 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Retention.Sil 600	Retansiyon Kuvveti (N)				¹ p	Post-Hoc
	Top Başlı atasman	Tisi.Snap	Hader Bar	Dolder Bar		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	9,44±0,69	29,8±1,26	28,94±3,65	33,02±2,46	0,001**	a<b,c,d**, b<d*
1.yıl	9,3±0,51	29,45±2,1	23,14±1,41	31,02±2,52	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
2.yıl	6,93±1,05	25,52±3,22	21,5±1,98	28,01±3,06	0,001**	a<b,c,d**, b>c*, c<d**
² p	0,001**	0,012*	0,001**	0,003**		
Post-Hoc	T0,T1>T2**	T0>T2*, T1>T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**, T1>T2*		

¹ Oneway ANOVA Test

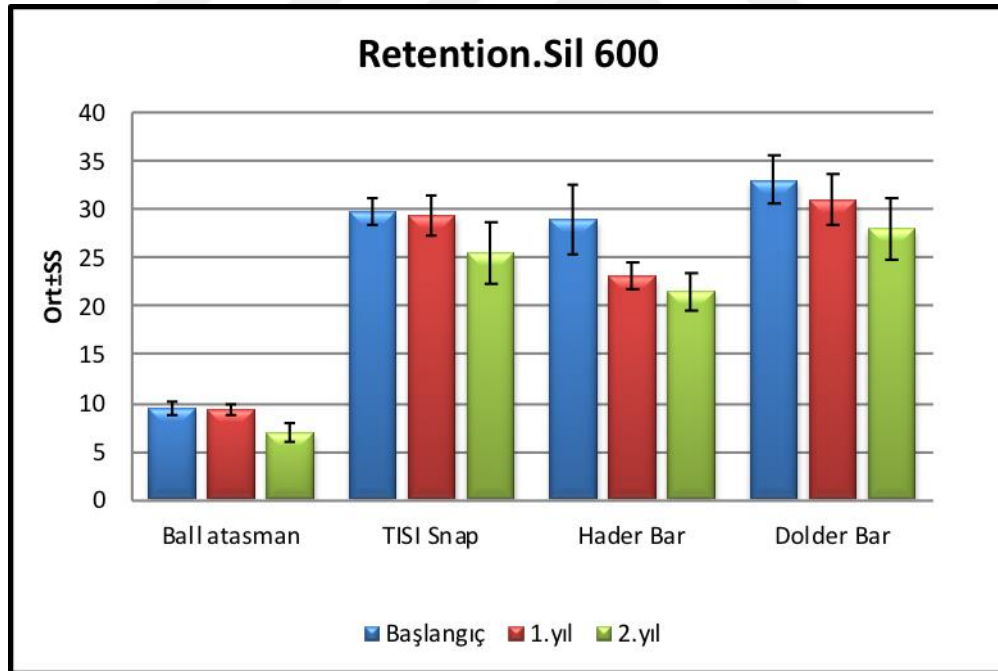
² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

*p<0.05

**p<0.01

a: Top Başlı Ataşman, b: Tisi.Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar

T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-3: Retention.Sil 600 ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Mucopren Soft tutucusunda ,(Tablo 4-6),Şekil(4-4)'de görüldüğü gibi; ataşmanların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; top başlı ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Tisi.Snap, Hader Bar ve Dolder Bar ataşmanlarının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.004$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Tisi.Snap ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.004$) ataşmanlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ve Hader Bar ataşmanlarının 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Mucopren Soft tutucusunda Top başlı ataşman kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.004$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

Mucopren Soft tutucusunda Tisi.Snap ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.457$; $p>0.05$).

Mucopren Soft tutucusunda Hader Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.001$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Mucopren Soft tutucusunda Dolder Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.001$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.004$; $p<0.01$).

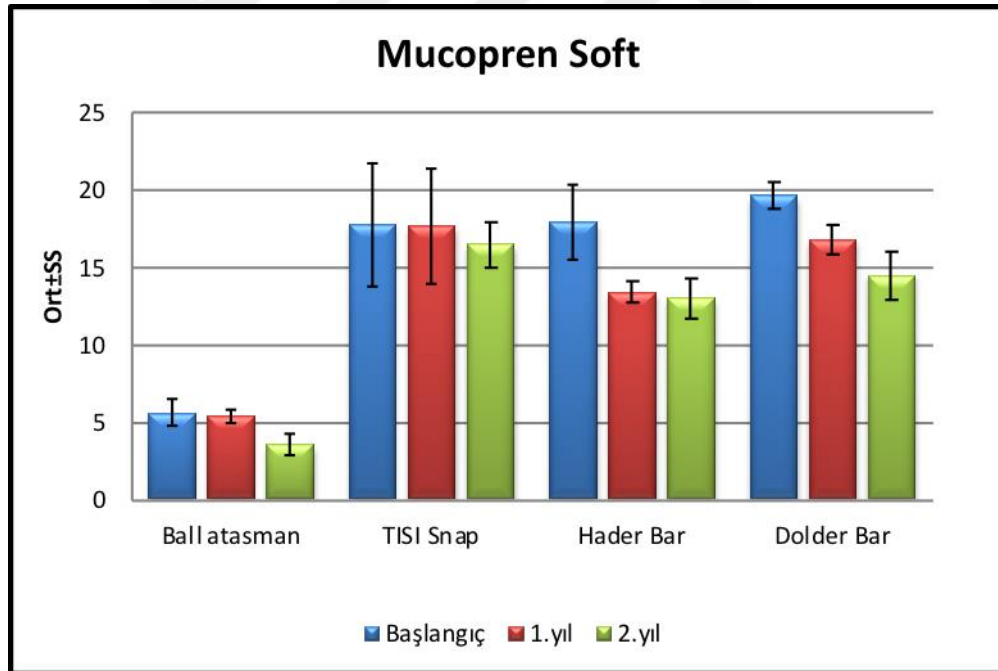
Tablo 4-6: Mucopren Soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Mucopren Soft	Retansiyon Kuvveti (N)				¹ p	Post-Hoc
	Top Başlı atasman	Tisi.Snap	Hader Bar	Dolder Bar		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	5,62±0,83	17,78±3,93	17,92±2,36	19,66±0,82	0,001**	a<b,c,d**
1.yıl	5,44±0,45	17,74±3,74	13,42±0,72	16,78±0,99	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
2.yıl	3,55±0,69	16,53±1,45	13,03±1,24	14,48±1,59	0,001**	a<b,c,d**, b>c,d**
²p	0,001**	0,457	0,001**	0,001**		
Post-Hoc	T0>T1,T2**	-	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

****p<0.01**

a: Top Başlı Ataşman, b: Tisi. Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-4: Mucopren soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

GC Reline Soft tutucusunda ,(Tablo 4-7),Şekil(4-5)'de görüldüğü gibi; ataşmanların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak

anlamli farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.024$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$, $p<0.01$). Tisi.Snap ataşmanın başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Dolder Bar ataşmanından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p:0.047$; $p<0.05$).

Ataşmanların 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.004$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 1.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ataşmanların 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi ataşman tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Top başlı ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$), Hader Bar ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.001$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Hader Bar ataşmanın 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Tisi.Snap ($p:0.001$) ve Dolder Bar ($p:0.004$) ataşmanlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Dolder Bar ve Tisi.Snap ataşmanlarının 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

GC Reline Soft tutucusunda Top başlı ataşman kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.002$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl

sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$). başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda görülen düşüş de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.011$; $p<0.05$).

GC Reline Soft tutucusunda Tisi.Snap ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.315$; $p>0.05$).

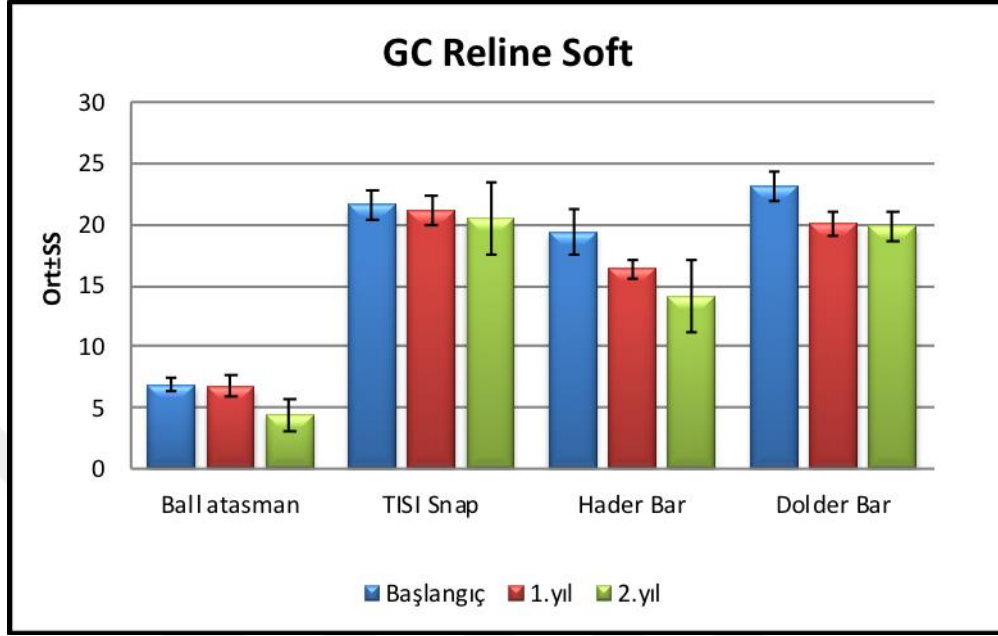
GC Reline Soft tutucusunda Hader Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.001$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

GC Reline Soft tutucusunda Dolder Bar ataşmanı kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıca göre 1.yıl ($p:0.001$) ve 2.yılın sonunda ($p:0.002$) görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 1.yıla göre 2.yılın sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4-7: GC Reline Soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

GC Reline Soft	Retansiyon Kuvveti (N)				¹ p	Post-Hoc
	Top Başlı ataşman	Tisi.Snap	Hader Bar	Dolder Bar		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	6,87±0,51	21,62±1,14	19,31±1,84	23,12±1,1	0,001**	a<b,c,d**, b>c*, c<d**, b<d*
1.yıl	6,79±0,81	21,16±1,22	16,38±0,78	20,07±0,93	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
2.yıl	4,39±1,25	20,47±2,88	14,15±3,05	19,85±1,16	0,001**	a<b,c,d**, b,d>c**
² p	0,002**	0,315	0,001**	0,001**		
Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	-	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi * $p<0.05$ ** $p<0.01$
a: Top Başlı Ataşman, b: Tisi.Snap, c: Hader Bar, d: Dolder Bar T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-5: GC reline soft ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Top Başlı Ataşmanında, (silikon esaslı yumuşak astar tutucular değerlendirildiğinde) (Tablo 4-8);

Tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 400 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 tutucusundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p:0.001$;

$p<0.01$). Retention.Sil 400 ve Mucopren Soft tutucularının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 400 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.006$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 tutucusundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). Retention.Sil 200 ve Retention.Sil 400 tutucularının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.002$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.049$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$, $p<0.05$). Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Diğer tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-8: Ataşmanlarda ayrı ayrı tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Ataşman	Retansiyon Kuvveti (N)	Retention . Sil 200	Retention . Sil 400	Retention . Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft	¹ p	Post-Hoc
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Top Başlı atasman	Başlangıç	3,9±0,48	5,46±0,61	9,44±0,69	5,62±0,83	6,87±0,51	0,001**	a<b,c,d,e**, b<c,e**, c,e>d**, c>e**
	1.yıl	3,79±0,52	4,44±0,71	9,3±0,51	5,44±0,45	6,79±0,81	0,001**	a,b<c,d,e**, c,e>d**, c>e**
	2.yıl	2,91±0,67	4,14±0,46	6,93±1,05	3,55±0,69	4,39±1,25	0,001**	a<b,c**, a<e*, b,d,e<c**
	² p	0,003**	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**		
	Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	T0>T1,T2**	T0,T1>T2**	T0>T1,T2*	T0>T2**, T1>T2*		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

*p<0.05

**p<0.01

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft
T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl

Top Başlı atasmanında, (o-ring ve metal matriks tutucular değerlendirildiğinde) (Tablo 4-9);

Top başlı atasmanın O-ring tutucusu kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Top başlı atasmanında Metal Matriks tutucusu kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.011; p<0.05). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken (p>0.05); başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.006; p<0.01). 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-9: Top Başlı ataşmanında ve O-ring ve Metal Matriks tutucularında başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin grup içi değerlendirilmesi

