

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJESİ  
SONUÇ RAPORU**

Alt Çene İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, İmplantlar Arası Mesafenin, Tutuculuğa Etkisinin, Farklı Sürelerde ve Farklı Tutuculuk Özelliklerinde Değerlendirilmesi

Prof. Dr. Sadullah Üçtaşı

Arş. Gör. Hacer Ertürk AKYEL

19L0234002

18.11.2019 - 18.09.2020

16.12.2020

Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Ankara - 2020

## I. Projenin Türkçe ve İngilizce Adı ve zetleri

**Türkçe Adı** : Alt ene iki implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, implantlar Arası Mesafenin, Tutuculu ına Etkisinin, Farklı Sürelerde ve Farklı Tutuculuk zelliklerinde De erlendirilmesi

**İngilizce Adı** : The Effect of Inter-Implant Distance on the Retention Capacity of Mandibular Two Implant Retained Overdentures Depending on Different Time Period and Different Retention Capacities

Alt Çene ki mplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, mplantlar Arası Mesafenin, Tutuculu a Etkisinin, Farklı Sürelerde ve Farklı Tutuculuk Özelliklerinde De erlendirilmesi

mpplant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları, estetik, çi neme etkinli i, tutuculuk ve stabilite açısından, geleneksel tam protezler ile karşılaştırıldığında, daha memnun edici sonuçları ile yüksek hasta memnuniyetine sahiptir. mplant destekli overdenture uygulamalarının uzun dönem bakımında tutuculuk, anahtar faktördür ve implantlar arası mesafe, tutucu sistem tipi, takma/çıkarma siklusu tutuculu u etkileyen faktörlerdir. Bu çalışmanın amacı, implantlar arası mesafenin ve takma/çıkarma i lemine bağlı klinik kullanım süresinin, kullanıma yeni sunulan Novaloc tutucu sistemin tutuculuk özelli ine etkisinin de erlendirilmesidir.

Bu çalışmada 24 adet implant analogu, 24 adet Novaloc dayanak, 72 adet tutucu üst yapı (24 adet beyaz, 24 adet sarı, 24 adet ye il PEEK matriks), 12 adet implant analoglarının yerleştirilece i akrilik blok ve 12 adet protezi simüle eden akrilik blok hazırlandı. mplantlar arası 11 mm ve 22 mm mesafeye bağlı test grupları sırasıyla, Grup 1 (n=18) ve Grup 2 (n=18) olarak belirlendi. Daha sonra her test grubu, tutucu sisteme ait farklı renk kodunda matriks gruplarına göre, Novaloc/beyaz (n=6), Novaloc/sarı (n=6) ve Novaloc/ye il (n=6) olmak üzere 3 alt gruba ayrıldı. Ayrıca, her alt gruba, çi neme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 12 ay ve 24 ay klinik kullanıma karşılık gelen, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma siklusu uygulandı. Tutuculuk testi, Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK) gerçekleştirildi. Elde edilen veriler, IBM SPSS Statistics 23 programına aktarıldı. ki grup arasında fark olup olmadığı, bağımsız örneklem t testi ile, ikiden fazla grup arasında fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile incelendi. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda, öncelikle varyans homojenli i için Levene testi, ardından farklılı ın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile tespit edildi.

Tutuculuk kaybı, hem 2 farklı implantlar arası mesafe hem de takma/çıkarma i lemine bağlı 2 yıl klinik kullanım süresi ile ilişkilili tespit edildi ( $p<0,05$ ). Farklı renk kodlarına bağlı olmaksızın, implantlar arası 22 mm mesafe olan grupların tutuculuk kuvvet de erleri, implantlar arası 11 mm mesafe olan gruplara göre daha yüksek tespit edildi ( $p<0,05$ ). Test edilen tüm gruplarda, Novaloc/beyaz ve Novaloc/ye il renk kodlu tutucu sistemler, sırasıyla en düşük ve en yüksek tutuculuk kuvvet de erleri sergiledi.

Anahtar Kelimeler: mplantlar Arası Mesafe, Novaloc, Overdenture, PEEK, Tutuculuk

## SUMMARY

Evaluation of Retention Effects of Interimplant Distance on Two Implant Supported Mandibular Removable Protheses (Overdenture) by Means of Different Retention Properties and Time Periods

Implant supported removable protheses (overdenture) have higher patient satisfaction with more satisfying results compared to conventional complete dentures in terms of aesthetics, chewing efficiency, retention and stability.

Retention is the key factor in the long-term success of implant-supported overdentures and the interimplant distance, retention system type, and insertion/removal cycle are factors that affect retention. The aim of this study was to evaluate the retention feature of the novel attachment system Novaloc depending on the effect of the interimplant distance and the duration of clinical use by means of insertion/removal cycle for the retention of the Novaloc retention system.

In this study 24 implant analogues, 24 Novaloc abutments, 72 retention superstructure (24 white, 24 yellow, 24 green PEEK matrix), 12 acrylic block where implant analogues were placed and 12 acrylic blocks simulating the prosthesis were used. Considering interimplant distance, 11 mm and 22 mm distance were determined as Group 1 (n=18) and Group 2 (n=18), respectively. Then each test group was subdivided into 3 groups depending on color code of retention systems as Novaloc/white (n=6), Novaloc/yellow (n=6) and Novaloc/green (n=6). Additionally, insertion/removal cycles were applied using chewing simulator as 360-cycle, 720 cycle, 1080-cycle, 2880-cycle which were correspond 3-month, 6-month, 9-month, 12-month, 24-month clinical insertion/removal regime. Retention test was performed using Universal Test Machine (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK). The obtained data were transferred to IBM SPSS Statistics 23 program. Whether there was a difference between the tested groups was examined with the independent sample t test. If there was a difference between more than two groups one-way analysis of variance (One Way ANOVA) were used. After taking result of "one-way analysis of variance" (ANOVA), firstly the Levene test for variance homogeneity, then "multiple comparison test" (Bonferroni or Tamhane's T2) were used to determine the groups for the difference originated.

Loss of retention was related with both 2-different interimplant distances and 2-year after clinical insertion/removal regime ( $p < 0,05$ ). Retention values were obtained from 22 mm interimplant distance higher than 11 mm interimplant distance notwithstanding color coded of different retention systems ( $p < 0,05$ ). All tested regime, Novaloc/white and Novaloc/green color coded retention systems had lowest and highest retention values, respectively.

**Keywords:** Interimplant Distance, Novaloc, Overdenture, PEEK, Retention

## II. Amaç ve Kapsam

### 1. Amaç ve Kapsam

#### 1.1. Tamamen Diş Hastalarında Protetik Tedavi Seçenekleri

Protez Terimleri Sözlüğü, tamamen dişsizlik durumunu, doğal daimi dişlerin olmaması olarak tanımlar (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Tamamen dişsizlik, 65 yaş ve üzeri yaş gruplarında sık görülen ve daha önceleri normal yaşlanma sürecinin bir parçası olarak kabul edilen, geri dönüşü olmayan bir durumdur (Carlsson, 2014). Dünya Sağlık Örgütü Global Ağız Sağlığı veri tabanına göre, travma, ağız kanserleri ve pulpal patoloji diş kaybına yol açan risk faktörleri olmasına rağmen, çürük ve iltihaplı periodontal hastalıklar, dişsizlik durumunun ana nedenleri olarak bildirilir (Petersen ve Yamamoto, 2005). Ayrıca, ağız hijyenine karşı tutum, diş hekimi/nüfus oranı, ağız sağlığı bilgisi, eğitim düzeyi, sosyo-ekonomik durum ve yaşam tarzı gibi çeşitli faktörler de tamamen dişsizlik durumunu etkiler. Bu nedenle, farklı ülkeler arasında ve aynı ülke içinde farklı bölgeler arasında, tamamen dişsizlik oranı büyük farklılıklar göstermektedir (Petersen ve ark., 2005).

Tüm doğal dişlerin çeşitli faktörlere bağlı olarak kaybedilmesi, bireylerin oral fonksiyonu, psikososyal durumları ve yaşam kalitelerinde olumsuz etkiler oluşturur (Hyland ve ark., 2009). Diş sayısı, ağız fonksiyonlarının, ağız sağlığı durumunun ve bu durumlara bağlı genel sağlık durumunun anahtar belirleyicisidir (Gotfredsen ve Walls, 2007 ve Hashimoto ve ark., 2006). Tamamen dişsiz bireylerde, bozulan çiğneme fonksiyonuna bağlı, dehidratasyon, kanlıklar, bireyin genel sağlık durumu üzerinde oldukça etkilidir (Lee ve ark., 2004).

Dişler kaybedildikten sonra zamanla, kemik rezorpsiyonu (destek kemiğinin geneline ve yüksekliğinin azalması = kemik kaybı), kemik rezorpsiyonuna bağlı yumuşak doku değişiklikleri (keratinize yapı kaybı, dilin boyutsal olarak büyümesi) ve bu anatomik değişiklikler sonucunda birçok estetik problem ortaya çıkar. Modern diş hekimliğinin amacı, hastanın oral bölgesinde kaybolan normal konturları, fonksiyonu, estetiği, konforu, rahatlığı ve ağız sağlığını, hastaya yeniden kazandırmaktır (Misch, 2005).

Tamamen dişsiz hastalar için geleneksel tedavi yöntemi, alt ve üst tam protez uygulamalarıdır (Doundoulakis ve ark., 2003). Son yıllarda yapılan epidemiyolojik çalışmalar, çoğu ülkede diş kaybı prevalansında azalma olmasına rağmen, geleneksel tam protez kullanan, çok sayıda tamamen dişsiz hasta olduğunu bildirir. Ancak, geleneksel tam protez uygulamalarında, özellikle alt çene tam protez kullanan hastaların %50'sinden fazlasının tutuculuk ve stabilite ile ilgili problemlere sahip olduğunu bildirilir (Burns, 2000 ve Thomason ve ark., 2012). Bu durum, alt çene kretinin eğilimli ve yüksekliği ile yakından ilgilidir (Thomason ve ark., 2012).

Günümüzde, hastaların ağız sağlığı beklentileri yüksektir ve geleneksel tam protez uygulamaları ile bu beklentilerin karşılanması oldukça güçtür (Doundoulakis ve ark., 2003). Geleneksel tam protez uygulamalarının sahip olduğu olumsuz durumların giderilmesi için, implant destekli protez uygulamaları, alternatif tedavi seçeneğidir. Implant destekli protez uygulamaları, tamamen dişsiz hastalar için birçok avantaja sahip, etkili ve güvenilir tedavi seçeneğidir (Hyland ve ark., 2009).

Tamamen dişsiz hastalar için, kanıta dayalı tedavi seçenekleri: geleneksel tam protez, implant destekli hareketli protez (overdenture) ve implant destekli sabit protez uygulamaları şeklinde 3 ana gruba ayrılır

A. Tam protez

B. implant-destekli hareketli protez (overdenture)

C. implant-destekli sabit protez (Zarb ve ark., 2003).

#### 1.2. Geleneksel Tam Protez Uygulamaları

Protez terimleri sözlüğüne göre, maksilla veya mandibula ile ilgili yapıları ve tüm dental arkı içeren, hareketli dental protez uygulamalarına tam protez adı verilir (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017). Tam protez uygulamaları, sistemik, anatomik ve/veya ekonomik sınırlamalara sahip, tamamen dişsiz hastalar için en yaygın kullanılan geleneksel tedavi seçeneklerinden biri olmaya devam etmektedir (Lee ve Saponaro, 2019). Ancak, geleneksel alt çene tam protez kullanan hastalar sıklıkla, fonksiyon sırasında, tutuculuk ve stabilite eksikliğine bağlı olumsuz tecrübelerle sahiptir

(Doundoulakis ve ark., 2003).

Tutuculuk (retansiyon), protetik di hekimli inde, protezin giri yoluna zıt, özellikle dikey kuvvetlere kar ı gösterdi i direnç olarak tanımlanır. Stabilite, protezin, fonksiyonel kuvvetler altında hareket etmeye veya yer de i tirmeye kar ı koyabilmesidir. Geleneksel tam protez uygulamalarında, tutuculuk ve stabilitenin olumsuz yönde etkilenmesinin sebebi, di ler kaybedildikten sonra sert ve yumu ak dokularda meydana gelen anatomik de i ikliklerdir (Thomason ve ark., 2012). Konu ma ve çi neme fonksiyonu sırasında, mylohyoid ve buccinator kaslarının kasılmasına ba lı, alt çene tam protez uygulaması sıklıkla hareket etme e ilimindedir. Ayrıca, tamamen di siz a ızda, dilin boyutsal büyümesi, çi neme sırasında daha aktif hale gelmesi, protezin stabilitesi olumsuz yönde etkiler (Misch, 2005).

Yapılan çalı malarda, tam protez kullanan hastaların ço u, yemek yeme ve çi neme sırasında a rı hissettiklerini; ayrıca yemek yerken, konu urken veya gülerken protezin hareket etmesinden endi e duyduklarını ve protezlerinin sosyal durumları üzerinde olumsuz etkileri oldu unu bildirir (Hyland ve ark., 2009). Özellikle tam protez kullanan ya lı hastalar, genç hastalar ile kar ıla tırıldı nda, daha fazla fonksiyonel problemler ya ama e ilimindedir (Allen ve McMillan, 2003). Tam protez kullanan ya lı bireylerin, %25'i çi neme sırasında a rı ya adı nı ve %41'i çi neme için daha fazla zaman harcadı nı belirtir (Turkyılmaz ve ark., 2010). Bu durum, dilin motor kontrolünün azalması, ısırma kuvvetinin azalması veya a ız kurulu u (kserostomi) gibi, ya a ba lı olarak meydana gelen fizyolojik de i iklikler ile ili kilidir. Tam protez kullanan hastaların, özellikle fonksiyon sırasında a rı hissetmeleri ise, rezorbe olan tamamen di siz kretlerde, kas ba lantılarının kret tepesine yakla ması, kasların kasılması ile protezin fonksiyon sırasında hareket etmesi ve daha fazla doku irritasyonuna neden olması ile ilgilidir. Ayrıca, kemikte meydana gelen rezorpsiyon ile keratinize yapı ık di eti de zamanla azalır ve hasta protez vuruklarına kar ı daha duyarlı hale gelir (Misch, 2005).

Kemik yıkımının önlenmesi veya azaltılması için; öncelikle tüm di lerin çekilmesinin engellenmesi, uygun vakalarda birkaç di üzerine overdenture planlanması, implant destekli protez tasarımlarının tercih edilmesi, hastanın beslenme alı kanlıklarının ve genel sa lık durumunun en uygun duruma getirilmesi ve hastaların protez kullanma alı kanlıklarının düzenlenmesi gerekmektedir (Carlsson, 2014).

Doundoulakis ve arkadaş ları, geleneksel tam protez uygulamalarının dezavantajlarını a a ıdaki gibi sıralar:

- Stabilite eksikli i (özellikle alt protezde)
- Tutuculuk/Retansiyon eksikli i (özellikle alt protezde)
- Kemik yıkımının devam etmesi
- Çi neme fonksiyonunda bozukluk
- Sosyal problemler
- Hastaların, profesyonel hekimlere defalarca protez yaptırma istekleri
- Protezin düzgün yapımı için detay gerektirmesi (Doundoulakis ve ark., 2003).

### 1.3. mplant Destekli Protez Uygulamaları

Dental implant uygulamaları, kısmi veya tamamen di siz hastalarda, %90 üzerinde ba arı oranına sahip tedavi yöntemidir (de la Rosa Castolo ve ark., 2019). Proteze destek sa layan dental implantların kullanımı, hareketli doku destekli protez uygulamaları ile kıyaslandı nda çok sayıda avantaj sa lar (Takanashi ve ark., 2004). 1980'li yıllara kadar, tam protez uygulamaları, tamamen di siz hastalar için geleneksel tedavi yöntemi iken; 1980'li yılların ba nda, Branemark'ın dental implantlar hakkında elde etti i güvenilir ara tırmalar ile, osseointegrasyon sonucu dental implantların sa kalım oranının daha uzun oldu u kanıtlandı (Rajput ve ark., 2016). Branemark ve Gothenburg Üniversitesi'nden çalı ma ekibinin, 1982 yılında osseointegre implantlar ile ilgili tedavi sonuçlarını sundukları Toronto konferansından sonra, implant destekli protez uygulamaları büyük oranda artı gösterdi (Carlsson, 2014).

Dental implantların en önemli amaçlarından biri, tamamen di siz çenelerde ileri derecede rezorpsiyona ba lı, olumsuz etkilenen alt çene tam protez uygulamasının tutuculu unu ve stabilitesini iyile tirmektir (Klemetti ve ark., 2003). Dental implant uygulamaları, protez için sadece

bir tutucu de il, aynı zamanda di hekimli inin en koruyucu uygulamalarından biridir. Kemik içerisine yerle tirilen implant sayesinde, peri-implant kemi e stres uygulanır ve bunun sonucunda di çekimi sonrası azalan trabeküler yapının yo unlu unda artı meydana gelir. Boylice kaybedilen di lerin yerine yerle tirilen ve ba arılı olan dental implant alveol kemik hacminin korunmasını sa lar (Misch, 2005).

Di ler, fonksiyon sırasında olu an baskı ve gerilim kuvvetlerini kendilerini çevreleyen kemi e iletir ve Wolff kanununa göre kemik, uygulanan kuvvetler sonucunda yeniden ekillenir. Ancak, di ler kaybedildikten sonra, uyarı eksikli ine ba lı, destek kemi in geni lik ve yüksekli inde azalma meydana gelir (Doundoulakis ve ark., 2003). Alveoler kemikte meydana gelen kemik yıkımı, ya , cinsiyet, genel sa lık durumu, osteoporoz, beslenme, di sizlik durumunun devam etmesi, kullanılan protez sayısı, bireyin protezi kullanma alı kanlıkları, parafonksiyonel alı kanlıklar, protezin kalitesi, okluzal ykler ve a ız hijyeni ile yakından ili kilidir (Carlsson, 2014).

implant destekli protez uygulamaları ile hastaların, fonksiyon, fonasyon ve estetik beklentileri kar ılanır ve hasta memnuniyeti artar. Dental implant destekli protez ile, geleneksel tam protez kıyaslandı nda, çok sayıda avantaj sa lar.

implant destekli protez uygulamalarının avantajları:

- Alveolar kemi in korunması
- Vertikal ili kinin korunması
- Yüz esteti inin korunması
- Estetik iyile me (azalan protez hareketine ilave olarak di lerin görünür ekkilde konumlandırılması)
- Konu manın düzeltilmesi
- Okluzyonun düzeltilmesi
- Oral propriosepsiyonun yeniden sa lanması
- Protez ba arısının artması
- i neme performansının iyile tirilmesi ve i neme kasları ile yüz ifadesinin korunması
- Protezin hacminin azalması (damak ve uzantıların elimine edilmesi)
- Hareketli protezlerde tutuculuk ve stabilitenin iyile tirilmesi
- Protezlerin kullanım ömrünün uzaması
- Kom u di lerdeki de i iklik ihtiyacının ortadan kaldırılması
- Daha kalıcı restorasyon elde edilmesi
- Psikolojik sa lı ın iyile tirilmesi (Misch, 2005).

Tamamen di siz hastalar için, implant destekli tedavi seçenekleri, sabit veya hareketli protez uygulamaları eklindedir. implant destekli sabit veya hareketli protez uygulamalarının avantaj ve dezavantajları dikkate alındı nda, tamamen di siz hastalar için sabit veya hareketli protez seçimi birçok faktrdn etkilenir (izelge 1.2) (Warreth ve ark., 2015). Farklı tedavi seçeneklerinin maliyetleri kar ıla tırıldı nda, en ucuz alternatif, geleneksel tam protez uygulaması ve ardından implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamasıdır. Sabit implant destekli protez uygulamasının maliyeti ise daha yüksektir (Carlsson, 2014).