Top Başlı Ataşman	O-ring Tutucu	Metal Matriks
	Ort±SS	Ort±SS
Başlangıç	14,61±2,93	33,43±6,37
1.yıl	13,82±3,15	28,3±8,54
2.yıl	12,04±3,68	24,8±7,11
P	0,200	0,011*

Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

**p<0.05*

Top Başlı ataşmanında, (tüm tutucular birlikte değerlendirildiğinde) (Tablo 4-10);

Tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001), GC Reline Soft (p:0.001), O-ring (p:0.001) ve Metal Matriks (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Metal Matriks tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001), GC Reline Soft (p:0.001) ve O-ring (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). O-ring tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.006), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). GC Reline Soft tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001) ve Mucopren Soft (p:0.021) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.05; p<0.01). Retention.Sil 400

ve Mucopren Soft tutucularının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$), O-ring ($p:0.001$) ve Metal Matriks ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Metal Matriks tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$) ve O-ring ($p:0.006$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). O-ring tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.028$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$; $p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$) ve Mucopren Soft ($p:0.009$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 tutucusundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.037$; $p<0.05$). Retention.Sil 200 ve Retention.Sil 400 tutucularının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Metal Matriks tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.001$), Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$) ve O-ring ($p:0.004$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.004$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). O-ring

tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.002), Retention.Sil 600 (p:0.033), Mucopren Soft (p:0.001), GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.05; p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.033) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.05; p<0.01). Diğer tutucularının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

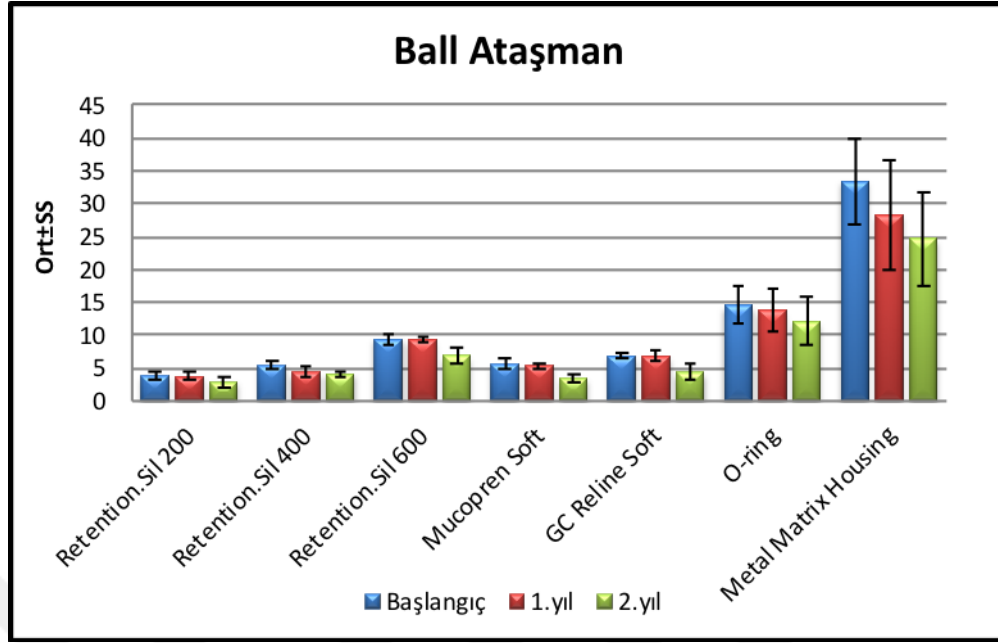
Tablo 4-10: Top Başlı ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Top Başlı Ataşman	Tutucular							¹ p	Post- Hoc
	Retention.Sil 200	Retention.Sil 400	Retention.Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft	O-ring Tutucu	Metal Matriks		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	3,9±0,48	5,46±0,61	9,44±0,69	5,62±0,83	6,87±0,51	14,61±2,93	33,43±6,37	0,001**	a<b,c,d,e,f,g**, b,c,d,e,f<g**, b,c,d,e<f**, b,d,e<c**, b<e**, d<e*
1.yıl	3,79±0,52	4,44±0,71	9,3±0,51	5,44±0,45	6,79±0,81	13,82±3,15	28,3±8,54	0,001**	a<c,d,e,f,g**, b,c,d,e,f<g**, b,d,e<f**, c<f*, c>b,d,e**, b<d*, e>b,d**
2.yıl	2,91±0,67	4,14±0,46	6,93±1,05	3,55±0,69	4,39±1,25	12,04±3,68	24,8±7,11	0,001**	a,b,c,d,e,f<g**, a<b,c,d**, b,d,e<f**, c<f*, b,d<c**, c>e*
² p	0,003**	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**	0,200	0,001**		
Post-Hoc	T0>T2**, T1>T2*	T0>T1,T2**	T0,T1>T2**	T0>T1,T2**	T0>T2**, T1>T2*	-	T0>T2**		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

**p<0.01

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft, f: O-ring Tutucu, g: Metal Matriks T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-6: Top Başlı ataşmanda tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Tisi.Snap Ataşmanında,(Tablo 4-11),Şekil(4-7)'de görüldüğü gibi; tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.032$) ve Mucopren Soft ($p:0.002$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$, $p<0.01$). Retention.Sil 400 ve Mucopren Soft tutucularının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu

tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Mucopren Soft tutucusundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.009$; $p<0.01$). Diğer tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$) ve Mucopren Soft ($p:0.002$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 tutucusundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

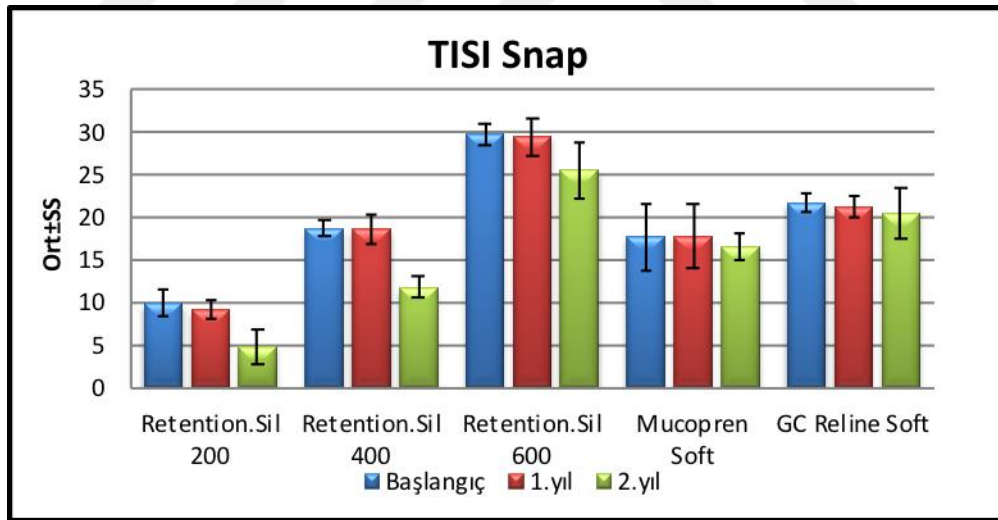
Tablo 4-11: Tisi.Snap ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Tisi.Snap	Tutucular					¹ p	Post-Hoc
	Retention. Sil 200	Retention. Sil 400	Retention. Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	9,95±1,43	18,72±1,04	29,8±1,26	17,78±3,93	21,62±1,14	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b<e*, d<e**
1.yıl	9,14±1,07	18,61±1,64	29,45±2,1	17,74±3,74	21,16±1,22	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, d<e**
2.yıl	4,85±2	11,78±1,17	25,52±3,22	16,53±1,45	20,47±2,88	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b,d<e**, d>b**
²p	0,001**	0,001**	0,012*	0,457	0,315		
Post-Hoc	T0,T1>T2**	T0,T1>T2* *	T0>T2*, T1>T2**	-			

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0.05 **p<0.01

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft

T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-7: Tisi.snap ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Hader Bar Ataşmanında; (silikon esaslı yumuşak astar tutucular değerlendirildiğinde) (Tablo 4-12); tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili

karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Diğer tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Mucopren Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.003) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). GC Reline Soft ve Retention.Sil 400 tutucularının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 400 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Mucopren Soft

tutucusundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.003$; $p<0.01$). Mucopren Soft ve GC Reline Soft tutucularının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-12: Ataşmanlarda ayrı ayrı tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Ataşman	Retansiyon Kuvveti (N)	Retention. Sil 200	Retention. Sil 400	Retention. Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft	¹ p	Post-Hoc
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Hader Bar	Başlangıç	11,4±2,54	18,58±1,52	28,94±3,65	17,92±2,36	19,31±1,84	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**
	1.yıl	9,22±1,33	17,34±2,27	23,14±1,41	13,42±0,72	16,38±0,78	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b,e>d*
	2.yıl	8,03±1,02	15,5±1,24	21,5±1,98	13,03±1,24	14,15±3,05	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b>d**
	² p	0,033*	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**		
	Post-Hoc	T0>T2*	T0>T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2* *	T0>T1,T2* *		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi * $p<0.05$ ** $p<0.01$

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft
T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl

Hader Bar ataşmanında,(bar lastiği tutucusu değerlendirildiğinde)(Tablo 4-13); hader bar ataşmanında bar lastiği tutucusu kullanıldığında; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.049$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi dönemden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; başlangıç ve 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); başlangıça göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.048$; $p<0.05$). 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-13: Hader Bar ataşmanında ve Bar Lastiği tutucusunda başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin grup içi değerlendirilmesi

Hader Bar	Bar Lastiği
	Ort±SS
Başlangıç	8,48±1,95
1.yıl	6,6±1,23
2.yıl	6,36±0,9
P	0,049*

Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

**p<0.05*

Hader bar ataşmanında, (tüm tutucular birlikte değerlendirildiğinde)(Tablo4-14); tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 600 tutucusunun başlangıç retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 (p:0.001), Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001), GC Reline Soft (p:0.001) ve Bar lastiği (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Bar lastiği tutucusunun başlangıç retansiyon ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Diğer tutucularının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 600 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 (p:0.001), Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001), GC Reline Soft (p:0.001) ve Bar lastiği (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Bar lastiği tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 200

($p:0.004$), Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 400 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.001$) ve Mucopren Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.001$) ve Mucopren Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 tutucusundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). Diğer tutucularının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.001$), Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$) ve Bar lastiği ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Bar lastiği tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.018$), Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$), GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$; $p<0.01$). Retention.Sil 400 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Retention.Sil 200 ($p:0.001$) ve Mucopren Soft ($p:0.005$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon ortalaması, Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Diğer tutucularının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-14: Hader Bar ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Hader Bar	Tutucular						¹ p	Post-Hoc
	Retention.Sil 200	Retention.Sil 400	Retention.Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft	Bar Lastığı		
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	11,4±2,54	18,58±1,52	28,94±3,65	17,92±2,36	19,31±1,84	8,48±1,95	0,001**	a,b,d,e,f<c**, b,d,e>f**, a<b,d,e **
1.yıl	9,22±1,33	17,34±2,27	23,14±1,41	13,42±0,72	16,38±0,78	6,6±1,23	0,001**	a,b,d,e,f<c**, a,b,d,e>f**, a,d<b**, a,d<e **, a<d**
2.yıl	8,03±1,02	15,5±1,24	21,5±1,98	13,03±1,24	14,15±3,05	6,36±0,9	0,001**	a,b,d,e,f<c**, a>f*, b,d,e>f**, a,d<b**, d,e>a**
² p	0,033*	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,049*		
Post-Hoc	T0>T2*	T0>T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**	T0>T2*		

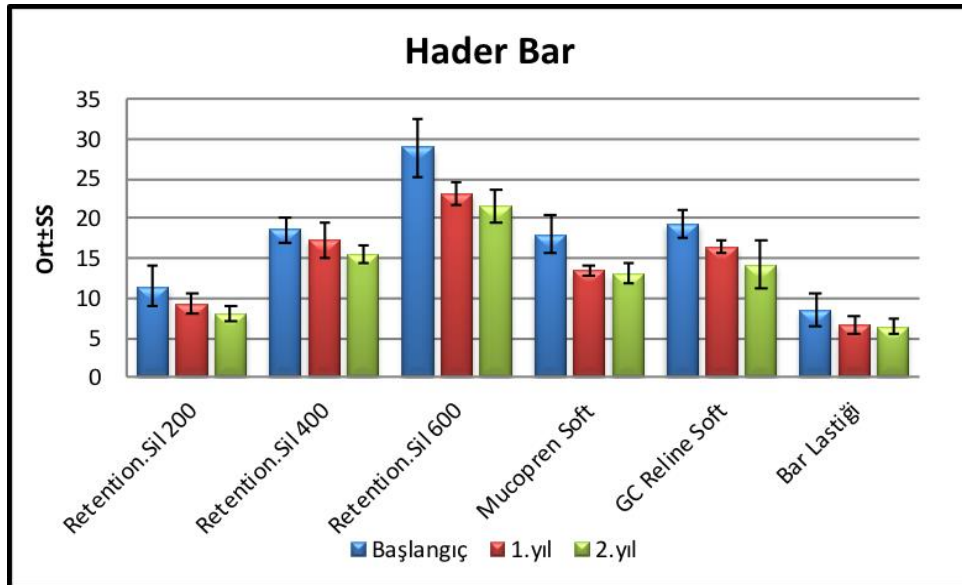
¹ Oneway ANOVA Test

² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi

*p<0.05

**p<0.01

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft, f: Bar Lastığı
T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-8: Hader bar ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

Dolder Bar Ataşmanında,(Tablo 4-15),Şekil(4-9)'de görüldüğü gibi; tutucuların başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun başlangıç retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.008$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft ve Retention.Sil 400 tutucularının başlangıç retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Retention.Sil 600 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). Retention.Sil 600 tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$), Mucopren Soft ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). Mucopren Soft tutucusunun 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 ($p:0.001$) ve GC Reline Soft ($p:0.001$) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). GC Reline Soft ve Retention.Sil 400 tutucularının 1.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucu tipinden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Retention.Sil 200 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması,

Retention.Sil 400 (p:0.001), Retention.Sil 600 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). Retention.Sil 600 tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.001), Mucopren Soft (p:0.001) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). Mucopren Soft tutucusunun 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalaması, Retention.Sil 400 (p:0.005) ve GC Reline Soft (p:0.001) tutucularından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.01). GC Reline Soft ve Retention.Sil 400 tutucularının 2.yıl sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

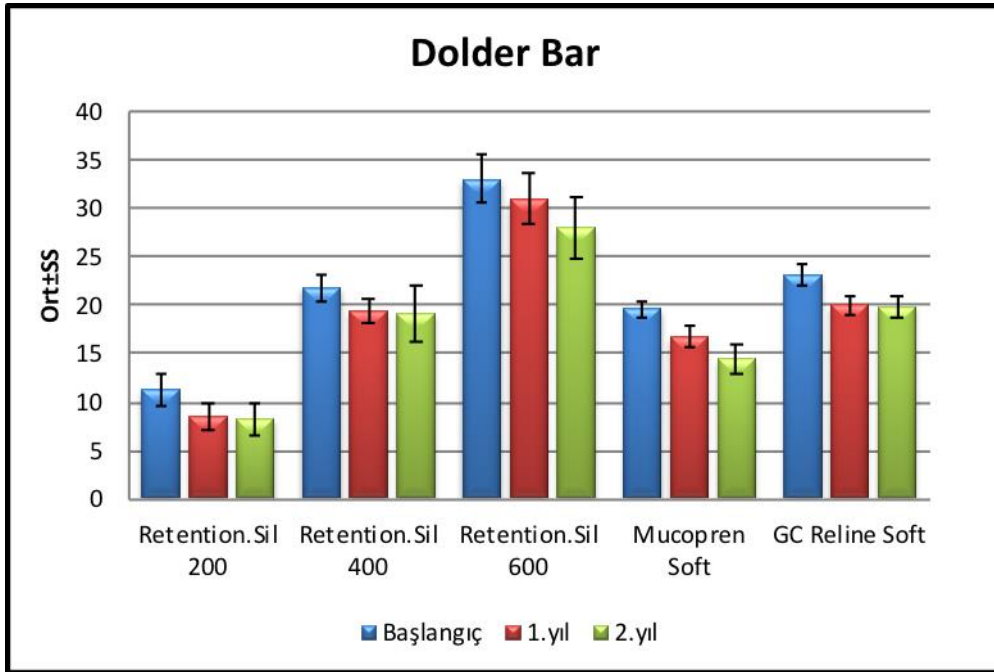
Tablo 4-15: Dolder Bar ataşmanında tutuculara göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin değerlendirilmesi

Dolder Bar	Tutucular						Post-Hoc
	Retention. Sil 200	Retention. Sil 400	Retention. Sil 600	Mucopren Soft	GC Reline Soft	1p	
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS		
Başlangıç	11,3±1,59	21,78±1,37	33,02±2,46	19,66±0,82	23,12±1,1	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b,e>d**
1.yıl	8,53±1,42	19,41±1,34	31,02±2,52	16,78±0,99	20,07±0,93	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b,e>d**
2.yıl	8,26±1,67	19,13±2,9	28,01±3,06	14,48±1,59	19,85±1,16	0,001**	a<b,c,d,e**, b,d,e<c**, b,e>d**
2p	0,001**	0,001**	0,003**	0,001**	0,001**		
Post-Hoc	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**	T0>T1,T2** , T1>T2*	T0>T1,T2**	T0>T1,T2**		

¹ Oneway ANOVA Test ² Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi **p<0.01

a: Retention. Sil 200, b: Retention. Sil 400, c: Retention. Sil 600, d: Mucopren Soft, e: GC Reline Soft

T0: Başlangıç, T1: 1.yıl, T2: 2.yıl



Şekil 4-9: Dolder bar ataşmanında tutucu tiplerine göre başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk düzeylerinin bulunduğu grafik

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

İmplant üstü ataşman sistemleri kullanıldıkça aşınma ve tutuculuk kaybı göstermektedir. Aşınma miktarı ve tutuculuk kaybı birçok faktöre (beslenme alışkanlıkları, pH, hijyen, ısısal değişiklik vb.) bağlı değişkenlik göstermektedir. Ağız ve çiğneme sisteminin komplike oluşu, in-vitro şartların ayarlanarak doğal koşulların taklit edilebilmesini kısıtlamaktadır. İn-vitro çalışmalarda belirlenen koşullar çerçevesinde gerçeğe en yakın test ortamını sağlayabilmek amaçlanmaktadır (12,42).

Tam protezlerde kullanılan implant üstü ataşmanlarda birçok seçenek karşımıza çıkmaktadır. Bu ataşman sistemlerinden top başlı ve bar ataşman sistemi rutinde sıklıkla tercih edilmektedir ve bu sistemlerin tutuculukları ile ilgili literatürde birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalara bakıldığında; Takeshita S. ve ark. top başlı, bar ve magnetik olmak üzere 3 farklı ataşmanın tutuculuk değerlerini karşılaştırmıştır. Ortegon SM.ve ark. paralel ve paralel yerleştirilmemiş implant vakalarında top başlı ataşman sistemlerini değerlendirmişlerdir. Branchi R. ve ark. yapmış oldukları çalışmada top başlı ataşman sistemlerde teflon matriks, titanyum matriks, altın alaşımlı matriks ve o-ring tutucular ile oluşturulan modeller teste tabi tutulmuştur. Tabatabaian F.ve ark. çalışmalarında top başlı, bar-klip ve era olmak üzere üç farklı ataşmanı karşılaştırmışlardır. Rutkunas V. ve ark. çalışmalarında 4 adet stud ve 5 adet manyetik ataşmanı değerlendirmişlerdir. Rodrigues RC. ve ark. iki implant üstü top başlı tutucular üzerinde O-ring ataşman sistemini test etmişlerdir. Pigozzo MN. ve ark. ikisi polimer klip diğer ikisi metal klip olmak üzere dört farklı implant üstü bar ataşman sistemini araştırmışlardır. Türk PE. ve ark. yapmış oldukları çalışmada top başlı ve locator ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmıştır (15,82,84,88,89,106,109,117). Yukarıdaki ataşmanlara ilave olarak matriks sistemi sadece vinilpolisiloksan astar materyalinden oluşan Tisi.Snap ataşman sistemi Schweyen ve ark. tarafından araştırılmış, tek implant üzerinde Tisi.snap patriksi ve değişik sertlik derecesine sahip tutucu silikon materyali in vitro şartlarda değerlendirilmiştir (96).

Yumuşak astar maddelerinin matriks olarak kullanımı literatürde yeni değildir. Yumuşak astar matriks materyali olarak laboratuvarında uygulanan silikon esaslı astar maddeleri ve hasta başında uygulanan vinilpolisiloksan astar maddeleri şeklinde gruplandırılabilir (2,29,30,31,32,33,34,47,56,60,86,96). Bu konudaki öne çıkan in-vivo çalışmalara bakıldığında;

Elsyad MA. ve ark.'nın 2010-2017 yılları arasında alt-üst tam dişsiz hasta grubu üzerinde yapmış oldukları randomize-kontrollü klinik çalışmalarda, yumuşak astar ve bar klip ataşman kullanılarak hazırladıkları bar-implant destekli alt protezlerde çeşitli kriterleri değerlendirmiş ve karşılaştırmışlardır. Araştırmanın bir yıllık sonuçlarında; yumuşak astar kullanılan kişilerde peri-implant plak skoru, gingival skor, sondalama derinliği, dikey ve yatay kemik kaybı gibi parametrelerin bar-klip ataşman kullanan kişilere göre anlamlı olarak azaldığı belirtilmiştir (32). Araştırmanın üç yıllık sonuçlarında; üst çene protezin konforu, stabilitesi ve hijyen prosedürlerinin kolaylığı açısından yumuşak astar materyali; protezin kullanım kolaylığı açısından bar-klip ataşmanın daha iyi sonuç verdiği ve yumuşak astar materyalinin klipslere göre daha az protetik komplikasyon gösterdiği belirtilmiştir (33).

Araştırmanın beş yıllık sonuçlarına bakıldığında; üst çene ön bölgede yumuşak astar grubunda bar-klip grubuna göre daha az kemik kaybı bulunmuştur. Bunun nedeni ise yumuşak astar materyallerinin gelen kuvvetleri absorbe ederek kuvvetleri daha dengeli dağıtmasına bağlanmıştır (29). Araştırmanın yedi yıllık sonuçlarında; zaman içerisinde plak indeksi ve sondalama derinliğinin bar klip kullanılan hastalarda arttığı, yumuşak astar kullanılan hastalarda ise azaldığı belirtilmiştir. 7 yıllık takip sonucunda periodontal sağlık ve protetik komplikasyon açısından implant üstü bar ataşmanlı protezlerde yumuşak astar materyalinin kullanımı tavsiye edilmiştir (31). Yukarıdaki çalışmaların devamı niteliğinde yapılan retrospektif çalışmada ise; posterior mandibular rezidüel kret rezorpsiyonu panoramik radyografilerde karşılaştırılarak değerlendirilmiş ve çalışmanın sonucunda 7 yıllık kullanım süresinin ardından, bar-klip ataşman kullanılan gruplar posterior mandibular kret rezorpsiyonu açısından yumuşak astar materyali ile karşılaştırıldığında daha başarılı bulunmuştur . Bunu yumuşak astar ile olan grupta fonksiyon esnasında oluşabilecek rotasyonel kuvvetlerin,posterior bölgeye gelecek baskıyı arttıracak ve bu sayede bu bölgede daha fazla rezorpsiyon oluşabileceği görüşüne bağlamışlardır (30).

Gibreel M. ve ark. yapmış oldukları 1 yıllık klinik çalışmada, alt posterior bölgede kanin ve birinci molar bölgelerine yerleştirilmiş implantlar arası sağ sol segmentte ayrı ayrı hazırlanan iki bar destekli protezi otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar ve bar klip kullanılarak bağlamış ve implant çevresi dokularının sağlığını değerlendirmişlerdir. Sonucunda bar-klip ataşman kullanılan kişilerde peri-implant plak skoru, kanama skoru, sondalama derinliği gibi parametrelerin yumuşak astar kullanan kişilere göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Ayrıca implant çevresi yumuşak doku sağlığı açısından yumuşak astarlar bar klibe göre daha başarılı bulunmuştur (47).