#### 1.4. implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture)

implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları, %94 ile %100 arasında de i en yüksek ba arı oranları ile tamamen di siz hastalar için, etkili tedavi seçene i oldu u birçok çalı ma ile kanıtlandı (Cune ve ark., 2010 ve Naert ve ark., 2004a). Branemark ve arkadaş larının tamamen di siz çeneler için en uygun tedavi olarak ileri sürdü ü 5 veya 6 implant üzerine sabit protez uygulamaları, uzun yıllar boyunca tercih edilen tedavi seçene i idi. Ancak, 1980'li yılların ortalarında, alt çene implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları tanıtıldı (Carlsson, 2014). implant destekli overdenture uygulamaları; tasarımı, yapımı ve uygulaması daha kolay, daha ekonomik, daha ba arılı tedavi seçene i olarak kısa sürede birçok ülkede popüler hale geldi (Feine ve Carlsson, 2003).

implant destekli overdenture kullanan hastaların A ız Sa lı ı ile lgili Ya am Kalitesi (Oral Health Related Quality of Life = OHRQoL) skorlarının daha yüksek olmasının yanı sıra, geleneksel tam protez kullanan hastalara göre daha yüksek memnuniyet düzeylerine sahiptir (Awad ve ark., 2000;

Awad ve ark., 2003b ve Thomason ve ark., 2003). implant destekli overdenture uygulamaları, hastaların çi neme fonksiyonlarının artmasına yardımcı olur, implant destekli sabit protezler ile kar ıla tırıldı ında, hastalar tarafından daha kolay temizlenir ve genellikle daha estetik görünüme sahiptir (Awad ve ark., 2003a; Ellis ve ark., 2008 ve van Kampen ve ark., 2004). Bu nedenle, implant destekli overdenture uygulamalarındaki yüksek hasta memnuniyeti, klinik ba arı üzerinde oldukça büyük etkiye sahiptir (Cune ve ark., 2005).

implant destekli overdenture uygulamalarında, implant sayısı ve yerle tirilece i bölgenin seçimi oldukça önemlidir. Alt çene anterior bölgede, implant uygulaması için kullanılabilir kemik yapısı, 4 e it bölgeye ayrılır ve bu bölgeler A, B, C, D, E olarak isimlendirilir (Misch, 2005).

Misch (2005)'e göre, tamamen di siz alt çenede, implant destekli hareketli protez tasarımı için, 5 farklı tedavi seçene i mevcuttur:

1- Anterior Bölgede Splintlenmeyen ki mplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

implant yerle tirilmesi için, yeterli düzeyde kemik ve hastanın ekonomik durumu ile ilgili sınırlılık mevcut ise bu protez uygulaması tercih edilir. Bu tedavi planlamasına göre, B ve D pozisyonuna 2 implant yerle tirilmesinin, daha iyi sonuç verdi i ve protezin rotasyon yapmasını engelledi i belirtilir. mplantlar A ve E konumunda ise, rotasyon hareketinin ve implantlara gelen kaldırma kuvvetinin daha fazla olaca ı belirtilir.

2- Mandibular Anterior Bölgede Birbirine Splintlenen ki mplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

B ve D konumunda, yerle tirilen 2 adet implant, distal uzantı (kantilever) kullanılmadan bar tutucu sistem ile splintlenir. Tutuculu un artırılması için yerle tirilen 2 implant, orta hatta olan uzaklıklarının e it, birbirine paralel ve okluzal yüksekliklerinin aynı olması protezin ba arısı açısından önemlidir.

Bu tedavi seçene inde, birbirine splintlenen 2 implant için ideal pozisyon B ve D pozisyonudur, A ve E konumunda konumlandırılmaması önerilir. Çünkü, A ve E konumunda yer alan implantlar, yakla ık olarak küçük azı di lerinin bulundu u bölgeye denk gelir ve bu durumda alveol kavsinin formuna uygun e im gösteren bar tutucu sistem, daha fazla okluzal yüke maruz kalır. Ayrıca, implantlara gelen lateral kuvvetler, B ve D pozisyonuna göre daha fazla olu ur.

3- A: Mandibular Anterior Bölgede Splintlenen Üç mplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

A, C ve E konumunda, yerle tirilen 3 adet implant bar ile birbirlerine splintlenir. A, C ve E konumunda splintlenen implantların düz bir hat olu turmaması önerilir. C konumunda yer alan implant daha distalde yer alan A ve E konumundaki implantların daha anteriorunda yer alır ve protez üzerindeki yapay di lerin singulumlarının tam altında yer alır.

Alt çene ön bölgede, ikiden fazla implant yerle tirildi i durumda:

- Arkın her iki tarafında, en posteriorda yer alan implantların distali düz bir çizgi ile birle tirilir,
- Arkın her iki tarafında, en önde yer alan implantların merkezleri de bir çizgi ile birle tirilir,
- Bu iki çizgi arasındaki mesafe Anterior-Posterior mesafe (A-P mesafe) olarak adlandırılır (Shafie, 2007).

Distal uzantı (kantilever uzunlu u), A-P mesafesinin yarısından fazlasını geçmemelidir. Birbiri ile splintlenen implantlarda A-P mesafe, ne kadar fazla ise, implant üzerindeki stres daha az, barın biyomekanik yönden avantajı daha büyük ve protezin lateral stabilitesi daha fazla olur.

B: Mandibular Anterior Bölgede Birbirine Yakın Uygulanan mplantlar ve Splintlenen Üç mplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

Alt çene tamamen di siz hastada, posterior kret formu zayıf ise lateral stabilite eksikli ine ba lı anteriorda birbirine yakın yer alan implantlara daha fazla kuvvet gelir. Bu nedenle, zayıf posterior kret formu mevcut ise, tedavi alternatifi olarak implantlar B, C ve D pozisyonuna yerle tirilir ve rijit bar tutucu yardımı ile birbirine splintlenir.

4- Mandibular Anterior Bölgede Splitlenen Dört mplant ve 10 mm Distal Uzantılı (Kantilever) Hareketli Protez Uygulaması:

Alt çenede, 4 adet implant A, B, D ve E pozisyonlarına yerle tirilir ve her iki tarafta en distalde yer



alan implantlara distal uzantı (kantilever) ilave edilir ( ekil 1.6).

Kantilever uzunlu u, A-P mesafesi dikkate alınarak belirlenir. Ayrıca, ark ekli (kare, üçgen, oval) oldukça önemlidir. Kantilever, mekanik olarak sınıf 1 kaldıraç hareketine neden olur. Distalde yer alan uzantılara (kantilever), okluzal kuvvet uygulandı nda, fulkrum olarak hareket eder, ancak bu kuvvet barın uzunlu u ile tolere edilir. Kare ark, genellikle distal uzantının etkisini kar ılayamaz ve kare arklar için nadiren distal kantilever tercih edilir. Bu tedavi seçene inde, üçgen ve oval arklar için, sırasıyla, 8 mm ve 10 mm kadar distal uzantı (kantilever) tasarlanabilir.

Bu tasarım, özellikle, tutuculuk ve stabilite problemlerine, yumu ak doku abrazyonlarına ve konu ma zorluklarına neden olan posterior anatomiye sahip vakalarda tercih edilir.

#### 5- Mandibular Anterior Bölgede Splitlenen Be mplant ve 15 mm Distal Uzantılı (Kantilever) Hareketli Protez Uygulaması:

Bu tasarım, geleneksel tam protez uygulamalarında ciddi problem ya ayan ve geleneksel tam protez uygulaması için uygun olmayan anatomik ko ullara sahip hastalar için tercih edilir. Bu tedavi seçene inde, 5 adet implant A, B, C, D ve E pozisyonlarına yerle tirilir ve bar yardımı ile splintlenir. Alt çenede, anterior bölgede, en yüksek kemik miktarı mental foramenler arasında bulunur ve bu bölge implant uygulaması için optimal kemik yo unlu una sahiptir. Protez için, güçlü anterior destek oldukça önemlidir. Çünkü, protez, zayıf anterior ve iyi posterior deste e sahip oldu u zaman ileri geri rotasyon hareketi yapar ve bu durum anterior bölgede yer alan dayanaklarda (abutment) daha fazla strese neden olur (Misch, 2005).

#### McGill, 2002 ve York, 2009 Ortak Karar Bildirisi

implant destekli overdenture uygulamaları ile ilgili McGill Ortak Karar Bildirisi, 2002 yılında, Kanada'nın Montreal kentinde McGill Üniversitesi'nde düzenlenen sempozyumun ardından yayınlandı. Alanında uzman ki ilerden olu an sempozyumda alınan kararlar: “Mevcut olan kanıtlar, geleneksel tam protez uygulamalarının tamamen di siz alt çene vakaları için artık en uygun ilk tedavi seçene i olmadığını göstermektedir. Tamamen di siz hastalar için, iki implant destekli overdenture uygulamalarının ilk tedavi seçene i olması gerekti ine dair çok büyük kanıtlar mevcuttur” (Feine ve ark., 2002).

2009 yılında, McGill Ortak Karar Bildirisini destekleyen ba ka bir ortak karar bildirisi daha yayınlandı. Bu karar, Nisan 2009'da ngiltere'nin York kentinde, ngiliz Protetik Di Hekimliği Çalı ma Grubu (British Society for the Study of Prosthetic Dentistry = BSSPD) konferansında, BSSPD Konsey üyeleri ve sempozyum katılımcıları tarafından alındı (Thomason ve ark., 2009). York Bildirisi, hastaların alt çene implant destekli overdenture uygulamaları ile ilgili memnuniyet ve ya am kalitesinin geleneksel tam protez uygulamalarından önemli ölçüde daha yüksek oldu unu ve bu verilerin randomize kontrollü klinik çalı malardan elde edildi ini bildirir. Ayrıca, iki implant destekli overdenture uygulamasının, altın standart olmadığı kabul edilirken, performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinik süre dikkate alındı nda minimum standart tedavi oldu u bildirilir.

#### 1.4.1. mplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Endikasyonları

- Geleneksel tam protez uygulamaları için yetersiz kemik deste i,
- Yetersiz nöromusküler uyum,
- Hareketli akrilik kaide için mukozal dokuların dü ük toleransı,
- Protezin dengesizli ine yol açan parafonksiyonel alı kanlıklar,
- Üst hareketli protez nedeniyle aktif veya hiperaktif ö ürme refleksi,
- Hareketli protez kullanmaya yönelik psikolojik yetersizlik,
- Tam proteze ba lı, hasta memnuniyetsizli i ve/veya daha fazla stabilite ve konfor iste i,
- A ız içi rehabilitasyona ihtiyaç duyulan do umsal veya sonradan kazanılmı oral ve maksillofasiyal defektler,
- Yüksek protetik beklentiler (Shafie, 2007).

#### 1.4.2. mplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Avantajları

implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları ile geleneksel tam protez uygulamalarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, implant üstü overdenture kullanan hastalarda protez stabilitesi ve tutuculuğun, çiğneme etkinliğinin ve estetiğin olumlu yönde geliştiği, bunlara bağlı, hasta memnuniyetinin arttığı rapor edilir (Awad ve ark., 2003a). Genel olarak implant destekli overdenture uygulamalarının avantajları:

- Anterior bölgede kemik kaybının azalması,
- Estetiğin artması,
- Tutuculuğun artması,
- Stabilizasyonun artması (protez hareketlerini azaltır veya ortadan kaldırır),
- Okluzyonun iyileşmesi (tekrarlanabilen sentrik iliği okluzyonu),
- Yumuşak doku abrazyonunda azalma,
- Çiğneme etkinliği ve kuvvetinin artması,
- Okluzal etkinlikte artış,
- Konuşma fonksiyonunda iyileşme,
- Protezin hacminde azalma (palatinal uzantının ortadan kalkması),
- Maxillofasiyal protezlerde iyileşme (Misch, 2005).

#### 1.4.3. Implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Dezavantajları

- Alt çene overdenture uygulamalarında, en temel dezavantaj, hastaların beklentisi ile ilgilidir. Hastalar, genellikle protezinin takılıp-çıkarılmasını istemezler. Bu nedenle, overdenture uygulamaları, her zaman hastanın psikolojik gereksinimlerini karşılayamama dezavantajına sahiptir.
- Alt çene overdenture uygulamalarında, yumuşak doku ve okluzal düzlem arasında en az 12 mm mesafe gerekmektedir. Alt çenede, yumuşak doku genellikle 3 mm kalınlığındadır. Bu nedenle, kemik ve okluzal düzlem arasında 15 mm mesafe olmalıdır. Bu mesafe, akrilik kaideye kırığa direnç, tutucu sistemlere yeterli mesafe ve hijyen kolaylığı sağlar. Yeterli mesafe bulunmadığı durumlar dezavantaj oluşturur.
- Uzun dönem kullanımda, tutucu sistemlerin değişime gereksinimi dezavantaj oluşturur. Protezin takıp çıkarılması, zamanla ısırma kuvveti ve çiğneme dinamiğinin artması ile tutucu sistemler aşınır ve yenilenmesi gerekir.
- Posterior bölgede, kemik kaybı, anterior bölgeye göre daha fazladır. Posterior bölgede, yumuşak doku destekli protezler, bu bölgedeki rezorpsiyonu hızlandırır ve posterior bölgede kemik kaybının devam etmesi overdenture uygulamaları için dezavantaj oluşturur.
- Overdenture uygulamalarının diğer bir dezavantajı ise, protez altına besin kaçmasıdır. Protez kenarları istirahat konumunda ağız tabanına kadar uzanmaz ve yemek yeme sırasında, geleneksel tam protezlere benzer şekilde, protezin altında ve tutucu sistemler etrafında gıda birikimi olur (Misch, 2005).

#### 1.5. Implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutuculuk Kavramı

implant destekli hareketli protez uygulamalarında, tutuculuk, implant ile protez arasında, hassas bağlantı yapısında, tutucu sistem ile sağlanır. Oral ve Maksillofasiyal Implant Sözlüğü, tutucu sistemi, “birbirine karşı gelen matriks ve patriks olarak ifade edilen bileşenlerden oluşan ve belirli bir tutuculuk sağlayan mekanizma” olarak tanımlar. Tutucu sistemde matriks, dişi parça olarak işlev görür; patriks ise, matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyum sağlayan erkek parçadır (Glossary of Oral and Maxillofacial Implants, 2007).

Protez terimleri sözlüğünde ise, tutucu sistem, “protezin fiksasyonu, retansiyonu ve stabilizasyonu için kullanılan mekanik araç” şeklinde tanımlanır. (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017).

Intraradiküler tutucu sistemlerde, patriks yapı, protez kaidesinde yer alır ve implant dayanığında yer alan (matriks), özel bölüme girerek tutuculuk sağlar. Ekstraradiküler tutucu sistemlerde ise, patriks yapı, implant dayanığında, matriks yapı ise, protez kaidesinde yer alır (Petropoulos ve Mante, 2011).

#### 1.6. Implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutucu Sistemler

Son yıllarda, implant destekli hareketli protez uygulamalarında, farklı tutucu sistemler başarı ile kullanılmaktadır (Alsabeeha ve ark., 2009). Overdenture uygulamalarında, tutuculuk ve stabilite sağlanması için, farklı biyomekanik özelliklere ve sağ kalım oranlarına sahip, birçok tutucu sistem geliştirildi (Takahashi ve ark., 2018). Alt çene implant destekli overdenture uygulamalarında, hasta memnuniyeti yeterli tutuculuğa sahip protez uygulamaları ile yakından ilişkilendirildi (Rutkunas ve ark., 2011 ve Sadig, 2009).

Her tutucu sistemin, kendine özgü, avantaj ve dezavantajı mevcuttur. Kullanılan tutucu sistemde olması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Korozyona dirençli olması,
- Yeterli tutuculuğa sahip olması,
- Protezin rahat takılıp çıkarılabilmesi,
- Ağız hijyeninin kolay sağlanabilmesi,
- Klinik uygulamasının kolay olması,
- Tamir gerektiğinde kolay olması,
- Laboratuvar amallarının kolay olması,
- Düşük maliyete sahip olması (Misch, 2005).

Implant destekli overdenture uygulamalarında, kullanılan tutucu sistemler ile ilgili çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Tutucu sistemler, implant üzerinde yer alan patriks ve protez içinde yer alan matriks arasındaki hareketliliğe bağlı, esnek bağlantı veya rijit (esnek olmayan) bağlantı şeklinde sınıflandırılabilir (Vere ve ark., 2012a).

-Rijit Tutucu Sistemler: Implant ile tutucu sistem arasında hareketin olmadığı, esnek olmayan tutucu sistemlerdir ve tüm çineme kuvvetleri implantlara iletilir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implant uygulandığında tercih edilir. Vidalı hibrit protez uygulamaları bunlara örnektir (Shafie, 2007 ve Vere ve ark., 2012a).

-Kısıtlı Dikey Esnekliğe Sahip Tutucu Sistemler: Üzerine gelen kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanan tutucu sistemlerdir. Protez sadece aşağı-yukarı yönde hareket edebilir. Başka bir deyişle, tutucu sistem lateral yönde devrilme veya dönme hareketlerine karşı direnç gösterir (Shafie, 2007).

-Mentele Esnekliğine Sahip Tutucu Sistemler: Üzerine gelen kuvvetlerin, %30-35'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanan tutucu sistemlerdir. Haderbar veya yuvarlak kesitli bar bu tip tutucu sistemlere örnektir (Shafie, 2007).

-Kombinasyon Esnekliğine Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular sınırsız mentele ve dikey harekete izin verir. Üzerine gelen kuvvetlerin, %40-45'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar tutucu, bu tip tutucu sistemlere örnektir (Shafie, 2007).

-Rotasyon Esnekliğine Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular rotasyon hareketlerine izin verir. Hareketlerin şiddetine göre, implantlara gelen kuvvetler, %75-85 oranında azalır (Shafie, 2007).

-Üniversal Esnekliğine Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular her türlü harekete izin verir. Tutucu sadece protezin dokudan uzağına doğru olan hareketine direnç sağlar. Magnet tutucular bu tip tutuculara örnektir (Shafie, 2007).

Uygulanan dental implantların birbirlerine bağlanması veya bağlanmamasına göre, implant destekli overdenture uygulamalarında tutucu sistemler, splintlenen ve splintlenmeyen olmak üzere sınıflandırılır (Trakas ve ark., 2006).

### 1.6.1. Splintlenen Tutucu Sistemler

Splintlenen tutucu sistemler, birden fazla implantın birbirlerine bar yardımıyla birleştirilmesi ile elde edilir ve bar tutucu sistemler, yaygın olarak kullanılan tutucu sistemlerdir. Bar tutucu sistemler, implantları birbirine bağlayan bar ve protezin iç kısmına yerleştirilen klipsten oluşur (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Bu klipsler rijit (örnek: Dolder bar, altın klips) veya esnek yapıda (örnek: Haderbar, plastik klips) olabilir (Warreth ve ark., 2015). Bar tutucu sistem, önceden işlenen (pre-milled) plastik kalıplardan hazırlanabilir, prefabrik yapıda olabilir veya CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture = Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla

Üretim) teknolojisi ile üretilebilir (Warreth ve ark., 2015).

Bar tutucu sistemlerde, barın enine kesiti, protezin krete do ru hareketinin derecesini belirler (Choi ve ark., 2017). Enine kesitlerine göre bar tutucu sistemler, “yuvarlak” kesit, duvarları birbirine paralel olan “U- kesit” ve “yumurta” kesit ekinde sınıflandırılır (Shafie, 2007). Esnekliklerine göre bar tutucu sistemler: dikey ve/veya mente e esnekli ine sahip “esnek” ve esnek olmayan “rijit” bar tutucu sistem ekinde sınıflandırılır (Shafie, 2007).

- Yuvarlak Kesitli Bar Tutucu Sistem: Esnek bir sistemdir. mplantlara gelen lateral kuvvetleri azaltır. Yuvarlak kesite sahip bar tutucu sistemde protez daha fazla rotasyon hareketi yapabilir ve böylece implanta daha az tork uygulanır. U-kesitli bar tutucu sistem ile kar ıla tırıldı nda, daha fazla bakım gereksinimi vardır (Lavery ve ark., 2017).

- Dolder Bar Tutucu Sistem: 1961 yılında, Dr. Eugen Dolder tarafından geli tirilen, esneklik ve indirekt tutuculuk açısından avantajlı bar tutucu sistemdir. Dolder bar tutucu sistemin esnek ve rijit olmak üzere 2 formu mevcuttur:

- Esnek: Yumurta kesitli bar tutucu sistem, dikey ve mente e esnekli i sa lar.