Bu konudaki öne çıkan in-vitro çalışmalara bakıldığında; Kubo K. ve ark. yapmış oldukları çalışmada top başlı ataşman üzerinde silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin mekanik özelliklerini, ataşmanlar üzerindeki başlangıç tutuculuklarını ve zamanla tutuculuk kuvvetindeki azalmayı incelemişlerdir. Sonucunda sertliğin implant üstü protezlerde ilk tutuculuk kuvvetini etkilediği ve protez yerleştirilirken oluşan baskıdaki gerilimin 3 yıllık simülasyonda tutuculuk kuvvetini azalttığı belirtilmiştir (60). Schweyen ve ark. yapmış oldukları çalışmada; farklı sertliklerdeki vinil polisiloksan yapısındaki tutucu silikon materyalini, bu tutucu için özel olarak tasarlanan Tisi-Snap ataşman üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda kontrol grubu olan locatorda %58 oranında tutuculuk kaybı yaşanırken silikon tutucularda yorma ve termal siklus sonrasında anlamlı tutuculuk kaybı bulunmamıştır. Aynı şekilde farklı açıda olanlarda da anlamlı tutuculuk kaybı yaşanmamıştır. Farklı dezenfeksiyon materyalleri içinde tutulan bazı silikon materyallerde tutuculuk kaybı oluşmuştur. Silikon materyalin yeterli tutuculuk sağladığı ve locator ataşmana alternatif bir materyal olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (96). Sudarat Kiat-Amnuay ve ark. yapmış oldukları çalışmada, dişsiz alt çene üzerine 4 implant uygulamış ve bar ataşman modeli oluşturmuşlardır. Sonrasında üzerinde bir akrilik kaide oluşturarak içerisine farklı yumuşak astar materyalleri yerleştirerek, yorma sonrası tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın tartışma ve sonuç kısmında silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin bar tutucu ataşmanlarla yorma öncesi ve sonrasında yeterli tutuculuk gösterdiğini belirtmişlerdir. Akrilik esaslı astar materyallerin ise daha uyumsuz ve yorma sonrası tutuculuk kaybının fazla olduğu belirtilmiştir (56).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında bizim çalışmamızda dört farklı patriks sisteminin (Hader bar dolder bar, top başlı tutucu ve Tisi.snap) kendi matriks sistemleri (O-ring, metal matriks ve clip) ve vinilpolisiloksan beş farklı astar materyali (Retention.Sil 200/400/600, Mucopren Soft ve GC RelineSoft) ile tutuculuklarını karşılaştırılmıştır.

Tam dişsizlik vakaları için 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda "McGill Uzlaşısı" olarak bilinen ortak bir görüş üzerinde tartışılmış ve tam dişsiz hastalarda alt tam protezlerin iki adet kemik içi implantla desteklenmesinin ilk tedavi alternatifi olarak önerilmesi gerektiği belirtilmiştir (39). Bu konsensus 2009 yılında "McGill ve York Uzlaşısı" olarak güncellenmiştir. Bu çerçevede artık iki implant üstü tam protezlerin geleneksel protezlere göre hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi olarak önemli derecede üstün olduğu; bununda bir çok randomize klinik araştırmalarla desteklendiği belirtilmiştir. İki implantın altın standart olmasa bile performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinik zaman açısından minimum standart olması gerektiğine değinilmiştir (113). Bu nedenle çalışmamız iki implant yerleştirilmiş bloklar ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmamıza benzer şekilde Takeshita S. ve ark. (109), Ortegon SM. ve ark. (82), Tabatabaian F.ve ark. (106), Rutkunas V. ve ark. (89), Rodrigues RC. ve ark. (88), Pigozzo MN. ve ark. (84), Türk PE. ve ark. (117), Chen CI. ve ark. (21), Chung HK. Ve ark. (22), Kobayashi M. ve ark. (59), Elsyad MA. ve ark. (29,30,31,32,33,34), Radi IA. ve ark. (86), iki implant yerleştirerek invitro çalışma gerçekleştirmişlerdir. Ancak Branchi R. ve ark. (15), Bayer S. ve ark. (9), Yang CT. ve ark. (124), Kubo K. ve ark. (60), Schweyen ve ark. (96) tek implant üstünde; Taira Y. ve ark. (107) 3 implant üstünde, Gibreel M. ve ark. (47), Sudarat Kiat-Amnuay ve ark. (56) ise 4 implant üstünde çalışma gerçekleştirmişlerdir.

Araştırmamızda silikon kalınlığı literatür ve firma önerisi doğrultusunda 2mm olarak tercih edilmiştir (32). Radi IA. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada kaninler bölgesine implantlar yerleştirilmiş ve silikonun 2mm-4mm kalınlıkta olacağı şekilde model hazırlanmıştı ve şekilde kalınlık artışının stresi ve peri-implanter yumuşak doku hareketini azalttığı ortaya konmuştur (86). Klinik açıdan değerlendirildiğinde materyalin kalınlık artış sonuçlarının daha iyi olmasına rağmen akriliğin incelenmesi, dikey boyut ihtiyacı gibi durumlar göz önüne alındığında uygulanabilirlik açısından kalınlık artışının engel olabileceği öngörülmektedir.

Çalışmamızda implant analoğu kullanılmıştır. Literatürde implantı kullanan çalışmalar olmasına karşın (59,109,124), çalışmamıza benzer şekildeki çalışmalarda implant analogları kullanılmıştır (21,56,96).

Analoglar ve implantların yerleştirildiği materyallerde çeşitlilik göstermektedir. Araştırmalarda alçıya, yüksek yoğunluklu polietilen bloklara, alüminyuma, polyvinyl klorid bloklara veya akrilik rezin bloklara yerleştirilmiştir (15,21,22,59,88). Bizim çalışmamızda oluşturduğumuz modelde iki implant analoğu polietilen bloklara gömülerek gerçekleştirilmiştir. Ayrıca çalışmamızda matriks parçaların yerleştirilmesi için sıcak akrilik bloklar kullanılmıştır. Bunun hazırlanması materyal metotta ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Sıcak akrilik blokların kullanılması, ağız içi şartlarda kullanılan akriliği tam olarak yansıtmayı amacıyla tercih edilmiştir.

Çalışma bloklarının oluşturulmasında iki implant arasında 22 mm mesafe kalacak şekilde yerleşeceği 2 adet yuva birbirine paralel olarak CNC’de hazırlanmıştır. Bu mesafe doğal kaninlerin bulunduğu bölgeyi taklit etmektedir (84,101,109,117). Çalışmamızda patriksler analoglara vidalanmıştır. Matriksler akrilik rezin bloklara yerleştirilerek deneyler gerçekleştirilmiştir.

Araştırmalarda değişiklik gösteren bir başka parametre ise ortamın fiziksel koşullarıdır. Çalışmanın kuru yada ıslak ortamda yapılması sürtünme kuvvetini ve tutuculuk kuvvetini etkilemektedir (79). Çalışmamız yapay tükürük solüsyonu (Fusayama) içerisinde gerçekleştirilmiştir. Islak ortamda yapılan benzer çalışmalarda farklı yapay tükürük solüsyonu (9,12,84,96), su (56,98), 0.9% sodyum klorit solüsyonu (59,60) veya demineralize su (89) gibi sıvılar kullanılmıştır. Çalışmamızda yapay tükürük solüsyonu (Fusayama) ; NaCl (0.4 g), KCl (0.4 g), CaCl₂•2H₂O (0.795 g), NaH₂PO₄•2H₂O (0.78 g), Na₂S•9H₂O (0.005 g), üre (1.0 g) and distile su (1,000 mL) olacak şekilde hazırlanmıştır (44).

Araştırmada farklılık gösteren etkenlerden bir diğeri retansiyon değerlerini ölçmek için kullanılan çekme hızıdır. Gulizio ve ark. 2 mm/sn (48), Svetlize CA. ve ark. 3 mm/dk (105), Rodrigues RC.ve ark. 35.79mm/sn. (88), Pigozzo MN. Ve ark. 1mm/dk. (84), Kobayashi ve ark. 2 mm /30ms (59), Sudarat Kiat-Amnuay ve ark. 20cm/dk. (56), Branchi ve ark. 5.4cm/dk. (15), Tabatabaian F. ve ark. 51mm/dk. (106) çekme hızlarında deneylerini gerçekleştirmişlerdir. Bunun yanı sıra bir çok araştırmacı

hastaların protezi çıkarma hızını en iyi yansıttığı düşünülen 50mm/dk. çekme hızını esas almışlardır (22,72,82,89,93,96,109,117). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda 50mm/dk. çekme hızı ile deneyler gerçekleştirilmiştir.

İn-vitro araştırmalarda değişkenlik gösteren etkenlerden bir diğeri ise protezin günlük takıp çıkarılma sayısına temsil eden referans siklus değeridir. Bu sayıya istinaden yormanın süresi hesaplanmaktadır. Çalışmalarda günlük 3 kez (9,82,84,96,117), günlük 4 kez (4,59,88) ve günlük 5 kez (15,23,56) sayıları referans alınarak yapılmıştır. Çalışmamızda günde üç kez yemeklerden sonra ; iki kez sabah ve akşam rutin temizlik olmak üzere, günlük toplam 5 kez protezin takıp çıkarma sayısını referans olarak kullanılmıştır. Tutuculuk ölçümleri başlangıç, 1.yıl (1825siklus) ve 2.yıl (3650 siklus) olarak yapılmış olup, her ölçüm değeri için aynı örnek 5 kez tekrarlanıp ortalama değeri alınmıştır. Deney örneklerimiz günde 5 kez takıp çıkartma ile 2 seneye tekabül eden yorma sonrasında tutuculuk kaybı göstermelerine rağmen, silikon esaslı matriks materyallerde makroskobik olarak bozulma gözlenmemiştir. O halde hekimler yumuşak astar tutucuların günde 5 kez takıp çıkartma ile minimum 2 sene bozulmadan hizmet verebileceklerini hastaya bildirebilirler.

5.2. Bulguların Tartışılması

Alt çenede iki implant üzeri geleneksel tutucu sistemler ile ilgili çalışmalarda tutuculuk kuvvetleri farklılık gösterebilmektedir. Bu farklılıklar deney düzeneği ve üretilen materyalin firmalar arası farklılık göstermesi kaynaklı olabilmektedir. Fonksiyon esnasında etkili olan açısall farklılıklar,implantlar arası mesafe,ataşmanın çıkartım yönü gibi diğer unsurlar da etki göstermektedir (5).

Branchi R. ve ark. top başlı ataşman sistemlerde 4 farklı matriks tutucuyu retansiyon kuvveti ve yorulma direnci açısından değerlendirmiştir. Teflon matriks, titanyum matriks, altın alaşımlı matriks ve o-ring tutucular ile oluşturulan modeller 5500 siklusa tabi tutulmuştur. Teflon matriks 5500 siklus sonunda %27 oranında artış gösterirken; altın alaşımlı matriksler ilk 500 siklus sonunda %50 oranında retansiyon artışı göstermiş ve bunu 5500 siklus tamamlanıncaya kadar istikrarlı bir seviyede devam ettirmişlerdir.Araştırmacı bu artışı geometrik adaptasyon sonucu matriks parçaların birbirine teması ile retansiyon artışı oluşabileceği ile açıklamıştır. Buna karşın titanyum ve o-ring matrikslerde başlangıç tutuculuk değeri gittikçe azalmıştır ve

5500 siklus sonunda sırasıyla %68 ve %75 oranlarında tutuculuk kaybı kaydedilmiştir. Profilometre sonuçlarına göre top başlı ataşmanda istatistiksel olarak anlamlı aşınma sadece titanyum matriks ile görülmüştür. Sonuç olarak altın alaşımlı ve teflon matrikslerin 3 yıllık invitro şartlarda gösterdiği tutuculuk başarılı bulunmuştur. Buna karşın titanyum ve o-ring ataşmanların tutuculuk kuvvetleri anlamlı derecede azalmıştır (15).Çalışmamızda o-ring ataşman sisteminin başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl yormaları (3650 siklus) sonucunda tutuculuk kuvvetinde azalma görülmüş.Bu azalma Branchi ve ark. ile uyumlu görülmüş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.Titanyum matrikste ise aynı şekilde bir azalma görülmüş. Bu azalma Branchi ve ark. ile uyum göstermiş ve tutuculuk kaybı başlangıca göre 2.yılın sonunda görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur(Tablo 4-2).

Rodrigues RC. ve ark. iki implant üstü top başlı tutucular üzerinde ideal takma-çıkarma yoluna göre farklı açılarla yerleştirilen O-ring ataşman sistemlerinin tutuculuk kuvvetlerini açılanmayı kompanse eden aparatlar sayesinde test etmişlerdir. O-ring ataşmanları içeren silindirler top başlı tutuculara açılanmayı (0°, 7°, 14°) kompanse edecek şekilde yerleştirilmiştir. Toplamda test cihazına 2900 takma çıkarma siklusu yaptırarak 2 yıllık kullanıma benzer şartları sağlamışlardır. Sonucunda 0° açı ile yerleştirilen O-ring ataşmanların ilk yılda yeterli tutuculuk sağladığı bildirilmiştir. Başlangıca göre yorma sonucunda tutuculuğunun azaldığı gösterilmiştir ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4-2). Açılı yerleştirilen implantlarla kullanılan O-ring sistemlerin önerilen konumlandırıcılara rağmen tutuculuk değerlerinin implantların açılanmasından etkilendiği ve tutuculuk değerleri ve kayıpları açısından farklılık gösterdiği bildirilmiştir (88).Çalışmamızda Rodrigues ve ark. nın çalışmalarına benzer şekilde o-ring ataşman sisteminin başlangıç, 1.yıl ve 2.yıl yormaları sonucunda tutuculuk kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmamasına rağmen, azalma tespit edilmiştir (Tablo 4-2).