- Rijit: U-kesitli bar tutucu sistem (Shafie, 2007).

- Hader Bar Tutucu Sistem: 1973 yılında, Helmut Hader tarafından geli tirilen, mente e hareketine uygun esnek bar tutucu tipidir (Shafie, 2007). Farklı tutuculuk kuvvetlerine ve üç farklı renk kodunda (beyaz, sarı, kırmızı) naylon klipse sahiptir. Genel olarak, esnek klipslerin de i tirilmesi daha kolaydır ve metal klipslerden daha ucuzdur (Warreth ve ark., 2015).

Bar tutucu sistemler, alt çenede a ır ı rezorbe kret varlı nda, oval kretlerde, kemik ve/veya yumu ak dokuda kısmi rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuk ve stabilitenin fazla olmasının istendi i protez uygulamalarında endikedir (Misch, 2005). Ayrıca, bar tutucu sistemler, daha fazla vertikal boyut ve bukko-lingual mesafeye gereksinim duyar. Buna ek olarak, plak kontrolü ve hijyen sa lanmasının daha karma ık olması, barın altında yer alan di etinde hiperplaziye yol açabilir (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Dü ük protez komplikasyon oranına sahip bar tutucu sistemler, uygulanan implantların birbirine paralel olmad ı durumlarda yarar sa lar. Ancak, bar tutucu sistemlerin maliyeti yüksek ve laboratuvar süreci oldukça karma ıktır (Choi ve ark., 2017).

Bar tutucu sistemlerde görülen en yaygın komplikasyonlar, dayanak ve tutucu sisteme ait bile enlerde vida gev emesi (Naert ve ark., 2004a) ve protez kırıklarıdır (Lee ve ark., 2012).

Komplikasyonların önlenmesi ve implantlara gelen kuvvetlerin e it ekinde da ıtılabilmesi için, bar tutucu sistemlerde pasif uyum oldukça önemlidir. Pasif uyum sa lanması, klinik veya laboratuvar a amalarında bazı faktörlere ba lı olarak her zaman kolay olmayabilir. Klinik faktörlerden, uygulanan implantların birbirleri ile pozisyonu ve paralelli i, kullanılan ölçü malzemesi, ölçü alma tekni i ve implant ölçü postlarının tasarımı pasif uyumu etkiler (Lavery ve ark., 2017). Laboratuvar a amalarındaki faktörlerden, ölçünün dökümü, barın üretiminde tercih edilen üretim tekni i ve kullanılan malzeme, tutucu sisteme ait bile enler arasındaki tolerans farklılıkları ve barın uzunlu u/geni li i pasif uyumu etkiler (Ford, 2003 ve Romero ve ark., 2000).

Bar tutucu sistemde, pasif uyumun sa lanamad ı durumda, implant vidaları, protez bile enleri ve peri-implant kemik üzerinde fazla stres olu turur. Bu durum, biyolojik reaksiyonlara, tutucu sisteme ait bile enlerde mekanik komplikasyonlara ve sonuç olarak klinik ve laboratuvar süresinin artmasına neden olur. Sheffield testi, bar tutucu sistemin, implantlar ile do ru yerle ip yerle medi ini ve pasif olup olmad ının de erlendirilmesi için geli tirilen tekniktir. Bu teknik, bar tutucunun implanta yerle tirilmesini ve sadece en distal implantın vidalanmasını içerir. Test her implant için ayrı ayrı uygulandı ı zaman, bar tutucu sistem tüm implantlara, herhangi bir yatay veya dikey bo luk olmadan do ru ekinde yerle tirilebiliyorsa, bar pasif kabul edilir (Lavery ve ark., 2017).

### 1.6.2. Splintlenmeyen Tutucu Sistemler

Splintlenmeyen tutucu sistemler, implantların birbirine ba lanmad ı, tutucu dayanakların, implantlara vidalanarak uygulandı ı sistemlerdir. Splintlenmeyen tutucu sistemler, splintlenen tutucu sistemler ile kar ıla tırıldı nda bazı avantajlara sahiptir:

- Hijyen sa lanmasının daha kolay olması,
- Komplikasyon görülme sıkl ının daha az olması,
- Maliyetlerinin daha dü ük olması,

- Teknik hassasiyetin daha az olması,
- Tutuculuklarının ayarlanabilir ve kontrol edilebilir olması,
- Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir olması (Choi ve ark., 2017; Sultana ve ark., 2017 ve Kobayashi ve ark., 2014).

Di hekimlerinin kullanımına sunulan splintlenmeyen farklı tutucu sistemler mevcuttur.

Splintlenmeyen tutucu sistemler:

- Topuz tutucu sistem
- O-ring tutucu sistem
- Mıknatıs tutucu sistem
- ERA tutucu sistem
- ZAAG tutucu sistem
- Teleskop tutucu sistem
- Silindirik tutucu sistem
- Locator tutucu sistem
- Locator R-Tx tutucu sistem
- Equator tutucu sistem
- CM-LOC/CM-LOC FLEX tutucu sistem
- Novaloc tutucu sistem

#### a) Topuz Tutucu Sistem

Klinik uygulamalarda kullanılan, en basit tip, splintlenmeyen tutucu sistem, topuz tutucu sistemdir (Salehi ve ark., 2019). Topuz tutucu sistem, 1960'lı yıllardan beri di veya implant destekli overdenture uygulamalarında kullanılır (Shastry ve ark., 2016).

Topuz tutucu sistem, farklı çaplarda ve genellikle metal alaımdan küre ekinde dayanak (patriks) ve hareketli protez içinde yer alan matriksten oluşur. Matriks, metal veya metal yuva içinde yer alan plastik yapıdan oluşmaktadır (Warreth ve ark., 2015). Ayrıca, topuz tutucu sistem önemli ölçüde stres kırıcı etkiye sahiptir, proteze yeterli miktarda tutuculuk ve stabilite sağlar, paralel olmayan implantlarda kullanılabilir (Zou ve ark., 2013). Her firma için farklı dayanak çapları ve farklı di eti yükseklikleri mevcuttur.

Düük maliyeti, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protez yapımının kolay olmasından dolayı zaman kaybının yaşanmaması gibi avantajlara sahiptir (Misch, 2005). Topuz tutucu sistem ekonomik olmaları, laboratuvar uygulamalarının basit olması ve hastanın memnuniyetini karılayan yeterli tutuculuk ve stabilite sağlaması gibi avantajlarının yanı sıra, kullanım süresi boyunca di i parçada oluşan tutuculuk kaybı sonucunda, bu parçaların belli aralıklarla değiştirilmesi gerekmektedir (Awad ve ark., 2003b). Topuz tutucu sistemlere Dal-Ro (BioMet 3i), Dalbo (Dalbo-B ve Dalbo-classic), ve Preci-Clix (Preat Corp) örnek verilebilir (Warreth ve ark., 2015).

#### b) O-ring Tutucu Sistem

O-ring tutucu sistem ortası açık halka ekilli lastik tutucu ve lasti in içine oturduğu metal yuvadan oluşan tutucu sistemdir. O-ring dayana ı baş, boyun ve gövde olarak üç kısımdan oluşur. Baş kısmı boyun kısmından geni tir, böylece O-ring yerle tirme esnasında baş kısmından sıkılır. Baş kısmının altında dayana ın andırkatlı olan boyun kısmı vardır (Misch, 2005). O-ringin iç yüzeyi dayana ın boyun kısmına oturur. O-ring tutucu sistemde internal çap (bo lu un çapı) dayanak boynundan daha küçük olmalı ve rahatlıkla boyun çapına uymalıdır.

O-ring tutucu sistem, basit bir tasarıma sahiptir, bakımı ve kullanımı kolaydır. Farklı renk kodlarında polimerik matriks sayesinde, farklı tutuculuk kuvvetleri sergiler (Choi ve ark., 2017). Ayrıca, düük maliyetli olması avantajına da sahiptir. O-ring tutucu sistem esnek tutucu türüdür ve implantlar üzerine gelen stresin azalmasına yardımcı olur (Barao ve ark., 2013). Ancak çi nemeye ba lı oluşan a ınmalar sonucu 6 ile 9 ayda bir tutuculuk kaybı meydana gelir (Choi ve ark., 2017).

#### c) Mıknatıs Tutucu Sistem

Mıknatıs tutucu sistem, protez içerisinde bulunan mıknatıs içeren parça ve abutment veya implant üzerinde bulunan, mıknatıs tarafından çekilen metal parça olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır (Trakas ve ark., 2006).

Mıknatıslar, manyetik kutupları bulunan demir, nikel, kobalt gibi materyalleri çekme özelliği gösteren maddeler olarak tanımlanır. Mıknatısların, protetik diş hekimliğinde uygulama alanları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Preiskel, 2004):

- Diş üstü protez uygulamaları
- Çene yüz protez uygulamaları
- Tam protez uygulamaları
- Hareketli bölümlü protez uygulamaları
- Implant destekli protez uygulamaları

Topuz ve bar tutucu sistemler ile mıknatıs tutucu sistemin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, mıknatıs tutucu sistemin, daha düşük tutuculuğa sahip olduğu ve daha az hasta memnuniyetinin olduğu görülmüştür (Chung ve ark., 2004; Naert ve ark., 2004b ve Cune ve ark., 2005). El mahareti kısıtlı ve ileri yaşta hastalarda, hareketli protezin takıp-çıkarması kolay olduğu için tercih edilir.

#### d) ERA Tutucu Sistem

ERA (Extracoronary Resilient Attachment) tutucular, 1986 yılında kullanıma sunulan ekstraradiküler, esnek (dikey ve menteşe esnekliği) tutucu sistemlerdir. Ekonomik olmaları, en önemli kullanım amaçlarındandır (Landa ve ark., 2001). ERA tutucu sistemin sabit bileşeni titanyumdan üretilir ve diş parçasına implantlara karşı daha dayanıklı titanyum nitrür ile kaplanır (Shafie, 2007). Farklı tutuculuk özelliklerine sahip, ayarlanabilen altı farklı renk kodunda, naylon tutucu parçalara sahiptir. Naylon tutucu parçalar, farklı tutuculuk özelliklerine göre, beyaz, turuncu, mavi ve gri renk kodlarına sahiptir. Daha sonra, sarı ve kırmızı, iki renk kodu daha eklenmiştir. Tutuculuk miktarının renklere göre değişim mekanizması, naylon parçaların, titanyum nitrür kaplı paslanmaz çelik parçaya göre boyutlarının daha da artmasıyla ortaya çıkar. Böylece daha sıkı uyum, daha fazla yüzey alanı ve tutuculuk sağlanır (Petropoulos ve Mante, 2011).

Açılı yerleştirilen implantların paralelliklerinin sağlanması için 5°, 11° ve 17° açılara sahip açılı dayanak ve düz dayanaklara sahiptir. 2 yıllık klinik çalışmanın sonucunda ERA tutucu sistemin, hasta memnuniyetini olumlu yönde artırdığı, implantların çevresindeki yumuşak doku ve kemiğin sağlığı açısından diğer tutucu sistemlerden farklı olmadığı belirtilir (Landa ve ark., 2001).

#### e) ZAAG Tutucu Sistem

ZAAG (Zest Anchor Advanced Generation) tutucu sistemler, orjinal Zest tutucunun benzeri olan bir tutucu türüdür ve kısaca ZAAG olarak adlandırılır. ZAAG tutucu sistem intraradiküler olarak nitelendirilir ve kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.

ERA, topuz tutucu ve ZAAG tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmada, istatistiksel olarak en yüksek tutuculuğa kuvvetine ZAAG tutucu sistemin sahip olduğu belirtilir. Bu durum, ZAAG tutucu sistem tasarımının, diğer tutucu sistemlerden farklı olması ile ilgilidir. ZAAG tutucu sistemde, protezin ölçü yüzeyindeki patriks kısmı, implant dayanağı (matriks) içindeki özel olarak paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı ile kaplı bölüme girdiği için intraradiküler tip tasarıma sahiptir (Petropoulos ve Mante, 2011).

#### f) Teleskop Tutucu Sistem

Teleskop tutucu sistem, destek diş ve/veya implanta vidalanan veya simante edilen alt yapı (primer koping), hareketli protez uygulamasına rijit şekilde bağlı üst yapıdan oluşan, çift kron sistemine dayanan tutucu sistemdir. Teleskop tutucu sistemin implant destekli hareketli protez uygulamalarında kullanımı, 1989 yılında başlar ve günümüzde implant destekli hareketli protez uygulamalarında kullanımı önem kazanır (Heckmann ve ark., 2004). Bu sistem, implanta vidalanan patriks ve protezin

ölçü yüzeyinde yer alan matriks yapıdan oluşur. Tutuculuk matriks ve patriks arasındaki sürtünme kuvveti ile sağlanır (Warreth ve ark., 2015).

Teleskop tutucu sistem, kişiye özel üretilen gibi uygun pozisyonda yerleştirilen implantlar için, prefabrikte olarak da kullanılabilen tutucu türleri vardır. Prefabrik teleskop tutucu sistemler, immediyat yüklemeye yapılmasına olanak sağlamaktadır (Romanos ve ark., 2011).

Teleskop tutucu sistemin sayısı, açılanması ve dental arktaki dağılımı, protezin tutuculuk ve stabilitesini etkiler. Teleskop tutucu sistemin avantajları:

- Desteklerden birinde bağırsızlık gözlemlenirken, protezin yeniden düzenlenebilmesi,
- Çift kron tasarımı sayesinde desteklerin üzerinde yer alan vida deliklerinin sadece primer kopinglerin üzerinde yer alması ve protez üzerinde vida deliklerinin bulunmasının önlenmesi,
- Oral hijyenin kolay sağlanabilmesidir (Langer ve Langer, 2000).

Teleskop tutucular, farklı metal alaşımlardan (titanyum, altın, krom-kobalt) elde edilir. Kullanım süresi arttıkça tutuculuğun artması, teleskopik tutucu sistemin ayırt edici özelliğidir. Tutuculuğun zamanla artması, patriks ve matriks arasındaki mekanik adaptasyonun artması ile açıklanır.

Hazırlanmış metal alaşımlarındaki farklılıklarla, tutucu kuvvetinde farklılık gözlenir (Daou, 2015).

#### g) Silindirik Tutucu Sistemler

##### Locator Tutucu Sistem

Locator tutucu sistem, Zest Anchors firması tarafından 2000 yılında geliştirilen (Liu ve ark., 2020) ve 2001 yılında kullanıma sunulan, implant destekli overdenture uygulamalarında yaygın olarak kullanılan, splintlenmeyen silindirik tutucu sistemdir (Shastry ve ark., 2016). 20 yıldan fazla süredir implant destekli hareketli protez uygulamalarında yaygın olarak kullanılan esnek tutucu sistemdir (Daou, 2015). Locator tutucu sistem, boyutu, tutuculuk kapasitesi ve implantlar arası açılanmayı iyi tolere etmesi nedeniyle in-vivo ve in-vitro olarak, diğer tutucu sistemler ile karşılaştırılan ve geniş çapta araştırılan tutucu sistemdir (Chung ve ark., 2004; Minguez-Tomas ve ark., 2018 ve Rutkunas ve ark., 2011).

Değiştirilebilen naylon tutucular, farklı tutuculuk kuvvet değerlerine ve farklı renk kodlarına sahiptir. Farklı renkli naylon tutucular, uygulanan implantlardaki açısapmalarının düzeltilmesi için de kullanılır. Implantlar arasındaki açılanmayı 40°'ye kadar tolere eder ve arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu vakalarda rahatlıkla kullanılabilir. Mavi, pembe ve effaf naylon tutucu parçalar düz dayanaklarda, gri, kırmızı, turuncu ve yeşil naylon tutucu parçalar açılı dayanaklarda kullanılır (Zest Anchors LLC., 2020a).

1-6 mm arasında değişen, farklı diyeti yüksekliklerine sahip Locator tutucu sistem, diğer tutucu sistemlere kıyasla düşük profile sahiptir ve tutucu sisteme ait erkek parça, kep ve akrilik için 3 mm dikey boşluk gerekir (Lavery ve ark., 2017). Locator tutucu sistemin kullanımı oldukça kolay ve protez ile ilgili olası problemler genellikle rahat ve hızlı bir şekilde çözülür (Vere ve ark., 2012b). Locator tutucu sisteme ait naylon tutucu parçalar için en yaygın problem açılma ve tutuculuk kaybıdır. Locator tutucu sistemin tutuculuk kuvvet değeri, metal kep ve içerisine yerleştirilen naylon tutucu parçadan oluşan patriks yapı ve çift tutuculuk (internal ve eksternal) özelliğine bağlıdır (Şekil 1.9). Internal tutuculuk, naylon erkek bileşenin, diyeti parçada yer alan internal boşluğa kıyasla biraz daha büyük olması ile sağlanırken, eksternal tutuculuk dayanağın dış kenarındaki sırt alanının içine naylon erkek parçanın tamamen oturması ile sağlanır (Miler ve ark., 2017).

##### Locator R-Tx Tutucu Sistem

Locator R-Tx tutucu sistem kullanıma yeni sunulan, Locator tutucu sistemin, farklı tasarıma sahip formudur. Locator R-Tx dayanağın, Locator tutucu sistemin dayanağından farklı olarak, dış kısmında iki çıkıntısı olan ve iç kısımdan tutuculuk sağlamayıp, sadece eksternal olarak çift tutuculuk sağlayan, titanyum nitrür kaplı, daralan konik şekilde tasarıma sahiptir. Locator R-Tx dayanağı 1-6 mm arasında değişen farklı diyeti yüksekliklerine sahiptir. Üretici firma tarafından, dayanağın daralan konik tasarımı sayesinde, protezin hasta tarafından daha kolay hizalanması ve düzgün şekilde

oturmasını sa ladı ı belirtilir.

Locator tutucu sisteme göre, daha küçük internal bo lu u sayesinde, yiyecek ve plak birikimi daha azdır. Titanyum kepin sahip oldu u yatay ve dikey olukları sayesinde dikey yöndeki hareketlere ve rotasyon hareketine kar ı daha dirençli oldu u ve pembe renk naylon tutucu sayesinde, akrilin daha ince kaldı ı bölgelerde, daha estetik sonuç sa ladı ı firma tarafından belirtilir. Locator R-Tx tutucu sisteme ait tutucu parçalar, implantlar arası açının 60°'yi a madı ı ideal ve ideal olmayan durumlar dikkate alınarak tasarlanmı tır. Tutucu parçalar, tutuculuk kuvvetlerine göre “sıfır (zero)”, “dü ük (low)”, “orta (medium)” ve “yüksek (high)” olarak sınıflandırılır. Tutucu parçaların tutuculuk kuvvet de erleri, renk kodlarına göre artan sıra ile gri, mavi, pembe ve effaf eklindedir (Zest Anchors LLC, 2020b).

### Equator Tutucu Sistem

2007 yılında, Rhein'83 firması tarafından geli tirilen tutucu sistemdir. Equator tutucu sistem, yarım küre eklinde (topuz tutucu sisteme benzer) titanyum dayana a, paslanmaz çelik kep ile desteklenen ve 1.3 ile 5.9 lbs (5.87 N ve 26.47 N) arasında de i en farklı tutuculuk seviyesine sahip, 4 farklı renk kodunda (Locator tutucu sisteme benzer) naylon tutucu parçalara ve laboratuvar lasti ine sahiptir. Tutucu parçaların artan tutuculuk kuvvet de erleri, renk kodlarına göre; sarı, pembe, effaf, mor eklindedir. Paslanmaz çelikten yapılmı kep yuvasının çapı 4,4 mm ve yüksekli i 2,1 mm'dir. Dü ük boyutu sayesinde, dikey boyutu yetersiz olan hastalarda rahatlıkla kullanılır. Equator dayana ı, 0,5 mm'den 7 mm'ye de i en, 8 farklı di eti yüksekli ine sahiptir (Rhein'83, 2020).