Türk PE. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada 2 implant yerleştirerek oluşturdukları iki modelde top başlı ve locator ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmışlardır. Başlangıçla beraber toplamda 4,5 yıla karşılık gelen 5000 siklus ile çalışma tamamlanmıştır.Sonuç olarak hem top başlı ataşmanın hem de locatorın kendi içerisinde siklus sayısının artışıyla tutuculuk kaybının arttığı belirtilmiştir. 5000 siklus

sonrasında locator ataşman top başlı ataşmana göre daha iyi tutuculuk göstermiştir (117).

Çalışmamızda top başlı ataşmanı üzeri kullanılan metal matriks (Tablo 4-2) ve o-ring (Tablo 4-2) açısından değerlendirildiğinde Türk PE. ve ark. ile uyum göstermektedir.

Bayer S. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada top başlı ataşman üzerinde 2 altın matriks, bir titanyum spring matriks ve bir ecco matriks (plastik içerikli) olmak üzere dört farklı tutucu ataşman sisteminin yorma sonrası tutuculuk değerlerine bakmışlardır. Günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 10000 siklus yapılmış ve 10 yıllık kullanım süresi hesaplanmıştır. Çalışma yapay tükürük solüsyonu içinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda tüm sistemlerde aşınma gözlenmiş olup bu başlangıçta artan tutuculuk değerinin zaman içinde azalmasıyla sonuçlanmıştır. Plastik içerikli ve altın matrise sahip ataşmanlarda en az miktarda tutuculuk gözlenmiştir. Titanyum ataşmanlarda diğer örneklerle kıyasla daha fazla miktarda tutuculuk kuvveti değişikliği saptanmıştır ve bu durum ataşmanların zamanla aşınmasına bağlı genişleme ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca başlangıç tutuculuk kuvveti yüksekliğinin hastalar tarafından konforsuz olabileceği belirtilmiştir. Yazarlara göre farklı materyalden matriks ve patriks tutucu parçaları olan sistemler daha az retansiyon kaybı gösterdiklerinden tercih edilebilir. Ayrıca tutuculuğun arttırılması ve aşınmanın kompanse edilebilir olması için ataşman sistemlerinin ayarlanabilir olması tercih edilir (9). Çalışmamızla karşılaştırdığımızda kullanılan materyaller farklı olmasına rağmen ortalama tutuculuk değerleri benzerlik göstermekte ve yorma sonrası tutuculuk kaybı açısından da uyum göstermektedir.

Pigozzo MN. ve ark. 2 implant üzeri bar ataşman düzeneği hazırlamışlar ve 4 farklı implant üstü sistemin (Conexão Bar Clip (polimer klip), Sterngold Hader Bar (polimer klip), 3i Gold Hader Type Clip (metal klip), SIN Clipo (metal klip)) tutuculuklarını karşılaştırmışlardır. Deney örnekleri yapay tükürük ortamında, günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 5 yıllık kullanım süresine karşılık gelen 5500 siklusa tabii tutulmuştur. Tüm sistemlerde tutuculuk değerleri siklus miktarı arttıkça istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiş olup, tüm gruplar başlangıç değerine göre daha yüksek tutuculuk göstermiştir. Polimer tutucular ve metal tutucular ile ilişkili tutunma kuvvetleri kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı bir fark oluşmadığı

belirtmiştir. Çalışmanın sonucunda tüm tutucuların stabilizasyon için gerekli minimum eşik değerin üzerinde tutuculuk değerleri sağladığı belirtilmiştir. Çalışma esnasında örneklerde kırılma ya da gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin altına düşecek şekilde retantif özelliklerde azalma tespit edilmemiştir (84).Çalışmamızda kullandığımız bar klip (polioksimetilen) ataşmanın tutuculuk değerleri yorma sonrası azalmış(Tablo 4-2) olup; başlangıç, 1.yıl ve 2.yılın sonundaki retansiyon kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Sonuçlar açısından bakıldığında Pigozzo ve ark. ile farklılık göstermektedir. Pigozzo ve ark. nın çalışmasındaki tutuculuk artışlarının gerekçeleri deformasyon ve termal genleşme olabileceği öne sürülürken bizim çalışmamızdaki azalmanın sebebi materyal aşınması olarak değerlendirilebilir. Ayrıca kliplerin yapıları da farklıdır. Bizim çalışmamızdaki polioksimetilen iken, yukarıdaki çalışmada kullanılan klipler naylon ve politetrafloroetilen (teflon) olarak belirtilmiştir.

Kobayashi M. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada tutucu ataşmanların takma çıkarma esnasındaki tutuculuk kuvveti değişimlerini ve çıkarma torkunu karşılaştırmışlardır. Locator, Dalbo-plus ve SFI bar olmak üzere 3 farklı ataşman kullanmışlardır. Oluşturulan model dizaynında, modellerden birine paralel iki implant; diğerine ise 12 derece eğimli iki implant yerleştirmişlerdir. Toplamda 14600 siklus yapılmış olup ara kademelerde ölçümler (10, 100, 1000, 5000, 10000, 14600) yapılmıştır. Sonuç olarak 3 sistemde de başlangıca göre tutuculukta artış bulmuşlardır. Locator sisteminin tutuculuk değeri 5000 siklustan sonra diğerlerine göre azalmıştır. İmplant açılarının farklılığı anlamlı bir tutuculuk kuvveti değişikliği göstermemiştir. Bu invitro çalışmanın sınırları dahilinde, araştırılan implant üstü sistemlerinin aşınmaya karşı yeterince dirençli olduğu sonucuna varılabilir. Bununla birlikte, dalbo-plus ve SFI-bar zaman içinde Locatora göre daha yüksek tutuculuk göstermiştir. İmplantlar arasında 12 dereceye kadar bir açılanmanın, aşınma üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığı belirtilmiştir. Araştırmada Locator ataşmanın tutuculuk kaybı yorma esnasındaki aşınma ile açıklanırken; diğer iki ataşmandaki tutuculuk artışı metal-metal temas sonrasında metallar arasındaki kompleks tribolojik etkileşimler ile açıklanmıştır. Patriksin ekvatoru bölgesinde artan bir pürüzlülük olduğu ve bu sayede bileşenler arasındaki sürtünmenin artacağı belirtilmiştir. Bunun sonucunda tutuculuk kuvvetinde bir artış olduğu bildirilmiştir (59). Yukarıdaki çalışmada bulunan tutuculuk artışları bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Çünkü bizim çalışmamızda kullandığımız bar klip polioksimetilen

esaslı bir material olup metal değildir ve tutuculuk kaybı göstermiştir. Sonuçlarımız makroskobik olarak gözlenmemesine rağmen, materyalde oluşan aşınma ile açıklanabilir. Ancak literatürde o-ring matrixde tutuculuk artışı gösteren çalışmalar da mevcuttur(12,98). Bu tutuculuk artışı sertliğin artmasıyla sonuçlanan malzeme dejenerasyonuna bağlanmıştır(12). Alsabeeha ve ark. yaptıkları literatür derlemesi sonucunda da genel olarak ataşman sistemlerinde aşınmaya bağlı retansiyon kaybı görüldüğünü ancak aşınmanın mekanizmasının araştırılmaya açık bir konu olduğunu vurgulamışlardır (5).

Yukarıdaki bölümde geleneksel ataşmanlar ile yapılmış çalışmalar karşılaştırılmış ve tartışılmıştır. Tartışmamızın bundan sonraki bölümü çalışmamızın temel konusu olan silikon içerikli matriks materyaller ile ilgili araştırmalar işe çalışmamızın karşılaştırılmasını içermektedir.

Sudarat Kiat-Amnuay ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada, dişsiz alt çene üzerine 4 implant uygulanmış ve bar ataşman ile birleştirilmiştir. Bu model üzerinde bir akrilik kaide oluşturularak içerisine farklı yumuşak astar materyalleri yerleştirilmiş ve yorma sonrası tutuculuk kuvvetleri değerlendirilmiştir. Materyal olarak Luci-Soft, Tokuyama Soft, Molloplast B ve Perma Soft kullanılmıştır. Başlangıç tutuculuk kuvvetleri ile 1,5 yıl sonrasındaki tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmada, günlük 5 kez takıp-çıkarma üzerinden hesaplanıp 2740 siklus yapılmıştır. Başlangıç tutuculuk kuvvetleri Tokuyama için 23.1 N, Luci-Soft için 19.1 N, Molloplast-B için 22.4 N, Permasoft (Sealer kullanarak) için 4.50 N ve Permasoft (Sealer kullanmadan) için 6,86 N bulunmuştur. 1,5 yıla tekabül eden testin sonucunda Tokuyama %13.6 tutuculuk artışı, Luci-Soft %8.19 tutuculuk artışı, Molloplast-B %12.4 tutuculuk kaybı, Permasoft (Sealer kullanarak) %43.2 tutuculuk kaybı ve Permasoft (Sealer kullanmadan) %60.2 tutuculuk kaybı göstermiştir. Luci-Soft, Tokuyama Soft, Molloplast-B protez açısından iyi tutuculuk gösterirken, Permasoft iki türünde de fazla tutuculuk kaybı ortaya koymuştur. Ayrıca Permasoft yüzeyinde yıpranma ve yırtılma alanları gözlenmiştir. Çalışmanın tartışma ve sonuç kısmında silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin bar vb. tutucu ataşmanlarla uyum sağladığı; yorma sonrasında da yeterli tutuculuk gösterdiği belirtilmiştir. Akrilik esaslı astar materyallerin ise daha uyumsuz ve yorma sonrası tutuculuk kaybının fazla olduğu belirtilmiştir (56). Araştırmanın sonuçlarına bakıldığında silikon içerikli materyallerin

dinamik viskoelastisite gösterdiği, bunun önceki çalışmalarla desteklendiği ve bu sayede yorma işleminden çok fazla etkilenmediği vurgulanmıştır (54,120). Bunun yanı sıra başka bir çalışmada silikon içerikli materyalin takıp çıkarma esnasında esnek bir yapı gösterdiğini ve hızlı şekilde toparlandığını; aksine akrilik resaslı yumuşak astarların ise daha yavaş bir toparlanma gösterdiğinden dolayı silikonlara göre daha çok tutuculuk kaybına uğradığı belirtilmiştir (14). Tokuyama silikon materyali bu çalışmada en fazla tutuculuk kazanan materyal olmuş ve bunun sebebi olarak devam eden polimerizasyon süreciyle açıklanmıştır (56). Bizim çalışmamızda 4 değil 2 implant üzeri bar dizaynı ve farklı silikon materyaller kullanılmıştır. Bu ataşman ve materyaller ile testler sonrası tutucuk artışı saptanmamıştır. Dolayısıyla çalışmamızla bu açıdan benzer sonuçlar göstermemektedir. Yukarıdaki çalışmanın tartışmasının doğrulanabilmesi için silikon esaslı matriks materyallerinin polimerizasyonlarının tamamlanmadığını gösteren ayrı bir çalışmaya ihtiyaç vardır. Bizim çalışmamızda ise kullandığımız silikon içerikli materyallerin başlangıç, 1.yıl ve 2. yıl sonuçlarını değerlendirdiğimizde, silikon esaslı materyaller sertliklerine ve bar tipine göre 2 implant kullanılmasına rağmen, yukarıdaki çalışmadan daha yüksek ya da az değerlerde tutuculuk kuvvetleri ortaya konmuştur. Kullanılan her silikon esaslı matriks de yeterli tutuculuk sergilemiştir. Bu kuvvetlerin bazılarının yukarıdaki çalışmadan yüksek olmasının nedeni zamanla geliştirilen silikon esaslı astar materyallerinin yapısından kaynaklı olabilir. Firmalar ihtiyaç ve uygulama alanına göre farklı sertliklerde silikon esaslı materyaller üretmektedir. Yorma sonrasında da yukarıdaki yazarın belirttiği gibi çok az tutuculuk kayıpları göstermiş olup bunu silikon esnekliği ve hızlı toparlanması ile bağdaştırmak mümkündür. Bizim çalışmamızda da yukarıdaki silikon esaslı materyalin sonucuna benzer şekilde testler sonrası herhangi bir yırtılma, kopma ya da materyalden ayrılma gözlenmemiştir.