### CM-LOC/CM-LOC FLEX Tutucu Sistem

CM-LOC tutucu sistem, implantlar arası 60°'ye kadar açılanmaları (40°'ye kadar olan açılar için CM-LOC; 60°'ye kadar olan açılar için CM-LOC FLEX) tolere edebilen tasarıma sahiptir (Maniewicz ve ark., 2020). CM-LOC tutucu sistemi, di eti yüksekli i 1 mm'den 5 mm'ye kadar de i en dayanak ve tutucu parçayı içeren kep kısmından olu ur. CM-LOC/CM-LOC FLEX dayana ında, daha iyi klinik i levsellik, daha fazla kullanım konforu ve temizlik kolaylı ı için internal tutucu bo lu u yoktur. nternal tutucu bo lu unun bulunmaması, gıda birikimi ve plak akümülyasyonunu önler. Hem CM-LOC hem de CM-LOC FLEX'in titanyum dayanakları, kaplamasız yüzeye sahiptir. Polieter keton keton (PEKK) veya titanyumdan yapılan kepler ile farklı tutuculuk kuvvetlerinde ve dört farklı renk kodunda, “ekstra dü ük” (600 g, sarı), "dü ük" (1200 g, kırmızı), "orta" (1800 g, ye il) veya "güçlü" (2400 g, mavi) PEKKTON olarak isimlendirilen tutucu parçalara sahiptir (Cendres+Metaux Medtech, 2020).

### Novaloc Tutucu Sistem

Dental implantoloji alanında her geçen gün artan çalı malar ile yeni tutucu sistemler geli tirilmektedir. Tutucu sistemlerin, patriks ve matriks kısmında kullanılan materyallerin, geli tirilip güçlendirilmesi ile daha önceki sistemlerde görülen dezavantajların önüne geçilmesi hedeflenmektedir. Novaloc tutucu sistemde, yüksek a ınma direncine sahip, amorf elmas benzeri karbon kaplı (Amorphous Diamond-Like Carbon=ADLC), dü z ve açılı dayanak (abutment) mevcuttur. ADLC kaplama i lemi, yaygın olarak tıp alanında da (örne in; kalça eklemleri) kullanılmaktadır.

Novaloc tutucu sistem, implantlar arası açılardaki 60°'ye kadar açı sapmasını tolere edebilir. Çe itli di eti yüksekliklerinde bulunan hem dü z hem de 15° açılı dayanaklar, çok çe itli klinik durumları kapsar. Üretici firma tarafından belirtilen dü z ve açılı Novaloc dayanakların sundu u özellikler:

- Kemik seviyesi ve yumu ak doku seviyesi tasarımlarında, tüm implantlar ile uyumlu,
- Dü z dayanaklarda 1 mm'den 6 mm'ye kadar, 6 farklı di eti yüksekli i mevcut,
- Açılı dayanaklarda 2 mm'den 6 mm'ye kadar, 5 farklı di eti yüksekli i mevcut,
- Dü z dayanak ile, implantlar arası 40°'ye kadar olan açı sapması, tolere edilir ve protez giri yolu düzenlenir,
- 15° açılı dayanak ile, implantlar arası 60°'ye kadar olan açı sapması, tolere edilir ve protez



giri yolu düzenlenir,

- Dayanaklar yüksek a ınma direncine sahiptir.

Tutucu parçaları, yüksek performanslı polieteter eter keton (PEEK) polimerden imal edilmiş olup, bu tasarımları sayesinde lateral kuvvetleri en iyi şekilde karşılayabilecekleri firma tarafından belirtilmektedir. Tutucu sisteme ait, tutucu parçalar farklı renk kodlarına ve farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahiptir. Farklı renk kodlarındaki PEEK tutucu parçalar (matriks) birleşen bir halka şeklindedir. Halkadaki bu açıklık, takıp çıkarma esnasında esnemeye yardımcı olur. PEEK tutucu parçalar, protez içerisinde titanyumdan veya PEEK materyalinden üretilmiş bir kepe içerisinde oturacak şekilde tasarlanmıştır.

Protez içerisinde PEEK kepe kullanılması ile estetiğin önemli olduğu vakalarda metal görünümünün önüne geçilir ve alternatif bir seçenek sunar. Üretici firmanın belirttiği, PEEK tutucu parçalar ile ADLC yüzeyinin birlikte sağladığı özellikler:

- Yüksek a ınma direnci,
- Uzun dönemde yüksek performans,
- Dayanak ve matriks arasında düşük sürtünme kuvveti,
- Düz ve 15° açılı dayanak sırasıyla, implantlar arasındaki 40°'ye ve 60°'ye kadar olan açılanmaları tolere eder (Straumann, 2020).

#### 1.7. Implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Tutucu Sistem Seçimini Etkileyen Faktörler

Implant destekli overdenture uygulamalarının uzun dönem başarısı tercih edilen tutucu sistemin, tutuculuk (retansiyon) kapasitesine ve tutuculuğu uzun süre sürdürmesine bağlıdır (Rutkunus ve ark., 2011). Klinik uygulamalarda hangi tutucu sistemin daha iyi olduğu konusunda henüz fikir birliği yoktur ve yapılan çalışmalar, farklı tasarımda tutucu tiplerinin farklı avantajlarına vurgu yapmaktadır. Implant destekli overdenture uygulamalarında tutucu sistem seçimi oldukça önemlidir.

Tutucu tipi seçiminde etkili faktörler:

- Mevcut kemik miktarı,
- Dental arkın eğilimi,
- Implantların yerleşim açıları,
- Implantlar arası mesafe,
- İnterokluzal mesafe,
- İhtiyaç duyulan tutuculuk miktarı,
- Esneklik mekanizması,
- Ağız hijyeni,
- Hastanın protetik tedaviden beklentileri,
- Hastanın sosyal statüsü,
- Hastanın ekonomik durumu (Trakas ve ark., 2006).

#### 1.8. Implant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Kullanılan Tutucu Sistemlerin Karşılaştırılması

Konu ile ilgili yayınlar incelendiğinde, implant destekli overdenture uygulamalarının değerlendirildiği karşılaştırmalı çalışma kategorileri:

- Implant ve protez sağ kalım oranı
- Kemikte meydana gelen değişiklikler (kemik durumu/marjinal kemik kaybı)
- Yumuşak doku değişiklikleri
- Protezin bakım gereksinimleri (idame)/komplikasyonlar
- Tutuculuk/Retansiyon
- Stres emilimi
- Hasta memnuniyeti
- Maliyet
- Çiğneme etkinliği (Goodacre ve Goodacre, 2017).

### 1.8.1. Implant Sa kalım Oranı

Splintlenen tutucu sistemlerden bar tutucu sistemlerde, implantların daha yüksek sa kalım oranına sahip olup olmadığı ara tırmacılar tarafından değerlendirilmiştir. Trakas ve ark. (2006) tarafından hazırlanan derlemede yer alan retrospektif bir çalışmada, implant destekli overdenture uygulanan 89 hastada, tutucu tipinin, implant başarısızlığında kesin bir rol oynamadığı sonucuna varılmamıştır. Aynı derlemede yer alan prospektif bir çalışmada ise, 13 hastada üst çene implant destekli bar tutucu overdenture uygulamasında, 4 yıl sonra başarı oranı %88,6'dır. Splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemlerin, 49 hastaya uygulandığı diğer bir çalışmada, tutucu sistemler ile implant sa kalım oranları arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı belirtilir. Bu çalışmada, hem alt çene hem de üst çene overdenture uygulamalarında minimum sayıda (2-5) implant dahil edilmesi ve sa kalım oranları sırasıyla %100 ve %75,4 tespit edilmiştir (Trakas ve ark., 2006).

Gotfredsen ve Holm, (2000) tarafından yapılan 5 yıllık prospektif çalışmada, alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, kullanılan tutucu sistemlerden (splintlenen veya splintlenmeyen) başarısız olarak, %100 başarı oranı saptanmıştır.

Yapılan 7 çalışmada, implant sa kalım oranları değerlendirilmiş ve splintlenen tutucu sistemlerin değerlendirildiği ve 460 implantın uygulandığı grupta, 2 adet implantta başarısızlık (%0,43) ve splintlenmeyen tutucu sistemlerin değerlendirildiği ve 289 implantın uygulandığı grupta, topuz tutucu sistemleri içeren 7 adet implantta başarısızlık (%1,7) rapor edilir. Son yıllarda yapılan bir meta-analize göre, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında, implant sa kalım oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir (Leao ve ark., 2018).

Yapılan çalışmalarda, tutucu sistemin, implantların klinik başarı oranını etkilemediği, kemik kalitesi ve miktarı, ark morfolojisi ve implant uzunluğu gibi diğer faktörlerin implant sa kalım oranında daha önemli etken olduğu belirtilir (Trakas ve ark., 2006).

### 1.8.2. Marjinal Kemik Kaybı

Marjinal kemik kaybı ile ilgili 9 adet çalışma değerlendirildiğinde (Leao ve ark., 2018 ve Viswambaran ve ark., 2015), splintlenmeyen tutucu sistemlerde az miktar farkla, daha fazla marjinal kemik kaybı olmasına rağmen, yapılan 7 adet çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı belirtilir (Leao ve ark., 2018). Gerçekleştirilen iki çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemlerde marjinal kemik kaybı açısından istatistiksel anlamlı fark olduğu ve bu çalışmalardan birinde, beş aylık takip sonrasında farkın tespit edildiği rapor edilir (Jofre ve ark., 2010 ve Krennmair ve ark., 2012).

Marjinal kemik kaybı ile ilgili meta-analiz içeren 6 çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler karşılaştırıldığında, marjinal kemik kaybı açısından fark olmadığı rapor edilir (Elsyad ve Khirallah, 2016; Gotfredsen ve Holm, 2000; Jofre ve ark., 2010; Krennmair ve ark., 2012 ve Stoker ve ark., 2012).

Goncalves ve ark. (2020) bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin, tutuculuk, marjinal kemik kaybı, çineme etkinliği ve hasta memnuniyetini karşılaştırdığı derlemede, marjinal kemik kaybı ile ilgili 7 adet randomize kontrollü çalışmada değerlendirilmiştir. Bu çalışmalardan, altısında, bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı ve katılımcılar arasında kemik kaybı açısından fark gözlemlenmediği; bir tanesinde bukkal, mesial ve distal yüzeylerde, topuz ve O-ring tutucu sistemlerde daha fazla vertikal kemik kaybı rapor edilmiştir. Ancak, aynı çalışmada horizontal kemik kaybı açısından farklılıklar gözlemlenmediği belirtilmiştir (Goncalves ve ark., 2020).

### 1.8.3. Yumuşak Doku Değişiklikleri

Birçok ara tırmacı tarafından, overdenture uygulamalarında, farklı tutucu sistemlerin yumuşak doku reaksiyonları üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda, mukozada meydana gelen doku değişikliklerinin çoğu, üst çene implant destekli overdenture uygulamalarında gözlenir (Buttel ve ark., 2009 ve Trakas ve ark., 2006). Alt çene implant destekli protez uygulamalarında, mukozadaki doku değişiklikleri insidansını değerlendirilmesi için daha fazla sayıda prospektif çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilir (Payne ve ark., 2001).

Peri-implant dokuların sağlıklı olmasının değerlendirilmesi, plak indeksi, kanama indeksi, diyeti indeksi ve sond ile sulkus derinliğinin ölçülmesi ile incelenir (Keshk ve ark., 2017). Plak akümülyasyonunun, manyetik alandan dolayı, magnet tutucu sistemlerde topuz tutucu sistemlere göre daha fazla olduğu ifade edilir. Yapılan bir çalışmaya göre, 2 implantın tek bar ile splintlendiği ve 4 implantın üç bar ile splintlendiği uygulama ile topuz tutucu sistem karşılaştırıldığında, splintlenmeyen topuz tutucu sistem uygulamalarında, implantı saran diyetinde daha az kanama olduğu belirtilir (Trakas ve ark., 2006).

2011 yılında yayınlanan derlemede, splintlenmeyen topuz tutucu sistem ve splintlenen bar tutucu sistem arasında plak birikimi, yumuşak dokuların kanama eğilimi ve sulkus derinliği açısından anlamlı bir fark bulunmadığı rapor edilir (Stoumpis ve Kohal, 2011).

Implant destekli overdenture kullanan hastalarda splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemleri karşılaştırarak, hastaların 4., 12., 60. ve 120. ay sonunda 10 yıllık peri-implant sonuçları değerlendirildi ve her takip süresi sonunda plak indeksi, kanama indeksi, sondlama sırasında sulkus derinliği, implant-kemik bağlantısının devamlılığı ve marjinal kemik seviyesi kaydedildi. 10 yıllık süre boyunca meydana gelen değişimlerde, istatistiksel anlamlı farklılık saptanmadı (Naert ve ark., 2004a). Yapılan başka bir çalışmada ise, plak oluşumu ve peri-implant dokulardaki kanamanın, tutucu tipi ile ilişkili olmadığı belirtildi. Bu çalışmada mukozal değişiklikler yaygın olarak bar tutucu sistemin uygulandığı overdenture uygulamalarında gözlemlendi (Narhi ve ark., 2008).

Bir diyet çalışmasının sonuçlarına göre, topuz ve bar tutucu sistemler arasında, plak birikimi, yumuşak dokuların kanama eğilimi ve sulkus derinliği açısından anlamlı bir fark bulunmadı. Ancak, plak birikimi ile yumuşak dokuların kanama eğilimi açısından gruplar arasında anlamlı bir ilişki vardır (Karabuda ve ark., 2008). Topuz tutucu sistemlerin kullanıldığı alt çene overdenture uygulamalarında, yumuşak doku problemlerin önlenmesi için, yapıldığı diyet miktarının yanı sıra dudak basıncı ve alveolar atrofinin derecesi, tedavi planlaması sırasında dikkatle değerlendirilmesi gereken konulardır (Klemetti ve ark., 2003).

Bar tutucu sistemlerin incelendiği çalışmalarda, proteze destek olan mukoza ile ilişkili problemlerin görülme sıklığında hafif artış olduğu sonuçları gözlenir. Bar tutucu sistemlerde, peri-implant yumuşak doku bölgesinin temizlenmesindeki zorluklar nedeniyle, perimukozit ve hiperplazi gelişimi bildirilir (Karabuda ve ark., 2008).

Bar altındaki rezidüel kretin örtün mukozada hiperplazi olmasına rağmen, esnek ve rijit tutucu sistem tasarımları arasındaki bu komplikasyonlar insidansında herhangi bir fark olmadığını belirten çalışmalar mevcuttur. Overdenture uygulamalarında topuz tutucu sistem ile teleskop tutucuları karşılaştıran meta-analize göre, her iki tutucu sistem arasında peri-implant doku durumu açısından anlamlı fark olmadığı belirtilir (Keshk ve ark., 2017).

#### 1.8.4. Protezin Bakım Gereksinimleri (dijital) ve Komplikasyonlar

Ara tırnacıklar, kısa, orta ve uzun dönemde protez bakım gereksinimlerinin belirlenmesi ve implant destekli overdenture uygulamalarının düzenli takip edilmesinin, protezin başarısında oldukça etkili olduğu konusunda hemfikirlerdir. Bununla birlikte, çalışmaların çoğunda bulunan tekdüzelik, takip protokollerini standartlaştırma ihtiyacını ortaya koyar (Assaf ve ark., 2018).

Payne ve ark. (2001) tarafından, protez bakım gereksinimlerini belirlemek için: başarı, sakalım, takip edilemeyen/bilinmeyen, ölü, tamir ile tekrar tedavi veya değiştirilerek tekrar tedavi edilmesinde 6 kriterin kullanıldığı protokol önerilmiştir.

Protezin başarısızlığındaki nitelikler, tutucu sistemin tipi, tutucu sistem bağlantı türü (direkt veya indirekt bağlantı), implantların sayısı ve pozisyonu gibi birçok faktör, protezin bakım gereksinimi ve bakım sıklığını etkiler (Assaf ve ark., 2018). Bu faktörlerin her birinin etkisi, farklı çalışmalarda farklı sonuçlar gösterir.

Kim ve ark. (2012) 24 adet yayın ile değerlendirdikleri derlemede, en yaygın görülen protez bakım gereksiniminin, tutucu tipine bağlı olarak, matriks veya klips yapılarının aktive edilmesi olduğu bildirilir. Lee ve ark. (2012) 11 adet yayın ile değerlendirdikleri derlemede, protez bakım gereksiniminin implant sayısına bağlı olmadığını, en yaygın protez bakım gereksiniminin, 2 veya 4 implantın bulunduğu grupta klipsin değiştirilmesi veya yeniden konumlandırılması; 1 veya 2

implantın bulunduğu grupta ise, kırık onarımı olarak ifade eder.

implant destekli overdenture uygulamalarında görülen komplikasyonlar: biyolojik, protetik ve mekanik komplikasyonlar olarak sınıflandırılır (Goodacre ve ark., 2018). Mekanik komplikasyonlar: tutucu sistemde tutuculuk kaybı (tutucu elemanların yeniden aktive edilmesi veya yenilenmesi), protez kaide tamiri, besleme veya yenileme, yapay dişlerde meydana gelen kırık veya yerinden ayrılma, vücut emesi veya vücut kırıkları eklindedir.

Leao ve ark. (2018) tarafından yayınlanan derlemede, literatürlerdeki 39 komplikasyonun 21'i (%54) splintlenen tutucu sistemlerde, 18'i (%46) splintlenmeyen tutucu sistemlerde gözlenir. Meta-analiz sonucuna göre, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında, protetik komplikasyon açısından istatistiksel anlamlı fark tespit edilir. Splintlenen tutucu sistemlerde görülen en yaygın komplikasyon, klips yapısında meydana gelen kırıklar ve protezi astarlama gereksinimidir. Splintlenmeyen tutucu sistemlerde ise, protez yapay dişlerinde meydana gelen kırık en sık görülen komplikasyon olarak belirtilir. (Leao ve ark., 2018).

### 1.8.5. Tutuculuk/Retansiyon

implant destekli overdenture uygulamaları için seçilen tutucu sistem, protezin stabilitesinin artırılması için yeterli tutuculuğa sahip olmalıdır. Aynı zamanda, tutucu sistemler, protezin hasta tarafından kolayca yerleştirilmesine ve çıkarılmasına izin vermelidir. implant destekli overdenture uygulamalarında, protez bakım gereksinimleri (idame) ve komplikasyon oranları, tutucu sistemde meydana gelen tutuculuk kaybına bağlı olarak artmaktadır (Goncalves ve ark., 2020).

Overdenture uygulamalarında protezin prognozu için tutuculuk, anahtar faktörlerden biridir (Choi ve ark., 2018). implant destekli overdenture uygulamalarında görülen en yaygın komplikasyon, tutucu sistemlerde meydana gelen tutuculuk kaybıdır (Choi ve ark., 2017 ve Salehi ve ark., 2019). Bu nedenle, overdenture uygulamalarında protezin uzun dönem başarısı tutucu sistemin, tutuculuk kapasitesine bağlıdır (Choi ve ark., 2018). 20 N tutuculuk kuvvetinin, alt çene overdenture uygulamalarında yeterli olduğu varsayılır (Trakas ve ark., 2006). Ancak çalılmalarda, 3 N ve 85 N arasında tutuculuk kuvvetleri bildirildiği için, oldukça geniş retantif aralık söz konusudur. Fonksiyon sırasında, protezin stabilizasyonu için gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin 5-7 N olması gerektiği bildirilir (Salehi ve ark., 2019).

Çiğeme kuvvetlerinin yanı sıra, protezin takılması ve çıkarılması, tutucu sistemin tutucu kısımları arasında mikro hareket ve makro hareketlere yol açar, zamanla tutucu kısımlarda aşınma ve tutuculuk kaybına neden olabilir (Alsabeeha ve ark., 2009; Branchi ve ark., 2010; Choi ve ark., 2017; Shayegh ve ark., 2017 ve Srinivasan ve ark., 2016). Protezin kullanıldığı ilk yıl, protez bakımı gereksinimi fazladır (Trakas ve ark., 2006) ve 1 yıl kullanımdan sonra tutucu sistemin, tutuculuk kapasitesinin değerlendirilmesi önemlidir (Choi ve ark., 2017).