Kubo K. ve ark. yapmış oldukları çalışmada silikon içerikli yumuşak astar materyallerinin mekanik özelliklerini, ataşmanlar üzerindeki başlangıç tutuculuklarını ve zamanla tutuculuk kuvvetindeki azalmayı tek implant üzeri top başlı ataşman ile incelemişlerdir. Çalışmada 9 farklı sertlikte silikon içerikli yumuşak astar materyali kaideye yerleştirilerek, alveol kretini taklit eden epoksi rezinden yapılmış ve patriks ball ataşmanın yerleştirildiği modelle birleştirmişlerdir. Modelin tutuculuk kuvveti dijital kuvvet göstergesi ile ölçülmüş ve maksimum çekiş gücü (N), ilk tutma kuvveti olarak kabul edilmiştir. 3 yıllık kullanımın izdüşümü olarak kabul edilen 3348 siklattan (tekrarlayan takıp ve çıkarma (n = 5)) sonra kaydedilen tutuculuk kuvveti ilk tutma

kuvvetinden çıkartılmak suretiyle tutuculukta meydana gelen azalma hesaplanmıştır. Resilient yumuşak astarların başlangıç tutma kuvveti 1.3 N ile 5.4 N arasında bulunmuş olup tutuculuk kuvvetindeki azalma 0.2 ile 1.9 N arası ölçülmüştür. Bu in vitro çalışmanın sonucunda silikon sertliğinin implant üstü protezlerde ilk tutuculuk kuvvetini etkilediği ve protez yerleştirilirken oluşan baskıdaki gerilimin 3 yıllık simülasyonda tutuculuk kuvvetini azalttığı belirtilmiştir (60). Bizim çalışmamızdaki top başlı ataşman üzerindeki tutuculuk kuvvetlerine bakıldığında araştırmamız iki implant ile yapıldığı için bu çalışmaya oranla daha yüksek çıkmıştır. Fakat sonuçların doğru orantılı olarak yarısı alındığında bu çalışma ile uyumlu olduğu görülmüştür. Aynı zamanda yorma sonrası kuvvet kaybı açısından da bakılınca hem kaybın az oluşu hem de belirli oranda kayıp görülmüş olması açısından çalışmamız yukarıdaki çalışmayı destekler niteliktedir. Ayrıca çalışmada silikon sertliğinin tutuculuk üzerinde direkt etkili olduğuna değinilmiştir. Bizim araştırmamızda da sertlik değerleri yüksek olan silikonların daha yüksek tutuculuk kuvvetleri gösterdiği bulunmuştur. Kubo K. ve ark.bu tarz çalışmaların doğru silikon seçimi için gerekliliğinden bahsetmiştir (60).

Schweyen ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada tek implant üzerinde sadece matriks olarak farklı sertliklerde ve patriksiyle birlikte üretilmiş olan vinil polisiloksan yapısındaki materyali değerlendirmişlerdir. Çalışmada tutuculuk kuvvetine yorma, termal test, açılı implant ve farklı dezenfeksiyon maddeleri gibi farklı parametreleri de ekleyerek değerlendirmişlerdir. Shore sertlik değeri 25, 50 ve 65 olmak üzere 3 farklı sertlikte silikon kullanılmış olup kontrol grubu olarak locator ataşman kullanılmıştır. 5000 siklus sonrasında kontrol grubu olan locatorda %58 oranında tutuculuk kaybı yaşanırken silikon tutucularda yorma ve termal siklus sonrasında anlamlı tutuculuk kaybı bulunmamıştır. Aynı şekilde farklı açıda olanlarda da anlamlı tutuculuk kaybı yaşanmadığını belirtmişlerdir. Ancak farklı dezenfeksiyon materyalleri içinde tutulan bazı silikon materyallerde tutuculuk kaybı oluşmuştur. Silikon materyalin yeterli tutuculuk sağladığı ve Locator ataşmana alternatif bir materyal olarak kullanılabileceği bildirilmiştir. Çalışmada polivinil siloksan materyalin yapısını uzun süre bozulmadan koruyabildiği ve istenildiğinde rahat çıkartılabildiğine değinilmiştir. Ayrıca protezin implantlara bağlanması açısından rahat uygulanabilir olduğu; materyalin esnekliğinden kaynaklı az stres oluşturduğu ve bu sayede yüksek çiğneme konforu sağlandığı belirtilmiştir. Materyal ile yapılan bilimsel çalışmaların azlığına da dikkat çekilmiştir. Çalışmanın hipotezlerinden biri olan silikon materyallerinin diğer

tutuculara göre daha uzun süreli olarak tutuculuk kuvvetini koruduğu bizim çalışmamızla örtüşmektedir. Yine çalışmamızla benzer şekilde silikon sertliği ile tutuculuk kuvveti arasında doğru orantılı artış olduğu belirtilmiştir (96). Çalışmanın tutuculuk kuvveti değerlerini çalışmamızla karşılaştırdığımızda bizim sonuçlarımıza göre düşük değerler ortaya çıkmıştır. Bunun sebeplerinden ilki implant sayılarının farklı olmasıdır. Yukarıdaki çalışma tek implant ile oluşturulan bir test düzeneği kullanırken, bizim araştırmamız iki implant ile oluşturulan bir deney düzeneği ile gerçekleştirilmiştir. Diğer önemli unsur ise ataşmanın tipidir. Firma interoklüzal mesafe seçeneği doğrultusunda iki farklı tip Tisi.snap ataşman üretmiştir. Bu ataşmanlardan birinin boyu kısa ve retantif kısmı fazladır. Diğeri ise uzun ve retantif kısmı azdır. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olabileceği vakalar da gözönünde bulundurularak ve yapay dişlerin yerleştirilmesi için gerekli mesafenin kalmasının problem olabileceği düşüncesiyle tutuculuğunun daha fazla olacağı öngörülen ve kısa interoklüzal mesafesi olan tip tercih edilmiştir (TiSi.snap 3/1 – REF TISIOY31). Silikon esaslı materyallerin tutuculuklarını retantif kısımlarından almasından ötürü bizim çalışmamızdaki tutuculuk değerleri patriksin formunun farklılığından dolayı daha yüksek bulunmuştur.

Bu konudaki in-vivo çalışmalar göz önüne alındığında in-vitro çalışmalar ile uyum içinde olduğundan bahsedilebilir. Özellikle Elsyad MA. ve ark.'nın 2010-2017 yılları arasında alt-üst tam dişsiz hasta grubu üzerinde yapmış oldukları randomize-kontrollü klinik çalışmalarda alt 2 implant üzeri bar patrikslere silikon esaslı matriks materyalinin uzun süre dayanımı, stres absorbsiyonu, uygulama rahatlığı, uzun süreli yeterli tutuculuk sağlaması gibi avantajlarını belirtmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarını in-vitro çalışmalar ile karşılaştırdığımızda materyalin uzun süreli kullanıma uygun olduğu, tutuculuk kuvvetinin bu süre zarfında hastalar açısından olarak kabul edilebilir seviyede kaldığı, uygulama kolaylığı gibi ortak noktalar tespit edilmiştir (29,31,32,33). Bu bulguları çalışmamız ile karşılaştırdığımızda ise bizim sonuçlarımızla benzer özellikler içermektedir. Çalışmamızda yaptığımız 2 yıllık yorma süresinin (5 kez takıp çıkartma referans alınarak) uzatılabileceği, materyalin herhangi bir kopma yada deformasyon göstermediği, uygulama kolaylığı ve 2 yıllık süre içinde yeterli tutuculuk kuvvetini koruması gibi tespitler önceki çalışmalarla uyum göstermektedir. Diğer araştırmacılara bakıldığında Schweyen ve ark. günde 5 takıp çıkarma göz önünde bulundurulursa ortalama 3 yıla tekabül eden sürede bile materyalde kopma ve yırtılma olmadığını göstermiştir(96). Kubo ve ark. yine günde 5 kez referansına göre ortalama 2

yıla tekabül eden çalışmalarında bir bozulma olmadığını ortaya koymuşlardır(60). Bizim çalışmamız ve diğer çalışmaların ortak sonuçları, silikon esaslı matriks materyallerinin 5 takıp çıkarma ile minimum 2 sene boyunca herhangi bir deformasyon göstermeden kullanılabileceğini ortaya koymaktadır.

İmplant üstü tam protezler için tutuculuk kuvvetleri ve hasta memnuniyeti için literatürde çeşitli değerlerden bahsedilmiştir. Genel olarak yapılan çalışmalarda kullanılan ataşmanlar ile 1-85 N arasında değişen tutuculuk değerleri bulunmuştur (26). Protez stabilizasyonu için 5-7 N kuvvetin yeterli olacağı (67,84), hasta memnuniyeti açısından bakıldığında ise 8-20 N tutuculuk değerinin gerekliliği bildirilmiştir (119). Başka bir çalışmada yine 20 N tutuculuk kuvvetinin yeterli olabileceği vurgulanmıştır (98).

Bulgularımıza ataşman bazında baktığımızda; **Dolder bar patriks/ silikon esaslı matriks materyal** 8.26 N ile 33.02 N arasında değişkenlik gösteren tutuculuk kuvvetleri göstermiştir. **Hader bar patriks/ silikon esaslı matriks materyal** ise 8.03 N ile 28.94 N arasında tutuculuk değeri göstermiştir. İki bar türünde de en düşük tutuculuk Retention.sil 200 materyalinde; en yüksek tutuculuk retention.sil 600 materyalinde görülmüş olup yorma sonrasında stabilizasyon ve hasta memnuniyeti değerleri içerisinde kalmıştır. **Hader bar patriks/ sarı klip matriks tutucu** ise 6.36 N ile 8.48 N arası tutuculuk değerleri vermiştir. Bu değerler stabilizasyon için yeterli görülse de hasta memnuniyeti açısından minimum seviyede kalmıştır. Bu sonuçlara bakıldığında bar tutucu için silikon içerikli materyaller istenilen düzeyde tutuculuk sağlamış olup, maksimum tutuculuk kuvvetleri açısından karşılaştırıldığında bar klip tutucuya göre üstün bulunmuştur. Aynı zamanda hasta memnuniyet değerleri ile kıyaslandığında yine silikon içerikli materyallerin hem başlangıç hem de 2. sene sonundaki tutuculuk kuvvet değerleri hasta memnuniyeti açısından kabul edilebilir seviyededir. **Tisi.snap patriks/ silikon esaslı matriks materyal ele alındığında**, 4.85 N ile 29.8 N arasında tutuculuk değerleri göstermiştir. Bu ataşman silikon esaslı materyal için özel olarak tasarlanmıştır. Sonuçları değerlendirdiğimizde minimum tutuculuk kuvvetinin 2. yıl sonunda Retention.sil 200 tutucusunda görülmüştür. Bu değer istenilen değerin altındadır fakat firma bu materyali daha çok kısa süreli implant üstü hemen yükleme protokolü açısından önermektedir. Bu bağlamda ele alındığında bu ataşmanında silikon materyaller ile stabilizasyon ve hasta memnuniyeti değerleri kabul edilebilir

seviyededir. **Top başlı patriks/ silikon esaslı matriks materyal** ataşmanın sonuçlarına bakıldığında 2.91 N ile 9.44 N arası tutuculuk değerleri göstermiştir. Bu değerlerin 2. yıl sonuçları karşılaştırıldığında çoğunluğunun istenilen stabilizasyon ve hasta memnuniyeti değerlerinin altında olduğu görülmüştür. Sadece Retention.sil 600 tutucusu stabilizasyon açısından istenilen seviyede kalabilmiştir. Bu bağlamda top başlı ataşmanın silikon esaslı materyallerden ziyade kendi metal ya da lastik tutucularıyla kullanılmasının daha kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir. Kendi ataşmanlarında (o-ring ve metal matriks) 12.04 N ile 33.43 N arası tutuculuk değerleri göstermiştir.