Goncalves ve ark. (2020) tarafından bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin, tutuculuk, marjinal kemik kaybı, çiğeme etkinliği ve hasta memnuniyeti açısından karşılaştırıldı. Derlemeye göre; sadece 3 çalılma bar tutucu, topuz ve O-ring tutucu sistemleri tutuculuk (retansiyon) kuvvetleri açısından karşılaştırmaktadır. Değerlendirilen 3 çalılma madan birinde tutuculuk kuvvet değerlerinin, bar tutucu sistemde topuz ve O-ring tutucu sistemden daha iyi olduğu, diğer çalılma mada topuz ve O-ring tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerlerinin daha iyi olduğu ve bir çalılma mada da tutucu sistemlerin benzer tutuculuk kuvvet değerlerine sahip olduğu belirtilir (Goncalves ve ark., 2020). Tutuculuk kaybına etki eden birincil etyolojik faktör, tutucu sistemlerde meydana gelen aşınmaya bağlı dehidriklilerdir (Doukas ve ark., 2008 ve Rutkunas ve ark., 2007). Aşınmaya bağlı dehidrikliler ve tutuculuk kaybı birçok faktörden etkilenir. Bu faktörlerin, tutucu sistemlerin tutuculuğu ve aşınması üzerindeki dolaylı etkilerinin önemini ve klinik durumlarla ilişkisini tespit etmek oldukça önemlidir. Bu faktörlerden bazıları: implant açılması, implantlar arası mesafe ve uygulanan yer dehidriyme kuvvetlerinin yönüdür. Tutucu sistemlerde meydana gelen aşınmaya bağlı dehidrikliler; tutucu sistemin üretildiği malzemenin türü, tutucu sistem tasarımı, tutucu sistemin boyutu gibi faktörlerden etkilenir (Alsabeeha ve ark., 2009).

implantlar arası mesafenin tutuculu a etkisinin de erlendirildi i sınırlı sayıda çalı ma mevcuttur. Yapılan sınırlı sayıda çalı mada, implantlar arası mesafenin, tutucu bile enlerin a nma oranını ve tutucu sistemlerin tutuculuk kaybı oranını etkiledi i rapor edilir (Doukas ve ark., 2008; Michelinakis ve ark., 2006; Salehi ve ark., 2019 ve Shayegh ve ark., 2017).

3 farklı implantlar arası mesafenin (19 mm, 23 mm, 29 mm), Hader bar, topuz ve mıknaıtis tutucu sistemin tutuculu una etkisinin de erlendirildi i çalı manın bulgularına göre; Hader bar/kırmızı klips ve Hader bar/sarı klips tutucu sistem için, implantlar arası mesafenin tutuculu a etkisinin anlamlı oldu u rapor edilir (Doukas ve ark., 2008). Michelinakis ve ark. (2006) tarafından yapılan benzer çalı mada 3 farklı implantlar arası mesafenin (19 mm, 23 mm, 29 mm), Hader bar, topuz ve mıknaıtis tutucu sistemin tutuculu una etkisinin de erlendirildi i çalı manın sonuçları, Doukas ve ark. (2008) tarafından yapılan çalı manın sonuçlarına benzer ekilde, sadece Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için, implantlar arası mesafenin tutuculu a etkisinin anlamlı oldu u rapor edilir (Michelinakis ve ark., 2006).

Shayegh ve ark. (2017) farklı mesafelerde (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerle tirilen, Locator tutucu sistemin tutuculuk özelliklerinin, in-vitro artlarda, 1 yılı simüle eden klinik kullanım sonrası de erlendirdi i çalı ma bulgularına göre, implantlar arası mesafenin, Locator tutucu sistemin ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine etkisi istatistiksel anlamlıdır (Shayegh ve ark., 2017).

Salehi ve ark. (2019) ise, farklı mesafelerde (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerle tirilen, topuz ve Locator tutucu sistemin, tutuculuk özelliklerinin, 1 yılı simüle eden klinik kullanım sonrası de erlendirdi i çalı ma bulgularına göre, implantlar arası mesafenin tutuculu a etkisinin istatistiksel anlamlı oldu u, her iki tutucu sistemin de ortalama tutuculuk kuvvet de erlerinin, 3 farklı implantlar arası mesafe için ve simüle edilen 1 yıl süre sonrasında yeterli oldu unu bildirir.

Önceki çalı malar, tutuculu un farklı yönlerini de erlendirmiş olsa da implantlar arası mesafenin, farklı tutucu sistemler üzerindeki potansiyel etkileri nadiren de erlendirilmiş tir. Bu nedenle, implantlar arası mesafenin, tutuculuk kaybı üzerindeki etkileri belirsizli ini halen korur ve daha fazla sayıda çalı maya ihtiyaç vardır (Salehi ve ark., 2019).

#### Tutucu Sistemin Üretildi i Malzemenin Türü

Tutucu sistemler için seçilen malzeme, uzun vadeli fonksiyon altında yeterli tutuculu un sa lanmasına izin vermelidir. Literatürde, ideal malzeme konusunda henüz fikir birli i yoktur. Tutucu sistemlerin a nmaya ba lı de i iklerinin kar ıla tırıldı ı iki farklı çalı mada elde edilen bulgulara göre, polimerik yapıda (plastik, lastik, naylon) olan tutucu sistem bile enleri, metal yapıda olan tutucu bile enlerine göre, a nmaya kar ı daha duyarlıdır (Alsabeeha ve ark., 2009).

Genel olarak, polimerlerin abrazyon, adezyon ve yorgunluk gibi farklı a nmalara kar ı duyarlı oldukları bilinmektedir. Tutucu sistemin bile enlerinin birle tirilmesi ve ayrılması mekanik stres ile sonuçlanmaktadır ve tutucu sistemler için, mekanik stres faktörü büyük önem ta ır. Mekanik gerilmeler, sıcaklık ve kimyasal reaksiyonlar sonucu polimer yüzeyinde de i iklikler meydana gelir (Passia ve ark., 2016).

Splintlenmeyen tutucu sistemlerden CM-LOC tutucu sistem, poli aril eter keton (PAEK) ailesinden poli eter keton (PEKK) yapıda tutucu bile ene sahiptir (Passia ve ark., 2016). Poli aril eter ketonların a nmaya kar ı yüksek kimyasal ve mekanik direncin yanı sıra, yüksek gerilme, yorgunluk ve e ilme dayanıklılı ı gibi özelliklere sahip oldu u bilinmektedir (Fuhrmann ve ark., 2014). PEKK ve naylon tutucular arasında esneklik farkı vardır. PEKK malzemesi, polimer zincirinin sertli ini arttıran daha yüksek oranda keto grubu içerdi inden, daha az esnek yapıya sahiptir (Naguib ve ark., 2019).

Ashında, poliamidler (ör. naylon), poli aril eter ketonlarla (PAEK; ör. PEEK ve PEKK) elastisite modülü gibi benzer fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir (Fuhrmann ve ark., 2014; Maniewicz ve ark., 2020 ve McKeen, 2012). Bununla birlikte, bu malzemeler arasında dikkate de er farklılıklar da mevcuttur ve PAEK'ler, yüksek gerilme dayanıklılı ı gibi mükemmel mekanik özellikleri ile bilinirler. Ayrıca, boyutsal de i ikliklere neden olmanın yanı sıra, esneklik gibi özelliklerini de i tirebilen, su absorbe etme seviyelerinde farklılıklar bulunabilir (Maniewicz ve ark., 2020). Naylonlar, genellikle dü ük su absorbe eden polimerler olarak bilinen PEEK ve PEKK'dan daha yüksek su absorbe etme seviyeleri gösterirler ve naylonun tipine ba lı olarak, üç-dört kat daha

yüksek su absorpsiyonu gösterebilirler (Fuhrmann ve ark., 2014 ve McKeen, 2012).

1978 yılında geli tirilen PEEK (-C6 H4 -OC6 H4 -O-C6 H4 -CO-), semi-kristalin yapıda polisiklik aromatik polimerdir. PEEK, 335,8°C'ye kadar yüksek termal kararlılı a sahip beyaz, radyolusent, sert bir malzemedir. Alerjik de ildir ve dü ük plak afinitesine sahiptir. PEEK malzemesinin Young elastisite modülü, 3-4 GPa'dır (Vaezi ve Yang, 2015).

yi bilinen tutucu sistemlere alternatifler, daha dü ük protez bakım gereksinimlerine ve di er uygun özelliklere sahip olabilmektedir (de Souza ve ark., 2018). Bu alternatiflerden biri, kullanıma yeni sunulan Novaloc tutucu sistemde, silindirik patriks, polieteterketon (PEEK) matriksten mekanik olarak tutuculuk sa lar. Novaloc dayanaklar, pürüzlülü ü en aza indiren ve tutucu bile enlerin direncini arttıran, amorf elmas benzeri karbon yüzeye sahiptir (de Souza ve ark., 2018).

Biyolojik uyumluluk, dü ük plak affinitesi, iyi estetik ve di yapısına yakın özellikler, ileri di hekimli inde kullanılan yeni malzemeler için çok önemlidir. PEEK, dental protez uygulamalarında kullanılmaya ba lanılan yeni bir malzemedir ve elveri li kimyasal, mekanik ve fiziksel özellikleri ile implant destekli sabit ve hareketli protez uygulamalarında kullanılır (Bathala ve ark., 2019).

Tutucu sistemlerde kullanılan materyallerden (plastik, lastik, naylon, PEKK, PEEK), özellikle poli aril eter ketonlar ile ilgili oldukça sınırlı sayıda çalı ma mevcuttur. PubMed veri tabanında yapılan "overdenture ve polieteterketon (PEEK) veya polieterketon" anahtar kelimeleri ile yapılan aramada sınırlı çalı ma bulunmaktadır. Novaloc tutucu sistemin potansiyel avantajlarına ra men, bu sistemin implant destekli overdenture uygulamalarında, klinik ve/veya laboratuvar performansını de erlendiren daha fazla klinik çalı maya ihtiyaç duyuldu u belirtilir (de Souza ve ark., 2018).

### Tutucu Sistem Tasarımı

implant destekli overdenture uygulamalarında, komplikasyonların en aza indirgenmesi ve sürekli tutuculu un elde edilebilmesi için, tutucu sistemlerin tasarımı, basit ve olabildi ince az bile enden olu malıdır (Gulizio ve ark., 2005).

Splintlenmeyen tutucu sistemlerden topuz tutucu sistemde, matriks yapının, patriks yapı üzerinde yaptı ı rotasyon hareketi, implant açılanmalarını tolere etmeye olanak sa lamaktadır. Matriks yapının serbest hareketi, implantların paralelli inden ba ımsız olarak, protezin giri yoluna uygun, birbirleri ile hizalanmalarını sa lar. Paralel duvarlı patriks yapılar ve derin tutucu yüzeylere/andırtıklara sahip matriks yapılar ise, sadece sınırlı esneklik sa lar (Alsabeeha ve ark., 2009 ve Wiemeyer ve ark., 2001).

Locator tutucu sistem tasarımına göre, dayana ın dı ındaki çıkıntıdan eksternal, dayana ın okluzal kısmında yer alan girintiden ise internal tutuculuk sa lanır (Lavery ve ark., 2017). Ancak, Locator tutucu sistemin tasarımında yer alan internal bo luk iyi temizlenmedi inde, tutuculu u olumsuz yönde etkileyen gıda birikimi ve plak olu umu sıklıkla görülebilir. Bu durum, protezin tutucu parçalarının tam olarak oturmasını ve internal tutuculu un sa lanmasını engeller. Bu nedenle, Locator tutucu sisteme alternatif olarak geli tirilen Locator R-Tx tutucu sistem tasarımında, gıda birikimini ve plak olu umunu en aza indiren, daha küçük internal bo luk bulunur ve CM-LOC tutucu sistemde ise internal bo luk yoktur.

### Tutucu Sistemin Boyutu

Literatürde, daha büyük patrikse sahip topuz tutucu sistemlerin, daha küçük boyutlardaki benzer tutucu sistemlere kıyasla daha yüksek tutuculuk kuvvetleri sa ladı ı bildirilir (Botega ve ark., 2004 ve Petropoulos ve Smith, 2002). Bu durum, tutucu sistemlerde, patriks ve matriks arasında sürtünme yüzey alanının artması ile ili kilidir (Botega ve ark., 2004). Di er splintlenmeyen tutucu türlerinde de (ERA ve Locator tutucu sistemler), farklı tutuculuk kuvvetlerinin sa lanabilmesi için, art arda artan boyutlara sahip patriksler mevcuttur. Bu tutucu sistemlerin naylon patriksleri, boyutlarındaki artı a ba lı olarak farklı tutuculuk seviyesini temsil eden renklerle kodlanır.

Splintlenen tutucu sistemlerden yaygın olarak kullanılan bar tutucu sistemlerde, artan tutucu yüzey hem tutuculu u artırır hem de topuz tutuculara göre daha az oranda komplikasyon olu masını sa lar (Nedir ve ark., 2005).

### 1.8.6. Stres Emilimi

Osseointegrasyon sonrası implantlar ve peri-implant kemik dokusu etrafındaki stres dağılımı, implant di hekimli inde dikkate alınan ve üzerinde sıklıkla çalışılan konudur (Cicciu ve ark., 2008).

Fotoelastik çalışmalar stres dağılımının implantın uzunluğu, geometrisi ve çapına bağlı olduğunu gösterir (Trakas ve ark., 2006). Bu nedenle, overdenture uygulamalarında, farklı tutucu mekanizmalar tarafından oluşturulan streslerin geçerli karşılaştırmaları, yalnızca aynı geometri, uzunluk ve genişliğe sahip implantlar kullanıldığında yapılabilir.

Implant destekli overdenture uygulamalarında, materyale ilişkin esas problemler çimento döngüleri sırasında malzeme bileşimi ve yorgunluk ile ilişkili olarak görülmektedir. Lauritano ve ark. (2016), Locator ve topuz tutucu sistemleri oblik ve vertikal kuvvetler altında, sonlu elemanlar analizi ile inceledi. Locator tutucu sistemin uygulanan kuvvetlere karşı, biyomekanik olarak daha iyi olduğunu bildirildi. Aynı tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, topuz tutucu sistemin, Locator tutucu sisteme göre, protez kaidesinde, daha yüksek deformasyona neden olduğunu belirtildi (Elsyad ve ark., 2016). Çalışmada, protez kaidesinin güçlendirilmesi ile leminin, kaide dayanıklılığını arttırabileceğini ve topuz tutucu sistemin kullanıldığı overdenture uygulamalarında meydana gelebilecek olası kırıkları önleyebileceği bildirildi (Elsyad ve ark., 2016).

Ki implant destekli bar-klips ve topuz tutucuların kemiğe iletilen stres açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda, bar-klips tutucuların, kemiğe ilettiği stresin daha fazla olduğunu rapor edilir (Trakas ve ark., 2006).

Heckmann ve ark. (2001), be farklı tutucu sistemi araştırdıkları çalışmaları, protezi taşıyan alanların, overdenture uygulamasında önemine dikkat çeker. Overdenture uygulamasında, protezi taşıyan alanların gerilim seviyeleri test edilen tutucular için ölçüldüğü ve ölçüm sonucunda gerilim seviyelerinin, tutucu sisteminin sertliği veya esnekliği ile ilişkili olduğunu rapor edilir (Heckmann ve ark., 2001). Rijit tutucu sistemlerin, esnek tutucu sistemlere kıyasla, artan kuvvetleri daha iyi dağıttığı belirtilir (Lavery ve ark., 2017).

### 1.8.7. Hasta Memnuniyeti

Yüksek hasta memnuniyetinin, yeterli tutuculuk kuvveti ile ilişkili olduğunu bilindiği için, klinisyenler tutucu sistemlerin tutuculuk kapasitelerini dikkate alarak en uygun tutucu sisteme karar verirler (Alsabeeha ve ark., 2009; Rutkunas ve ark., 2011; Sadig, 2009 ve Salehi ve ark., 2019).

Stoumpis ve Kohal (2011) tarafından yapılan sistematik derlemede, dahil edilen altı çalışmanın üçünde, implant destekli overdenture kullanan hastalarda, ağrı, rahatlık, görünüm, çimento etkinliği, konuma, stabilite ve ağız hijyeni gibi konularla ilgili olarak splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilir. Bar tutucu, topuz tutucu ve mıknatıs tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmaya göre, genel hasta memnuniyetinin her üç grup için de benzer olduğunu, ancak mıknatıs tutucu sistemin bulunduğu grupta tutuculuk ve çimento rahatlığı ile ilgili özel sorular için anlamlı olarak daha düşük puan aldığı rapor edilir (Naert ve ark., 2004a).

Overdenture uygulamalarında, hasta memnuniyeti ile ilgili yapılan randomize klinik çalışmada, ağrı ve genel memnuniyet ile ilgili tutucu sistemler arasında anlamlı farklılık olmamasına rağmen, katılımcıların tutuculuk ve stabilite konusunda memnuniyetinin topuz tutucu sistemde önemli ölçüde azaldığı belirtilir (Timmerman ve ark., 2004). Literatürde, tutucu sistemin genel hasta memnuniyeti üzerinde önemli derecede etkisinin olmadığı ve sadece protezin tutuculuğu açısından, bar-klips tutucu sistemde, hasta memnuniyetinin önemli ölçüde daha yüksek olduğunu saptanır (Stoumpis ve Kohal, 2011).

Lavery ve ark. (2017) tarafından yapılan sistematik derlemeye göre, diğer tutucu sistemler ile karşılaştırıldığında, mıknatıs tutucu sistemde hasta memnuniyeti daha düşük orana sahiptir. Her bir hasta için, hangi tutucu sistemin daha yüksek hasta memnuniyetini sağlayacağına belirlemesi ve tahmin edilmesi oldukça zordur (Cune ve ark., 2005 ve Lavery ve ark., 2017).

## 1.9. Implant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucu Sistemlerin, Tutuculuk Kuvvet Değerlerinin Ölçümü

Di hekimli inde kullanılan maddelerin fiziksel özelliklerinden biri olan mekanik özellikleri, gerilim (stres) ve gerilme (strain) kavramları ile yakından ili kildir.

Gerilim (stres): Bir dı kuvvete kar ı direnç gösteren bir maddenin, birim alanına uygulanan kuvvettir. Gerilim çe itleri yön ve boyutu cinsinden tanımlanır ve yön bakımından üçe ayrılır:

- Çekme gerilimi (tensile stress): Maddeyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattı ı deformasyona kar ı çıkan kuvvettir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesi ile birlikte olu ur.
- Sıkı tırma gerilimi (compressive stress): Madde kendisini sıkı tırmaya veya kısaltmaya çalı an bir yüke maruz bırakılırsa bu yüke kar ı çıkan iç kuvvetlere sıkı tırma gerilimi adı verilir. Sıkı tırma gerilimi de daima sıkı tırma gerilmesi ile görülür.
- Makaslama gerilimi (shear stress): Çevirme hareketine veya bir maddeyi di erinin üzerinde kaydırmaya kar ı çıkan gerilime makaslama gerilimi adı verilir.

Gerilme (Strain): Maddede birim boyut ba ına uzunluk de i imi olarak tanımlanır. Bir maddeye kuvvet uygulandı ı zaman bu kuvvete ba lı olarak deformasyon olu ur. Gerilme bir maddenin strese maruz kaldı ı zaman her birim uzunlu unda meydana gelen uzunluk de i imi olarak ifade edilir. Gerilmenin de eri yoktur % olarak ifade edilir. Gerilim ortadan kalkınca atomların tekrar eski haline dönmesi durumu elastik gerilme olarak adlandırılır. Malzeme içerisindeki atomların daimi e kilde yerinden oynamasına ise plastik gerilme adı verilir (O'Brien, 2009).

Literatürde, dental materyallerde çekme testinin uygulanması için, genellikle Universal Test Cihazı kullanılır (Yang ve ark., 2011). Universal Test Cihazında yapılan çekme testinde bir maddeye çekme (tensile) kuvveti uygulanır ve test örne inin strese verdi i cevap ölçülür. Bu i lem bir malzemenin ne kadar güçlü oldu unu ve ne kadar uzayabilece ini belirler. Testin gerçekte tirilmesi kolay ve tamamen standart i lemdir (O'Brien, 2009).

Bir materyal hakkında belirlenebilen en önemli özelliklerden biri, en yüksek çekme dayanımıdır (ultimate tensile stress). Bu, bir materyalin test sırasında elde etti i maksimum strestir. Malzemenin kırılma mukavemetine e it olabilir veya olmayabilir (Instron, 2020). Dental tutucu sistemlerin, tutuculuklarının ölçüldü ü durumlarda ise, Universal Test Cihazı ile tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar kuvvet uygulanıp ayrıldı ı de er kaydedilir (Abi Nader ve ark., 2011). Çekme hızı farklı de erlerde ayarlanabilir. Çalı maların ço unda, 50 mm/dk çekme hızı yeterli kabul edilir. Tutucu komponentlerin ayrılma kuvveti Newton (N) birimi ile kaydedilir (Alsabeeha ve ark., 2010). Di hekimli inde kullanılan materyaller belirli bir süre strese maruz kaldıklarında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum meydana gelir. "Yorulma" kırılma, verimsizlik ya da a nınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden etkilenir. Stres olu umu, statik, dinamik ya da döngüsel olabilir. Materyalin yorulmaya ba lı ba arısızlı ı ise, bu süre sonunda materyalde olan stress (gerilme) ya da strain (gerilim) de erine ba lıdır. A ız içi ortamda protezin yapısını olu turan materyallerde zaman ile yorulma meydana gelir (O'Brien, 2009).

Günümüzde, laboratuvar ortamında, a ız içi ortamının olu turuldu u dü ünülen, çi neme simülörleri, protetik di hekimli i prati inde kullanılan, direkt veya indirekt restoratif materyaller ve/veya uygulanan sabit ve hareketli protezlerin, dayanıklılık ve yorgunluk dayanımlarının de erlendirilmesinde kullanılır. Çi neme simülörleri, yatay ve dikey hareket kabiliyetine sahip olmalarına ra men çi neme siklusunu tam yansıtmamaktadır. Ayrıca, uzun süreli ara tırmalarda, kuvvet uygulayan kar ıt materyalin kendinde yüzey a nımları olu ur. Kar ıt uç, kuvvet uygulayaca ı yüzeye teması kesilir (Martin ve ark., 2009).

Çi neme simülörü, bilgisayar ile kontrol edilen, çift akslı, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen cihazdır. Çi neme simülörü, ayarlanması kolay cihazdır (Martin ve ark., 2009).

Çi neme simülörü ile gerçekte tirilen çalı malarda, uygulanan kuvvet ve siklus sayısı, ara tırmacıların amacına uygun de i iklik gösterir (Fontijn-Tekamp ve ark., 2000).

## 1.10. Amaç

Bu çalı mada:

- Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, 11 mm ve 22 mm gibi iki farklı implantlar arası mesafenin, yeni geli tirilen, splintlenmeyen tutucu sistem, Novaloc tutucu sistemin,



laboratuvar ortamında tutuculuk kuvvet de erlerine etkisinin ara tırılması ve takma/çıkarma i lemine ba lı klinik kullanım süresi ile ili kisinin saptanması,

- Farklı renk kodlarında, farklı tutuculuk kuvvet de erlerine sahip Novaloc tutucu sistemin, ba langıç tutuculuk miktarı ile, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma i lemlerinden sonra, 3, 6, 9, 12 ve 24 ay klinik kullanıma denk gelen belirli süreler sonunda, tutuculuk kuvvet de erlerinin kar ıla tırılması, elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve yeni çalı malara katkı sa laması hedeflenmektedir.

#### 1.11. Hipotez

Bu çalı manın sıfır hipotezleri (H0):

1. Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, iki farklı (11 mm ve 22 mm) implantlar arası mesafenin, farklı sürelerde takma/çıkarma i lemlerinin tutuculuk kuvvet de erlerine etkisi yoktur.

2. Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, farklı renk kodlarında, farklı tutuculuk özelliklerine sahip tutucu parçaların (beyaz, sarı, ye il PEEK matriks), farklı sürelerde takma/çıkarma i lemlerinin tutuculuk kuvvet de erlerine etkisi yoktur.

### III. Materyal ve Yöntem

#### 2. Materyal ve Yöntem

Bu çalı ma Ankara Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi Protetik Di Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi Ara tırma Laboratuvarında yürütüldü. Çalı mada örneklem büyüklü ü power analizi ile belirlendi. Örnek hacmi hesaplanırken izlenen adımlar; referans makale sonuçlarına göre etki büyüklük de eri 1,34 olarak elde edildi. Hesaplamalar neticesinde testin gücü (1- ) = 0.90'i sa layacak örnek hacmi her grup için n=6 olarak belirlendi. Çalı ma için 24 adet implant analo u, 24 adet Novaloc dayanak, 24 adet Novaloc/beyaz, 24 adet Novaloc/sarı ve 24 adet Novaloc/ye il PEEK matriks, 12 adet implant analoglarının yerle tirilece i akrilik blok ve 12 adet titanyum kepin yerle tirilece i, protezi simüle eden akrilik blok ile çalı ma yapılması planlandı.

Daha sonra çalı mada test edilecek örnekler gruplandırıldı. mplant analogları arası mesafenin 11 mm oldu u grup Grup 1 (n=18) ve implant analogları arası mesafenin 22 mm oldu u, a ız içi ideal durumun yansıtıldı ı grup ise Grup 2 (n=18) olarak belirlendi. 1. ve 2. test gruplarında, Novaloc tutucu sisteme ait farklı tutuculuk kuvvet de erleri sergileyen, beyaz (hafif) (n=6), sarı (orta) (n=6) ve ye il (güçlü) (n=6) renk kodlu PEEK matrikslere göre alt gruplar olu turuldu.

Çalı mada izlenen yöntem:

1. mplant analoglarının ve titanyum keplerin yerle tirildi i, alt çeneyi ve protezi simüle eden akrilik blokların hazırlanması
2. mplant analoglarının hazırlanan akrilik bloklara, birbirine paralel ekilde, belirlenen mesafede yerle tirilmesi
3. mplant analoglarının üzerine Novaloc dayanakların yerle tirilmesi
4. Novaloc dayanakların ve matrikslerin ba lanması ve polimerize edilmesi
5. Protez takma/çıkarma siklus testlerinin uygulanması ve tutuculuk ölçümlerinin yapılması
6. Verilerin de erlendirilmesi ve istatistiksel analiz

#### 2.1. mplant Analoglarının ve Titanyum Keplerin Yerle Tirildi i, Alt Çeneyi ve Protezi Simüle Eden Akrilik Blokların Hazırlanması

Çalı mada effaf akrilik rezin (MegaSIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya) kullanıldı ve 20x20x45 mm boyutlarında 24 adet dikdörtgen prizma ekinde bloklar hazırlandı. Akrilik bloklar, hem implant analoglarının yerle tirildi i alt çeneyi hem de tutucu sisteme ait titanyum keplerin yerle tirildi i protez kısmını simüle etti. Blokların standardizasyonunun sa lanması için, A tipi silikon ölçü maddesi (Express XT, Penta Putty, 3M ESPE) kullanıldı ( ekil 2.3) ve önceden belirlenen boyutta (20x45x20 mm) tip 4 sert alçıdan (Elite Rock Tip 4 Sert Alçı, Zhermack) dikdörtgen prizma ekinde alçı blok elde edildi. A tipi silikon ölçü maddesi, silikon kaideye yerle tirildikten sonra henüz polimerize olmadan, dikdörtgen prizma ekinde alçı blok, ölçü maddesinin içerisine tamamen gömüldü ve kenarındaki ta kınıklar düzeltildi. Ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra alçı blok çıkartıldı ve alçı blo un negatifi elde edildi. Daha sonra effaf akrilik rezin (Mega SIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya), üretici firmanın talimatlarına uygun ekilde homojen olarak karı trıldı ve elde edilen negatif ölçü içine yerle tirildi.

effaf akrilik rezin, dü ük ısıda (55°C), basınçlı (2,5 bar) pi irme fırınında polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası silikondan çıkarılan effaf akrilik blo a tesviye ve polisaj i lemi yapıldı. Bu i lemler, effaf akrilik rezinden elde edilen 24 adet akrilik blo a ayrı ayrı uygulandı. Hazırlanan 24 adet effaf akrilik blo un, takma/çıkarma siklus testinin uygulanaca ı ç i neme simülatörüne uygun ekilde yerle tirilebilmesi için, gerekli olan 12 adet vida ve 12 adet 25 mm çapında, 30 mm yüksekli inde, PPRC (Polypropylene Random Copolymer) silindirik boru, elde edilen effaf akrilik bloklara yerle tirildi. Daha sonra alt çeneyi ve protezi simüle eden effaf akrilik blokların, birbirine bakan yüzey temasları kontrol edildi ve örnekler numaralandırıldı.

#### 2.2. mplant Analoglarının Hazırlanan Akrilik Bloklara Belirlenen Mesafede Yerle Tirilmesi

implant analoglarının effaf akrilik bloklara yerle tirilmesi için, gerekli olan uygun çap ve boyda rehber oluklar, dijital matkap freze makinesi (Sunlike 4VA, Tayvan) ile hazırlandı. Rehber oluklar arasındaki mesafe (11 mm ve 22 mm) matkap freze makinesinin dijital bölümüne kaydedildikten sonra, akrilik bloklar matkap freze makinesinin tezgahında, iki tabla arasında sabitlendi. Alt çeneyi simüle eden 6 adet effaf akrilik bloklar aralarında 11 mm mesafe ile, 6 adet akrilik bloklar ise aralarında 22 mm mesafe ile çapı 4,2 mm ve boyu 12 mm olan birbirine paralel 2' er adet rehber oluk açıldı. Protezi simüle eden ve Novaloc tutucu sisteme ait titanyum keplerin yerle tirileceği 6 adet effaf akrilik bloklar, aralarında 11 mm mesafe ile, 6 adet akrilik bloklar ise aralarında 22 mm mesafe ile, çapı 5,5 mm ve boyu 2,5 mm olan, birbirine paralel rehber oluklar açıldı. Effaf akrilik bloklara açılan rehber oluklara, çapı 4,2 mm ve boyu 12 mm olan implant analogları (Straumann, Basel, sviçre), effaf akrilik (Mega SIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya) uygulaması ile yerle tirildi.

### 2.3. Implant Analoglarının Üzerine Novaloc Dayanakların Yerle Tirilmesi

24 adet, 2 mm diyeti yüksekliğine sahip Novaloc dayanak (Straumann, Basel, sviçre), implant analoglarının üzerine üretici firmaya ait anahtar yardımı ile yerle tirildi. Novaloc dayanaklar (Straumann, Basel, sviçre) firmanın tavsiye ettiği, güvenli yük transferine izin veren, tork anahtarları ve raet ile 35 N/cm kuvvet degerinde torklandı.

### 2.4. Novaloc Dayanakların ve Matrikslerin Ba lanması ve Polimerize Edilmesi

Novaloc dayanak ve matrikslerin ba lanma işlemi sırasında, andırkatlı alanlara akrilik rezin materyalin sızmasının engellenmesi için, dayanakların üzerine beyaz silikon diskler (Novaloc spacer) yerle tirildi. Aynı şekilde, alt çeneyi simüle eden akrilik blok ile protezi simüle eden akrilik blok arasına akrilik rezinin sızmasının engellenmesi için, izolan madde olarak vazelin sürüldü. Daha sonra iç kısmında effaf laboratuvar lastiği bulunan titanyum kepler, Novaloc dayanakların üzerine takıldı. Protezi simüle eden akrilik bloкта, titanyum kepler için oluşturulan 5,5 mm çapında ve 2,5 mm boyunda rehber oluklar ile Novaloc dayanağın üzerine takılan keplerin uyumu kontrol edildi. Protezi simüle eden akrilik bloktaki rehber oluklara, hazırlanan akrilik rezin yerle tirildi ve protezi simüle eden akrilik blok ile dayanakların bulunduğu alt çeneyi simüle eden akrilik blok karılıklı olarak birle tirildi. Polimerizasyon tamamlanana kadar pozisyon korunarak beklendi. Polimerizasyon sonrası matriks etrafına ta an akrilik rezin temizlendi ve model elde edildi. Daha sonra aynı işlem tekrarlanarak toplam 12 adet model (6 adet model: implant analogları arası mesafe 11 mm ve 6 adet model: implant analogları arası mesafe 22 mm) elde edildi. Tüm modeller elde edildikten sonra titanyum keplerin içindeki effaf laboratuvar lastikleri, firmanın matriksi çıkarması için önerdiği anahtar ile çıkarıldı. 24 adet titanyum kepler içerisine, tutuculuk kuvveti degerlerinin ölçüleceği Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matrikslerden önce Novaloc/beyaz, daha sonra sırası ile Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matriksler yerle tirildi.

### 2.5. Protez Takma/Çıkarma Siklus Testlerinin Uygulanması ve Tutuculuk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin tutuculuk ölçümleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK) yapıldı. Universal Test Cihazı ile tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar kuvvet uygulandı ve tutucu parçaların birbirinden tamamen ayrıldığı kuvvet degeri kaydedildi. Bu çalışmada örneklere 50 mm/dk çekme hızı uygulandı ve tutucu bileşenlerin ayrılma kuvveti Newton (N) birimi ile kaydedildi. Tam olarak yerine oturan erkek ve dişli parçaların birbirinden ayrılıp, tekrar yerine oturması işlemine 'siklus' denir. Takma/çıkarma siklusları, standardizasyonun sağlanması için, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, 6 üniteli çineme simülatöründe (Mod Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) gerçekleştirildi. Takma/çıkarma sikluslarından önce 3 farklı renk koduna sahip (beyaz, sarı, yeşil) PEEK matrikslerin 0. (ba lanmış) tutuculuk kuvvet degerleri, Universal Test Cihazında ölçüldü. Örneklerin ba lanmış tutuculuk kuvvet degerleri

Universal Test Cihazında ölçüldükten sonra, protezi ve alt çeneyi simüle eden akrilik bloklar çene simülatörüne takıldı.

Titanyum keplerin bulunduğu, protezi simüle eden bloklar çene simülatörüne vida yardımı ile Novaloc dayanakların bulunduğu, alt çeneyi simüle eden bloklar ise çene simülatöründe bulunan gödelere, PPRC silindirik boru yardımı ile yerleştirildi. Bloklar çene simülatöründe sabitlendikten sonra, matriksler Novaloc dayanaklar ile kapana getirilerek tam oturması sağlandı ve çene simülatörüne yerleştirilen tüm örnekler tek tek kontrol edildi. Cihaz dakikada 20 takma/çıkarma siklusu yapacak şekilde ayarlandı. Sikluslar kuru ortamda yapıldı. Çene simülatöründe takma/çıkarma siklusları, farklı renk koduna sahip PEEK matrikslerden, önce Novaloc/beyaz renk koduna sahip PEEK matrikse uygulandı. Hastaların protezlerini; kahvaltudan sonra, öğle yemeğinden sonra, akşam yemeğinden sonra (protezi çıkarıp tekrar takıyor) ve yatmadan önce (protezi çıkarıyor), günde 4 kez takıp çıkardı varsayıldı.

Örneklere çene simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 1 yıl ve 2 yıl klinik kullanım sürelerini taklit eden, 360 (3 ay), 720 (6 ay), 1080 (9 ay), 1440 (1 yıl) ve 2880 (2 yıl) takma/çıkarma siklusu uygulandıktan sonra, örnekler çene simülatöründen çıkartıldı ve Universal Test Cihazında, örneklerin tutuculuk kuvvet değerleri tekrar ölçüldü. Siklus testi yapılan ve tutuculuk kuvveti değerleri ölçülen Novaloc/beyaz PEEK matriksler, titanyum kepten çıkarıldı ve sırasıyla Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matriksler, titanyum keplere takıldı. Her biri için aynı siklus testleri ve tutuculuk ölçümleri yapıldı. Ortalama tutuculuk kuvvet değerinin hesaplanması için, başlangıç, 360 (3 ay), 720 (6 ay), 1080 (9 ay), 1440 (1 yıl), 2880 (2 yıl) takma/çıkarma siklusu sonunda, her örnek için Universal Test Cihazında 10 ölçüm yapıldı.

## 2.6. Verilerin Değerlendirilmesi ve Statistiki Analiz

Veriler IBM SPSS Statistics 23 programına aktarıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal değişkenler için tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma) verildi. İki grup arasında fark olup olmadığı bağımsız örneklem t testi ile, ikiden fazla grup arasında fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile değerlendirildi. "Tek yönlü varyans analizi" (ANOVA) sonucunda öncelikle varyans homojenliği için Levene testine, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı "çoklu karşılaştırma testi" (Bonferroni ya da Tamhane's T2) ile kontrol edildi. Varyans homojenliğini sağlayan değişkenlerde gruplar arasındaki fark incelemesi için Bonferroni, varyans homojenliğini sağlamayan değişkenlerde gruplar arasında fark incelemesi için Tamhane's T2 testine bakıldı. İki den fazla zamandaki farklılıkların ölçümü için ise Tekrarlanan Ölçüm ANOVA testinden yararlanılarak sonuçlar tablolar halinde verildi. Anlamlılık için  $p < 0,05$  kabul edildi.

## IV. Analiz ve Bulgular

### 3. Analiz ve Bulgular

#### 3.1. Tutuculuk Kuvvet De eri ile lgili Bulgular

Bu çalı mada yapılan ölçümlerde, tutuculuk kuvvet de erleri Newton (N) birimi ile kaydedildi. Örneklerin tutuculuk kuvvet de erleri, 2 farklı implant yerle tirme mesafesinde (11 mm ve 22 mm), siklus testine maruz kalmadan önce (ba langıç) ve ç i neme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 1 yıl ve 2 yıla denk gelen 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma siklusları uygulandıktan sonra ölçüldü.

#### 3.2. Tutuculuk Kuvvet De erinin Zamana Ba lı De erlendirilmesi

Uygulanan tekrarlı örneklem varyans analizi sonucunda, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, zamana göre tutuculuk kuvvet de erleri istatistiksel anlamlı derecede farklılık sergilemedi ( $p>0,05$ ). mplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı, Novaloc/ye il renk matriks gruplarında ve implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/ye il renk matriks gruplarında, 2880 takma/çıkarma siklusu/2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerindeki azalma istatistiksel anlamlıdır ( $p<0,05$ ). En yüksek ba langıç tutuculuk kuvveti,  $48,00 \text{ N} \pm 0,30 \text{ N}$  de eri ile, implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/ye il renk matriks grubuna aittir. En dü ük ba langıç tutuculuk kuvveti ise,  $10,92 \text{ N} \pm 0,30 \text{ N}$  de eri ile, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubuna aittir. 2880 takma/çıkarma siklusu/2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvetine,  $21,09 \text{ N} \pm 0,45 \text{ N}$  de eri ile implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/ye il renk matriks grubuna aittir. 2. yıl sonunda en dü ük tutuculuk kuvveti,  $4,44 \text{ N} \pm 0,22 \text{ N}$  de eri ile implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubuna aittir.

Genel olarak, 11 mm ve 22 mm implant yerle tirme aralıklarında, Novaloc/ye il renk matriks gruplarının ba langıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet de erleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet de erleri, Novaloc/beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksektir. 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk matriks grupları için sırasıyla %59,34, %71,94, %62,50; implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk matriks grupları için sırasıyla %61,87, %65,87 ve %56,06'dır. mplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında %59,34 ve en az ba langıç ile 3 ay arasında %19,04 bulundu. Ancak, bu azalmalar istatistiksel anlamlı de ildir ( $p>0,05$ ). mplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında %61,87 ve en az azalma ise ba langıç-3 ay arasında %20,66 bulundu. Tutuculuk kuvvet de erindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

mplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında %71,94 bulundu. En az azalma ise ba langıç-3 ay arasında %14,5 bulundu. mplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/sarı renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında %65,87 olarak bulundu. En az azalma ise ba langıç-3 ay arasında %16,87 bulundu ( ekil 3.9). Tutuculuk kuvvet de erindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

mplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/ye il renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında %62,50 olarak bulundu. En az azalma ise ba langıç-3 ay arasında %15,62 bulundu. mplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/ye il renk matriks grubunda, 2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet de erlerinin, ba langıç

tutuculuk kuvvet de erlerine göre azalma oranı (% de i im), en fazla ba langıç ile 2 yıl arasında % 56,06 bulundu. En az azalma ise ba langıç-3 ay arasında % 12,58 bulundu ( ekil 3.10). Tutuculuk kuvvet de erindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

### 3.3. Tutuculuk Kuvvet De erinin Farklı Renk Kodlu Matriks Gruplarına Ba lı De erlendirilmesi

Uygulanan One-way ANOVA testi sonucunda, implantlar arası mesafe 11 mm ve 22 mm olan farklı renk kodlu matriks grupları arasında, tutuculuk kuvvet de erleri arasındaki fark istatistiksel anlamlı bulundu ( $p<0,05$ ). Buna göre, implantlar arası mesafe 11 mm ve 22 mm olan, Novaloc/ye il renk matriks gruplarının ba langıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet de erleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre; Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet de erleri ise Novaloc/beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksek saptandı.

#### Novaloc/Beyaz Renk Kodlu Matriks Grubu

implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta  $10,92 \text{ N} \pm 0,30 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $4,44 \text{ N} \pm 0,22 \text{ N}$  tespit edildi. implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta,  $18,15 \text{ N} \pm 1,07 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $6,92 \text{ N} \pm 0,27 \text{ N}$  tespit edildi.

#### Novaloc/Sarı Renk Kodlu Matriks Grubu

implant analogları arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı renk kodlu matriks grubunda, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta  $18,00 \text{ N} \pm 0,59 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $5,05 \text{ N} \pm 0,23 \text{ N}$  tespit edildi. implant analogları arası mesafe 22 mm olan Novaloc/sarı renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta  $32,12 \text{ N} \pm 0,35 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $11,12 \text{ N} \pm 0,50 \text{ N}$  tespit edildi.

#### Novaloc/Ye il Renk Kodlu Matriks Grubu

implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/ye il renk kodlu matriks grubunda, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta  $30,27 \text{ N} \pm 0,43 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $11,35 \text{ N} \pm 0,59 \text{ N}$  tespit edildi. implant analogları arası mesafe 22 mm olan Novaloc/ye il renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en dü ük tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla, ba langıçta  $48,00 \text{ N} \pm 0,30 \text{ N}$  ve 2.yıl sonunda  $21,09 \text{ N} \pm 0,45 \text{ N}$  tespit edildi.

### 3.4. Tutuculuk Kuvvet De erinin implantlar Arası Mesafeye Ba lı De erlendirilmesi

Uygulanan One-way ANOVA testi sonucunda, her renk matriks grubu için implantlar arası mesafe, tutuculuk kuvvet de erlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi ( $p<0,05$ ). Buna göre, implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk matriks gruplarında ba langıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet de erleri, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk matriks gruplarına göre, istatistiksel daha yüksek tespit edildi.

## V. Sonuç ve Öneriler

Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, implantlar arası mesafenin, tutuculuğa etkisinin, farklı sürelerde ve farklı tutuculuk özelliklerinde değerlendirildiği bu çalışmaya göre:

1. Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafe, tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetlerine etki eder. Implantlar arası mesafe 11 mm'den 22 mm'ye arttırıldığında, tutuculuk kuvvet değerlerindeki artış istatistiksel anlamlıdır. Implantlar arası mesafenin 22 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında bağımlı farklı tutuculuk kuvvet değerleri, sırasıyla; 18,15 N, 32,12 N ve 48 N tespit edildi. Implantlar arası mesafenin 11 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, bağımlı farklı tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 10,92 N, 18 N ve 30,27 N tespit edildi. Bu nedenle, implant destekli overdenture uygulamalarında yüksek tutuculuk elde edilmesi için, implantlar arası mesafenin, interforaminal mesafenin imkan verdiği ölçüde geniş olması önerilir.

2. Alt çene, anterior bölgede alveolar kemik kaybı gibi anatomik sınırlılıkların olduğu klinik durumda, implantlar arası mesafe 22 mm ile yerleştirilemediğinde, implantlar arası mesafe 11 mm ile yerleştirilebilir. Bu durumda, hastaya implantlar uygulanmadan önce protez tutuculuk kuvvet değerinin yüksek olmayacağı bildirilmelidir. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisine göre tutucu matriks yapıya karar verilmelidir. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisi yüksek değilse, en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Hastanın protezden tutuculuk beklentisi fazla ise en yüksek tutuculuk kuvvetine sahip Novaloc/yeşil matriks yapı tercih edilir.

3. İki implant destekli overdenture tasarımının, takma/çıkarma işlemine bağlı, 2 yıllık klinik kullanım süresi söz konusu olduğunda:

a. Implantlar arası mesafenin 22 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, 2 yıl klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 6,92 N, 11,12 N ve 21,09 N tespit edildi. 2 yıl klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvet değeri, Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. Hastaların periyodik randevularına gelemeyeceği ve uzun süreli tutuculuk istenilen durumlarda, tutuculuk kuvvet değeri en yüksek olan Novaloc/yeşil renk matriks grubu tercih edilmelidir. Ancak, hasta periyodik kontrol randevularına gelebilecek şekilde en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Diş hekimi ve hastanın beklentisine göre veya protez tutuculuk kuvvet değerinin kademeli olarak arttırılması için, sırasıyla tutuculuğu yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil matriks yapılar uygulanmalıdır.

b. Implantlar arası mesafenin 11 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 4,44 N, 5,05 N ve 11,35 N tespit edildi. 2 yıl klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvet değeri, Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. Hastaların periyodik kontrol randevularına gelemeyeceği ve uzun süreli tutuculuk istenilen durumlarda, tutuculuk kuvvet değeri en yüksek olan Novaloc/yeşil renk matriks grubu tercih edilmelidir. Ancak, hasta periyodik kontrol randevularına gelebilecek şekilde en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Diş hekiminin ve hastanın beklentisine göre veya protez tutuculuk kuvvet değerinin kademeli arttırılması için, sırasıyla tutuculuğu yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil matriks yapılar uygulanmalıdır.

4. Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında implantlar arası mesafe 11 mm veya 22 mm olmasına bağlı olmaksızın, farklı renk kodlarına sahip matriks grupları farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahiptir. Tutuculuk kuvvet değerleri bakımından istatistiksel anlamlı derecede fark vardır. Buna göre, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının bağımlı farklı, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet değerleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre; Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet değerleri ise beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksektir. Hastanın protez tutuculuk beklentisinin karşılanması için, protez kullanımına en

düük tutuculuk kuvvet de erine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı grubu ile ba lanmalı, kullanım süresine ba lı matriks yapının tutuculuk kuvvet de erini kaybetti i durumlarda ve protez tutuculuk kuvvet de erinin kademeli olarak arttırılması için tutuculu u yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il matriks yapı uygulamalarına geçilmelidir.

5. Gerçekle tirilen daha önceki çalı maların sonuçlarına göre, protez tutuculu u için gerekli olan minimum tutuculuk kuvvet de eri 5-7 N arasında olmalıdır. Hasta memnuniyeti referans alındı nda, tüm grupların ba langıç tutuculuk kuvvet de erleri, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet de erinin üzerindedir. ki implant destekli overdenture tasarımının, takma/çıkarma i lemine ba lı, iki yıllık klinik kullanım süresi söz konusu oldu unda:

a. mplantlar arası mesafenin 22 mm oldu u beyaz, sarı, ye il renk kodlu matriks grupları için 2 yıl klinik kullanım sonrası tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla; 6,92 N, 11,12 N ve 21,09 N tespit edildi. Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk matriks gruplarında 2 yıl klinik kullanıma denk gelen takma/çıkarma siklusu sonrasında elde edilen tutuculuk kuvvet de erleri, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet de erinin üzerinde oldu u için, proteze ba lı hasta memnuniyeti açısından yeterlidir.

b. mplantlar arası mesafenin 11 mm oldu u beyaz, sarı, ye il renk kodlu matriks grupları için 2 yıl klinik kullanım sonrası tutuculuk kuvvet de erleri sırasıyla; 4,44 N, 5,05 N ve 11,35 N tespit edildi. Novaloc/beyaz renk matriks grubu, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet de erinin altında, Novaloc/sarı matriks grubu 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet de eri sınırında, Novaloc/ye il renk matriks grubu, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet de erinin üzerinde oldu u saptandı. mplantlar arası mesafenin 11 mm oldu u durumda, uzun süre klinik kullanım ve hasta memnuniyeti söz konusu oldu unda, tutuculuk için Novaloc/ye il renk matriks grubunun kullanılması daha güvenlidir.

6. Her ne kadar, takma/çıkarma i lemine ba lı 2 yıl klinik kullanım sonrası gerekli 5-7 N minimum tutuculuk kuvvetine yakın de erler elde edilse de tüm renk kodlu matrikslerin ba langıç tutuculuk kuvvet de erleri daha yüksektir. Bu nedenle, 2 yıl kullanım sonunda, titanyum ba lık içerisine yerle tirilen Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/ye il renk kodlu matrikslerin de i tirilmesi gereklidir.

7. Di hekim ve hastanın protezden tutuculuk beklentisine göre tutucu matriks yapıya karar verilmelidir. Di hekim ve hastanın protezden tutuculuk beklentisi yüksek de il ise, en düük tutuculuk kuvvetine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına ba lanmalıdır. Matriks yapının kullanımına ba lı tutuculuk kuvvet de erini kaybetti inde, tutucu matriks yapının de i tirilmesi gerekti inde ya aynı kuvvete sahip tutucu Novaloc/beyaz ile de i tirilmeli ya da protezin tutuculu unu arttırılması için daha fazla tutucu kuvvete sahip Novaloc/sarı tutucu matriks yapı uygulanmalıdır. Tutuculuk kuvvet de eri en yüksek olan Novaloc/ye il tutucu matriks yapı, daha düük tutuculuk kuvvet de erine sahip di er iki Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı tutucu matriks yapıların tutuculu undan memnun olmayan hastaların protezlerine uygulanmalıdır.

8. Overdenture uygulamalarında tutucu sistemlerin a nmasında, hastaların protezi takıp çıkarmasına ilave olarak tükürü ün kalitesi, miktarı ve pH'ı, a ız hijyeni, ısı de i iklikleri, hastanın beslenme alı kanlıkları, çi neme fonksiyonu ve parafonksiyonel alı kanlıklar gibi birçok faktör etkili oldu u için, tutucu sistemlerin klinik kullanım süresinin, in-vitro deneylere göre daha kısa olması beklenir. Bu nedenle, tutucu sistemlerin güvenilirli i için her tutucu sistem ile ilgili kapsamlı in-vitro çalı maların yanı sıra uzun süreli klinik takip/in-vivo çalı ma sonuçlarına ihtiyaç vardır.



## **VI. Gelece e li kin Öngörülen Katkılar**

implant destekli overdenture uygulamalarında, tutuculuk kuvveti de erleri hasta memnuniyeti ile yakından ili kilidir. Bu nedenle tutuculuk kuvvetleri, protezin stabilitesi için gerekli tutuculuk kuvvet de erine sahip olmalıdır. implant destekli overdenture uygulamaları için tutucu sistem seçimi oldukça önemlidir ve seçilen tutucu sistem, a ız ortamında tutuculu unu uzun süre korumalı hem hekim hem de hasta açısından memnun edici olmalıdır. Teknolojik geli meler sayesinde günümüzde birçok tutucu sistem geli tirildi. Ancak, kullanıma yeni sunulan tutucu sistemler ile ilgili oldukça az sayıda çalı ma mevcuttur.

Tutucu sistemlerde kullanılan materyallerden (plastik, lastik, naylon, PEKK, PEEK), özellikle poli aril eter ketonlar ile ilgili sınırlı sayıda çalı ma mevcuttur. Bu çalı mada kullanıma yeni sunulan ve sınırlı sayıda çalı ma bulunan, PEEK tutucu üst yapılara (matriks) sahip Novaloc tutucu sistemin, tutuculuk kuvvet de erlerinin implantlar arası mesafeye, protezi takma/çıkarma i lemlerine ve kullanım süresine ba lı performansı de erlendirildi. Elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve olası benzer çalı malara katkı sa laması öngörülmektedir.

## **VII. Sa lanan Altyapı Olanakları ile Varsa Gerçekle tirilen Projeler**

Bu çalı ma ile gerçekle tirilen proje yoktur.

## **VIII. Sa lanan Altyapı Olanaklarının Varsa Bilim/Hizmet ve E itim Alanlarındaki Katkıları**

Bu çalı madan elde edilen verilerin bilimsel yayına dönü türülmesi planlanmaktadır. Ayrıca, çalı madan elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve olası benzer çalı malara katkı sa laması öngörülmektedir.

## IX. Kaynaklar

### KAYNAKLAR

- ABI NADER S, de SOUZA RF, FORTIN D, DE KONINCK L, FROMENTIN O, ALBUQUERQUE JUNIOR RF (2011). Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil*, 38(3): 157-164.
- AL-GHAFLI SA, MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H, KANG K (2009). The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent*, 102(3): 140-147.
- ALLEN PF, MCMILLAN AS (2003). A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res*, 14(2): 173-179.
- ALSABEEHA N, ATIEH M, SWAIN M, PAYNE A (2010). Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: An in vitro retention force investigation on different designs. *Int J Prosthodont*, 23(2): 160-166.
- ALSABEEHA NH, PAYNE AG, SWAIN MV (2009). Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: A review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*, 22(5): 429-440.
- ANAS EL-WEGOUD M, FAYYAD A, KADDAH A, NABHAN A (2017). Bar versus ball attachments for implant-supported overdentures in complete edentulism: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 20(2): 243-250.
- ARNOLD C, STAMPA C, SCHWEYEN R, HEY J, BOECKLER A (2020). Retentive characteristics of a new attachment system for hybrid dentures. *Materials (Basel)*, 13(15): 3434.
- ASSAF A, DAAS M, BOITTIN A, EID N, POSTAIRE M (2018). Prosthetic maintenance of different mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 118(2): 144-152.
- AWAD MA, LOCKER D, KORNER-BITENSKY N, FEINE JS (2000). Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*, 79(9): 1659-1663.
- AWAD MA, LUND JP, DUFRESNE E (2003a). Comparing the efficacy of mandibular implant retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: Satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont*, 16(2): 117-122.
- AWAD MA, LUND JP, SHAPIRO SH, LOCKER D, KLEMETTI E, CHEHADE A (2003b). Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: A randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*, 16(4): 390-396.
- BARAO VAR, DELBENA JA, LIMA J, CABRAL T, ASSUNCAOA WG (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible-a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*, 46(7): 1312-1320.
- BATHALA L, MAJETI V, RACHURI N, SINGH N, GEDELA S (2019). The role of polyether ether ketone (peek) in dentistry- a review. *J Med Life*, 12(1): 5-9.
- BAYER S, STEINHEUSER D, GRUNER M, KEILIG L, ENKLING N, STARK H, MUES S (2009). Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures retention force changes. *Gerodontology*, 26(4): 268-272.
- BAYER S, KEILIG L, KRAUS D, GRUNER M, STARK H, MUES S, ENKLING N (2011). Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology*, 28(3): 221-226.
- BESIMO CE, GUARNERI A (2003). In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil*, 30(7): 671-678.
- BOTEGA DM, MESQUITA MF, HENRIQUES GE, VAZ LG (2004). Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil*, 31(9): 884-889.
- BRANCHI R, VANGI D, VIRGA A, GUERTIN G, FAZI G (2010). Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: A fatigue study. *J Prosthodont*, 19(8): 614-619.
- BURNS DR (2000). Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and controversy. *J*

Prosthodont, 9(1): 37–46.

BUTTEL AE, BUHLER NM, MARINELLO CP (2009). Locator or ball attachment: A guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 119(9): 901-918.

CARLSSON GE (2014). Implant and root supported overdentures- a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont*, 6(4): 245-252.

CENDRES+METAUX MEDTECH (2020). CM LOC® The anchor system. Eri im: [<https://www.cmsa.ch/en/medtech/products/prostheticline/implantology/cm-locr/>]. Eri im tarihi: 20.03.2020.

CHOI JW, BAE JH, JEONG CM, HUH JB (2017). Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *J Prosthet Dent*, 117(5): 628-635.

CHOI JW, YUN BH, JEONG CM, HUH JB (2018). Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(5): 1079-1088.

CHUNG KH, CHUNG CY, CAGNA DR, CRONIN RJ (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*, 13(4): 221-226.

CICCIU M, BERETTA M, RISITANO G, MAIORANA C (2008). “Cemented-retained vs screw-retained implant restorations: An investigation on 1939 dental implants,” *Minerva Stomatol*, 57(4): 167–179.

CUNE M, BURGERS M, KAMPEN F, PUTTER C, BILT A (2010). Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont*, 23(4): 310–317.

CUNE M, VAN KAMPEN F, VAN DER BILT A, BOSMAN F (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: A cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*, 18(2): 99-105.

DAOU EE (2015). Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *J Int Soc Prev Community Dent*, 5(4): 255-262.

de la ROSA CASTOLO G, GUEVARA PEREZ SV, ARNOUX PJ, BADIH L, BONNET F, BEHR M (2019). Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. *J Prosthet Dent*, 121(3): 546-546.

de SOUZA RF, BEDOS C, ESFANDIARI S, MAKHOUL NM, DAGDEVIREN D, NADER SA, JABBAR AA, FEINE JS (2018). Single-implant overdentures retained by the Novaloc attachment system: Study protocol for a mixed-methods randomized cross-over trial. *Trials*, 19(1): 243.

DOUKAS D, MICHELINAKIS G, SMITH PW, BARCLAY CW (2008). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont*, 21(2): 152–154.

DOUNDOULAKIS JH, ECKERT SE, LINDQUIST CC, JEFFCOAT MK (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture *J Am Dent Assoc*, 134(11): 1455–1458.

ELLIS JS, THOMASON JM, JEPSON NJ, NOHL F, SMITH DG, ALLEN PF (2008). A randomized -controlled trial of food choices made by edentulous adults. *Clin Oral Implants Res*, 19(4): 356-361.

ELSYAD MA, DAYEKH MA, KHALIFA AK (2019a). Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: An in vitro study. *J Prosthodont*, 28(2): 627-636.

ELSYAD MA, EMERA RM, ASHMAWY TM (2019b). Effect of distal implant inclination on dislodging forces of different locator attachments used for mandibular overdentures: An in vitro study. *J Prosthodont*, 28(2): 666-674.

ELSYAD MA, ERRABTI HM, MUSTAFA AZ (2016). Mandibular denture base deformation with Locator and ball attachments of implant-retained overdentures. *J Prosthodont*, 25(8): 656–664.

ELSYAD MA, KHIRALLAH AS (2016). Circumferential bone loss around splinted and nonsplinted immediately loaded implants retaining mandibular overdentures: A randomized controlled clinical trial using cone beam computed tomography. *J Prosthet Dent*, 116(5): 741-748.

EVTIMOVSKA E, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2009). The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont*, 18(6): 479–483.

FEINE JS, CARLSSON GE, AWAD MA, CHEHADE A, DUNCAN WJ, GIZANI S, HEAD T,

LUND JP, MACENTEE M, MERICSKE-STERN R, MOJON P, MORAIS J, NAERT I, PAYNE AGT, PENROD J, STOKER GT, JR, TAWSE-SMITH A, TAYLOR TD, THOMASON JM, THOMSON WM, WISMEIJER D (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont*, 15(4): 413-414.

FEINE JS, CARLSSON GE (2003). Implant overdentures. The Standard of Care For Edentulous Patients. Chicago; Quintessence.

FONTIJN-TEKAMP FA, SLAGTER AP, VAN DER BILT A, VAN'T HOF MA, WITTER DJ, KALK W, JANSEN JA (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. *J Dent Res*, 79(7): 1519-1524.

FORD TG (2003). The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive fitting bars without soldering. *Implant Dent*, 12(1): 11-17.

FROMENTIN O, LASSAUZAY C, ABI NADER S, FEINE J, DE ALBUQUERQUE JUNIOR RF (2010). Testing the retention of attachments for implant overdentures validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil*, 37(1): 54-62.

FU CC, HSU YT (2009). A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont*, 18(5): 388-392.

FUHRMANN G, STEINER M, WOLF SF, KERN M (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (paeks)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*, 30(3): 357-63.

Glossary of Oral and Maxillofacial Implants (2007). Quintessence Publishing Co, Berlin.

GOODACRE CJ, GOODACRE BJ (2017). Fixed vs removable complete arch implant prostheses: A literature review of prosthodontic outcomes. *Eur J Oral Implantol*, 10(1): 13-34.

GOODACRE BJ, GOODACRE SE, GOODACRE CJ (2018). Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). *Eur J Oral Implantol*, 11(1): 27-36.

GONCALVES F, CAMPESTRINI VLL, RIGO-RODRIGUES MA, ZANARDI PR (2020). Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 123(4) :589-594.

GOTFREDSEN K, HOLM B (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*, 13(2): 125-130.

GOTFREDSEN K, WALLS AW (2007). What dentition assures oral function? *Clin Oral Implants Res*, 18(3): 34-45.

GULIZIO MP, AGAR JR, KELLY JR, TAYLOR TD (2005). Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont*, 14(1): 3-11.

HASHIMOTO M, YAMANAKA K, SHIMOSATO T, OZAWA A, TAKIGAWA T, HIDAKA S, SAKAI T, NOGUCHI T (2006). Oral condition and health status of elderly 8020 achievers in Aichi Prefecture. *Bull Tokyo Dent Coll*, 47(2): 37-43.

HECKMANN SM, SCHROTT A, GRAEF F, WICHMANN MG, WEBER HP (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res*, 15(5): 560-569.

HECKMANN SM, WINTER W, MEYER M, WEBER HP, WICHMANN MG (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res*, 12(6): 640-647.

HYLAND RM, ELLIS J, THOMASON M, EL-FEKY A, MOYNIHAN PJ (2009). A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *J Dent*, 37(9): 718-723.

INSTRON TENSILE TESTING (2020). Eri im, [<https://www.instron.com.tr/tr-tr/our-company/library/test-types/tensile-test>]. Eri im tarihi: 25.04.2020.

JOFRE J, CENDOYA P, MUNOZ P (2010). Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(6): 1137-1144.

KARABUDA C, YALTIRIK M, BAYRAKTAR M (2008). A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent*, 17(1): 74-81.

KESHK AM, ALQUTAIBI AY, ALGABRI RS, SWEDAN MS, KADDAH A (2017). Prosthodontic maintenance and peri-implant tissue conditions for telescopic attachment-retained mandibular

implant overdenture: Systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Eur J Dent*, 11(4): 559-568.

KIM HY, LEE JY, SHIN SW, BRYANT SR (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Adv Prosthodont*, 4(4): 197-203.

KLEMETTI E, CHEHADE A, TAKANASHI Y, FEINE JS (2003). Two-implant mandibular overdentures: Simple to fabricate and easy to wear. *J Can Dent Assoc*, 69(1): 29–33.

KOBAYASHI M, SRINIVASAN M, AMMANN P, PERRIARD J, OHKUBO C, MULLER F (2014). Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res*, 25(4): 426-434.

KRENNMAIR G, SUTO D, SEEMANN R, PIEHSLINGER E (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 23(4): 481-488.

LANDA LS, CHO SC, FROUM SJ, ELIAN N, TARNOW DP (2001). A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent*, 13(2): 151-157.

LANGER Y, LANGER A (2000). Tooth-supported telescopic prosthesis in compromised dentitions: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 84(2): 129-132.

LAURITANO F, RUNCIO M, CERVINO G, FIORILLO L, BRAMANTI E, CICCIO M (2016). Three-dimensional evaluation of different prosthesis retention systems using finite element analysis and the Von Mises stress test. *Minerva Stomatol*, 65(6): 353–367.

LAVERTY DP, GREEN D, MARRISON D, ADDY L, THOMAS MBM (2017). Implant retention systems for implant-retained overdentures. *Br Dent J*, 222(5): 347-359.

LEAO RS, MORAES SLD, VASCONCELOS BCE, LEMOS CAA, PELLIZZER EP (2018). Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil*, 45(8): 647-656.

LEE JS, WEYANT RJ, CORBY P, KRITCHEVSKY SB, HARRIS TB, ROOKS R, RUBIN SM, NEWMAN AB (2004). Edentulism and nutritional status in a biracial sample of well-functioning, community-dwelling elderly: The health, aging, and body composition study. *Am J Clin Nutr*, 79(2): 295-302.

LEE JY, KIM HY, SHIN SW, BRYANT SR (2012). Number of implants for mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Adv Prosthodont*, 4(4): 204-209.

LEE DJ, SAPONARO PC (2019). Management of edentulous patients. *Dent Clin North Am*, 63(2): 249-261.

LEE E, SHIN SY (2017). The influence of the number and the type of magnetic attachment on the retention of mandibular mini implant overdenture. *J Adv Prosthodont*, 9(1): 14-21.

LIU W, ZHANG X, QING H, WANG J (2020). Effect of locator attachments with different retentive forces on the stability of 2-implant-retained mandibular overdenture. *J Prosthet Dent*, 124(2): 224-229.

MANIEWICZ S, BADOUD I, HERRMANN FR, CHEBIB N, AMMANN P, SCHIMMEL M, MULLER F, SRINIVASAN M (2020). In vitro retention force changes during cyclic dislodging of three novel attachment systems for implant overdentures with different implant angulations. *Clin Oral Implants Res*, 31(4): 315-327.

MARIN DOM, LEITE ARP, OLIVEIRA JUNIOR NM, PALEARI AG, PERO AC, COMPAGNONI MA (2018). Retention force and wear characteristics of three attachment systems after dislodging cycles. *Braz Dent J*, 29(6): 576-582.

MARTIN S, MILTIADIS EM, KLAUS L, MATTHIAS K (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25(4): 494-499.

MCKEEN L (2012). *Film Properties of Plastics and Elastomers*. 3rd Ed. United States of America: Elsevier, pp. 157-188.

MEMARIAN M, ZARRATI S, KARIMI S, BAHRAMI M (2018). Comparative evaluation of retentive properties of two compatible ball attachments in mandibular implant retained overdentures: An in vitro study. *J Dent*, 15(2): 106-115.

MERICSKÉ-STERN RD, TAYLOR TD, BELSER U (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 11(1): 108–125.

MILER AMQP, CORREIA ARM, DE CASTRO ROCHA JM, CAMPOS JCR, DA SILVA MHGF (2017). Locator® attachment system for implant overdentures: A systematic review. *Stomatologija*, 19(4): 124-129.

MINGUEZ-TOMAS N, ALONSO-PEREZ-BARQUERO J, FERNANDEZ-ESTEVAN L, VICENTE-ESCUDEA A, SELVA-OTAOLAURRUCHIE J (2018). In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent*, 10(7): 681-686.

MISCH CE (2005). *Dental Implant Prosthetics*. 1st Ed. St. Louis: Mosby Inc.

MICHELINAKIS G, BARCLAY CW, SMITH PW (2006). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*, 19(5): 507-512.

MOJON P, THOMASON JM, WALLS AW (2004). The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont*, 17(4): 434-440.

MULLER F (2014). Interventions for edentate elders--what is the evidence? *Gerodontology*, 31(1): 44-51.

NAERT I, ALSAADI G, STEENBERGHE D, QUIRYNEN M (2004a). A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: Peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19(5): 695-702.

NAERT I, ALSAADIG, QUIRYNEN M (2004b). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two -implant-retained mandibular overdentures: A 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont*, 17(4): 401-410.

NAGUIB AA, EL KHOURAZATY NS, EL MONAEM AA (2019). Cost-effectiveness of CM-LOC attachment versus ball attachment retaining single implant mandibular overdentures. *Maced J Med Sci*, 7(21): 3655-3658.

NARHI TO, HEVINGA M, VOORSMIT RA, KALK W (2008). Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16(2): 259-266.

NEDIR R, BISCHOF M, SZMUKLER-MONCLER S, BELSER UC, SAMSON J (2005). Prosthetic complications with dental implants: From an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21(6): 919-928.

O'BRIEN WJ (2009). *Dental Materials and Their Selection*. 4th Ed. Quintessence Pub Co.

ORTEGON SM, THOMPSON GA, AGAR JR, TAYLOR TD, PERDIKIS D (2009). Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 101(4): 231-238.

PASSIA N, GHAZAL M, KERN M (2016). Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, 57: 88-94.

PAYNE AG, SOLOMONS YF, TAWSE-SMITH A, LOWNIE JF (2001). Interabutment and peri-abutment mucosal enlargement with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res*, 12(2): 179-187.

PETERSEN P, YAMAMOTO T (2005). Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol*, 33(2): 81-92.

PETERSEN P, BOURGEOIS D, OGAWA H, ESTUPINAN-DAY S, NDIAYE C (2005). The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ*, 83(9): 661-669.

PETROPOULOS VC, MANTE FK (2011). Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont*, 20(4): 286-293.

PETROPOULOS VC, SMITH W (2002). Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(4): 526-535.

PIGOZZO MN, MESQUITA MF, HENRIQUES GEP, VAZ LG (2009). The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*, 102(2): 74-80.

PREISKEL HW (2004). *Magnetic Applications in Clinical Dentistry*, In: *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*, Chicago, Quintessence Pub Co.

RABBANI S, JUSZCZYK AS, CLARK RK, RADFORD DR (2015). Investigation of retentive force reduction and wear of the locator attachment system with different implant angulations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(3): 556-563.

RAJPUT R, CHOUHAN Z, SINDHU M, SUNDARARAJAN S, RAJ R, CHOUHAN S (2016). A

brief chronological review of dental implant history. *Int Dent J Students Res*, 4(3): 105-107.

REDA KM, EL-TORKY IR, EL-GENDY MN (2016) In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. *J Indian Prosthodont Soc*, 16(4): 380-385.

RHEIN'83 (2020). OT Equator castable. Eri im: [<https://www.rhein83.com/en/portfolio/ot-equator-castable/>]. Eri im tarihi: 20.03.2020.

ROMANOS GE, MAY S, MAY D (2011). Treatment concept of the edentulous mandible with prefabricated telescopic abutments and immediate functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26(3): 593-597.

ROMERO GG, ENGELMEIER R, POWERS JM, CANTERBURY AA (2000). Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*, 84(6): 602-607.

RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H (2005). Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*, 7(4): 115-120.

RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H (2007). Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil*, 34(1): 41-51.

RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H, IWASAKI N (2011). Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J*, 30(6): 845-853.

SADIG W (2009). A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int*, 40(4): 313-319.

SALEHI R, SHAYEGH SS, JOHNSTON WM, HAKIMANEH SMR (2019). Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of Locator and ball attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 122(6): 550-556.

SAVABI O, NEJATIDANESH F, YORDSHAHIAN F (2013). Retention of implant supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *J Oral Implantol*, 39(2): 140-147.

SCHERER MD, MCGLUMPHY EA, SEGHI RR, CAMPAGNI WV (2013). Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28(6): 1619-1628.

SCHERER MD, MCGLUMPHY EA, SEGHI RR, CAMPAGNI WV (2014). Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent*, 112(3): 515-521.

SHAFIE HR (2007). *Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures*. 1st Ed. Blackwell, Oxford.

SHASTRY T, ANUPAMA NM, SHETTY S, NALINAKSHAMMA M (2016). An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc*, 16(2): 159-66.

SHAYEGH SS, HAKIMANEH SMR, BAGHANI MT, SHIDFAR S, KASHI FK, ZAMANIAN A (2017). Effect of inter implant distance and cyclic loading on the retention of overdenture attachments. *J Contemp Dent Pract*, 18(11): 1078-1084.

SIA PKS, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2017). Effect of locator abutment height on the retentive values of pink locator attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 117(2): 283-288.

SRINIVASAN M, SCHIMMEL M, BADOUD I, AMMANN P, HERRMANN FR, MULLER F (2016). Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments- an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 27(5): 604-611.

STEPHENS GJ, DI VITALE N, O'SULLIVAN E, MCDONALD A (2014). The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *J Prosthodont*, 23(6): 467-475.

STOCK C, JURGES H, SHEN J, BOZORGMEHR K, LISTL S (2016). A comparison of tooth retention and replacement across 15 countries in the over-50s. *Community Dent Oral Epidemiol*, 44(3): 223-231.

STOKER G, VAN WAAS R, WISMEIJER D (2012). Long-term outcomes of three types of implant-supported mandibular overdentures in smokers. *Clin Oral Implants Res*, 23(8): 925-929.

STOUMPIS C, KOHAL RJ (2011). To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil*, 38(11): 857-869.

STRAUMANN (2020). Straumann Novaloc downloads, documents. Eri im:

[[https://www.straumann.com/content/dam/mediacenter/straumann/en/documents/catalog/product-catalog/452.200-en\\_interactive.pdf](https://www.straumann.com/content/dam/mediacenter/straumann/en/documents/catalog/product-catalog/452.200-en_interactive.pdf)]. Eri im tarihi: 21.03. 2020.

SULTANA N, BARTLETT DW, SULEIMAN M (2017). Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. *Clin Oral Implants Res*, 28(11): 1406-1410.

TABATABAIAN F, SABOURY A, SOBHANI ZS, PETROPOULOS VC (2014). The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures. *J Dent*, 11(5): 506- 515.

TAKAHASHI T, GONDA T, TOMITA A, MAEDA Y (2018). Effect of attachment type on implant strain in maxillary implant overdentures: comparison of ball, locator and magnet attachments. Part 2: palateless dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(2): 357-364.

TAKANASHI Y, PENROD JR, LUND JP, FEINE JS (2004). A cost comparison of mandibular two-implant overdenture and conventional denture treatment. *Int J Prosthodont*, 17(2): 181-186.

TEHINI G, BABA NZ, MAJZOUB Z, NAHAS P, BERBERI A, RIFAI K (2018). In vitro effect of mastication on the retention and wear of locator attachments in a flat mandibular ridge model. *J Prosthodont*, 28(2): 744-751.

The Glossary of Prosthodontic Terms (2017). *J Prosthet Dent*, 117(5): 29-75.

THOMASON JM, LUND JP, CHEHADE A, FEINE JS (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont*, 16(5): 467-473.

THOMASON JM, FEINE J, EXLEY C, MOYNIHAN P, MULLER F, NAERT I, ELLIS JS, BARCLAY C, BUTTERWORTH C, SCOTT B, LYNCH C, STEWARDSON D, SMITH P, WELFARE R, HYDE P, MCANDREW R, FENLON M, BARCLAY S, BARKER D (2009). Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients – the York Consensus Statement. *Br Dent J*, 207(4): 185-186.

THOMASON JM, KELLY SAM, BENDKOWSKI A, ELLIS JS (2012). Two implant retained overdentures: A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent*, 40(1): 22-34.

TIMMERMAN R, STOKER GT, WISMEIJER D, OOSTERVELD P, VERMEEREN JI, VAN WAAS MA (2004). An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res*, 83(3): 630–633.

TRAKAS T, MICHALAKIS K, KANG K, HIRAYAMA H (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent*, 15(1): 24-34.

TOKAR E, ULUDAG B (2018). Effects of low-profile stud attachment configurations on stress distribution characteristics of implant-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(4): 754-763.

TURK P, GECKILI O, TURK Y, GUNAY V, BILGIN T (2014). In vitro comparison of the retentive properties of ball and Locator attachments for implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29(5): 1106-1113.

TURKYILMAZ I, COMPANY AM, MCGLUMPHY EA (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1): 3-10.

TOKUHISA M, MATSUSHITA Y, KOYANO K (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont*, 16(2): 128-134.

VAEZI M, YANG S (2015). A novel bioactive PEEK/HA composite with controlled 3D interconnected HA network. *Int J Bioprint*, 1(1): 66-76.

VARGHESE RM, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2007). The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow Hader clips: An in vitro study. *J. Prosthodont*, 16(3): 165–171.

van KAMPEN FM, van der BILT A, CUNE MS, FONTIJN-TEKAMP FA, BOSMAN F (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res*, 83(9): 708-711.

VERE J, BHAKTA S, PATEL R (2012a). Implant-retained overdentures: A review. *Dent Update*, 39 (5): 370-375.



VERE J, HALL D, PATEL R, WRAGG P (2012b). Prosthodontic maintenance requirements of implant-retained overdentures using the locator attachment system. *Int J Prosthodont*, 25(4): 392–394.

VISWAMBARAN M, ARORA V, GUPTA SH, DHIMAN RK, THIRUVALLUVAN N (2015). A clinico radiographic study of immediate loading implants in rehabilitation of mandibular ridges. *Med J Armed Forces India*, 71(2): 346-354.

WARRETH A, ALKADHIMI AF, SULTAN A, BYRNE C, WOODS E (2015). Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants Part II. *J Ir Dent Assoc*, 61(3): 93-97.

WICHMANN N, KERN M, TAYLOR T, WILLE S, PASSIA N (2020). Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, 110(1):103901.

WIEMEYER AS, AGAR JR, KAZEMI RB (2001). Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent*, 86(4): 434–437.

YANG TC, MAEDA Y, GONDA T, KOTECHA S (2011). Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Implants Res*, 22(11): 1315-1319.

ZARB G, BOLENDER C, ECKERT S, JACOB R, FENTON A, MERICSKE-STERN R (2003). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses*. 12th Ed. St. Louis: Mosby.

ZEST ANCHORS LLC (2020a). Locator implant attachment system. Eri im: [<https://www.zestdent.com/index.php/locator-implant-attachment-system.html>]. Eri im tarihi: 20.03.2020.

ZEST ANCHORS LLC (2020b). Locator R-Tx removable attachment system. Eri im: [<https://www.zestdent.com/index.php/locator-r-tx-removable-attachmentsystem.html>]. Eri im tarihi: 20.03.2020.

ZOU D, WU Y, HUANG W, WANG F, WANG S, ZHANG Z (2013). A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and Locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *Int J Prosthodont*, 26(6): 566–573.

## X. Ekler

### a) Mali Bilanço ve Açıklamaları:

Tüketime yönelik mal ve malzeme alımları yapıldı. Buna göre, net ödenek 20.000,00 TL ve harcanan 18.198,00 TL'dir.

Bu harcama:

Novaloc Dayanak (Abutment) (24 adet) ve

Novaloc Tutucu Sistem Parçaları (Processing Package Titanium) (12 adet) kalemleri için kullanıldı.

### b) Makine ve Teçhizatın Konumu ve lerideki Kullanımına Dair Açıklamalar:

Bu çalı ma Ankara Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi Protetik Di Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi Ara tırma Laboratuvarında yürütüldü. Çalı mada tutuculuk testi, Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK), protezi takma/çıkarma siklusları ise, 6 üniteli çi neme simülatöründe (Mod Dental, Esetron Smart Robototechnologies, Ankara, Türkiye) gerçekleştirildi. Çalı mada, proje ödene i ile sadece tüketime yönelik mal ve malzeme alımı yapıldı, herhangi bir makine ve teçhizat alımı yapılmadı.

c) Teknik ve Bilimsel Ayrıntılar :

Bu çalı mada 24 adet Novaloc implant analo u, 24 adet Novaloc dayanak, 72 adet tutucu üst yapı (24 adet beyaz, 24 adet sarı, 24 adet ye il PEEK matriks), 12 adet implant analoglarının yerle tirilece i akrilik blok ve 12 adet protezi simüle eden akrilik blok hazırlandı. mplantlar arası 11 mm ve 22 mm mesafeye ba lı test grupları sırasıyla, Grup 1 (n=18) ve Grup 2 (n=18) olarak belirlendi. Daha sonra her test grubu, tutucu sisteme ait farklı renk kodunda matriks gruplarına göre, Novaloc/beyaz (n=6), Novaloc/sarı (n=6) ve Novaloc/ye il (n=6) olmak üzere 3 alt gruba ayrıldı. Ayrıca, her alt gruba, çi neme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 12 ay ve 24 ay klinik kullanıma kar ılık gelen, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma siklusu uygulandı. Tutuculuk testi, Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK) gerçekte tirildi.

Elde edilen veriler, IBM SPSS Statistics 23 programına aktarıldı. ki grup arasında fark olup olmadı ı, ba ımsız örneklem t testi ile, ikiden fazla grup arasında fark olup olmadı ı tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile incelendi. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda, öncelikle varyans homojenli i için Levene testi, ardından farklılı ın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandı ı “çoklu kar ıla tırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile tespit edildi.

d) Sunumlar (bildiriler ve teknik raporlar) (**Altyapı ve Yönlendirilmi Projeler için uygulanmaz**):

e) Yayınlar (hakemli bilimsel dergiler) ve tezler (**Altyapı ve Yönlendirilmi Projeler için uygulanmaz**):