Çalışmamızın sonuçları bütün olarak değerlendirildiğinde, **bar tiplerinin ve Tisi.snap patrikslerin, silikon esaslı matriks materyaller** ile tutuculuklarının stabilizasyon ve hasta memnuniyeti açısından yeterli düzeyde olduğu; top başlı ataşmanın ise Retention.sil 600 hariç istenilen düzeylerin altında kaldığı görülmüştür. Bunun dışında ataşmanların maksimum tutuculuk kuvveti değerlendirildiğinde; 20 N üzeri tutuculuk kuvvetleri nöromuskuler adaptasyonu zayıf olan yaşlı hastalarda sorun yaratabilir. Bu açıdan hastayı klinik açıdan gözlemleyerek 8-20 N arası tutuculuk değeri tercih etmek gerekir. Aksine fazla tutuculuk isteyen genç bireylerde ise tutuculuk kuvvetinin maksimum alınabileceği ataşman ve silikon esaslı materyal tercih edilebilir.

Araştırmamızın limitasyonlarından birisi dolder barın orijinal tutucusu ile deneylerin yapılmamış olmasıdır. Ancak silikon matriks materyaller ile hader ve dolder barın tutuculuk değerlerinin karşılaştırılmasının klinisyene öneride bulunmak açısından değerli bir sonuç olduğunu düşüncesindeyiz. Araştırmamızın diğer limitasyonu ise 2. yıla tekabül eden deney siklusunda (günde 5 kez takıp çıkartma baz alınarak) çalışmanın sonlandırılmasıdır. Silikon esaslı matriks materyallerde bu süreç içerisinde makroskobik olarak kopma ve yırtılma gözlenmemiştir. Aynı şekilde metal matriks ve bar-klip matrikslerde de deformasyon gözlenmemiştir. Ancak o-ring matriksinde gözle görülebilir deformasyon oluşmuştur. Dolayısıyla çalışmamızın sonunda hekime silikon esaslı matriks materyalleri ne zaman değiştirmesi gerekliliği konusunda net bir bilgi verememekteyiz. Bu konunun başka bir çalışma ile değerlendirilmesi ve hekime bir süre verilebilmesinin uygun olacağı kanaatindeyiz. Ayrıca cihazda kullanılan yapay tükürük solüsyonu oda ısısında kullanılmıştır. Fakat ağız ortamı ısısal olarak sürekli değişkenlik göstermektedir. İlave olarak ağız ortamında protezlerin maruz kaldığı farklı gıda materyalleri, asidik içecekler vb. kaynaklı deformasyonlara protezler in-vitro çalışmada

maruz bırakılmamıştır.Yine bu faktörler gözönünde bulundurularak yapılacak olan yeni çalışmaların silikon esaslı matriks materyallerde farklı ortamlarda oluşacak olan fiziksel değişimlerinin belirlenmesi ve hekimin dolayısıyla hastalarımızın bu konuda bilgilendirilmesinin de yararlı olabileceği düşüncesindeyiz.



Sonuçlar ve öneriler

Araştırmamızda Top başlı, Tisi.snap, Hader bar ve Dolder bar olmak üzere dört farklı ataşman kullanılmış olup, bu ataşmanlar üzerinde Retention.Sil 200-400-600 , Mucopren Soft ve GC Reline Soft olmak üzere 5 farklı silikon esaslı materyal değerlendirilmiştir. Ayrıca top başlı ataşmanın o-ring ve metal matriks tutucusu ile hader bar ataşmanın sarı bar klip tutucusu kullanılmıştır.

Ataşman destekli tam protez stabilizasyonu için 5-7 N, hasta memnuniyeti için 8-20 N değerleri baz alınarak başlangıç, 1. yıl ve 2. yıla karşılık gelen (günde 5 takıp çıkarma) siklusları takiben çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde;

1. Tüm patriks ve matriks sistemlerinde 1. ve 2. yıl tutuculuk değerlerinin başlangıç değerleri ile karşılaştırıldığında azalma gösterdiği ortaya konmuştur. Azalma sadece Tisi.Snap patriks/Mucopren Soft ve GC Reline Soft matriksler arasında istatistiksel olarak anlamlı değildir..
2. Top başlı patriks/ O-ring ve metal matriks değerlendirildiğinde; her iki matriksin de tüm ölçüm parametrelerinde protez stabilizasyonu sınır değerleri üzerinde, ayrıca metal matriksin tüm parametrelerde hasta memnuniyet değerlerinin de üzerinde tutuculuk gösterdiği bulunmuştur. Top başlı patriks/ silikon esaslı matriks materyal tutuculuğu ele alındığında ise, Retention.Sil 600'ün başlangıç ve 1 yıl değerleri protez stabilizasyonu değerlerinin üzerinde iken, Retention.Sil 400'ün başlangıç değeri, Retention.Sil 600'ün 2. yıl değeri, Mucopren Soft'un başlangıç ve 1. yıl değerleri, GC Reline Soft'un başlangıç ve 1. yıl değerleri tam protez stabilizasyonu için belirtilen sınır değerleri karşılar nitelikte bulunmuştur. Hasta memnuniyet referans değerleri baz alındığında ise sadece Retention.Sil 600'ün başlangıç ve 1. yıl değerleri referans aralıkta bulunmuştur.
3. Tisi.snap patriks/ silikon esaslı matriks materyal tutuculukları ele alındığında; Retention.Sil 200'ün 2. yıl değeri haricinde tüm değerler stabilizasyon sınır değerlerinin üzerinde iken, Retention.Sil 600'ün başlangıç ve 1. yıl ve 2. yıl değerleri, GC Reline Soft'un başlangıç ve 1. yıl ve 2. yıl değerleri hasta memnuniyet referans değerlerinin de üzerinde sonuçlar ortaya koymuştur.

4. Hader bar patriks/ sarı klip matriks tutucu değerlendirildiğinde; başlangıç tutuculuk değeri stabilizasyon değerinin üzerindeyken, hasta memnuniyeti açısından kabul edilebilir değerler arasındadır. 1. yıl ve 2. yıl değerleri ise hasta memnuniyeti açısından referans değerlerinin altında kalmıştır. Hader-Dolder bar patriks/ silikon esaslı matriks materyal tutuculuğu ele alındığında ise tüm silikon esaslı matriks materyallerinde ve bütün parametrelerde protez stabilizasyon değerinin üzerinde sonuçlar bulunmuşken, hasta memnuniyet değerleri göz önünde bulundurulduğunda ise tüm değerler alt sınır değerinin üzerinde iken, Hader bar matriks için Retention.Sil 600'ün başlangıç ve 1. yıl ve 2. yıl değerleri, Dolder bar matriks için ise, Retention.Sil 400'ün başlangıç değeri, Retention.Sil 600'ün başlangıç ve 1. yıl ve 2. yıl değerleri, GC Reline Soft'un başlangıç değeri hasta memnuniyet referans değerlerinin üzerindedir.

Öneriler

1. Top başlı ataşman kullanıldığında önerilebilecek silikon esaslı matriks materyal Retention.Sil 600 olarak görünmektedir. Fakat kendi orijinal ataşmanları sınır değerler ele alındığında en iyi seçenek olarak ortaya konulabilir. Ayrıca implant cerrahisi esnasında fazla açılendirilen ve protetik açıdan bar veya locator yapılamayan, vakalarda top başlı ataşmanların kullanımı gerekebilmektedir. Bu ataşmanlarında kendi matriks parçası ile bağlanması esnasında matriksin yer ve pozisyon sorunu oluşabilmektedir. Ayrıca monoblok top başlı implant kullanılmış ve patriksi aşınmış olan vakalar da karşımıza çıkabilmektedir. Bu tip sınır vakalarda alternatif olarak silikon esaslı matriks materyaller değerlendirilebilir. Top başlı ataşmanlarda metal matriksin tüm zaman aralıklarındaki değerleri hasta memnuniyet sınır değerlerinin üzerinde olduğu için, nöromüsküler koordinasyonu eksik olan geriatric hastalarda O-Ring matriks veya yukarıda belirtildiği gibi Retention.Sil 600 silikon esaslı matriks materyal önerilebilir.
2. Tisi.snap patriks için, tutuculuk açısından Retention.Sil 200'ün dışındaki tüm materyaller tercih edilebilir görünmektedir. Fakat Retention.Sil 200 materyalinin hemen yükleme protokolü açısından önerildiğini ve bu yönde bir uygulama gerekliliğinde kullanımının endike olacağını belirtmek gerekir. Ayrıca bu ataşmanın ilk tutuculuk noktasının krete yakın geniş kısım olduğu, bu noktanın

tutuculuğunun yeterli olabileceği testler esnasında öngörülmüş olup ataşmanın dizaynının dikey yönde kısaltılabileceği ve bu sayede interoklüzal mesafe sorunlu hastalarda çok daha rahat kullanılabileceği öngörülmektedir. Nöromüsküler koordinasyonu eksik olan vakalarda hasta memnuniyet değerlerini aşan sonuçlar veren Retention.Sil 600 ve GC Reline Soft haricinde silikon esaslı matriks materyallerin kullanımı önerilebilir.

3. Hader bar patriks/ silikon esaslı matriks ve hader bar patriks/ sarı klip matriks tutucu karşılaştırıldığında silikon esaslı matriks materyallerinin tüm tutucular üzerinde bar klip ataşmana göre daha büyük değerler ortaya koyduğu görülmüştür. Bu açıdan hader bar patriks ataşmanında silikon esaslı matriks materyalinin kullanımı önerilebilir. Ancak, nöromüsküler koordinasyonu eksik olan vakalarda hasta memnuniyet değerlerini aşan sonuçlar veren Retention.Sil 600 haricinde silikon esaslı matriks materyallerin kullanımı önerilebilir.
4. Dolder bar ataşman kullanıldığında tüm silikon materyaller önerilebilir görünmektedir. Hasta beklentisi, hastanın yaşı, nöromüsküler adaptasyonu gibi unsurlar göz önünde bulundurularak, bu doğrultuda gereken tutuculuk ihtiyacına göre materyal tercihi yapılabilir. Ancak, nöromüsküler koordinasyonu eksik olan vakalarda hasta memnuniyet değerlerini aşan sonuçlar veren Retention.Sil 600 ve GC Reline Soft haricinde silikon esaslı matriks materyallerin kullanımı önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Abdel-Khalek EA, Ibrahim AM. Effect of bar cross-section and female housing material on retention of mandibular implant bar overdentures: A comparative in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;**17**:340-347.
2. Adrian ED, Krantz WA, Ivanhoe JR. The use of processed silicone to retain the implant supported tissue-borne overdenture. *J Prosthet Dent.* 1992; **67**:219-222.
3. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005; **71**:327.
4. Al-Ghafli SA, Michalakakis 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**:140-147.
5. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont.* 2009; **22**:429-440.
6. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont.* 2005; **14**:184-190.
7. Anas El-Wegoud M, Fayyad A, Kaddah A, Nabhan A. Bar versus ball attachments for implant-supported overdentures in complete edentulism: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018; **20**:243-250.
8. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont.* 2003; **16**:117–122.
9. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, Mues S. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes. *Gerodontology.* 2009; **26**:268-272.

10. Bhat S, Chowdhary R, Mahoorkar S. Comparison of masticatory efficiency, patient satisfaction for single, two, and three implants supported overdenture in the same patient: A pilot study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016; **16**:182-186.
11. Boerrigter EM, Stegenga B, Raghoobar GM, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: A comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; **53**: 1167-1173.
12. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 2004; **31**:884-889.
13. Boven GC, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2015; **42**:220-233.
14. Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent Res.* 1983; **62**:764-768.
15. 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**:614-619.
16. Branemark PI. Introduction to osseointegration. İçinde: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editörler. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1985: 11-14.
17. Burns DR. Mandibular overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000; **9**: 37-46.
18. Cain JR, Mitchell DL. Soft liner-retained, implant-supported overdenture: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; **13**:857-860.
19. Çalikkocaoğlu S. *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi : Klasik Tam Protezler.* İstanbul :Quintessence ;2012.
20. Carlsson GE. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont.* 2014; **6**:245-52.
21. Chen IC, Brudvik JS, Mancl LA, Rubenstein JE, Chitswe K, Raigrodski AJ. Freedom of rotation of selected overdenture attachments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2011 ; **106**:78-86.

22. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;**13**:221-226.
23. Chung KH, Whiting D, Kronstrom M, Chan D, Wataha J. Retentive characteristics of overdenture attachments during repeated dislodging and cyclic loading. *Int J Prosthodont*. 2011; **24**:127-129.
24. Cune M, Van Kampen F, Van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;**18**:99–105.
25. Dantas Ide S, Souza MB, Morais MH, Carreiro Ada F, Barbosa GA. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2014; **28**:74-80.
26. Daou EE. Stud attachments for the mandibular implant-retained overdentures: Prosthetic complications. A literature review. *Saudi Dent J*. 2013; **25**:53-60.
27. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. An implant supported fixedremovable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 1997; **78**: 212-217.
28. El-Anwar MI., Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *Saudi Dent J*. 2015 ; **27**:201-207.
29. Elsyad MA, Ashmawy TM, Faramawy AG. The influence of resilient liner and clip attachments for bar-implant-retained mandibular overdentures on opposing maxillary ridge. A 5-year randomised clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2014; **41**:69-77.
30. Elsyad MA, Mohamed SS, Shawky AF. Posterior Mandibular Ridge Resorption Associated with Different Retentive Systems for Overdentures: A 7-Year Retrospective Preliminary Study. *Int J Prosthodont*. 2017; **30**:260–265.
31. Elsyad MA, Shaheen NH, Ashmawy TM. Long-term clinical and prosthetic outcomes of soft liner and clip attachments for bar/implant overdentures: a randomised controlled clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2017; **44**:472-480.
32. Elsyad MA, Shoukouki AH. Resilient liner vs. clip attachment effect on peri-implant tissues of bar-implant-retained mandibular overdenture: a 1-year clinical and radiographical study. *Clin Oral Implants Res*. 2010; **21**:473-480.

33. Elsyad MA. Prosthetic aspects and patient satisfaction with resilient liner and clip attachments for bar- and implant-retained mandibular overdentures: a 3-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont*. 2012; **25**:148-156.
34. Elsyad MA. Soft Liner/Clip Attachment for Bar-Retained Implant Overdentures: A Technical Note. *J Oral Implantol*. 2016; **42**:442-445.
35. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent*. 2013; **2013**:1-7.
36. English CE. The mandibular overdenture supported by implants in the anterior symphysis: a prescription for implant placement and bar prosthesis design. *Dent Implantol Update*. 1993 Feb; **4**: 9-14.
37. Erişim Tarihi: 21.02.2018. <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/Bredent-medical-gmbh-co-kg/retentionsil-tisisnap/71642-134255.html>
38. Erkesen SC. Farklı şekilli mandibulalarda uygulanan implant üstü hareketli protezlerde ball ataşmanların lokalizasyonunun kemikteki stres dağılımına etkisinin fem analiziyle incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul 2011.
39. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; **17**:601-602.
40. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S. ve ark. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. *Int J Prosthodont* 2002; **15**:413-414.
41. Feine JS, Carlsson GE. *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 2003.
42. 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**:54-62.
43. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999; **11**:391-397.
44. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res* 1963; **42**: 1183-1197.

45. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T.. Locator Attachments as an Alternative to Ball Attachments in 2-Implant Retained Mandibular Prostheses.*JCDA*.2007; **73** : 679-682.
46. George A. Zarb, John Hobkirk, Steven Eckert, Rhonda Jacob.*Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses*.13th Edition. St.Louis: Elsevier Health Sciences;2012.
47. Gibreel M, Fouad M, El-Waseef F, El-Amier N, Marzook H. Clips vs Resilient Liners Used With Bilateral Posterior Prefabricated Bars for Retaining Four Implant-Supported Mandibular Overdentures. *J Oral Implantol*. 2017; **43**:273-281.
48. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005; **14**:3–11.
49. Hahn JA.The blade implant. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**:394-402.
50. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures.10-year clinical and radiographical results. *Clin Oral Implants Res*. 2004; **15**: 560-569.
51. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral Implants Res*. 2001; **12**: 640-647.
52. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Tokyo: Quintessence Pub; 1990.
53. Jemt T ,Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; **11** : 291-298.
54. Jepson NJ, McCabe JF, Storer R. Age changes in the viscoelasticity of a temporary soft lining material. *J Dent*. 1993; **21**:244-247.
55. Jones JA, Orner MB, Spiro A 3rd, Kressin NR. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *Int Dent J* 2003; **53**:327-334.
56. Kiat-Amnuay S, Khan Z, Gettleman L.Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar. *J Prosthet Dent*. 1999; **81**:568-573.
57. Kim HY, Lee JY, Shin SW, Bryant SR.Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *J Adv Prosthodont*. 2012; **4**:197-203.

58. Kim HY, Shin SW², Lee JY. Standardizing the evaluation criteria on treatment outcomes of mandibular implant overdentures: a systematic review. *J Adv Prosthodont*. 2014; **6**:325-332.
59. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC, Schimmel M. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res*. 2014; **25**:426-434.
60. Kubo K, Koike T, Ueda T, Sakurai K. Influence of the mechanical properties of resilient denture liners on the retention of overdenture attachments. *J Prosthet Dent*. 2018; **120**:431-438.
61. Kulak ÖY. *Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler*. İstanbul: Vestiyer Yayınevi; 2011.
62. Kuoppala R, Närpänkangas 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*. 2013; **1**; **4**:e4.
63. Kurtzman G. The Locator attachment: Free standing versus Bar overdentures. *Dental labor Int'l Plus* 2009; **1**:20-23.
64. Lammie GA, Storer R. A preliminary report on resilient denture plastics. *J Prosthet Dent* 1958; **8**: 411-424.
65. Lee CK., Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2006; **95**:102-105.
66. Lee JY, Kim HY, Shin SW, Bryant SR. Number of implants for mandibular implant overdentures: a systematic review. *J Adv Prosthodont*. 2012; **4**:204-209.
67. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence of Dental Technology* 1978; **7**:45-48.
68. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length: anterior posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; **11**:331-339.
69. Mericske-Stern R, Steinlin ST, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994; **5** : 9-18.

70. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res.* 2000; **11**: 108-115.
71. 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 Implants* 1998; **13**:36-43.
72. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. 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**:507–512.
73. Misch CE. Bone classification, training keys. *Dent Today.* 1989; **8**:39-44.
74. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 2 nd ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2014.
75. Misch CE. Occlusal considerations for implant supported prostheses. İçinde Misch CE, editör. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis: Mosby; 1993.
76. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. İçinde Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Inc; 1999.
77. Misch, CE. *Dental İmplant Protezler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Ltd.Şti.;2009.
78. Naert I, Quirynen M, Hooghe M ve ark. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy. A preliminary report. *J Prosthet Dent* 1994; **71**:486-492.
79. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Y. Study of retention in attachments for overdenture. (II) O-ring attachment. *J Osaka Univ Dent Sch.* 1980; **20**:215 226.
80. Norton MR. The History of Dental Implants. *US Dentistry* 2006; **7**:24-27.
81. O'Brien JW. *Dental Materials and Their Selection*. 2 nd ed. Chicago: Quintessence Pub; 1997:90-92.
82. Ortégón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2009; **101**:231-238.
83. Payne AG, Alsabeeha NH, Atieh MA, Esposito M, Ma S, Anas El-Wegoud M. Interventions for replacing missing teeth: attachment systems for implant overdentures in edentulous jaws. *Cochrane Database Syst Rev.* 2018; **11**; 10:CD008001.

84. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*. 2009 ; **102**:74-80.
85. Preiskel HW. *Overdentures made easy*: a guide to implant and root supported prostheses. First Edition. London: Quintessence Pub. Inc. ; 1996.
86. Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thicknesses mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2016; **116**:356-361.
87. Rissin L, House JE, Manly RS, Kapur KK. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. *J Prosthet Dent* 1978; **39** : 508-511.
88. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res*. 2009; **20**:1314-1319.
89. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil*. 2007; **34**:41-51.
90. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 2009; **40**:313-319.
91. Sadowsky SJ, Hansen PW. Evidence-based criteria for differential treatment planning of implant restorations for the mandibular edentulous patient. *J Prosthodont*. 2014; **23**:104-111.
92. Şakar O. Editör. *Removable Partial Dentures*. Switzerland: Springer International Publishing; 2016
93. Sarnat AE. The efficiency of cobalt samarium (Co5Sm) magnets as retention units for overdentures. *J Dent*. 1983; **11**:324-333.
94. Scacchi M. The development of the ITI Dental Implant System. Part I: A Review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**:8-21.
95. Schweyen R, Arnold C, Setz JM, Hey J. Retentive characteristics of individual and prefabricated polyvinylsiloxane overdenture attachments: alternative treatment options for geriatric patients. *Clin Oral Investig*. 2019; **23**:1425-1434.
96. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Investig*. 2015; **19**:947-953.

97. Şener Yamaner ID, Tural Z, Tuncer EB. Akrilik rezinler, yumuşak astar materyalleri ve doku düzenleyicilerin çözünürlük özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015; **25**:144-152.
98. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998; **80**:323-329.
99. Shafie HR. *Principles of attachment selection*. İçinde Shafie HR, editör. Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. Oxford: Blackwell; 2007.
100. 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**:245–247.
101. Sinclair PM, Little RM. Maturation of untreated normal occlusions. *Am J Orthod* 1983; **83**: 114-123.
102. Sivaramakrishnan G, Sridharan K. Comparison of implant supported mandibular overdentures and conventional dentures on quality of life: a systematic review and meta analysis of randomized controlled studies. *Aust Dent J.* 2016; **61**:482-488.
103. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. *Color atlas of dental medicine, implantology*. New York: Thieme Medical Pub. Inc.; 1995.
104. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress ML. *Implant prosthodontics, Clinical and laboratory procedures*. Second ed. St. Louis: Mosby; 2000.
105. Svetlize CA, Bodereau EF Jr. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 2004; **35**:443–448.
106. Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K. Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *J Dent (Tehran).* 2010; **7**:113-118.
107. Taira Y, Sekine J, Sawase T, Atsuta M. Implant-retained overdenture following hemiglossectomy: a 10-year clinical case report. *J Oral Rehabil.* 2006; **33**:313-315.
108. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relined materials. *Int J Prosthodont* 1998; **11**:49–54.

109. Takeshita S, Kanazawa M, Minakuchi S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems. *Dent Mater J*. 2011; **30**:928-934.
110. Tavakolizadeh S, Vafaee F, Khoshhal M, Ebrahimzadeh Z. Comparison of marginal bone loss and patient satisfaction in single and double-implant assisted mandibular overdenture by immediate loading. *J Adv Prosthodont*. 2015; **7**:191-198.
111. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017 ; **117**:e1-e105.
112. Thean HP, Khor SK, Loh PL. Viability of magnetic denture retainers: A 3-year case report. *Quintessence Int*, 2001; **32**: 517-520.
113. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients –the York Consensus Statement. *British Dental Journal* 2009; **207**:185–186.
114. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent*. 2006; **15**: 24-34.
115. Travaglini EA, Gibbons P, Craig RG. Resilient liners for dentures. *J Prosthet Dent* 1960; **10**: 664 -672.
116. Tufaner M, Kutay Ö. Günümüzde protezler için kullanılan yumuşak astar maddeleri. *MÜ Diş Hek Fak derg* 1987; **3**:50-59.
117. Türk PE, Geckili O, Türk Y, Günay 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**: 1106-1113.
118. Türker ŞB, Şener ID, Buğurman B. Silikon bazlı daimi yumuşak astar materyallerinin renk stabilitesinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008; **18**:53-59.
119. 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**:1509-1513.
120. Wagner WC, Kawano F, Dootz ER, Koran A 3rd. Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part II-Effect of aging. *J Prosthet Dent*. 1995; **74**:299-304.

121. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 2001; **14**:523-530.
122. Warreth A, Alkadhimi AF, Sultan A, Byrne C, Woods E. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants-Part I. *J Ir Dent Assoc*. 2015; **61**:93-97.
123. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, 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**:263-267.
124. 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**:1315-1319.
125. Yanıkoğlu N. Yumuşak astar maddeleri ve özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Der* 2003-2004; **13,14**:55-64.
126. Zarb GA, Mericske-Stern R. *Clinical protocol for treatment with implant-supported overdentures*. İçinde Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses. Editor: C.L Bolender, G.A. Zarb. Twelfth Edition. St.Louis: Mosby; 2004.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT ÜSTÜ 4 FARKLI ATAŞMANA UYGULANAN TUTUCU MATERYALLERİN YORULMA ÖNCESİ VE SONRASI RETANSİYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNAL İLK RAPORU

% 16	% 9	% 4	% 14
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 11
2	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	www.istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% 1
5	istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	www.ido.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ercan	Soyadı	Yılmaz
Doğ.Yeri	Ünye/ORDU	Doğ.Tar.	26.07.1984
Uyruğu	TC	TC Kim No	52048540468
Email	dt_ercan@hotmail.com	Tel	05354471055

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı	2019
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lise	Ünye Mehmet Refik Güven Anadolu Öğretmen Lisesi	2002

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Doktora Öğrencisi	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2009-2019
2.			-
3.			-

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

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi