



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**TAM DİŞSİZ ALT ÇENENİN ALL-ON-4®  
İMLANT TEDAVİSİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

**AYBEN BAYRAK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. K. FUNDA AKALTAN**

**ANKARA**

**2017**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TAM DİŞSİZ ALT ÇENENİN ALL-ON-4®  
İMLANT TEDAVİSİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

**AYBEN BAYRAK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. K. FUNDA AKALTAN**

**ANKARA  
2017**

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Tam Dişsiz Alt Çenenin All-On-4® İmplant Tedavisinin Biyomekanik Analizi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Ayben BAYRAK

Tarih : 09.01.2017

İmza :

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında  
Ayben BAYRAK tarafından hazırlanan  
“Tam Dişsiz Alt Çenenin All-On-4® İmplant Tedavisinin Biyomekanik Analizi” adlı  
tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ/OY  
ÇOKLUĞU ile kabul/ret edilmiştir  
Tez savunma tarihi: 09/01/2017

Prof. Dr. Şenay CANAY  
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Raportör

Prof. Dr. K. Funda AKALTAN  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR  
Başkent Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. K. Zafer KARAER  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

# İÇİNDEKİLER

|  |          |
|--|----------|
| Etik Beyan   | ii       |
| Kabul ve Onay  | iii      |
| İÇİNDEKİLER  | iv       |
| ÖNSÖZ  | vi       |
| SİMGELER VE KISALTMALAR  | vii      |
| ŞEKİLLER   | viii     |
| ÇİZELGELER   | x        |
| <b>1. GİRİŞ</b>  | <b>1</b> |
| 1.1. Osseointegrasyon Tanımı   | 2        |
| 1.2. Kemik Tipi ve Özellikleri   | 3        |
| 1.3. Tam Dişsiz Hastalarda Tedavi Seçenekleri                            | 5        |
| 1.3.1. Konvansiyonel Tam Protezler                                       | 5        |
| 1.3.2. İmplant Destekli Overdenture'lar                                  | 6        |
| 1.3.3. İmplant Destekli Sabit Protezler                                  | 6        |
| 1.3.3.1. Üst Çene İçin Tedavi Seçenekleri                                | 6        |
| 1.3.3.2. Alt Çene İçin Tedavi Seçenekleri                                | 7        |
| 1.3.3.3. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler                         | 8        |
| 1.4. All-on-4® Tasarımı  | 9        |
| 1.4.1. All-on-4® tekniğinin endikasyonları                               | 11       |
| 1.4.2. All-on-4® tekniğinin kontrendikasyonları                          | 11       |
| 1.4.3. All-on-4® tekniğinin avantajları                                  | 12       |
| 1.4.4. All-on-4® tekniğinin dezavantajları                               | 12       |
| 1.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri | 14       |
| 1.5.1. Soy Alaşımlar   | 14       |
| 1.5.2. Soy Olmayan Alaşımlar   | 15       |
| 1.5.3. Tam Seramikler  | 17       |
| 1.6. İmplant Üstü Hibrit Protezlerde Kullanılan Üstyapı Materyalleri     | 17       |
| 1.7. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon                               | 18       |
| 1.7.1. Çift taraflı Balanslı Oklüzyon                                    | 19       |
| 1.7.2. Grup Fonksiyonu Oklüzyonu   | 19       |
| 1.7.3. Kanin Koruyuculu Oklüzyon   | 19       |
| 1.8. Gerilme Analizi   | 20       |
| 1.8.1. Gerilme Analizinde Kullanılacak Terimler                          | 20       |
| 1.8.1.1. Kuvvet  | 20       |
| 1.8.1.2. Gerilme   | 20       |
| 1.8.1.3. Gerinim   | 21       |
| 1.8.1.4. Elastisite Modülü   | 21       |
| 1.8.1.5. Poisson Oranı   | 22       |
| 1.8.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası                                 | 22       |
| 1.8.1.7. İzotropi ve Anizotropi  | 22       |
| 1.8.1.8. Asal Gerilme  | 23       |
| 1.8.1.9. Von Mises Gerilmesi   | 23       |
| 1.8.1.10. Sınır Şartları   | 24       |
| 1.8.2. Gerilim Analiz Yöntemleri   | 24       |

|   |           |
|---|-----------|
| 1.8.2.1. Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi           | 25        |
| 1.8.2.2. Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi         | 25        |
| 1.8.2.3. Kırılgan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi       | 25        |
| 1.8.2.4. Lazer ile Gerilim Analizi                    | 26        |
| 1.8.2.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi           | 26        |
| 1.8.2.6. Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi    | 26        |
| 1.8.2.7. Sonlu Elemanlar Gerilim Analiz Yöntemi       | 27        |
| 1.8.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları           | 29        |
| 1.8.3.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi | 29        |
| 1.8.3.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi                | 30        |
| 1.8.3.3. Analizin Çözümlemesi                         | 31        |
| <b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>                             | <b>32</b> |
| 2.1. İmplant Modellerinin Hazırlanması                | 34        |
| 2.2. Protetik Restorasyonun Modellenmesi              | 35        |
| 2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi            | 36        |
| 2.4. Sınır Koşulları                                  | 39        |
| 2.5. Yükleme Koşulları                                | 40        |
| <b>3. BULGULAR</b>                                    | <b>43</b> |
| 3.1. Altyapı Materyali Bulguları                      | 43        |
| 3.2. İmplant Bulguları                                | 47        |
| 3.3. Kortikal Kemik Bulguları                         | 50        |
| 3.4. Spongioz Kemik Bulguları                         | 56        |
| <b>4. TARTIŞMA</b>                                    | <b>63</b> |
| <b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>                           | <b>79</b> |
| <b>ÖZET</b>   | <b>82</b> |
| <b>SUMMARY</b>  | <b>83</b> |
| <b>KAYNAKLAR</b>                                      | <b>84</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b>                                       | <b>96</b> |

## ÖNSÖZ

Tam dişsiz ağızların implant uygulamaları ile tedavileri giderek yaygınlaşmaktadır. Dişsiz hastaların sabit implant destekli protezlerle rehabilitasyonları çoğu zaman ek cerrahi işlemler gerektirmekte ya da sabit tedavi uygulanabilmesi için gereken implant sayısının maliyeti hastalar tarafından yüksek bulunmaktadır. All-on-4® tedavi planlaması, cerrahi uygulamaların gerekliliğinin olmaması ve az implant sayısı ile daha ekonomik bir tedavi sağlanması açısından son dönemlerde sıklıkla uygulanan ve tercih edilen bir tedavi planlaması haline gelmiştir. All-on-4® tedavi planlamasında daimi restorasyon olarak hibrit protezler uygulanmakta ve bu protezlerin altyapısında farklı materyaller kullanılmaktadır. Doktora tezimizde, All-on-4® tedavi planlamasına alternatif oluşturulmuş 4 farklı tedavi planlamasının ve uygulanan farklı altyapı materyallerinin 3 tip yükleme koşulunda altyapı materyalleri, implantlar ve implantları çevreleyen kemikte oluşturduğu gerilimlerin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilerek kliniğe ışık tutması hedeflenmiştir.

Bu tezin hazırlanması sırasında ve doktora eğitimim süresince bilgisi, tecrübesi ve akademik nosyonu ile bana yol gösteren, örnek olan, her konuda anlayışını ve desteğini esirgemeyen, her zaman elimden tutan değerli danışman hocam Prof. Dr. Funda AKALTAN'a

Bu tezin hazırlanması süresince desteğini esirgemeyen ve yolumu aydınlatan Tez İzleme Komitesi Üyesi ve asistanlığımın ilk yıllarından itibaren yanımda olan Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na, öğrenciliğimden itibaren bilgisi ve tecrübesi ile örnek aldığım Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR'a

Asistanlığım süresince hep yanımda olup, üzerimde bilgisi ve tecrübesiyle emeği çok olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cavidan AKÖREN'e, Asistanlığım süresince desteğini benden esirgemeyen, bana yol gösteren ve akademik nosyonu ile yolumu aydınlatan Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN'a Doktora eğitimim boyunca bana destek olan, üzerimde emeği olan, kocaman bir aile olduğumuzu hissetmemi sağlayan, beraber çalışmaktan şeref ve mutluluk duyduğum Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Tez çalışmam sırasında ve tüm hayatım boyunca benden desteğini hiç esirgemeyen, her zaman sırtımı güvenle dayayabildiğim çok değerli dostum ve ağabeyim Dr.Dt.Bora AKAT'a,

Hayatımın her döneminde yanımda olan ve tez çalışmamda desteğini esirgemeyen dostlarım Dt. Gülcan BAHADIRLI'ya, Dr. Dt. Zeynep İRKEÇ'e, Dr. Dt. Burcu BATAK'a, Arş. Gör. Mert OCAK'a, Dt. Ece BİLDİR'e ve Dt. Necati ERES'e, Doktora eğitimim boyunca birlikte olmaktan ve çalışmaktan keyif aldığım tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında ve tüm hayatımda verdiği destekle yanımda olan eşim, meslektaşım ve canımdan çok sevdiğim oğlumun babası Dt. Sertaç BAYRAK'a,

Bu günlere gelmemi sağlayan, beni canlarından çok seven, hayattaki en büyük destekçilerim, fedakarca benim için emek harcayan, beni koruyup kollayan babam Ali Seyfi ŞENTÜRK'e ve annem Sıdıka ŞENTÜRK'e

En içten teşekkür ve saygılarımı sunarım.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|                 |  |
|-----------------|--|
| ®               | Lisanslı ürün(registered)                        |
| kg              | Kilogram   |
| N               | Newton   |
| %               | Yüzde  |
| mm              | Milimetre  |
| AP              | Anteroposterior                                  |
| °               | Derece   |
| CAD-CAM         | Computer aided design-computer aided manufacture |
| Ni-Cr           | Nikel-Krom                                       |
| Cr-Co           | Krom-Kobalt                                      |
| CP              | Commercially Pure                                |
| Ti              | Titanyum   |
| Al              | Aliminyum  |
| V               | Vanadyum   |
| MPa             | Megapaskal                                       |
| F               | Kuvvet   |
| A               | Alan   |
| m <sup>2</sup>  | Metrekare  |
| mm <sup>2</sup> | Milimetrekar                                     |
| E               | Elastisite                                       |
| GPa             | Gigapaskal                                       |
| v               | Poisson oranı                                    |
| σ               | Asal gerilme                                     |
| nm              | Nanometre  |
| Pmax            | Maksimum asal gerilme                            |
| Pmin            | Minimum asal gerilme                             |
| CT              | Bilgisayarlı tomografi                           |
| MR              | Manyetik rezonans                                |
| µm              | Mikrometre                                       |

## ŞEKİLLER

|  |    |
|--|----|
| <b>Şekil 1.1.</b> Lekholm ve Zarb'ın ve Misch'in kemik kalitesi ve yoğunluğu ile ilgili sınıflandırmaları  | 4  |
| <b>Şekil 1.2.</b> Distaldeki implantların açılı, mezialdeki implantların aksiyal konumlandığı; maksilla ve mandibula için örnek All-on-4® planlaması | 9  |
| <b>Şekil 2.1.</b> Birinci tedavi planlaması <b>a)</b> altyapı modeli <b>b)</b> implant konumları   | 33 |
| <b>Şekil 2.2.</b> İkinci tedavi planlaması <b>a)</b> altyapı modeli <b>b)</b> implant konumları  | 33 |
| <b>Şekil 2.3.</b> Üçüncü tedavi planlaması <b>a)</b> altyapı modeli <b>b)</b> implant konumları  | 33 |
| <b>Şekil 2.4.</b> Dördüncü tedavi planlaması <b>a)</b> altyapı modeli <b>b)</b> implant konumları  | 33 |
| <b>Şekil 2.5.</b> Beşinci tedavi planlaması <b>a)</b> altyapı modeli <b>b)</b> implant konumları   | 34 |
| <b>Şekil 2.6.</b> İmplant modelleri <b>a)</b> aksiyal <b>b)</b> açılı  | 35 |
| <b>Şekil 2.7.</b> Protetik restorasyon <b>a)</b> altyapı modelleri <b>b)</b> üstyapı modelleri   | 35 |
| <b>Şekil 2.8.</b> Protetik restorasyonun implantlar üzerine konumlandırılması  | 36 |
| <b>Şekil 2.9.</b> Yapılan modellemelerin, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarımı  | 38 |
| <b>Şekil 2.10.</b> Fempro modelde oluşturulan elemanlar  | 39 |
| <b>Şekil 2.11.</b> Modelin çene kemiğinin arka ve alt bölgesinden sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmesi                                   | 39 |
| <b>Şekil 2.12.</b> 3_yükleme koşulu  | 40 |
| <b>Şekil 2.13.</b> 45° açı ile kuvvetin uygulanması ve modelin kesitsel görüntüsü  | 40 |
| <b>Şekil 2.14.</b> 3456_yükleme koşulu   | 41 |
| <b>Şekil 2.15.</b> 34567_yükleme koşulu  | 41 |
| <b>Şekil 3.1.</b> Altyapı materyalinden ölçülen von Mises gerilme değerleri  | 45 |
| <b>Şekil 3.2.</b> İmplantlardan ölçülen von Mises gerilme değerleri  | 47 |
| <b>Şekil 3.3.</b> Kortikal kemikte elde edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri   | 50 |
| <b>Şekil 3.4.</b> Kortikal kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değeri  | 50 |
| <b>Şekil 3.5.</b> Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalası <b>a)</b> Pmax <b>b)</b> Pmin   | 51 |

- Şekil 3.6.** Tedavi planlamalarındaki Cr-Co altyapı materyali için Pmax değerleri. 55
- Şekil 3.7.** Tedavi planlamalarındaki titanyum alt yapı materyali için Pmax değerleri56
- Şekil 3.8.** Spongioz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri 56
- Şekil 3.9.** Spongioz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 57
- Şekil 3.10.** Spongioz kemik gerilme değeri ve renk skalası a) Pmax b) Pmin 57
- Şekil 3.11.** Tedavi planlamalarında titanyum altyapı materyali için Pmax değerleri 62



## ÇİZELGELER

|   |    |
|---|----|
| <b>Çizelge 2.1.</b> Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları                     | 37 |
| <b>Çizelge 2.1.</b> Materyallerin elastisite modülleri ve Poisson katsayıları | 38 |
| <b>Çizelge 3.1.</b> Altyapı materyalindeki von Mises gerilme değerleri        | 46 |
| <b>Çizelge 3.2.</b> İmplantlardaki von Mises gerilme değerleri                | 49 |
| <b>Çizelge 3.3.</b> Kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri         | 53 |
| <b>Çizelge 3.4.</b> Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri        | 54 |
| <b>Çizelge 3.5.</b> Spongioz kemikteki minimum asal gerilme değerleri         | 58 |
| <b>Çizelge 3.6.</b> Spongioz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri        | 59 |

## 1. GİRİŞ

Dişsizlik geri dönüşümü olmayan bir durumdur ve ağızdaki hastalıkların son aşaması olarak tarif edilir. Son yıllarda tam dişsizlik görülme oranı oldukça azalmış olsa da, dünya çapında özellikle ileri yaştaki bireylerde hala önemli oranda var olmaktadır. Dişsizlik görülme oranı ülkelere göre farklılık göstermekte; sosyo-ekonomik ve kültürel durumdan, meslekten ve yaşam tarzından etkilenmektedir. Fonksiyonel, psikolojik, fiziksel ve sosyal etkilere neden olmaktadır (Lopez ve ark., 2016).

Dişsiz hastalarda genellikle alveoler kemikte fizyolojik ya da patolojik faktörlerden kaynaklanan ileri kemik rezorpsiyonu görülmektedir (Doğan ark., 2012). İleri kemik rezorpsiyonuyla, destek kemiğin genişliğinin ve yüksekliğinin azalması, kas bağlantılarının kret tepesine yaklaşması, bazal kemik kaybı olması, mylohiyoid ve internal oblik kenarların belirginleşmesi gibi sonuçlar gözlenir (Misch, 2011; Bölüm 1). Bu hastalarda rutin tedavi; konvansiyonel tam protezlerdir. Tam protezlerin kullanımında doku irritasyonları sonucu ağrı olması, protez stabilitesinin zayıf olması, yemek yeme ve konuşma gibi fonksiyonların zorlaşması nedeniyle hasta memnuniyeti oldukça düşüktür (Babbush ark., 2011; Doğan ark., 2012; Lopez ve ark., 2016 ve Rossi ark., 2014). Aynı zamanda doğal dişli ve tam dişsiz bireylerden kaydedilen okluzal kuvvetlerin miktarı da farklıdır. Dişli bir bireyde molar bölgede ortalama ısırma kuvveti 150-250 kg/N olarak ölçülürken, tam dişsiz hastalarda maksimum kuvvet 50 kg/N'dan daha azdır. Azalan okluzal kuvvetlerle çiğneme performansı da düşer. Çiğneme etkinliği dişli bireylerde %90 iken, dişsiz bireylerde %58'dir (Misch, 2011; Bölüm 1).

Kaybedilen dişlerin restorasyonunda implant tedavisi sıklıkla uygulanmaktadır. Tam dişsiz hastalarda da dental implantların kullanımı günümüzde önemli bir yere gelmiştir (Lopez ve ark., 2016). Tam protezlere alternatif olarak implant destekli

tedavi planlamaları sıklıkla uygulanmakta ve fonksiyonun ve estetiğin sağlanmasında başarılı sonuçlar vermektedir (Ferreira ve ark., 2014).

Protezlere destek sağlayan dental implantların kullanımı, hareketli doku destekli restorasyonlarla kıyaslandığında çok sayıda avantaj sağlamakta ve hastaların yaşam kalitesini arttırmaktadır (Misch, 2011, Bölüm 1). Tam dişsiz hastalar 2-4 implant kullanılarak overdenture şeklinde implant doku destekli hareketli protezlerle veya 6-8 implant kullanılarak implant destekli sabit protezlerle rehabilite edilebilirler (Degidi ve Piattelli, 2003; Schnitman ark., 1990 ve Sebastian ark., 2013). İmplant üstü overdenture'lar ve implant destekli sabit protezler konvansiyonel protezlere iyi bir alternatif oluşturmuşlardır. Bu tip protezlerde implantların kullanımı kemik kaybını azaltmakta, protezlerin retansiyon ve stabilitesine katkıda bulunmakta, konuşma, yutkunma gibi aktiviteleri olumlu yönde etkilemekte ve hasta memnuniyetini arttırmaktadır (Gracht ve ark., 2016; Heydecke ve ark., 2014 ve Lopez ve ark., 2016). Emami ve arkadaşları (2009), implant destekli overdenture'lar ile tedavi edilen tam dişsiz hastaların tam protez kullananlardan daha mutlu olduğunu ifade etmişlerdir. Prithviraj ve arkadaşları (2014), yayınladıkları derlemede implant destekli tam protezlerde, konvansiyonel protezlere göre daha yüksek ısırma kuvveti olduğunu; overdenture'lar ve implant destekli sabit protezler arasında da çiğneme fonksiyonu arasında çok büyük bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Heydecke ve arkadaşlarına göre de (2003), hastaların genel memnuniyetleri açısından, konuşma kabiliyeti ve protez temizliğinin kolay olmasının overdenture'larda daha fazla gözlendiği bildirilmiştir. Overdenture tipi hareketli bir protezin kullanımı tam proteze göre daha konforlu olsa da, bazı çalışmalarda hastalar, sabit implant destekli protezleri tercih etmektedirler (Babbush ark., 2011; Rossi ark., 2014 ve Sebastian ark., 2013).

### **1.1. Osseointegrasyon Tanımı**

Osseointegrasyon Latince 'os': kemik ve 'integrate': birleşmek kelimelerinin biraraya gelmesi ile oluşmuş ve ilk olarak 1977 yılında tanımlanmış; implant

arayüzeyi ve alveol kemiği arasında doğrudan temas sağlanması şeklinde tanımlanmıştır. Daha sonra osseointegrasyon, implant ve kemik arayüzeyinde herhangi bir bağ dokusu olmadan yüklerin implanttan kemiğe aktarıldığı yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmıştır (Branemark ve ark, 1977 ve Geçkili ve Bilhan, 2012).

Osseointegrasyonun biyomekanik açıdan tanımı ise; 'kemikteki fonksiyonel yükleme sırasında, alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun olduğu ve muhafaza edildiği bir süreçtir' (Zarb ve Albrektsson, 1991).

Osseointegrasyonun sağlanmasında implant yerleştirilecek kemik dokusunun özelliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve tasarımı, cerrahi disiplin, yük iletimi ve implant yüzey özellikleri gibi birçok faktör rol oynamaktadır (Uzun ve Keyf, 2007). İmplant osseointegrasyonunun sağlanması ile ilgili günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyle tanımlanmıştır (Albrektsson, 1988 ve Tunalı, 2004: 9-17):

- Klinik değerlendirmede implantlar mobil olmamalıdır.
- Radyografik değerlendirmede implant çevresinde radyolüseni olmamalıdır.
- Yükleme sonrası birinci yıldan itibaren, vertikal kemik kaybı bir yılda 0,2 mm'den az olmalıdır.
- Ağrı ve enfeksiyon gibi semptomlar olmamalıdır.

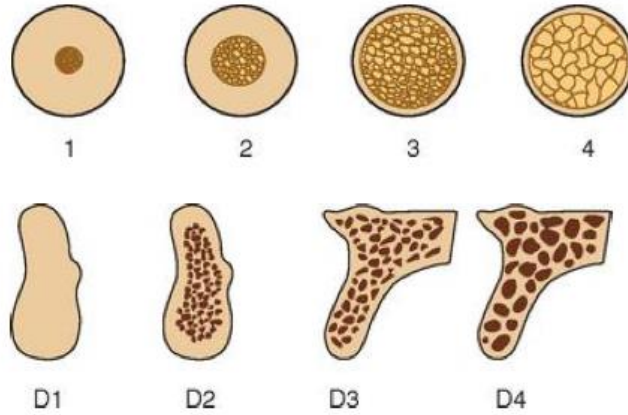
## 1.2. Kemik Tipi ve Özellikleri

Endosteal implantların osseointegrasyonun sağlanması için sadece yeterli kemik miktarına değil (yükseklik, genişlik, şekil), aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç vardır (Sevimay ve ark., 2005a). İmplant uygulamalarında en uygun tedavi

sonuçlarını almak için kemik yapısının en önemli faktör olduğu bildirilmiştir (Zarb ve Schmitt, 1995). Kemik kalitesi; implant seçimi, primer stabilite ve yükleme zamanını belirlemek için önemli bir faktördür (Sevimay ve ark., 2005a).

Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesi ile ilgili sınıflandırma, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından en sık kullanılan sınıflamadır ve implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir (Şekil 1.1):

- ❖ Tip 1 kemikte, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur.
- ❖ Tip 2 kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun spongiöz kemik mevcuttur.
- ❖ Tip 3 kemikte, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun spongiöz kemik mevcuttur.
- ❖ Tip 4 kemikte ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta spongiöz kemik vardır.



**Şekil 1.1.** Lekholm ve Zarb'ın ve Misch'in kemik kalitesi ve yoğunluğu ile ilgili sınıflandırmaları

Tip 2 kemik daha çok mandibulada, Tip 3 kemik ise sıklıkla maksillada görülür (Takahashi ve ark., 2010). Tip 1 kemik üst çenede neredeyse hiç gözlenmez. Tip 1 kemik ön alt çenede arka alt çeneye göre iki kat daha fazla oranda gözlenir. Tip 4 kemik ise en çok arka üst çenede büyük azı bölgesinde görülür (Misch, 2011, Bölüm

7). Kemik yapısının kalitesi, tedavinin prognozunu belirleyen kuvvetlerin dağılımını ve aktarımını etkiler. İmplant destekli tam ark sabit protezler için en uygun kemik tipi daha sıkı ve yoğun kemik içeren tip 1 ve tip 2 kemiktir (Faverani ve ark., 2014 ve Takahashi ve ark., 2010).

Misch (2011, Bölüm 7), kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada, tam dişsiz çenelerde karşılaşılabilecek kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır (Şekil 1.1):

1. Yoğun Kompakt Kemik (D1): Spongioz kemik miktarı yok denecek kadar azdır. Kemiğin hemen hemen her bölgesi yoğun kompakt bir kemik ile kaplıdır.

2. Yoğun-Kalın Kompakt ve Seyrek Trabeküllü Kemik (D2): Kemiğin dış yüzeyi yoğun ve kalın bir kompakt kemik tabakası ile çevriliyken, iç bölgede poröz ve trabeküler yapısı zayıf spongioz bir kemik dokusu mevcuttur.

3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3): Dış yüzeyi kaplayan ince poröz kompakt kemiğin içerisinde, ince trabeküllü bir kemik dokusu bulunmaktadır.

4. İnce Trabeküllü Kemik (D4); Kortikal kemik dokusu ya çok az miktardadır ya da hiç yoktur. Mevcut kemik dokusunun yoğunluğu da çok azdır. D4 tipi kemik, implant uygulaması için uygun değildir ve bu tip dokuya uygulanan implantlar genellikle başarısızlıkla sonuçlanır.

### **1.3. Tam Dişsiz Hastalarda Tedavi Seçenekleri**

#### **1.3.1. Konvansiyonel Tam Protezler**

Tam dişsiz hastalarda eskiden beri tercih edilen bir tedavi yöntemidir (Aktaş ve Canay, 2015). Tam protezler birçok hastanın estetik beklentisini karşılayabilmekte

birlikte, sosyal yaşantılarının belirgin şekilde etkilendiğini belirten hastalar da vardır (Misch, 2011, Bölüm 1). Zaman içerisinde alveoler kemikteki ciddi rezorbsiyona bağlı olarak, tutuculuk ve stabilizasyonun azalması ile hastalar tarafından özellikle alt protezlerin kullanımı oldukça zorlaşmaktadır (Aktaş ve Canay, 2015 ve Lopez ve ark., 2016). Yapılan çalışmalar hastaların konuşma, çiğneme ve estetik açıdan mutsuz olduklarını belirtmişlerdir (Lopez ve ark., 2016 ve Misch, 2011, Bölüm 1).

### **1.3.2. İmplant Destekli Overdenture'lar**

Konvansiyonel tam protezlere alternatif olan implant destekli overdenture'lar günümüzde birinci tedavi seçeneği olarak sunulmaktadır (Aktaş ve Canay, 2015). Mandibula için en az 2 implant, maksilla için en az 4 implantın gerekliliği bilinmektedir. İmplant ile protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki tutucu sistemlerle sağlanır. Hem implant hem de dokulardan destek alan bu protez tipleri konvansiyonel tam protezlere göre tutuculuk, stabilite ve estetik açıdan daha başarılı bulunmaktadır (Adell ve ark., 1990 ve Krekmanov ve ark., 2000).

### **1.3.3. İmplant Destekli Sabit Protezler**

Misch; üst çene tam dişsizlik için 2 tedavi planı, alt çene tam dişsizlik için 5 farklı tedavi planı önermiştir. Tedavi planlamalarındaki bu farkın sebebi ise üst çenenin alt çeneye göre biyomekanik dezavantaja sahip olmasıdır (Misch, 2011, Bölüm 17).

#### **1.3.3.1. Üst Çene İçin Tedavi Seçenekleri**

**Tedavi Seçeneği 1:** En az üç implantın premaksillada olduğu toplam 4-6 implant kullanılan planlamadır. Kritik 2 implant kanin bölgesine yerleştirilir ve en az 1 implantın kesici bölgesinde olması istenir. Diğer implantlar 1. premolar ya da 2.

premolar bölgesine yerleştirilir. İmplantlar rijit bir barla birbirine splintlenir (Misch, 2011, Bölüm 15).

**Tedavi Seçeneği 2:** İkinci tedavi seçeneğinde 7-10 implant kullanılır. Bu seçenek en yaygın kullanılan tedavi planlamasıdır. Kanin ve 1. molar bölgesine yerleştirilen implantlar kritik öneme sahiptir. İmplantlar rijit bir barla splintlenir (Misch, 2011, Bölüm 15).

### 1.3.3.2. Alt Çene İçin Tedavi Seçenekleri

**Tedavi Seçeneği 1 (Branemark Yaklaşımı):** Mental foramenler arasına yerleştirilen 4-6 implant üzerinde molar dişler bölgesine kadar uzatılan kanatlar ile yapılan tedavi planlamasıdır. Alt çene mental foramenler arasında belirgin bir bükülme olmadığı için bu bölgeye yerleştirilip splintlenen implantlarda sorun oluşmaz. Uzatılacak kanat mesafesi antero-posterior (AP) mesafenin 2,5 katını geçmemelidir (Misch, 2011, Bölüm 15).

**Tedavi Seçeneği 2:** Bu tedavi planlamasında Branemark yaklaşımı modifiye edilerek, mental foramenler arasına birer implant daha yerleştirilir. Bu tedavi planlaması daha avantajlıdır; çünkü hem implant sayısının artışı ile yüzey alanı artar; hem de AP mesafesinin artması ile 1. sınıf kaldıraç etkisi azaltılır (Misch, 2011, Bölüm 15).

**Tedavi Seçeneği 3:** Mental foramenler arasındaki 4-5 implanta ek olarak tek taraflı 1. molar veya 2. premolar bölgesine ek implant yerleştirilmesi ile elde edilen tedavi planıdır. Tek taraflı posterior implant rijit olarak anterior implantlara bağlanır. Bu durum biyomekanik avantaj sağlar (Misch, 2011, Bölüm 15).

**Tedavi Seçeneği 4:** Çift taraflı molar bölgesine uzatılan tedavi planlamasıdır. Bu şekilde planlandığında iki taraf birbirinden ayrı ayrı yapılabilir. İki 1. premolar ve iki 1. molar bölgesindeki implantlar kritik pozisyondaki implantlardır. İkincil

pozisyondaki implantları, 2. premolarlar veya kesici dişler oluşturmaktadır. Üçüncü sırayı 1. premolar dişler oluşturur. Ön bölgedeki implantlar ve tek taraflı posterior bölgedeki implantlar birbirine splintlenir. Diğer posterior segment ayrı olarak planlanır. Bu tedavi seçeneğinde kanat uzantıları ortadan kaldırılarak, biyomekanik avantaj sağlanır; ancak tek taraflı posterior bölgedeki bağımsız implantlarda yüksek ısırma kuvvetleri sonucu aşırı bükülme kuvvetleri oluşur. Lateral hareketlerde posterior disklüzyon sağlanmalıdır (Misch, 2011, Bölüm 15).

**Tedavi Seçeneği 5:** Alt çene tam dişsizlik durumunda bir diğer tedavi planı ise birbirinden bağımsız 3 parça planlamanın yapılmasıdır. Alt çene ön bölgeye 4-5 implant yerleştirilir. Anahtar pozisyondaki implantlar kanin ve 1. premolar dişlerdir. Posterior bölgede ikinci premolar ve 1. molar bölgesine yerleştirilen implantlar birbiriyle anterior implantlar ise kendi içinde birleştirilerek, 3 ayrı protez planlanmış olur. Böylece hem biyomekanik avantaj sağlanırken, hem de mandibulanın bükülme hareketlerine serbestlik sağlayan planlama elde edilir (Misch, 2011, Bölüm 15).

### **1.3.3.3. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler**

Hibrit protezler; metal altyapı üzerine üretilen, kaide uzantıları olmayan, abutment'lara vidalanarak tamamen implantlarla desteklenen protez tipleridir. Branemark ve arkadaşları tarafından orijinal dizaynı gerçekleştirilmiştir (Gonzalez, 2014 ve Jain ve ark., 2013). Protezle alveoler dokular arasında temas bulunmamaktadır (Gonzales, 2014). Protezin anterior kısmı implantlarla desteklenirken, posterior kısmı distal implanttan itibaren kanat şeklinde uzatılır. Distal kanat üzerine gelen uygun olmayan kuvvetler vida kırılması, altyapı kırığı ve implant kaybı gibi komplikasyonlara neden olabilir (Jain ve ark., 2013). Protezin deformasyon miktarının en aza indirilmesi için, kanat uzunluğu, genişliği ve kalınlığı kritik önem taşımaktadır. Kanat uzunluğu azaltılırken, genişliği ve kalınlığı arttırılmalıdır (Gonzalez, 2014). Beş ya da üzeri implant kullanıldığı durumlarda kanat uzunluğu 20 mm olabilirken, 4 implant uygulandığı durumlarda kanat uzunluğu 15 mm'yi geçmemelidir (Bergman, 1987).

#### 1.4. All-on-4® Tasarımı

Yeterli uzunlukta ve iyi açlandırılmış 2 distal ve 2 anterior implant, analizlere göre tüm ark restorasyonları taşıyabilecek niteliktedir. Biyomekanik analizler 5'inci ya da 6'ncı implantın mekanik açıdan gereksiz olduğunu belirlemiş; All-on-4® tüm ark restorasyonun tanıtılmasına izin vermiştir. (Jensen ve Adams, 2009). Distalde açılı implant kullanımı anatomik yapılardan kaçarak daha uzun implant kullanımına, yeterli primer stabilitenin sağlanmasına ve kanat uzunluğunun azaltılmasına olanak sağlamaktadır (Naini ve ark., 2011).

Dr. Paulo Malo, açılı yerleştirilmiş distal implantlarla toplam 4 implant üzeri sabit protez prensibine dayanan All-on-4® fikrini ilk olarak 1993'de ortaya atmış; Malo ve arkadaşları bu tekniği 2003 yılında tanımlamışlardır (Nobel Biocare, Göteburg, Sweden) (Sebastian ve ark., 2013).

All-on-4® tekniği; tamamen dişsiz çenelerde, mandibulada interforaminal alana, maksillada sinüslerin ön bölgesine, distaldeki iki implant açılı, mezialdeki iki implant aksiyal olmak üzere yerleştirilen, 4 implant tarafından desteklenen tüm ark sabit restorasyonlardır (Şekil 1.2.). All-on-4® tedavisi, varolan kemiğin maksimum kullanılmasına ve immediat fonksiyona olanak sağlar (Babbush ve ark., 2011; Ho, 2012; Malo ve ark., 2003 ve Malo ve ark., 2005).



**Şekil 1.2.** Distaldeki implantların açılı, mezialdeki implantların aksiyal konumlandığı; maksilla ve mandibula için örnek All-on-4® planlaması

Tercihen posteriorda 4/4,3 mm, anteriorda 3,75/4 mm çapında 10-18 mm uzunluğunda implantlar kullanılır (Babbush ve ark., 2013; Malo ve ark., 2003 ve Malo ve ark., 2011). Anterior implantlar aksiyal olarak lateral ya da kanin (Begg ve ark., 2009 ve Silva ve ark., 2010), posterior implantlar 30-45° eğim ile 2. premolar/1. molar bölgesine yerleştirilir (Ehsani ve ark., 2014 ve Malo ve ark., 2003).

Standart yaklaşım olan mandibulada 6 implantın yerleştirilip üst yapının 3 parça yapıldığı duruma alternatif olan All-on-4® tekniği başarılı sonuçlar göstermektedir (Doğan ve ark., 2012; Malo ve ark., 2011; Sebastian ve Patzelt, 2013 ve Silva ve ark., 2010). Bunun yanı sıra, Takahashi arkadaşları (2010), değişen açılarla (0°-15°-30°-45°) All-on-4® ve 6 implant tedavilerini implant etrafındaki kortikal kemik gerilmeleri açısından incelemişler; gerilmelerin en fazla distaldeki implantlarda 4 implantlı modellerde, 6 implantlı modellere göre daha fazla saptamışlardır.

All-on-4® tekniğinde, posteriordaki implantlar genellikle 30° açılıdır; bu açılanma, açılı abutment'lerle tolere edilir. İmplant açılanması maksimum 45 derecedir (Doğan ve ark., 2012). Begg ve arkadaşları (2009), distal implantlarda farklı açılanmalar (0°-15°-30°-45°) ile kuvvet iletim özelliklerini tanımlamayı hedeflemişler; 15° ve 30° açılı distal implantlar, aksiyal implantlarla benzer gerilme modeli gösterirken, 45° açılı distal implantın çevresinde en fazla baskı yoğunlaşması gözlenmiştir. Başka bir çalışmada 15° ve 30° distal implant açılanmasında benzer gerilme dağılımları saptanırken, 45° açılanmaya sahip distal implantların çevresinde yüksek gerilmeler saptanmıştır (Sannino, 2013). Bu çalışmaların sonuçlarından yola çıkılarak distal implantlarda en uygun gerilme oluşturan maksimum açılanma miktarının 30° olduğu dikkat çekmektedir.

Distal implantın açılıdırılması; implantlar arası mesafeyi artırır, daha uzun implant kullanımına olanak sağlar ve cerrahi risk oluşturmadan uygun implant pozisyonuna izin verir (Jensen ve ark., 2011 ve Malhotra ve ark., 2012). Aynı zamanda oluşturulan üstyapıdaki kanat uzunluğu da azaltılmış olur (Silva ve ark., 2010). Kanat kullanımı protez ve implantlarda biyomekanik gerilme oluşumuna

neden olur. Kanat uzunluğu arttıkça peri-implant kemik kaybı, vida gevşemesi ya da kırılması gibi protez başarısızlıkları daha fazla görülmektedir (Chen ve ark., 2008; Duyck ve ark., 2000; Kim ve ark., 2005 ve Yuan ve Sukotjo, 2013). Komplikasyonlarına rağmen uygun boyut ve formdaki kanat tasarımı tedavi alternatifi olarak düşünülebilir (Romeo ve ark., 2009 ve Yuan ve Sukotjo, 2013). Protetik komplikasyonları azaltmak için kanatın mümkün olduğunca azaltılması önerilir (Ho, 2012). All-on-4® tekniğinde, distaldeki açılı implantlardan itibaren kanat uzunluğu azalmış olup, 2 diş mesafesi kadar kanat uzunluğuna izin verir (Malo ve ark., 2011).

#### **1.4.1. All-on-4® tekniğinin endikasyonları (Bhardwaj ve ark., 2014);**

1. Genel sağlığın iyi olması
2. Kabul edilebilir oral hijyen
3. En az 10 mm uzunluğunda 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik varlığı (Taruna ve ark., 2014)
4. En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği (Taruna ve ark., 2014)
5. Abutment, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması (Jensen ve ark., 2011)
6. İmmediat fonksiyon için yeterli primer stabilitenin elde edilebilmesi (Ho, 2012).

#### **1.4.2. All-on-4® tekniğinin kontrendikasyonları (Bhardwaj ve ark., 2014);**

1. Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti (Bhardwaj ve ark., 2014 ve Malo ve ark., 2007)
2. İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek dişlerin varlığı
3. Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan 50 mm'den az ağız açıklığı

#### **1.4.3. All-on-4® tekniğinin avantajları (Ho, 2012);**

1. Açılı posterior implantlar anatomik yapılardan kaynaklanan sınırlandırmaları elimine eder.
2. Açılı posterior implantlar daha iyi bir kemikte daha uzun implantla desteği arttırır.
3. Protez üstyapısında posterior kanat mesafesi azalır.
4. Yetersiz kemik nedeni ile posterior bölgeye implant yerleştirebilmek için yapılacak olan kemik grefti ihtiyacı ortadan kalkar.
5. Greftleme ve fazla sayıda implanta bağlı maliyet azaltılır.
6. Yüksek başarı oranlarına sahiptir.
7. Biyomekanik avantaj sağlar.
8. Açılanmaya bağlı olarak implantlar arası mesafenin artması hijyenin daha rahat olmasını sağlar.
9. İmmediat fonksiyon sabit ya da hareketli olabilir.

#### **1.4.4. All-on-4® tekniğinin dezavantajları (Taruna ve ark., 2014);**

1. Çok hassas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir.
2. Kanat uzunluğu belirli bir sınırın ötesine uzatılmamalıdır.

All-on-4® tasarımında dört tip daimi protez mevcuttur. Bunlar;

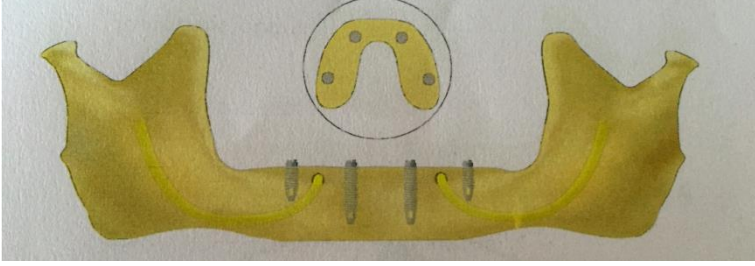
1. CAD-CAM kullanılarak titanyum ya da zirkonya alt yapı oluşturulan sabit protezlerde porselen üst yapının kullanılması.
2. CAD-CAM kullanılarak titanyum ya da zirkonya alt yapı üzerine akrilik üst yapının kullanılması.
3. Metal alt yapı porselen veneer'ler ile sabit protezler.
4. Overdenture (MK1 ataşman, millenmiş bar overdenture) (Ho, 2012 ve Taruna ve ark., 2014).

All-on-4<sup>®</sup> tasarımında daimi restorasyon tek parça üretilir; dudak desteği ve oral hijyen sağlamak için overdenture şeklinde hareketli veya hibrit şeklinde sabit olabilir (Ho, 2012 ve Sebastian ve Patzelt, 2013). Düz, 17 derecelik ve 30 derecelik açılı abutment'lar değişik boyun yüksekliklerinde seçilerek implant üzerine yerleştirilir. Bunlar göreceli olarak paralelliği sağlayıp doğru giriş yolunun elde edilmesini ve rijit protezin pasif oturmasını sağlar (Babbush ve ark., 2011 ve Taruna ve ark., 2014). Alt yapı konvansiyonel döküm metal ya da yüksek hassasiyetle millenmiş titanyum olabilir (Malo ve ark., 2003).

Mish (2011, Bölüm 25), alt çenenin mental foramenler arasındaki bölümünün bükülme kuvvetlerine karşı daha stabil olduğunu ve çenede açılma fazı ve protrusiv hareket boyunca meydana gelen gerilmelerin mental foramenlerin distalinde meydana geldiğini savunmuştur. Sabit restorasyonlarda mental foramenlerden daha da distale gidilmesi durumunda meydana gelen alt çene hareketlerinin implantların prognozunu olumsuz yönde etkilediğini ve birbirine sabitlenmiş tam ark sabit restorasyonlarda implantların mental foramenler arasına yerleştirilmesi ile alt çenede daha az bükülme kuvvetlerinin meydana geldiğini belirtmiştir. Bu görüşe uygun şekilde, All-on-4<sup>®</sup> tedavi tekniğinde implantlar mental foramenler arasına yerleştirilmektedir.

Bununla birlikte Jensen yayınladığı literatürde tam dişsiz çenelerde All-on-4<sup>®</sup> sınıflaması başlığında Class A olarak tanımladığı grupta, implantların ikisini anterior bölgeye, ikisini 1. molar bölgesine yerleştirmiştir (Jensen, 2014) (Şekil 1.3). Ancak bu uygulama sadece sınıflamadır ve kuvvet analizi çalışması yapılmamıştır. Anatomik kısıtlama olmadığında, mandibulada posterior bölgeye implant yerleşimi için bir sıkıntı oluşmaz; ancak maddi kısıtlamalar nedeni ile yapılabilecek 4 implant interforaminal bölge yerine; ikisi interforaminal bölgeye, ikisi 1. molar bölgesine yerleştirilmesi ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Standart yaklaşım tam dişsiz mandibula için en az 6 implant ve restorasyonun altyapısının 3 parça olduğu sabit protez gerekliliğini savunmaktadır. All-on-4<sup>®</sup> tekniği buna bir alternatif oluşturmuş ve kullanılmaya başlanmıştır. Normalde All-on-4<sup>®</sup> tekniğinde distaldeki açılı implantın boyun bölgesi 2. premolar ya da 1. molar bölgesine denk gelmektedir.

Literatürde tam bu bölgeye aksiyal olarak implant yerleştirilip, toplamda 4 implantla tek parça yapılacak restorasyonlarla ilgili çalışma bulunmamaktadır.



**Şekil 1.3.** İmplantların 1. molar ve kanin bölgelerine aksiyal olarak yerleştirildiği tedavi seçeneği

## 1.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar; yeterli klinik performans için en uygun fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olmalıdır. Dental alaşımların klinik olarak uygunluklarını gösteren bu faktörler arasında, istenilen değerlerde fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları koşulu oldukça önemli bir yere sahiptir. Titanyum-esaslı sistemler hariç olmak üzere temel metal alaşımları, soy veya yüksek soy alaşımlara oranla genellikle daha üstün mekanik özelliklere sahiptirler. Titanyum alaşımlarının fiziksel özellikleri, alaşımlara bağlı olarak önemli ölçüde değişmektedir (Kurtulmuş ve Aydın, 2008).

### 1.5.1. Soy Alaşımlar

Soy metaller; kimyasal ve fiziksel özelliklerine göre tanımlanırlar ve asit korozyonuna ve oksidasyona karşı dirençli alaşımlardır. Dental alaşımların içinde 4 soy metal bulunmaktadır. Bunlar; altın, palladyum, gümüş ve platin'dir (Drago ve Howell, 2012).

İlk modern altın alaşımları, Taggart tarafından 1907'de tam metal kron ve köprülerin yapımında kullanılmıştır. Yüksek altın içerikli alaşımlar esas olarak altın ve platin grubundaki metallere oluşmakla birlikte; az miktarda kalay, demir ve indiyum içermektedir (Anusavice, 1985). Altın oranı yüksek alaşımların düşük gerilme direnci, sabit protezlerin yapımında kullanımını tartışmalı hale getirir de; diğer metallere eklenmesiyle gerilme direnci geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu gruptaki alaşımlar bitirme kolaylığı ve çalışma özellikleri açısından oldukça avantajlıdır. Yüksek soy metal olmaları nedeniyle, korozyona oldukça dirençlidirler. Çok az miktarda gümüş içerdiklerinden ya da hiç gümüş içermediklerinden, porselende renklenmeye sebep olmazlar. Bu alaşımların en büyük dezavantajı ise yüksek maliyetin yanında, porselen fırınlama esnasındaki düşük elastik modülü ve erime direncinin düşük olmasıdır (Fisher ve Fleetwood, 2000 ve Leinfelder, 1997).

Palladyum-Gümüş alaşımı 1960'larda yüksek altın alaşımlarına alternatif olarak tanıtılmışlardır. Sıklıkla 'beyaz altın' olarak bilinmektedir (Van Noorth, 2007, Chapter 3.3). İmplant destekli protezlerde palladyum-gümüş alaşımlarının kullanımı artmaktadır. Bu alaşımlar tip 3 altın alaşımlara benzer mekanik özelliklere sahiptirler; fakat maliyetleri daha düşüktür. Artmış gümüş miktarı dökülebilirliği iyileştirir, sertliği düşürür; aynı zamanda kararma direncini azaltır (Drago ve Howell, 2012).

### **1.5.2. Soy Olmayan Alaşımlar**

Krom-kobalt (Cr-Co) alaşımı diş hekimliğinde 1930'lardan itibaren tip 4 altın alaşımlarının yerine düşük fiyatı nedeniyle protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmekte; % 53-68 oranında kobalt, % 25-34 oranında krom içermektedir. Daha düşük oranlarda da molibden ve titanyuma sahip olmaktadır (Donley ve Gillette, 1991; Van Noorth, 2007, Chapter 3.3). Alaşımın yapısında eser element olarak karbon ilavesi alaşımın yapısını güçlendirir ve alaşımda bulunan diğer elementlerle etkileşerek karbidleri oluşturur. Oluşan karbidler nedeni ile alaşımın yapısında değişiklikler oluşur (Craig ve ark., 2004)

Krom-kobalt alaşımlarının tercih edilmesinde ekonomik sebeplerin yanısıra; yüksek sertlik ve gerilme dayanımı göstermeleri önem taşır. Ancak bu alaşımların erime derecelerinin yüksek olması ve yoğunluklarının düşük olması, daha fazla oksitlenmesi gibi dezavantajları nedeni ile döküm, parlatma ve uyumlama işlemleri oldukça zordur (Bayraktar ve Turfaner, 1997 ve Bertolotti, 1980).

Krom-kobalt alaşımlarının biyolojik uyumlulukları ve korozyon dirençleri nikel-krom alaşımlarından daha üstündür (Valega, 1977).

Titanyum (Ti) yapılar, 15 yılı aşkın süredir implant üst yapı tasarımları için altın dökümlerin alternatifi olarak kullanılmaktadır (Ortorp ve Jemt, 2004). Titanyum kıymetli alaşımlara göre daha az maliyetlidir ve biyolojik ortamda iyi tolere edilebilirler (Abrahamsson ve ark., 1998).

Titanyum (Tip 1-4) ve Ti-6Al-4V (Tip 5); mkemmел biyoyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük termal genleşme ve iyi mekanik özelliklerinden dolayı biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır (Ortorp ve Jemt, 2004). Titanyumun maksimum dayanım sınırı 240-550 MPa'dır (Elias ve ark., 2008).

Nikel-krom (Ni-Cr), içeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki grupta incelenebilir. Nikel-krom alaşımların yapısında % 68-80 nikel, % 11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler bulunmaktadır. Ni-Cr alaşımlar, yüksek elastik modülüne ve gerilme direncine sahiptir, ayrıca ekonomiktir; sertlik derecesi, elastik modülü, çekme dayanıklılığı gibi fiziksel özellikleri kıymetli metal alaşımlarından yüksektir. Ni-Cr alaşımların korozyon dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Nikel-krom alaşımlarının dezavantajları; dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesidir (Bezzon ve ark, 1998 ve Huang ve ark, 2005).

### **1.5.3. Tam Seramikler**

Zirkonya olarak bilinen zirkonyum oksit; diş ve implant destekli restorasyonlar için günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Estetik açıdan metal alaşımlarına göre üstün özellikler sergileyen zirkonyanın kimyasal ve fiziksel özellikleri de oldukça iyidir (Gonzalez, 2014).

### **1.6. İmplant Üstü Hibrit Protezlerde Kullanılan Üstyapı Materyalleri**

Dental üstyapıların materyal tipleri, implantlara ve kemiğe gelen yükleri etkilemektedir. Aynı zamanda kullanılan üstyapı materyalinin tipi alt yapıya iletilen kuvvetleri de değiştirmekte, tüm yapıda oluşan gerilmeler altyapı kırığı, vida kırığı, kemik rezobsiyonu, implant kaybı gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001). 1977'de altın ve krom-kobalt alaşımları ile birlikte akrilik ve porselen veneerlerin kullanımı tanımlanmıştır (Branemark ve ark., 1977). Günümüzde, akrilik ve porselen veneerlerin her ikisi de birçok alaşımla birlikte kullanılmaktadır.

Klasik protokolda Branemark ve arkadaşları (1977) implant destekli protezler için okluzal yüzeyde akrilik rezin kullanılmasını önermişlerdir. Akrilik rezin okluzal yüzeyler implant ve kemiğe düşük gerilmeler iletmekte; ancak renklenme, aşınma, kırılma gibi problemlere neden olabilmektedir (Ayna ve ark., 2015 ve Ferreira, 2014). Metal altyapı üzerine akrilik rezin kullanılmasının biyomekanik açıdan avantajlı olduğu başka araştırmacılar tarafından da savunulmuştur (Geng ve ark., 2001 ve Seghi ve ark., 1992).

Porselen, implant destekli protezlerde kullanılan, kabul edilebilir üstyapı materyalidir. Estetik özelliklerinin yüksek olması, kullanılmasında birincil tercihi oluşturmaktadır (Çiftçi ve Canay, 2001 ve Ferreira ve ark., 2014). Ancak bazı araştırmacılar porselen materyalinin akrilik rezine göre daha rijit bir materyal olmasından dolayı gerilmeleri absorbe edemediğini; bu nedenle implant çevresindeki

kemiğe fazla gerilme ileildiğini savunmuşlardır (Geng ve ark., 2001 ve Seghi ve ark., 1992). Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları (1996), porselenin gerilmeleri kendi içinde absorbe ettiğini ve implant ve çevreleyen kemiğe daha az gerilme ilettiğini savunmuşlardır.

Gomes ve arkadaşları (2011), implant destekli tek kronlarda yaptıkları çalışmada üst yapı materyalinin kemik dokusundaki gerilme dağılımını etkilemediğini söylemişlerdir. Benzer şekilde başka bir çalışmada üst yapı materyalinin gerilme dağılımında etkisi olmadığını belirtilmiştir (Hulterstrom ve Nilsson, 1991).

## **1.7. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon**

İmplant destekli protezlerde tedavi planından önce hangi oklüzyon tipinin planlanacağı göz önüne alınmalıdır. Oklüzyon tercihlerinde hastanın bireysel özellikleri ve önceden mevcut olan oklüzyon tipi değerlendirilmeli ve oklüzyon tipleri iyi bilinmelidir (Şahin ve ark., 2002 ve Taylor ve ark., 2005).

İdeal oklüzyon; stomatognatik sistemle uyumlu, etkin çiğneme fonksiyonuna olanak sağlayan ve fizyolojik sorunlar oluşmadan iyi bir estetik sağlayabilen oklüzyondur. Günümüzde bu tanımlama daha da genişletilmiştir. Sentrik ilişki ile uyumlu, okluzal kuvvetlerin aksiyel yönde olduğu, çalışan ve çalışmayan taraf temaslarının dengesinin kurulduğu, anterior ve kondiler rehberliğin sağlandığı oklüzyon kriterlerinden bahsedilmektedir (Okeson, 2008, Chapter 4). Günümüzde kabul edilen oklüzyon tipleri; çift taraflı balanslı oklüzyon, grup fonksiyonu (unilateral balanslı oklüzyon) ve kanin koruyuculu oklüzyon (karşılıklı koruyuculu oklüzyon)'dur (Chen ve ark., 2008 ve Okeson, 2008, Chapter 4).

### **1.7.1. Çift taraflı Balanslı Oklüzyon**

Alt çenenin protrusiv ve lateral hareketlerinde tüm dişlerde temasın olması prensibine dayanır (Özpınar ve ark., 1995). Tam protezlerin stabilizasyonunun sağlanmasında etkili olan bu oklüzyon türünün doğal dentisyonda zararlı etkiler oluşturabileceği bildirilmiştir (Vanlıoğlu ve ark., 2011). Sentik ilişki ve sentrik oklüzyon arasında hareket serbestliğine imkan tanıyan uzun sentrik mevcuttur. Rezorbsiyonun yönü nedeni ile küçülme gösteren üst çene çift taraflı serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerde kretin lateralinde dizilen dişlerin balans ihtiyacından dolayı çift taraflı balanslı oklüzyon tercih edilir (Carr ve Brown, 2007, Chapter17 ve Can ve Akaltan, 2013, Bölüm 9).

### **1.7.2. Grup Fonksiyonu Oklüzyonu**

Doğal dişli bireylerde sıklıkla görülen oklüzyon tipidir. Genellikle 30 yaş üstü bireylerde görülür. Lateral hareketler sırasında gelen kuvvetleri çalışan taraf dişleri paylaşırken, denge tarafında hiç temas yoktur. Çalışan tarafta kanin, premolar ve bazı durumlarda da 1. molar dişin meziobukkal tüberkülünde temas bulunur. Protruziv hareketlerde posterior diskluzyon sağlanması istenir (Acar ve İnan, 2001; Özpınar ve ark., 1995 ve Vanlıoğlu ve ark., 2011).

### **1.7.3. Kanin Koruyuculu Oklüzyon**

Doğal dentisyonda genç bireylerde görülür. Lateral hareket sırasında çalışan tarafta üst kaninin lingual yüzeyi, alt kaninin distal eğimi ve 1. premoların bukkal tüberkülünün mezial eğimi boyunca rehberlik sağlar. Çalışmayan tarafta temas yoktur. Düz protrusiv harekette keserler başbaşa geldiğinde posterior dişlerde temas yoktur (Hobo ve ark., 1990 ve Jambhekar ve ark., 2010).

Bu okluzal ilişkiler modifikasyonlar yapılarak implant destekli protezler için de başarı ile uygulanmaktadır (Chen ve ark., 2008 ve Mericske-Stern ve ark., 2000). Ayrıca implant destekli protezler için implant koruyuculu oklüzyon tanımı yapılmıştır (Misch, 2009, Bölüm 19). Bu konsept implant üzerindeki yükleri azaltabilmek ve implantı koruyabilmek adına geliştirilmiştir (Misch, 2009, Bölüm 19 ve Yuan ve Sukotjo, 2013).

## **1.8. Gerilme Analizi**

### **1.8.1. Gerilme Analizinde Kullanılacak Terimler**

#### **1.8.1.1. Kuvvet**

Cisimlerin üzerine uygulandığında yön, şekil ve doğrultularını değiştiren ya da değiştirmeye zorlayan etkidir. Uygulanan kuvvetle cisim esnekliği ya da rijitliğine göre yer değiştirir ya da şekil değiştirir. Kuvvet birimi Newton (N) olarak ifade edilir. Kuvvetler baskı, çekme ya da makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilirler. Baskı kuvvetleri kütledeki partikülleri sıkıştırma işlevi yaparken, çekme kuvvetleri ayırma işlevi yapar. Makaslama kuvvetleri ise kaymaya neden olur. Diğer kuvvetlere göre makaslama kuvvetleri dişler ve implantlar için en tehlikeli kuvvet tipi olarak tanımlanır (Misch, 2009, Ch:5).

#### **1.8.1.2. Gerilme**

Birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır. Gerilme (stress) nin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alana bağlıdır. Kuvvet uygulanan bir cisimde ters yönde ama aynı miktarda bir tepki oluşur ve bu tepkiye gerilme adı verilir (Craig ve ark., 2004, Chapter:2).

Gerilme (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Birimi paskaldır (P=N/m<sup>2</sup>). Çalışmalarda genellikle gerilme birimi megapaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa, 1 N/mm<sup>2</sup> ye eşittir (Anusavice, 2003).

Bir cismin iç kısmında, dışarıdan kuvvet uygulandığında iç gerilmeler meydana gelir. İç gerilmeler basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmesi olarak 3 tiptedir (Tanyel ve ark., 2012). Kortikal kemik en iyi basma gerilmelerini tolere eder ve kemik-implant arayüzü için olumlu etkiye sahiptir. Çekme ve makaslama gerilmeleri ise kemik implant arayüzü için olumsuz etkiye sahiptir (Misch, 2011, Bölüm25).

### **1.8.1.3. Gerinim**

Cisme kuvvet uygulandığında, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel,2010). Gerilme ve gerinim (strain) farklı kavramlar olup, gerilme yönü ve büyüklüğü olan kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür, kuvvet değildir (Adıgüzel, 2010 ve Anusavice, 2003). Gerinim genellikle yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerinim miktarı, materyal tipi ve uygulanan yükün büyüklüğü ile değişecektir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür; yani gerilme ortadan kalkınca cisim aynı boyuna döner. Plastik gerinimde ise cisim kalıcı olarak deformasyona uğrar. Eğer gerilme birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, cisimde kırılma ya da kopmalar olabilir (Anusavice, 2003).

### **1.8.1.4. Elastisite Modülü**

Bir materyale kuvvet uygulandığında, genellikle gerinimle orantılı olarak gerilme görülür ve bunların oranları değişmez yani sabittir. Bir başka deyişle elastisite (Young) modülü gerilmenin gerinime oranıdır (stress/strain) ve bir

materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. 'E' olarak gösterilir ve birimi Gigapaskal'dır (Tanyel ve ark., 2012 ve Van Noort, 2007).

Cismin kalınlığı arttıkça, elastisite modülü de artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

Her malzemenin kendine özgü elastisite modülü vardır (Ulusoy ve Aydın, 2005, Bölüm 5).

#### **1.8.1.5. Poisson Oranı**

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin, aksiyel gerinime oranıdır (Powers ve Sakaguchi, 2011, Ch:4). Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyunabirim deformasyonuna oranıdır; 'v' ile sembolize edilir. Bütün malzemeler için 0-0,5 arasında bir değerdir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir (Adıgüzel, 2010).

#### **1.8.1.6. Son Elastik Deformasyon Noktası**

Plastik deformasyonun başladığı en küçük fakat ölçülebilen gerilme değeridir. Çalışmamızda kullanılan Ni-Cr alaşımlarının son elastik deformasyon noktası (Yield Strength/Yield Point) 730 MPa, dental titanyum implant alaşımlarının ise, 1119 MPa'dır (Powers ve Sakaguchi, 2011, Chapter 4).

#### **1.8.1.7. İzotropi ve Anizotropi**

Üç asal eksen yönünde (x, y, z) farklı elastik özellikler gösteren cisimlere anizotropik, benzer özellikler gösterenlere ise izotropik denilmektedir. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma,

makaslama gerilmelerinde aynı elastisite modülüne sahip olmakla birlikte, anizotropik cisimler farklı elastisite modülüne sahip olmaktadır (Geng, 2001). İzotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir (Geng, 2001).

#### **1.8.1.8. Asal Gerilme**

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman basma ve çekme gerilmelerine ‘asal gerilme’ (Principle Stress) denir (Güngör, 2014). Asal gerilmeler minimum, ara ve maksimum olmak üzere 3’e ayrılır. Maksimum asal gerilme, ara (intermediate) asal gerilme ve minimum asal gerilme olmak üzere 3’e ayrılır. Genelde ‘ $\sigma_1$ ’ en büyük pozitif değeri, ‘ $\sigma_3$ ’ en küçük negatif değeri ve ‘ $\sigma_2$ ’ ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler ‘ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ’ şeklinde sıralanır.  $\sigma_1$  en yüksek çekme gerilmesini,  $\sigma_3$  en yüksek basma gerilmesini simgeler (Kurşunoğlu, 2011).

#### **1.8.1.9. Von Mises Gerilmesi**

Von Mises gerilmesi (von Mises Stress), metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun (şekil değiştirmenin) başlangıcı olarak tanımlanır (Adıgüzel, 2010) ve 3 asal gerilme değeri ile hesaplanır (Güngör, 2014 ve Kurşunoğlu, 2011). Von Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen gerilme değerleri hakkında bilgi edinilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

### **1.8.1.10.Sınır Şartları**

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları (boundary conditions) da ona göre belirlenir (Adıgüzel, 2010 ve Tanyel ve ark., 2012).

### **1.8.2. Gerilim Analiz Yöntemleri**

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içindeki dental materyallerde kuvvetlerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu kuvvetlerin dağılımlarının saptanması ve analizi ağız içinde yapılacak restorasyonların başarisını arttırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır. Bu nedenle kemikte, implantlarda ve uygulanan restorasyonlardaki gerilmeleri incelemek için çeşitli gerilme analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan gerilme analiz yöntemleri şunlardır (Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkinsel ve Gümüş, 2014):

1. Fotoelastik gerilim analiz yöntemi
2. Gerinim ler (Strain Gauge) gerilim analiz yöntemi
3. Kırılğan vernik (Brittle Lacquer) kaplama yöntemi ile gerilim analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile gerilim analizi
5. Termografik gerilim analiz yöntemi
6. Radyoteleometri ile gerilim analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar (Finite Element) gerilim analiz yöntemi

### **1.8.2.1. Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi**

İncelenecek yapılar sentetik bir rezin içerisine yerleştirilir ve polarize ışıkla oluşan gerilmeler görünür hale getirilir. 3 esas tekniği vardır (Çağlar ve Aydın, 2001). Bunlar iki boyutlu model tekniği, üç boyutlu model tekniği ve çift kırıcı plastik yapıştırma tekniğidir. Diğer gerilim analiz yöntemlerinin aksine gerilim dağılımları net bir şekilde görülebilir (Assunçao ve ark., 2010). İşlem basit olmasına rağmen önemli dezavantajları vardır. Sentetik rezin çene kemiğini taklit etmede yetersizdir ve rezin içerisine yerleştirilecek materyalin doğru konumu tam olarak saptanamaz (Çağlar ve Aydın, 2001).

### **1.8.2.2. Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi**

Gerinim ölçer, hafif deformasyon altında akım oluşan direnci değiştiren küçük elektrikli dirençlerdir. Bunlar, uygulandıkları nesnenin şekil değişikliklerini ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu tam olarak kayıt edebilir (Pesqueira ve ark., 2014).

### **1.8.2.3. Kırılğan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi**

Bu yöntemde modele analiz yapılabilmesi için vernik uygulanır ve fırınlanır. Ardından modele yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlamlar görülür ve bu çatlamlar gerilme hatlarının doğrultusu ile ilgili bilgi verir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

#### **1.8.2.4. Lazer Işını ile Gerilim Analizi**

Lazer ışını (holografik interferometri) kullanılarak cismin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilir. Bu optik yöntemle incelemeler yapılır (Ulusoy ve Aydın, 2005, Bölüm 5). Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında, cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbiriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler (Korkmaz, 1995). Herhangi bir hasar oluşmadan model üzerinde, cisim gerçek boyutlarında incelenir. Yüzey deformasyonları nanometer (nm) boyunda algılanır ve oldukça hassas bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

#### **1.8.2.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi**

Bu analiz yönteminde; “homojen, izotropik bir materyalin periyodik olarak yüklenmesiyle birlikte ortaya çıkan ısı değişiklikleri materyalin belirli noktalarındaki asal gerilmelerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” temel prensibi kullanılmaktadır. Gerekli olan periyodik yükleme frekansına çığneme sırasında ulaşılabılırken, dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

#### **1.8.2.6. Radyoteleometri ile Gerillim Analiz Yöntemi**

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir metottur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrinin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

### 1.8.2.7. Sonlu Elemanlar Gerilim Analiz Yöntemi

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970'lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır (Geng ve ark., 2001).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley and Huang'ın (1968) yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise; 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının (1974) yaptıkları araştırma ile başlamış, son 20 yıldır da implant, tedavi ve protez alanlarında da kullanılmıştır (Güler ve Şen, 2015).

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Bu yöntem, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (Ebrahimi, 2012; Pesqueira ve ark., 2014; Wakabayashi ve ark.,2008 ve Yang ve Xiang, 2007).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık yapıların direncini ve gerilme dağılımını taklit ve test etmek için sanal modeller kullanır (Pesqueira ve ark., 2014). Böylece, in vitro ya da in vivo deneysel analiz ile mümkün olmayan; kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzlerini taklit etmek ve biyomekanik davranışını değerlendirmek mümkün hale gelir. Sonlu elemanlar gerilme analizi, araştırmacılara; farklı yüklemeler uygulamayı ve bu yükün dış, protez, implant ve kemik üzerinde neden olduğu gerilme seviyelerini ve yer değiştirmeyi elde etmeyi sağlar (Rubo ve Souza, 2010).

Sonlu elemanlar gerilme analizinin özellikleri:

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk
2. Değişik yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği
4. Doğruluğun güvenilirliği
5. Hesaplama verimliliği

Sonlu elemanlar analizinde malzeme özellikleri bir yapı içindeki gerilme dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenebilir (Geng ve ark., 2001). İzotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir. Bu nedenle, bildirilen çoğu çalışmada, malzemelerin homojen, lineer (doğrusal) ve izotropik olduğu varsayımı yapılmıştır (Geng ve ark., 2001). Ancak Bonnet ve arkadaşlarının (2009), yaptığı çalışmada sonlu elemanlar analizinde anizotropik ve izotropik modellemelerde sonuçlarda çelişki bulmuşlar; gerilmelerin belirlenmesinde anizotropik modellemenin ihmal edilmemesi gerektiğini söylemişlerdir. Benzer şekilde yapılan bir diğer çalışmada ortotropik modellemede kortikal kemikte izotropik modellere göre %26 fazla gerilme saptanmıştır (Nicaise ve ark., 2005). Liao ve arkadaşları (2008), anizotropik modelleme ile yapılan analizlerin peri-implant kemikteki gerilmeyi belirgin şekilde etkilediğini söylemiştir.

### 1.8.3. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları

Bu Yöntemin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi (Pre-processing)
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi (Post-processing)

#### 1.8.3.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılır ve CAD programı vasıtasıyla geometrik model oluşturulur. Karmaşık yapıların modellenmesinde (pre-processing), üç boyutlu bilgisayarlı tomografi veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydalanılabilir. Bilgisayar ortamında modelin oluşturulması ile ilk aşama tamamlanmış olur (Geng ve ark., 2001; Güler ve Şen, 2015; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Hazırlanan geometrik modelde analizi yapılacak olan yapı, boyutuna ve geometrisine uygun olarak mümkün olduğunca fazla sayıda parçalara bölünür. Bu parçalara 'eleman' adı verilir ve eleman sayısı ne kadar fazla olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilir. Elemanlar belli noktalardan birbirine bağlanır ve bu birbirine bağlandıkları noktalara düğüm (node) denir. Tüm yapı ise ağ (mesh) olarak tanımlanır (Adıgüzel, 2010; Güler ve Şen, 2015; Ramoğlu ve Ozan, 2014; Tanyel ve ark., 2012 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Oluşturulan ağ yapısı 'matematiksel model' olarak tanımlanır. Model ağını oluşturan elemanlar sanal gerilmeler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmesine sebep olurlar. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır şartları oluşturulur. Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleşebilen eşit büyüklükteki sonlu sayıdaki

elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasına olanak sağlarken, hata ihtimalini de arttırmaktadır. Önemli olan modelin nasıl en iyi biçimde küçük parçalara bölünerek ağ yapısının oluşturulacağıdır (Adıgüzel, 2010; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir; fakat yükleme koşulları ve değişkenler istenildiği gibi düzenlenebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

### **1.8.3.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi**

Oluşturulan katı modelde var olan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Materyal özelliklerinin belirlenmesinde Poisson oranı ve Young modülü değerleri hatta incelenek konuya göre sürtünme katsayısı, termal iletkenlik, genleşme katsayısı kullanılır. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı belirlenir. Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesi ile sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır (Ebrahimi, 2012, Chapter 2; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Matematiksel modeldeki elemanlar, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilem veriler depolanır (Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

### 1.8.3.3. Analizin Çözümlemesi

Sonlu elemanlar analiz yönteminde, her bir alt yapının çözümlenmesinden, yapının bütünlüğünün çözümlenmesine bilgisayar programı yardımıyla ulaşılır (post-processing) (Geng ve ark., 2001). Analiz sonucunda elde edilen gerilme değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir; bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bundan dolayı değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde yorumlanır. Sonlu elemanlar analizinde gerilmenin sayısal değerleri doğru olmayabilir; ama gerilmenin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir. (Taşkınsel ve Gümüş, 2014)

Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilir. Bu veriler, asal gerilmeler (principal stresses), eksensel gerilmeler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilmeler (equilavant stresses) dir. Veriler değerlendirilirken, materyalin özelliklerine göre analiz yöntemi seçilebilir. Kırılgan materyaller için asal gerilme (principal stresses) değerleri ve çekilebilir materyaller için von Misses gerilme değerleri kullanılabilir. Asal gerilme değerleri için en yüksek değer (maximum principal stress), modelde oluşan gerilme tipi gerilmeyi; en düşük asal gerilme (minimum principal stress) ise sıkışma tipi gerilmeyi tanımlar. Ayrıca von Misses değerleri tüm yapıdaki gerilme değerleri hakkında bilgi verir (Ramoğlu ve Ozan, 2014)

Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz mandibulanın All-on-4® tasarımı ve olası 4 farklı sabit implant destekli protez planlamasıyla tedavisinin; implantlar, destek dokular ve protez materyallerindeki gerilmeler açısından, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile mukayeseli olarak incelenmesidir. Protez planlamalarında 2 farklı altyapı materyali (titanyum ve krom-kobalt) ve 3 farklı yükleme koşulunun (3, 3456 ve 34567 no'lu diş bölgelerinden tek taraflı) değerlendirilmesi planlanmaktadır.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

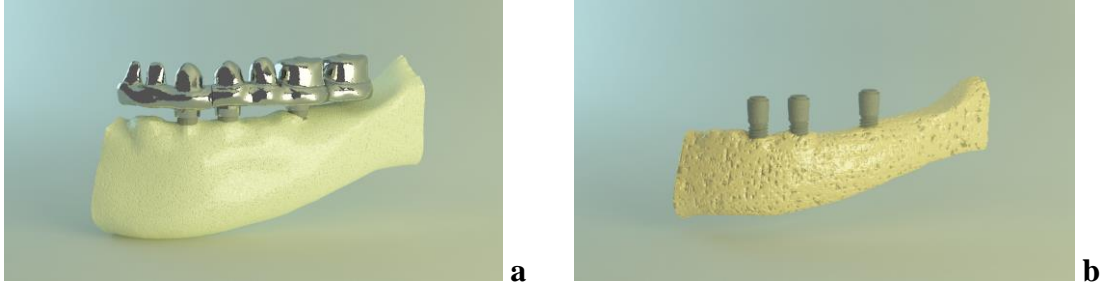
Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi kullanılarak, statik lineer analiz yapılmıştır.

Çalışmada dişsiz mandibulanın All-on-4® tasarımı ve olası 4 farklı sabit implant destekli protez planlamasıyla tedavisinde; 2 farklı altyapı materyali ve 3 farklı yükleme koşulu ile implantlar ve altyapı materyallerindeki von Mises gerilmeleri ile kortikal ve spongioz kemikteki asal gerilme değerleri ölçülmüştür.

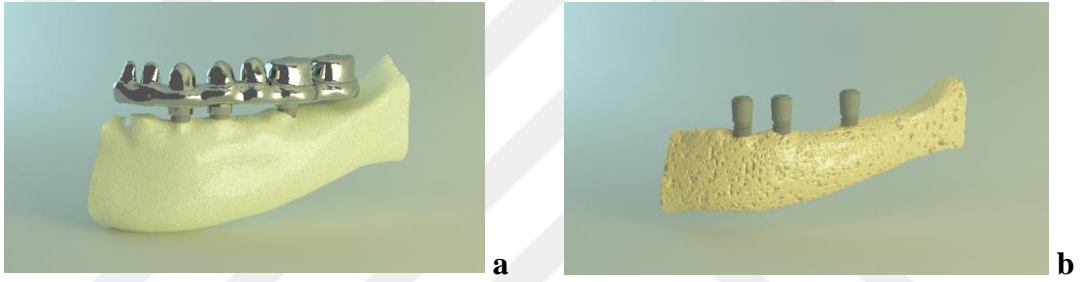
Çalışmada tam dişsiz mandibula için 5 farklı tedavi planlaması oluşturulmuştur:

1. **Tedavi Planlaması (346/parçalı):** Altı implant üzerine yerleştirilen 3 parça altyapıya sahip olan planlamadır. İmplantlar çift taraflı olarak kanin, 1. premolar ve 1. molar bölgesine yerleştirilmiştir (Şekil 2.1).
2. **Tedavi Planlaması (346):** Altı implant üzerine yerleştirilen tek parça altyapıya sahip olan planlamadır. İmplantlar çift taraflı olarak kanin, 1. premolar ve 1. molar bölgesine yerleştirilmiştir (Şekil 2.2).
3. **Tedavi Planlaması (36/All-on-4®):** Dört implant üzerine yerleştirilen tek parça All-on-4® tasarımıdır. Mezial implantlar çift taraflı olarak kanin bölgesinde aksiyal, distal implantlar apeksi 1. premolar bölgesinde, boyun bölgesi 1. molar bölgesinde, 30 derece açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 2.3).
4. **Tedavi Planlaması (36):** Dört implant üzerine yerleştirilen tek parça altyapıya sahip olan planlamadır. İmplantlar çift taraflı olarak kanin ve 1. molar bölgesine aksiyal yerleştirilmiş; altyapı tek parça üretilmiştir (Şekil 2.4).

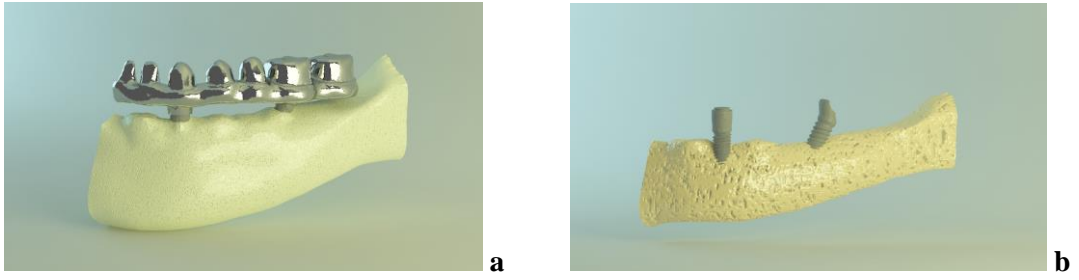
5. **Tedavi Planlaması (34):** Dört implant üzerine yerleştirilen tek parça altyapıya sahip olan planlamadır. İmplantlar interforaminal alanda kanin ve 1. premolar bölgesinde aksiyal olarak yerleştirilmiştir (Şekil 2.5).



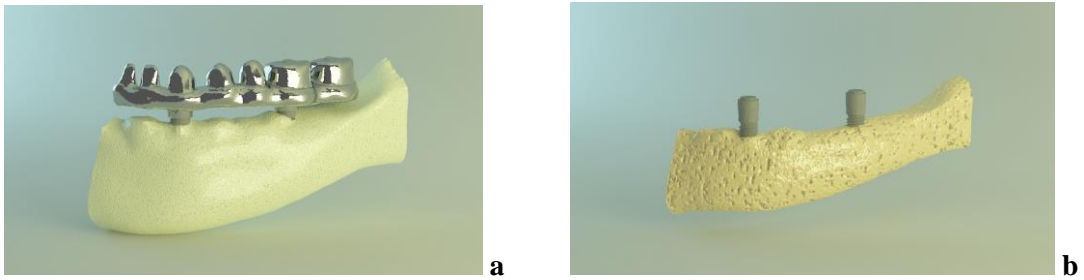
Şekil 2.1. Birinci tedavi planlaması a) altyapı modeli b) implant konumları



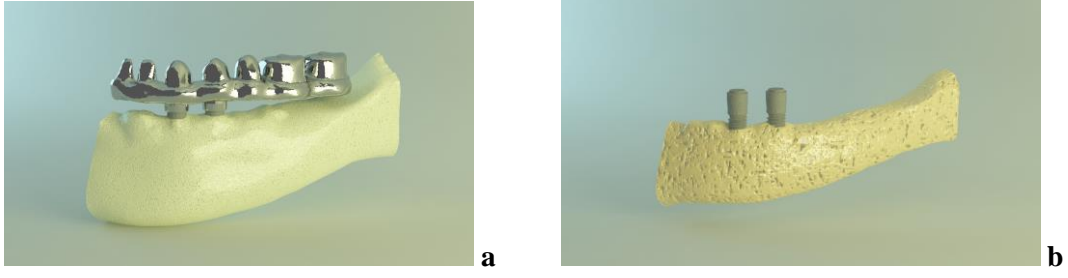
Şekil 2.2. İkinci tedavi planlaması a) altyapı modeli b) implant konumları



Şekil 2.3. Üçüncü tedavi planlaması a) altyapı modeli b) implant konumları



Şekil 2.4. Dördüncü tedavi planlaması a) altyapı modeli b) implant konumları



**Şekil 2.5.** Beşinci tedavi planlaması **a)** altyapı modeli **b)** implant konumları

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar analizi için Intelxeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburg, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

## **2.1. İmplant Modellerinin Hazırlanması**

Çalışmamızda implantlar 4 mm çapta modellenmiştir. İmplant uzunlukları 3. tedavi planlaması (36/All-on-4®)'ndaki distal açılı implantlar hariç 12 mm olarak sabit tutulmuş, distal açılı implantlar 18 mm boyunda ve 30° olacak şekilde modellenmiştir.

İmplantlarda ana model tamamlandıktan sonra VRMesh yazılımında modifiye edilmesiyle, diğer modeller hazırlanmıştır.

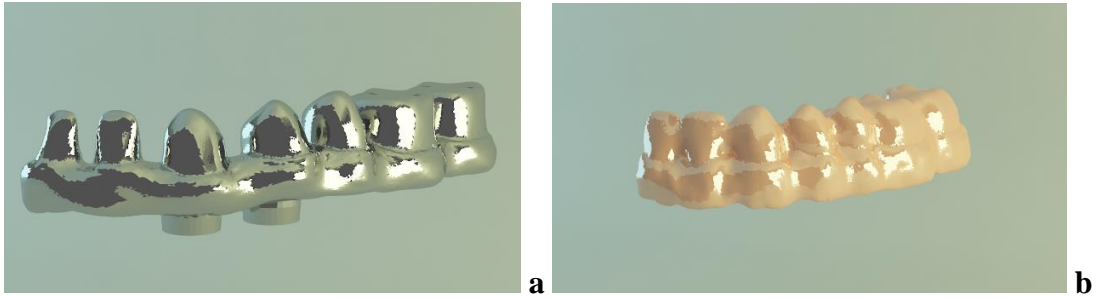


**Şekil 2.6.** İmplant modelleri **a)** aksiyal **b)** açılı

Abutment ve implant bir bütün olarak kabul edilmiş, abutment'lar 4 mm çap ve 4 mm uzunlukta modellenmiştir. Protetik vida ulaşım deliğinin uygun şekilde pozisyonlandırılabilmesi için aksiyal implantlarda abutment'lar  $0^\circ$ , distal açılı implantlarda implantın uzun aksına göre  $30^\circ$  açılı abutment'lar kullanılmıştır.

## 2.2. Protetik Restorasyonun Modellenmesi

Prepare edilmiş diş formunda iki farklı materyalden oluşturulan altyapının üzerine üstyapı modellenmiştir. Altyapıda krom-kobalt ve titanyum, üstyapıda porselen materyali modellenmiştir.



**Şekil 2.7.** Protetik restorasyon **a)** altyapı modelleri **b)** üstyapı modelleri

Altyapı yüksekliği 8 mm, porselen üstyapı yüksekliği 2 mm olarak belirlenmiştir. Kortikal kemik tepesinden protez alt sınırına kadar 4 mm aralık olacak şekilde protezler implantların üzerine konumlandırılmıştır (Şekil 2.8).

Altyapılardaki kanat uzunluğu 5. tedavi planlamasında (34), 1. molarların distaline kadar 19 mm, 2. molarların distaline kadar 33 mm olarak ölçülmüştür. İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik-implant teması kesintisiz olarak modellenmiştir.



**Şekil 2.8.** Protetik restorasyonun implantlar üzerine konumlandırılması

### **2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi**

Çalışmamızda Rhinoceros 4.0 programında yapılan modellemelerin oluşturulması için, VRMesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde mesh’lenmesi gerekmektedir.

Mesh’leme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm (nod) noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün

olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Çizelge 2.1’ de verilmiştir.

**Çizelge 2.1.** Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

| <b>Tedavi Planlamaları</b>          | <b>Eleman Sayısı</b> | <b>Düğüm Sayısı</b> |
|-------------------------------------|----------------------|---------------------|
| 1. Tedavi Planlaması (346/parçalı)  | 1224836              | 230643              |
| 2. Tedavi Planlaması (346)          | 1233431              | 231476              |
| 3. Tedavi Planlaması (36/All-on-4®) | 1070418              | 203909              |
| 4. Tedavi Planlaması (36)           | 1067103              | 202389              |
| 5. Tedavi Planlaması (34)           | 1068665              | 202644              |

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, protetik restorasyonun hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler izotropik, homojen ve lineer elastik kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik özelliği ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

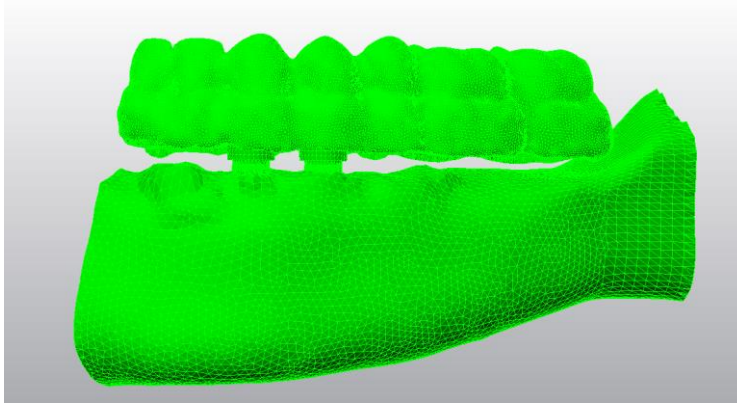
Modellerin oluşması için gerekli yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan elastisite modülü ve Poisson katsayısı değerleri çizelge 2.2’de verilmiştir.

**Çizelge 2.2.** Materyallerin elastisite modülleri ve Poisson katsayıları

| Materyal       | Elastisite Modülü | Poisson Katsayısı | Kaynak  |
|----------------|-------------------|-------------------|---|
| Kortikal Kemik | 13,700 MPa        | 0,30              | Padhye ve ark., 2015; Silva ve ark., 2010         |
| Spongioz Kemik | 1,370 Mpa         | 0,30              | Padhye ve ark., 2015; Silva ve ark., 2010         |
| Titanyum       | 110,000 Mpa       | 0,30              | Almeida ve ark., 2013; Baghai Naini ve ark., 2011 |
| Krom-Kobalt    | 218,000 Mpa       | 0,30              | Ferreira ve ark., 2014                            |
| Porselen       | 70,000 Mpa        | 0,22              | Ferreira ve ark., 2014                            |

Bu şekilde mandibula kortikal kemik (2 mm), spongioz kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

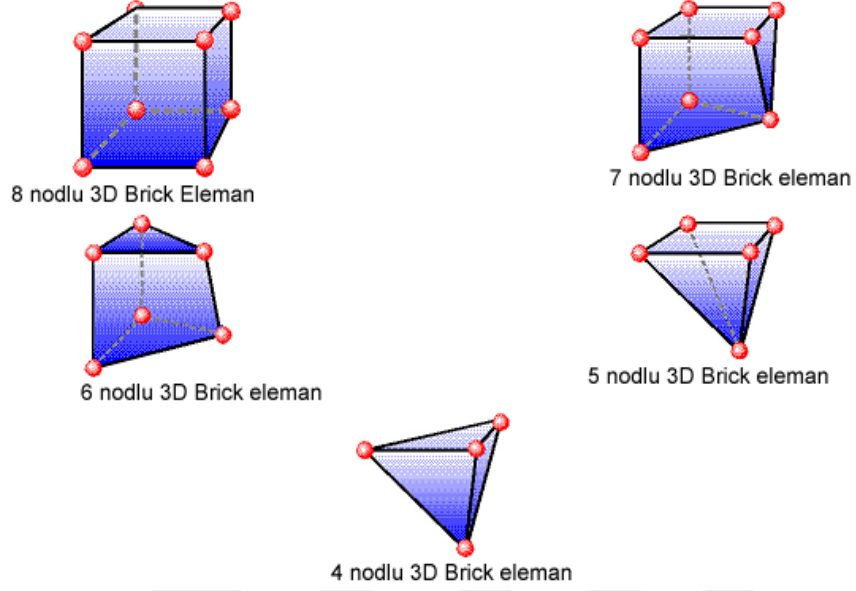
Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır (Şekil 2.9).



**Şekil 2.9.** Yapılan modellemelerin, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarımı

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğümlü elemanlar kullanılır. 8 düğümlü elemanların gerekli

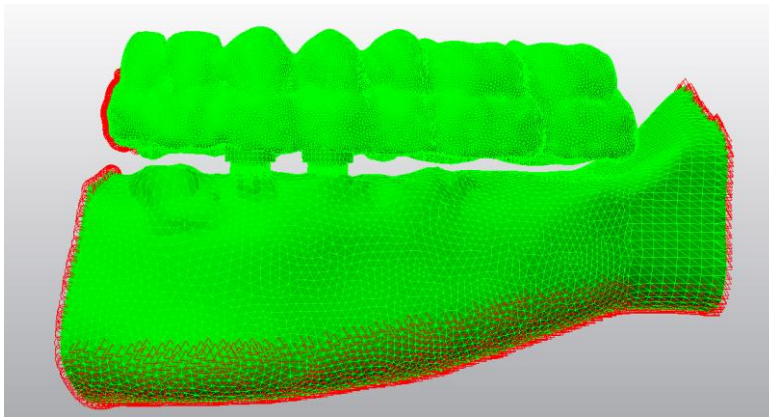
detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Fempro modelde oluşturulan elemanlar

#### 2.4. Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin arka bölgesinden ve alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.11).

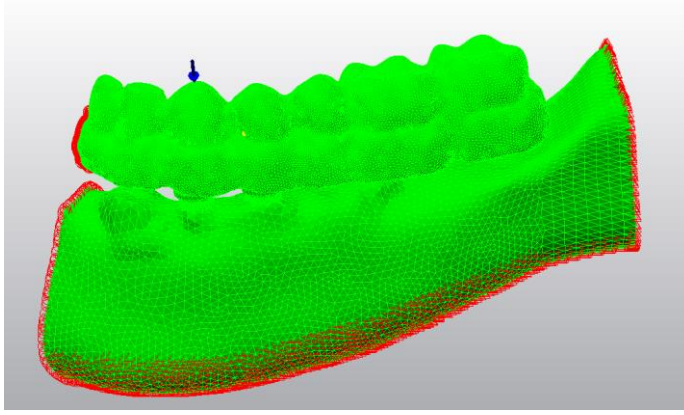


Şekil 2.11. Modelin çene kemiğinin arka ve alt bölgesinden sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmesi

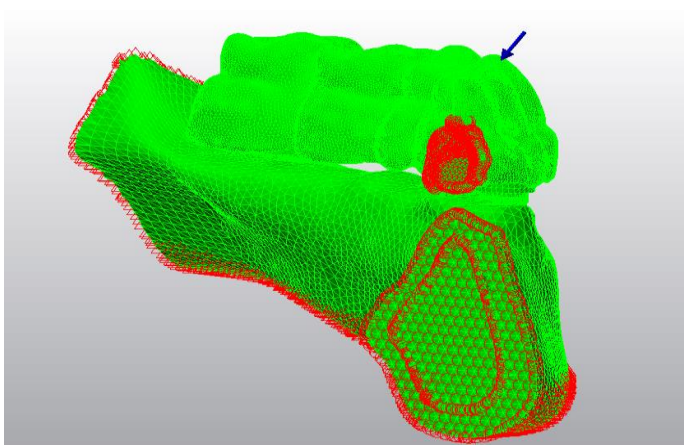
## 2.5. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda 3 farklı yükleme koşulu oluşturulmuştur: 3\_yükleme koşulunda kanin dişlerin insizal tepesinden oblik olarak 50 N, 3456\_yükleme tipinde kanin, 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlere sırasıyla 50 N, 150 N, 150 N ve 200 N kuvvet uygulanmış; 34567\_yükleme koşulunda ise bir önceki yükleme koşulundaki kuvvetlere ilaveten 2. molar dişin bulunduğu bölgeye; yani kanat bölgesine de 150 N kuvvet uygulanmıştır.

Birinci yükleme koşulunda (3\_yükleme); kanin diş bölgesinden 45° açı ile 50 N kuvvet tek taraflı olarak uygulanmıştır (Şekil 2.12 ve Şekil 2.13).

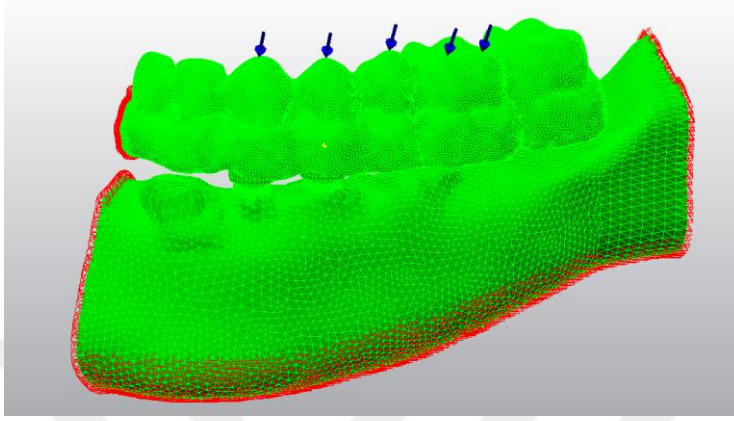


Şekil 2.12. 3\_yükleme koşulu



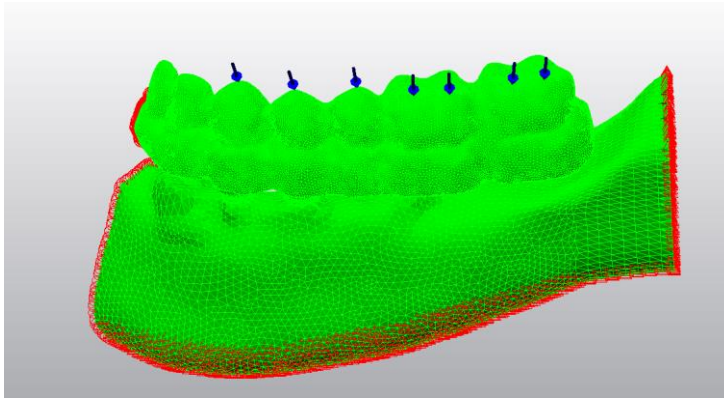
Şekil 2.13. 45° açı ile kuvvetin uygulanması ve modelin kesitsel görüntüsü

İkinci yükleme koşulunda (3456\_yükleme); kanin, 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar diş bölgelerinden sırasıyla 45° açı ile 50 N, 150 N, 150 N ve 200 N tek taraflı olarak uygulanmıştır (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. 3456\_yükleme koşulu

Üçüncü yükleme koşulunda (34567\_yükleme); kanin, 1. premolar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlere sırasıyla 45° açı ile 50 N, 150 N, 150 N, 200 N ve 150 N tek taraflı olarak uygulanmıştır. İkinci molar dişte hafifletilmiş okluzal temasları analiz edebilmek için, 1. molar dişe göre daha düşük kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 2.15. 34567\_yükleme koşulu

Beş farklı tasarımda, 2 farklı altyapı materyalinde ve 3 yükleme koşulunda toplam 30 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamaz. Değerlendirmede önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.



### 3. BULGULAR

Bu çalışmada; tam dişsiz mandibulanın All-on-4® tasarımı ve olası 4 farklı sabit implant destekli protez planlamasıyla tedavisinin; implantlar, destek dokular ve protez materyallerinde oluşturdukları gerilmeler, 2 farklı altyapı materyali (titanyum ve krom-kobalt) ve 3 farklı yükleme koşulunun (3, 3456 ve 34567 no'lu diş bölgelerinden tek taraflı) etkisi altında, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

İmplantlar ve altyapı materyallerindeki von Mises gerilmeleri, kortikal kemik ve spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri hesaplanmıştır. Gerilme değerleri büyüklüğü mutlak değer alınarak okunur; (+) gerilme değerleri, maksimum asal gerilmeyi, (-) gerilme değerleri ise minimum asal gerilmeyi ifade eder.

#### 3.1. Altyapı Materyali (Von Mises) Bulguları

Altyapı materyallerindeki maksimum von Mises gerilme değerleri abutment-altyapı birleşim bölgelerinden ölçülmüştür (Şekil 3.1). Krom-kobalt ve titanyum altyapı materyallerinde oluşan von Mises gerilme değerleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Her iki altyapı materyalinde, en düşük von Mises gerilme değerleri 3\_yükleme koşulundaki tedavi planlamalarında bulunmuştur. 34567\_yüklemesindeki von Mises gerilme değerleri, 3456\_yüklemesine göre daha yüksektir. Yükleme koşullarında posteriora doğru uygulanan kuvvetin artması, altyapı materyalinde oluşan gerilmelerin artmasına neden olmuştur.

Her iki altyapı materyalinde, 3\_yükleme koşulunda, 3. tedavi planlaması (36/All-on-4®) dışındaki tüm planlamalarda materyaldeki von Mises gerilme değerleri 3 no'lu bölgede daha yüksek iken, 3. tedavi planlamasında (All-on-4® tedavi

planlaması) distaldeki açılı implantın bulunduğu bölgede, diğer bölgelere göre daha yüksek von Mises gerilme değerleri gözlenmiştir.

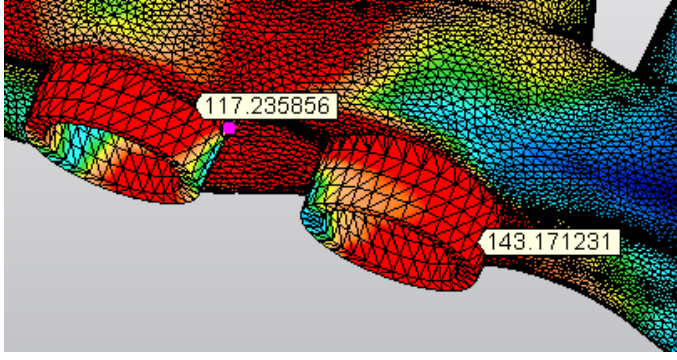
Her iki altyapı materyalinde de 3456\_yükleme ve 34567\_ yükleme koşullarında 1. tedavi planlamasında (346/parçalı) en yüksek von Mises gerilme değerleri 4 no'lu implant bölgesinde; diğer tedavi planlamalarında ise distaldeki implantların bulunduğu bölgede gözlenmiştir.

Tüm tedavi planlamaları ve yükleme koşullarında, Cr-Co altyapısındaki von Mises gerilme değerleri titanyuma göre daha yüksek bulunmuştur.

Cr-Co altyapı materyalinde en yüksek von Mises gerilme değerleri, 3\_yükleme koşulunda 1. tedavi planlamasında (346/parçalı) 3 no'lu bölgede 12,98 MPa; diğer yüklemelerde ise 5. tedavi planlamasında (34) sırasıyla 3 ve 4 no'lu bölgede 173,84 MPa ve 335,08 MPa olarak bulunmuştur. Bu değerler Cr-Co'nun son dayanım değerleri olan 930 MPa'nın altındadır.

Titanyum altyapı materyalinde 3\_yükleme koşulunda en yüksek gerilme değerleri 1. tedavi planlamasında 3 no'lu bölgede 11,02 MPa iken; diğer yüklemelerde 5. tedavi planlamasında 4 no'lu bölgede 143,17 MPa ve 287,96 MPa olarak bulunmuştur. Bu değerler titanyumun son dayanım değeri olan 680 MPa'nın altındadır.

Her iki altyapı materyalinde de 2. tedavi planlaması (346) en düşük von Mises gerilme değerlerini gösterirken, 5. tedavi planlamasında (34) gerilmelerin diğer tedavi planlamalarına göre daha yüksek olduğu dikkat çekmiştir.



**Şekil 3.1.** Altyapı materyalinden ölçülen von Mises gerilme değerleri



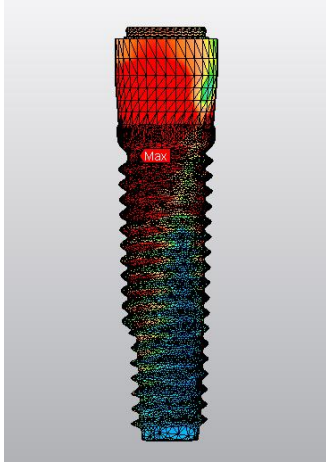
**Çizelge 3.1.** Altyapı materyalindeki von Mises gerilme değerleri (MPa)

| Yükleme | Altyapı | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |        |        |             |       |       |                      |        |        |               |        |        |              |   |   |
|---------|---------|-------------------------------------|--------|--------|-------------|-------|-------|----------------------|--------|--------|---------------|--------|--------|--------------|---|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |        |        | İkinci(346) |       |       | Üçüncü(36/All-on-4®) |        |        | Dördüncü (36) |        |        | Beşinci (34) |   |   |
|         |         | 3                                   | 4      | 6      | 3           | 4     | 6     | 3                    | 4      | 6      | 3             | 4      | 6      | 3            | 4 | 6 |
| 3_      | Cr-Co   | 12,98                               | 1,05   | 0,82   | 6,26        | 4,96  | 4,52  | 4,33                 | 12,44  | 7,25   | 6,15          | 6,52   | 7,11   |              |   |   |
|         | Ti      | 11,02                               | 0,73   | 0,62   | 5,54        | 4,28  | 3,71  | 6,44                 | 10,52  | 6,59   | 5,25          | 6,09   | 5,80   |              |   |   |
| 3456_   | Cr-Co   | 51,76                               | 127,32 | 109,06 | 45,64       | 45,47 | 65,17 | 78,30                | 147,77 | 52,09  | 61,44         | 173,84 | 151,10 |              |   |   |
|         | Ti      | 37,71                               | 98,59  | 86,59  | 34,25       | 39,08 | 49,82 | 61,28                | 137,06 | 46,40  | 47,36         | 117,24 | 143,17 |              |   |   |
| 34567_  | Cr-Co   | 55,57                               | 172,60 | 142,29 | 80,92       | 75,60 | 90,58 | 113,72               | 188,76 | 108,35 | 79,77         | 224,77 | 335,08 |              |   |   |
|         | Ti      | 40,34                               | 132,68 | 114,71 | 61,37       | 66,69 | 68,57 | 107,44               | 173,57 | 63,95  | 64,69         | 186,72 | 287,96 |              |   |   |

### 3.2. İmplant (Von Mises) Bulguları

İmplantlardaki maksimum von Mises gerilmelerinin, 2 farklı altyapı materyali ile oluşturulmuş 5 farklı tedavi planlamasında, 3 farklı yükleme koşuluyla elde edilen değerleri Çizelge 3.2.'de gösterilmiştir.

İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri boyun bölgelerindeki yivlerde bulunmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. İmplantlardan ölçülen von Mises gerilme değerleri

Bütün tedavi planlamalarında en düşük implant von Mises gerilme değerleri, 3\_yükleme koşulunda görülürken, bunu sırasıyla 3456\_ ve 34567\_ yükleme koşullarındaki değerler takip etmiştir.

3\_ yükleme koşulunda, tüm tedavi planlamalarında en yüksek von Mises gerilme değerleri 3 no'lu bölgedeki implantlarda gözlenirken, diğer yükleme koşullarında en yüksek gerilme değerleri en distaldeki implantlarda yoğunlaşmıştır. .

3\_ yükleme koşulunda, en yüksek değerler 1. tedavi planlamasında (346/parçalı) görülmüştür (Cr-Co:81,50 MPa; Ti: 81,25 MPa). Diğer tedavi planlamalarında birbirine yakın implant von Mises gerilme değerleri gözlenmiştir.

En yüksek değer 3456\_yüklemesinde 1. tedavi planlamasında (Cr-Co: 487 MPa; Ti:482,19 MPa); 34567\_yükleme koşulunda ise krom-kobalt altyapılı 1. tedavi planlamasında (699,50 MPa), titanyum altyapılı 5.tedavi planlamasında (719,67 MPa) görülmüştür. Tedavi planlamaları 3456\_ ve 34567\_ yükleme koşullarında karşılaştırıldığında, 2. (346) ve 4. (36) planlamaların daha düşük von Mises gerilme değerlerini sergilediği gözlenmiştir.

İmplantlarda oluşan von Mises gerilme değerleri; 1. tedavi planlamasında Cr-Co için 699,56 MPa ve titanyum için 707,36 MPa olarak birbirine yakın değerler göstermekle birlikte; titanyum altyapı materyali ile daha düşük von Mises gerilme değerleri bulunmuştur. Diğer tedavi planlamalarında ise titanyum altyapılarda, krom-kobalta göre daha yüksek değerler elde edilmiştir.

Krom-kobalt altyapılı implantlar için en yüksek gerilme değerleri 1. tedavi planlamasında en distaldeki implantta 699,56 MPa; titanyum altyapı materyali için 5. tedavi planlamasında en distal implantta 719,67 MPa olarak bulunmuştur.

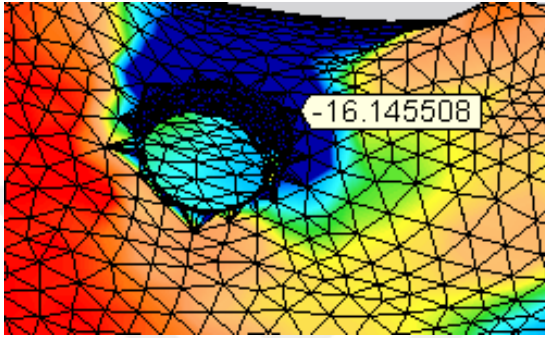
İmplantlardaki von Mises değerleri; 2. tedavi planlamasında Cr-Co için 401,69 MPa, titanyum için 437,77 MPa; 3. tedavi planlamasında Cr-Co için 626,44 MPa, titanyum için 681,62 MPa, 4. tedavi planlamasında Cr-Co için 273,61 MPa; titanyum için 297,50 MPa; 5. tedavi planlamasında Cr-Co için 689,41 MPa; titanyum için 719,67 MPa olarak bulunmuştur.

**Çizelge 3.2.** İmplantlardaki von Mises gerilme değerleri (MPa)

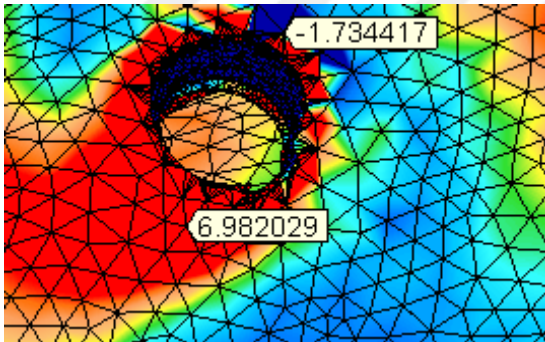
| Altyapı | Yükleme | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |        |        |             |        |        |                      |        |        |               |        |        |              |   |   |
|---------|---------|-------------------------------------|--------|--------|-------------|--------|--------|----------------------|--------|--------|---------------|--------|--------|--------------|---|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |        |        | İkinci(346) |        |        | Üçüncü(36/All-on-4®) |        |        | Dördüncü (36) |        |        | Beşinci (34) |   |   |
|         |         | 3                                   | 4      | 6      | 3           | 4      | 6      | 3                    | 4      | 6      | 3             | 4      | 6      | 3            | 4 | 6 |
| Cr-Co   | 3_      | 81,50                               | 17,06  | 3,05   | 17,77       | 6,62   | 12,14  | 22,66                | 21,57  | 20,06  | 8,71          | 17,10  | 16,12  |              |   |   |
|         | 3456_   | 106,77                              | 454,93 | 487,39 | 118,68      | 62,13  | 258,39 | 151,10               | 410,66 | 138,05 | 171,98        | 359,27 | 442,18 |              |   |   |
|         | 34567_  | 116,70                              | 482,56 | 699,56 | 152,50      | 97,57  | 401,69 | 192,72               | 626,44 | 177,42 | 273,61        | 582,96 | 689,41 |              |   |   |
| Ti      | 3_      | 81,25                               | 16,86  | 3,06   | 18,91       | 6,98   | 13,53  | 24,11                | 23,72  | 21,46  | 9,98          | 18,52  | 16,98  |              |   |   |
|         | 3456_   | 102,04                              | 450,67 | 482,19 | 128,14      | 68,64  | 282,65 | 162,62               | 446,25 | 150,13 | 186,81        | 369,86 | 462,36 |              |   |   |
|         | 34567_  | 110,92                              | 473,03 | 707,36 | 165,03      | 108,09 | 437,77 | 207,53               | 681,62 | 193,22 | 297,50        | 595,43 | 719,67 |              |   |   |

### 3.3. Kortikal Kemik Bulguları

İmplantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri incelenmiştir (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4.).

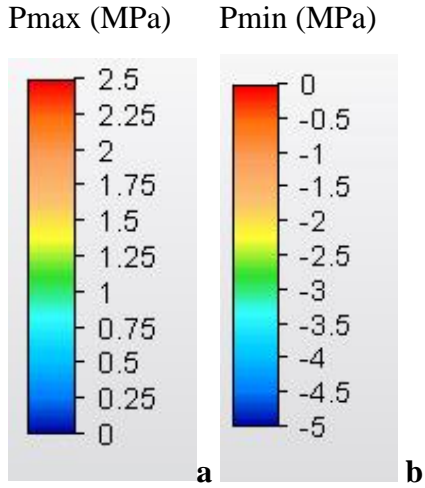


Şekil 3.3. Kortikal kemikte elde edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri



Şekil 3.4. Kortikal kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değeri

Kortikal kemik gerilme değeri ve renk skalasına göre maksimum asal gerilme (Pmax) için kırmızı alanlar, minimum asal gerilme (Pmin) için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5.** Kortikal kemik gerilme değeri ve renk skalası **a)** Pmax **b)** Pmin

Kortikal kemikte elde edilen Pmax ve Pmin gerilme değerleri Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4’de sırasıyla gösterilmiştir.

Tüm tedavi planlamalarında kortikal kemikte görülen en yüksek minimum asal gerilme değerlerinin implant boynu etrafında yoğunlaştığı görülmüştür.

Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler; tüm tedavi planlamalarında 3\_yüklemeye koşulunda en düşük bulunmuştur. 34567\_yüklemesindeki Pmin değerleri 3456\_yüklemesine göre daha yüksektir. Yüklemeye koşulunda, posteriora doğru uygulanan kuvvetin artmasıyla, kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinde de artış olmuştur.

Cr-Co ve titanyum altyapı materyalleri 1. tedavi planlamasında kortikal kemikte benzer Pmin değerleri göstermiştir. Diğer tedavi planlamalarında Cr-Co altyapı materyalinin kortikal kemikte oluşturduğu gerilmeler titanyum altyapı materyalinden düşüktür.

3\_yüklemeye koşulunda en yüksek Pmin değerleri; 1. tedavi planlamasında anterior implantların etrafındaki kortikal kemikte gözlenmiş olup; Cr-Co için -26,10 MPa, titanyum için -26,06 MPa’dır. Diğer yüklemeye koşullarında en yüksek Pmin

değerleri distal implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; 1. tedavi planlamasında en yüksek Pmin değeri 34567\_yüklemeye koşulunda; Cr-Co için -105,06 MPa, titanyum için -105,84 MPa olarak bulunmuştur.

Birinci tedavi planlamasında 3\_yüklemeye koşulu dışında, tüm tedavi planlamalarında ve yüklemeye koşullarında en yüksek Pmin değerleri distal implantların etrafındaki kemikte yoğunlaşmıştır. En yüksek Pmin değerleri 5. tedavi planlamasında 34567\_yüklemeye koşulunda gözlenmiş; Cr-Co için -189,47 MPa; titanyum için -195,28 MPa olarak ölçülmüştür.

Tüm yüklemeye tiplerinde en düşük Pmin değerleri, 6 implantla desteklenen ve altyapının splintlendiği 2. tedavi planlamasında görülmüştür.

Tüm tedavi planlamalarında en yüksek maksimum gerilme değerleri implant boynu etrafında gözlenmiştir.

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler tek noktadan kuvvet uygulanan 3\_yüklemesindeki tedavi planlamalarında en düşük bulunmuştur. 34567\_yüklemesindeki Pmax değerleri 3456\_yüklemeye koşulundaki Pmax değerlerinden daha yüksek görülmüştür. Posteriora doğru uygulanan kuvvetin artması, kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin artmasına neden olmuştur.

Cr-Co ve titanyum altyapı materyalleri 1. tedavi planlamasında kortikal kemikte benzer Pmax değerleri göstermiştir. Diğer tedavi planlamalarında Cr-Co alt yapı materyalinin kortikal kemikte oluşturduğu gerilmeler titanyum altyapı materyalinden düşük bulunmuştur.

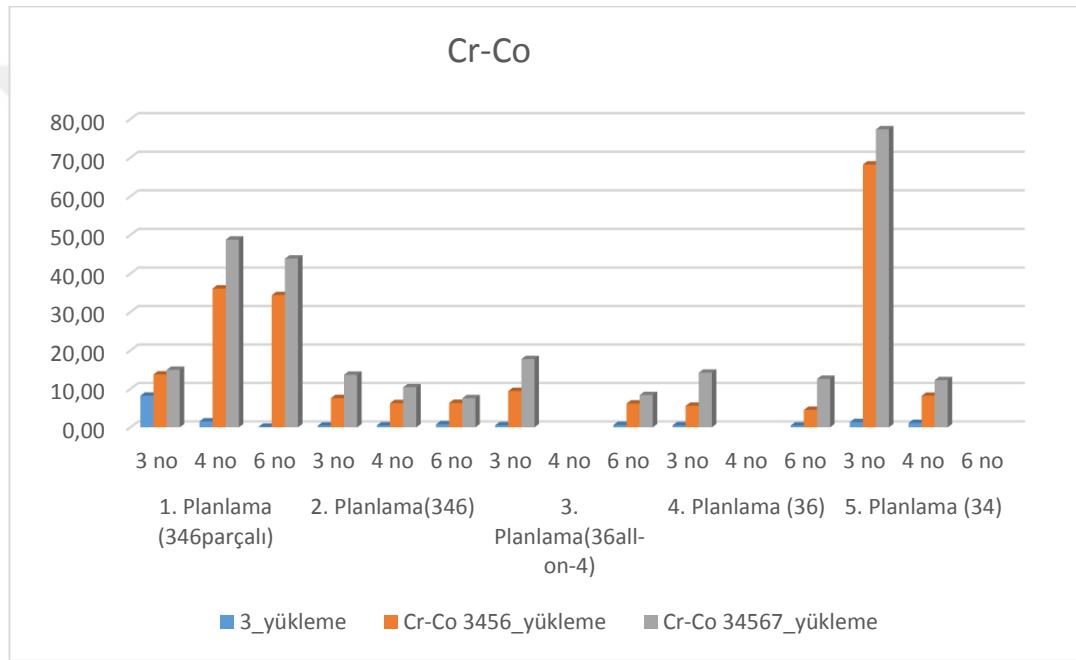
**Çizelge 3.3.** Kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri (MPa)

| Altyapı | Yükleme | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |        |         |             |        |        |                                   |        |        |               |        |         |              |   |   |
|---------|---------|-------------------------------------|--------|---------|-------------|--------|--------|-----------------------------------|--------|--------|---------------|--------|---------|--------------|---|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |        |         | İkinci(346) |        |        | Üçüncü(36/All-on-4 <sup>®</sup> ) |        |        | Dördüncü (36) |        |         | Beşinci (34) |   |   |
|         |         | 3                                   | 4      | 6       | 3           | 4      | 6      | 3                                 | 4      | 6      | 3             | 4      | 6       | 3            | 4 | 6 |
| Cr-Co   | 3_      | -26,10                              | -0,31  | -0,55   | -1,16       | -1,68  | -1,90  | -2,27                             | -2,69  | -2,53  | -2,49         | -1,85  | -6,84   |              |   |   |
|         | 3456_   | -37,20                              | -69,08 | -71,56  | -8,04       | -15,10 | -41,28 | -15,43                            | -53,64 | -14,03 | -47,60        | -16,36 | -124,17 |              |   |   |
|         | 34567_  | -40,78                              | -81,93 | -105,06 | -8,97       | -18,94 | -63,22 | -17,99                            | -80,06 | -14,96 | -72,49        | -22,02 | -189,47 |              |   |   |
| Ti      | 3_      | -26,06                              | -0,36  | -0,55   | -1,24       | -1,85  | -2,07  | -2,44                             | -2,91  | -2,73  | -2,77         | -2,03  | -7,16   |              |   |   |
|         | 3456_   | -35,97                              | -69,24 | -71,79  | -8,93       | -16,73 | -44,68 | -16,34                            | -57,41 | -14,77 | -52,40        | -17,33 | -128,08 |              |   |   |
|         | 34567_  | -39,28                              | -81,31 | -105,84 | -10,14      | -20,71 | -68,45 | -19,22                            | -85,67 | -16,15 | -79,88        | -23,30 | -195,28 |              |   |   |

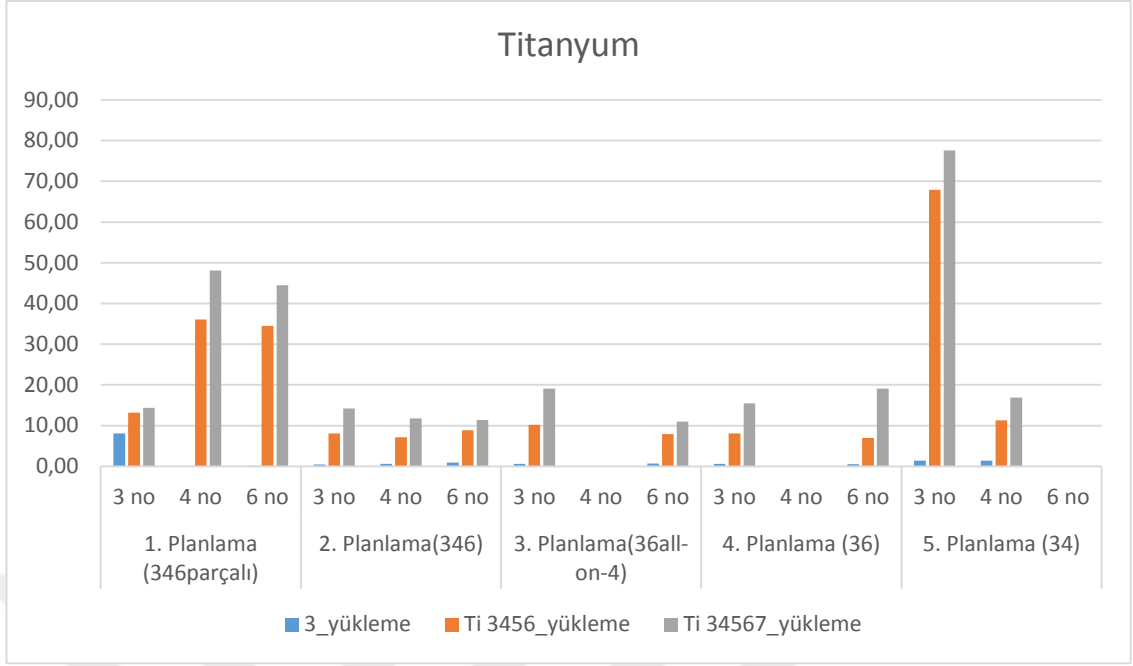
**Çizelge 3.4.** Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

| Altyapı | Yükleme | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |       |       |             |       |       |                      |       |       |               |       |       |              |   |   |
|---------|---------|-------------------------------------|-------|-------|-------------|-------|-------|----------------------|-------|-------|---------------|-------|-------|--------------|---|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |       |       | İkinci(346) |       |       | Üçüncü(36/All-on-4®) |       |       | Dördüncü (36) |       |       | Beşinci (34) |   |   |
|         |         | 3                                   | 4     | 6     | 3           | 4     | 6     | 3                    | 4     | 6     | 3             | 4     | 6     | 3            | 4 | 6 |
| Cr-Co   | 3_      | 8,22                                | 1,55  | 0,16  | 0,44        | 0,51  | 0,78  | 0,54                 | 0,59  | 0,52  | 0,49          | 1,35  | 1,13  |              |   |   |
|         | 3456_   | 13,74                               | 36,10 | 34,37 | 7,59        | 6,29  | 6,34  | 9,43                 | 6,18  | 5,59  | 4,54          | 68,22 | 8,19  |              |   |   |
|         | 34567_  | 14,93                               | 48,76 | 43,85 | 13,66       | 10,43 | 7,58  | 17,74                | 8,39  | 14,20 | 12,60         | 77,33 | 12,27 |              |   |   |
| Ti      | 3_      | 8,06                                | 0,09  | 0,14  | 0,50        | 0,59  | 0,91  | 0,63                 | 0,70  | 0,61  | 0,57          | 1,44  | 1,38  |              |   |   |
|         | 3456_   | 13,18                               | 36,03 | 34,50 | 8,05        | 7,16  | 8,87  | 10,22                | 7,93  | 8,05  | 6,98          | 67,89 | 11,30 |              |   |   |
|         | 34567_  | 14,35                               | 48,13 | 44,46 | 14,22       | 11,81 | 11,39 | 19,07                | 10,99 | 15,46 | 19,07         | 77,54 | 16,90 |              |   |   |

En yüksek Pmax değerleri 3\_yükleme koşulunda 1. tedavi planlamasında, anterior implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; Cr-Co için 8,22 MPa; titanyum için 8,06 MPa'dır. Diğer yüklemeye koşullarında ise en yüksek maksimum asal gerilme değerleri 5. tedavi planlamasında anterior implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; 3456\_yüklemeye koşulunda Cr-Co için 68,22 MPa, titanyum için 67,89 MPa; 34567\_yüklemeye koşulunda Cr-Co için 77,33 MPa, titanyum için 77,54 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 3.6 ve Şekil 3.7).



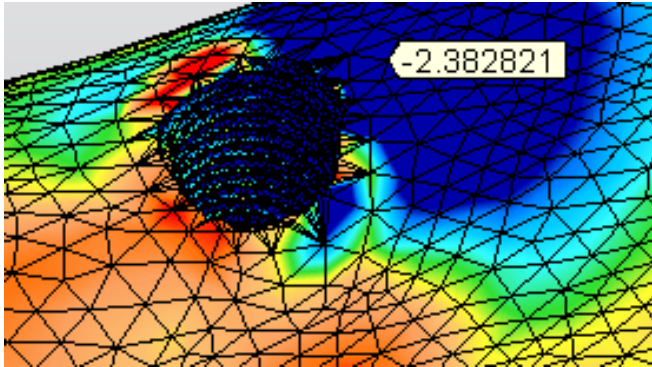
**Şekil 3.6.** Tedavi planlamalarındaki Cr-Co altyapı materyali için Pmax değerleri.(MPa)



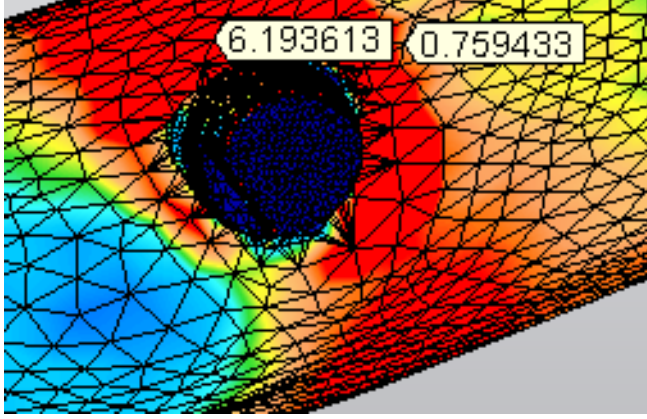
**Şekil 3.7.** Tedavi planlamalarındaki titanyum alt yapı materyali için Pmax değerleri (MPa)

### 3.4. Spongioz Kemik Bulguları

İmplantların etrafındaki spongioz kemikte oluşan en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri incelenmiştir (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9).

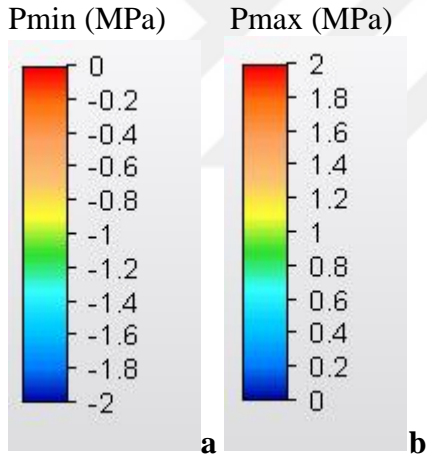


**Şekil 3.8.** Spongioz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri



**Şekil 3.9.** Spongioz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değeri

Spongioz kemik gerilme değeri ve renk skalasına göre maksimum asal gerilme (Pmax) için kırmızı alanlar, minimum asal gerilme (Pmin) için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir (Şekil 3.8).



**Şekil 3.10.** Spongioz kemik gerilme değeri ve renk skalası a) Pmax b) Pmin

Spongioz kemikte elde edilen gerilme değerleri Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6'da sırasıyla verilmiştir.

**Çizelge 3.5.** Spongioz kemikteki minimum asal gerilme değerleri (MPa)

| Altyapı | Yükleme | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |       |       |              |       |       |                       |       |       |               |       |       |              |       |   |
|---------|---------|-------------------------------------|-------|-------|--------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------|-------|-------|--------------|-------|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |       |       | İkinci (346) |       |       | Üçüncü (36/All-on-4®) |       |       | Dördüncü (36) |       |       | Beşinci (34) |       |   |
|         |         | 3                                   | 4     | 6     | 3            | 4     | 6     | 3                     | 4     | 6     | 3             | 4     | 6     | 3            | 4     | 6 |
| Cr-Co   | 3_      | -0,51                               | -0,11 | -0,05 | -0,27        | -0,07 | -0,10 | -0,28                 | -0,16 | -0,28 | -0,11         | -0,16 | -0,11 | -0,16        | -0,11 |   |
|         | 3456_   | -1,53                               | -2,27 | -2,83 | -1,43        | -0,77 | -2,21 | -1,50                 | -3,49 | -1,57 | -2,30         | -5,70 | -3,10 | -3,10        |       |   |
|         | 34567_  | -1,70                               | -3,28 | -4,22 | -1,68        | -1,23 | -3,34 | -1,73                 | -5,20 | -1,78 | -3,41         | -9,65 | -4,69 | -4,69        |       |   |
| Ti      | 3_      | -0,51                               | -0,11 | -0,05 | -0,28        | -0,07 | -0,10 | -0,30                 | -0,17 | -0,17 | -0,12         | -0,18 | -0,09 | -0,09        |       |   |
|         | 3456_   | -1,50                               | -2,28 | -2,83 | -1,54        | -0,81 | -2,29 | -1,61                 | -3,60 | -1,70 | -2,38         | -5,64 | -3,11 | -3,11        |       |   |
|         | 34567_  | -1,64                               | -3,29 | -4,23 | -1,84        | -1,33 | -3,45 | -1,87                 | -5,34 | -1,94 | -3,36         | -9,58 | -4,71 | -4,71        |       |   |

**Çizelge 3.6.** Spongioz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

| Altyapı | Yükleme | Tedavi Planlaması ve İmplant Konumu |      |      |              |      |      |                       |   |      |               |   |      |              |      |   |
|---------|---------|-------------------------------------|------|------|--------------|------|------|-----------------------|---|------|---------------|---|------|--------------|------|---|
|         |         | Birinci (346/parçalı)               |      |      | İkinci (346) |      |      | Üçüncü (36/All-on-4®) |   |      | Dördüncü (36) |   |      | Beşinci (34) |      |   |
|         |         | 3                                   | 4    | 6    | 3            | 4    | 6    | 3                     | 4 | 6    | 3             | 4 | 6    | 3            | 4    | 6 |
| Cr-Co   | 3_      | 0,34                                | 0,06 | 0,01 | 0,14         | 0,13 | 0,11 | 0,16                  |   | 0,13 | 0,19          |   | 0,16 | 0,13         | 0,22 |   |
|         | 3456_   | 0,22                                | 3,39 | 5,38 | 0,77         | 1,36 | 4,06 | 0,47                  |   | 3,45 | 0,71          |   | 3,99 | 2,89         | 6,99 |   |
|         | 34567_  | 1,08                                | 3,86 | 8,44 | 0,94         | 1,54 | 6,55 | 1,06                  |   | 5,35 | 0,44          |   | 6,19 | 4,58         | 4,88 |   |
| Ti      | 3_      | 0,35                                | 0,06 | 0,01 | 0,15         | 0,13 | 0,12 | 0,16                  |   | 0,14 | 0,15          |   | 0,17 | 0,14         | 0,23 |   |
|         | 3456_   | 0,18                                | 3,40 | 5,39 | 0,86         | 1,40 | 4,19 | 0,51                  |   | 3,59 | 0,78          |   | 4,20 | 2,92         | 7,43 |   |
|         | 34567_  | 1,00                                | 3,84 | 8,49 | 1,06         | 1,56 | 6,78 | 1,05                  |   | 5,59 | 0,91          |   | 6,54 | 4,63         | 4,67 |   |

Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler en düşük 3\_yükleme koşulundaki tedavi planlamalarında bulunmuştur. 34567\_yüklemesindeki Pmin değerleri; 3456\_yüklemesine göre daha yüksektir. Posteriora doğru uygulanan kuvvetin artmasıyla, spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinde de artış olmuştur.

Cr-Co ve titanyum altyapı materyalleri 1. tedavi planlamasında spongioz kemikte birbirine yakın Pmin değerleri göstermiştir. Diğer tedavi planlamalarında Cr-Co altyapı materyalinin spongioz kemikte oluşturduğu gerilmeler titanyum altyapı materyalinden daha düşük olmakla beraber; yine birbirine yakın değerler göstermişlerdir.

3\_yükleme koşulunda; iki altyapı materyali ve tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilme değerleri anterior implantı çevreleyen spongioz kemikte bulunmuştur. Diğer iki yüklemelerde; 5. tedavi planlamasında en yüksek gerilmeler anterior implant bölgesinde yoğunlaşırken, diğer tedavi planlamalarında distal implantı çevreleyen spongioz kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değerleri 5.tedavi planlamasında Cr-Co için -9,65 MPa, titanyum için -9,58 MPa olarak bulunmuştur.

3\_yükleme koşulunda en yüksek Pmin değerleri; 6 implantla desteklenmiş ve splintlenmeyen 1. tedavi planlamasında, anterior implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; her iki altyapı materyali için de -0,51 MPa olarak bulunmuştur. Diğer yüklemelerde ise en yüksek minimum asal gerilme değerleri 5. tedavi planlamasında yani kanat uzunluğunun en fazla olduğu planlamada, anterior implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; 3456\_yüklemesinde Cr-Co için -5,70 MPa titanyum için -5,64 MPa; 34567\_yüklemesinde ise Cr-Co için -9,65 MPa titanyum için -9,58 MPa olarak görülmüştür.

Tüm yüklemelerde en düşük Pmin değerleri 6 implantla desteklenen ve tam ark splintlenmiş 2. tedavi planlamasında ve 4 implantla desteklenen ve

splintlenmiş 4. tedavi planlamasında görülmüştür. Minimum asal gerilme değerleri; 5. tedavi planlamasında, 34567\_ ve 3456\_ yükleme koşullarında kemiğin dayanım kapasitesi olan 5 MPa'nın üzerine çıkarken, 3. tedavi planlaması da dayanım kapasitesine yakın değerler göstermiştir.

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler; tüm tedavi planlamalarında en düşük, tek noktadan kuvvet uygulanan 3\_yüklemeye koşulunda bulunmuş; 34567\_yüklemesindeki Pmax değerleri; 3456\_yüklemesine göre daha yüksektir.

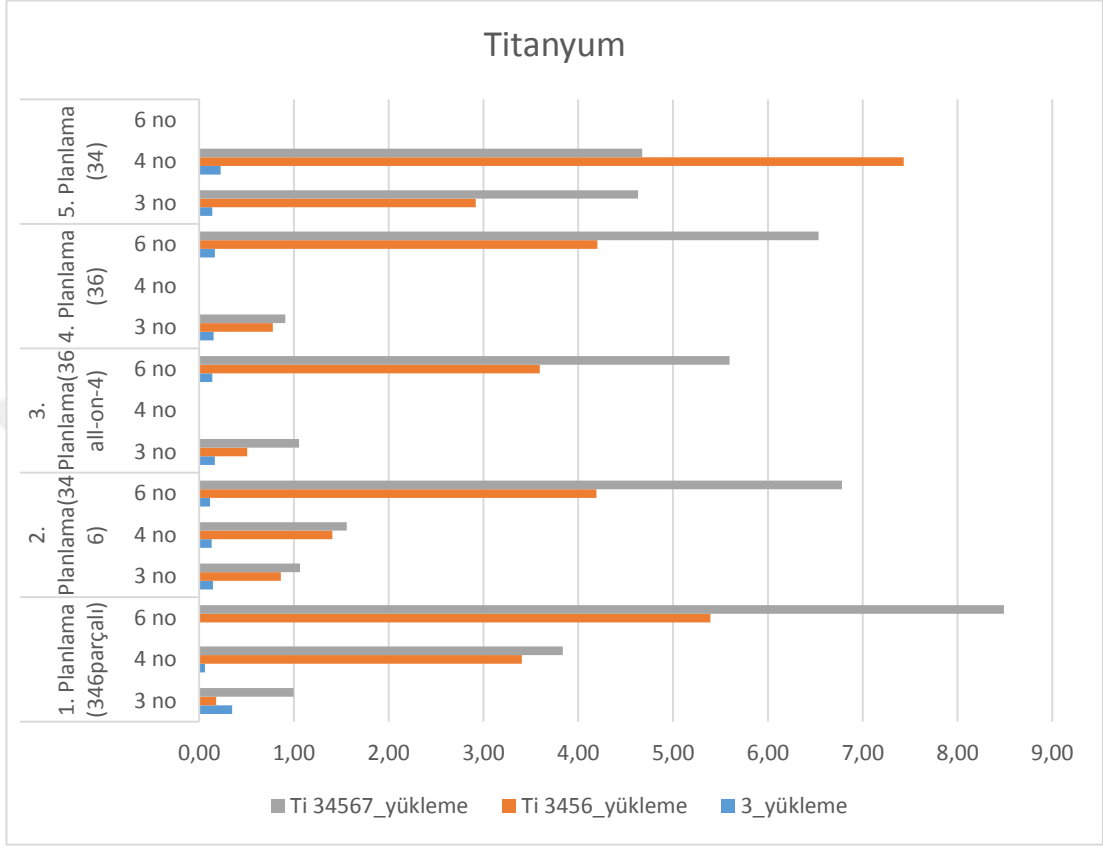
Cr-Co ve titanyum altyapı materyalleri 1. tedavi planlamasında spongioz kemikte çok yakın Pmax değerleri göstermiştir. Diğer tedavi planlamalarında Cr-Co altyapı materyalinin spongioz kemikte oluşturduğu gerilmeler titanyum altyapı materyalinden düşük olmakla beraber, birbirlerine yakın değerler göstermişlerdir.

3\_yüklemeye koşulunda en yüksek Pmax değerleri 1. tedavi planlamasında anterior implantların etrafındaki kemikte gözlenmiş; Cr-Co için 0,34 MPa, titanyum için 0,35 MPa olarak kaydedilmiştir. 34567\_yüklemeye koşulunda da en yüksek Pmax değerleri 1. tedavi planlamasında bulunmuş; ancak gerilmeler distal implantın etrafında görülmüştür. Bu değerler 5. tedavi planlamasında Cr-Co için 8,44 MPa, titanyum için 8,49 MPa'dır. 3456\_yüklemeye koşulunda en yüksek gerilmeler Cr-Co materyalinde 6,99 MPa, titanyum materyalinde 7,43 MPa olarak kaydedilmiştir.

Beşinci tedavi planlamasında en yüksek Pmax değerleri tüm yüklemeye tiplerinde ve farklı altyapı materyallerinde en distaldeki implantların çevresinde görülmüştür.

Tüm tedavi planlamalarında ve yüklemeye koşullarında en yüksek Pmax değeri 1. tedavi planlamasında 6 no'lu implant etrafında, 34567\_yüklemeye koşulunda titanyum materyali için 8,49 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 3.11). Her iki alt yapı materyalinde ve tüm tedavi planlamalarında, 34567\_yüklemeye koşulu en yüksek

maksimum asal gerilme değerlerini sergilemiş ve bu değerlerin kemiğin dayanım kapasitesinin üzerinde olduğu görülmüştür.



**şekil 3.11.** Tedavi planlamalarında titanyum altyapı materyali için Pmax değerleri (MPa)

#### 4. TARTIŞMA

Günümüzde kaybedilen dişlerin restorasyonunda özellikle tam dişsiz hastalarda implant tedavisi sıklıkla uygulanmaktadır. Tam dişsiz hastalar 2-4 implant kullanılarak overdenture şeklinde, implant doku destekli hareketli protezlerle veya 6-8 implant kullanılarak, implant destekli sabit protezlerle rehabilite edilebilirler. Hastalar overdenture tipi protezin kullanımını total protez kullanımından daha rahat bulsalar da; sabit protezin kullanımını tercih etmektedirler.

Erken yaşlarda posterior dişlerin kaybı, alt çenede mandibular kanala, üst çenede sinüslere yakın kemik pozisyonuna neden olmaktadır (Sebastian ve ark., 2013). Bu anatomik kısıtlamalar sabit protez yapımına olanak sağlamamaktadır (Doğan ve ark., 2012 ve Silva ve ark., 2010). Çeşitli materyal ve teknikler bu problemi çözmek için geliştirilmiş olsa da; bu durum maliyeti arttırmakta ve tedavi süresini uzatmaktadır. Standart implantları yerleştirebilmek için sıklıkla kemik augmentasyonuna ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak augmentasyon için yapılan cerrahi işlemler enfeksiyon, greft materyali kaybı gibi birtakım riskler içermektedir (Sebastian ve ark., 2013 ve Silva ve ark., 2010).

İleri cerrahi işlemlerinden kaçınabilmek için açılı implant yerleştirilmesi konservatif yaklaşım açısından en etkili yol olarak gösterilmektedir. Açılı implant kullanımı varolan kemiğin maksimum kullanımına ve minimum kanat uzunluğuna olanak sağlamakta; bunun yanısıra açılı ve aksiyal yerleşim arasında da belirgin başarı farkları görülmemektedir (Doğan ve ark., 2012; Malo ve ark., 2011; Sebastian ve ark., 2013 ve Silva ve ark., 2010).

Biyomekanik analizler; 5. ya da 6. implantın mekanik açıdan gereksiz olabileceğini belirlemiş ve böylece All-on-4® tüm ark restorasyonun tanıtılmasına izin vermiştir. Yeterli uzunlukta ve iyi açlandırılmış 2 distal ve 2 anterior implant, analizlere göre tüm ark restorasyonları taşıyabilecek niteliktedir (Jensen ve Adams, 2009). Distalde açılı implant kullanımı anatomik yapılardan kaçarak daha uzun

implant kullanımına, yeterli primer stabilitenin sağlanmasına ve kanat uzunluğunun azaltılmasına olanak sağlamıştır (Naini ve ark., 2011).

Daha az implantla başarılı tedavi planlamaları araştırılmaya devam etmektedir. Biyomekanik açıdan avantajlı, cerrahi işlemler içermeyen ve daha ekonomik yöntemler in vivo ve in vitro olarak araştırılmakta; yeni tedavi planlamaları gündeme gelmektedir. Son zamanlarda sıklıkla kullanılan All-on-4<sup>®</sup> tedavisi ve alternatif tedavi planlamalarının implantlar ve kemiğe ilettikleri gerilmeleri; oklüzyon farklılıklarını değerlendirebileceğimiz farklı yükleme koşulları altında incelemek, tedavi planlamaları ve altyapı materyalleri arasında gerilmelerin nasıl değiştiğinin anlaşılması, kanat varlığının olması ya da olmamasının oluşturduğu farklılıkların incelenmesi bu tezin amacını oluşturmaktadır.

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerin başarı ve başarısızlıklarının temelinde uygulanan kuvvet ve etkenleri önemli bir noktadır. Başarının elde edilmesi için yapılan bilimsel çalışmaların çoğu restorasyonlara, kemiğe, dişlere ya da implantlara gelen kuvvetler ile oluşturduğu gerilmeler üzerine yoğunlaşmıştır. Canlı organizmalarda kuvvetlerin uygulanması oldukça zordur; hatta imkansızdır. Bu durumlarda in vitro çalışmalar değer kazanmıştır.

Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda gerilmeleri ölçmek amacı ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda fotoelastik, gerinim ölçer, kırılğan vernik, halografik interferometri, termografik, radyotelemetri ve sonlu elemanlar analizi gibi farklı gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Çağlar ve Aydın, 2001). Fotoelastik yöntem basit olmasına rağmen, sentetik rezin çene kemiğini taklit etmede yetersiz kalmaktadır (Assunção ve ark., 2009 ve Çağlar ve Aydın, 2001). Gerinim ölçer ise sadece belirli bölgedeki gerilmeleri ölçebilmektedir ve gerinim ölçerin boyutları sınırlıdır (Hsu ve Chang, 2010 ve Karl ve ark., 2009). Kırılğan vernik analiz yöntemleri gerilimlerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında sayısal bilgi verme konusunda yetersiz kalmaktadırlar (Hsu ve Chang, 2010). Termografik yöntemde; dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır

(Ulusoy ve Aydın, 2005). Diğer yöntemlerde oluşturulan modeller de yetersiz kalmaktadır (Hsu ve Chang, 2010 ve Karl ve ark., 2009).

Tedavi planlamalarının in vitro değerlendirilmesinde sonlu elemanlar analizi sıklıkla kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde gerekli donanımın pahalı olması, güncelleme gerektirmesi ve yapılan araştırmaların doğruluğunun malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesine bağlı olması gibi dezavantajlara rağmen; oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla analiz edilebilmektedir. Bu yöntem sorunun basite indirilerek anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlamaktadır. Yapısında değişik malzeme ve geometrik özelliklerini barındıran cisimleri ek zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir. Sorunun temelini en küçük modeldeki en küçük parçadan ulaşıldığı için, problemin anlaşılması kolaylaşır ve yapılan analiz bilgisayar ortamında yapıldığından, aynı şartlar altında tekrarlanabilmektedir. Sınır şartları oldukça kolay uygulanır. Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir. Güvenilir sonuçlar elde edilmesi bu yöntemi değerli kılan diğer avantajı oluşturmaktadır (Chun ve ark., 2002; Ebrahimi, 2012; Holmgren ve ark., 1998; Menicucci ve ark., 2002 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014). Çalışmalarda gösterilen bu avantajlarından dolayı çalışmamızda sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi iki boyutlu ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. İki boyutlu ya da üç boyutlu modelleri kullanma kararı malzeme özellikleri, analizin türü gibi faktörlere bağlıdır (Özçelik ve Ersoy, 2007). İki boyutlu modeller daha kısa sürede ve daha kolay oluşturulabilmesine rağmen çalışmada kullanılan materyallerin yapısal özellikleri ve çeşitlilikleri nedeniyle yetersiz kalabilmektedir (Detolla ve ark., 2000; Özçelik ve Ersoy, 2007; Romeed ve ark., 2006). Teknolojinin gelişimiyle beraber üç boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Ayrıca diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin çeşitliliği ve karmaşıklığı sebepleri ile üç boyutlu modellemeler tercih edilmektedir (Ebrahimi, 2012; Chapter 1 ve Özçelik ve Ersoy, 2007).

İki ve üç boyutlu modeller karşılaştırıldığında, 3 boyutlu modellemelerdeki gerilme dağılımlarının detaylı ve daha gerçeğe yakın incelenebileceği söylenebilir

(Menicucci ve ark., 2002). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış altyapılarda, implantlarda ve kemikte meydana gelen gerilme değerlerinin tespit edilmesinde üç boyutlu sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Kemik dokusunun modellenmesi için bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans (MR) görüntüleme teknikleri ve üç boyutlu modelleme programları kullanılabilir (Magne, 2007). Canlı bir doku olan kemik yapısı izotropik değildir ve kuvvetleri her bölgede farklı karşılayabilmektedir (Baggi ve ark., 2008). Gerçeğe en yakın modellemeler yapılabilmesi için MR ve CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılabilir (Magne, 2007). Çalışmamızda modellerin oluşturulması için MR ya da CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılmamış; modellemeler Rhinoceros 4.0 programında 3 boyutlu olarak oluşturulmuştur. Böylece tedavi planlamalarının modellemeleri arasında standardizasyon sağlanarak farklı tedavi planlamalarındaki farklı gerilmelerin daha iyi incelenebilmesi hedeflenmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde malzeme özellikleri bir yapı içindeki gerilim dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenabilir. Sonlu elemanlar analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi için birçok çalışmada, kemik izotropik ve homojen olarak kabul edilmiştir; çünkü anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir (Geng ve ark., 2001 ve Liao ve ark., 2008). Bir çok araştırmacı kemiğin homojen ve izotropik olmadığını vurgulamış ve çalışmalarda izotropik ve homojen olmayan diğer modellemeler arasında biyomekanik analizler açısından fark olduğunu bildirmişlerdir (Bonnet ve ark., 2009; Geng ve ark., 2001 ve Nicaise ve ark., 2005). Ancak anizotropik modelleme yapmak ve materyal özelliklerini tanımlamak zor olduğu için sıklıkla izotropik modelleme kullanılmaktadır (Bonnet ve ark., 2009). Çalışmamızda modellemeler, diğer birçok çalışmadaki gibi (Doğan ve ark., 2012; Hasan ve ark., 2015 ve Silva ve ark., 2010) homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Tedavi planlamaları arasında karşılaştırmalı analizler yapılacağı ve anizotropik modelleme yapmak zor olduğu için anizotropik modellemeye ihtiyaç duyulmamıştır.

Sonlu elemanlar analizinde yüklemeler sonucu meydana gelen gerilme dağılımını etkileyen en önemli faktör, yapıların materyal özellikleridir. Elastisite modülü ve Poisson oranı; homojen, izotropik ve lineer elastik özellikteki materyallerde iki önemli ayırt edici özelliktir. Doğru sonuçların elde edilebilmesi için bu özelliklerin gerçeğe benzer değerlerde olması gerekmektedir (Geng ve ark., 2001 ve Hsu ve Chang, 2010). Poisson oranı ve elastisite modülü araştırmacı tarafından belirlenerek bilgisayar yazılımına aktarılmaktadır. Çalışmamızda; kortikal kemik, spongios kemik, implantlar, altyapı materyali ve üstyapı materyali için Poisson oranları ve elastisite modülleri sisteme aktarılmış; araştırmacılar tarafından en çok kullanılan değerler dikkate alınmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin güvenilirliğini etkileyen önemli bir faktör de kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı ile eleman boyutudur. Güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının 30000-200000 olması; eleman boyutunun ise 150-300  $\mu\text{m}$  olması gerekmektedir. 300  $\mu\text{m}$ ' den büyük eleman boyutu analizlerde yanıltıcı olabilmektedir. Eleman boyutu azaldıkça eleman sayısı artmaktadır ve eleman sayısının artması gerçeğe daha yakın analizler yapılmasını sağlamaktadır (Sato ve ark., 1999). Ancak eleman ve düğüm noktalarının sayısının artması, analiz süresinin uzamasına neden olmaktadır. Bu nedenle yapılan birçok araştırmada eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmuş ya da incelenmek istenen bölgeler dışındaki diğer bölgelerde sayısı azaltılmıştır (Detolla ve ark., 2000; Kitagawa ve ark., 2005 ve Sevimay ve ark., 2005b). Bu çalışmada eleman ve düğüm sayısı artırılarak, eleman sayısının yetersizliğine bağlı hataların oluşmaması hedeflenmiştir. Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 1132890 eleman ve 214212 düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının oldukça üzerindedir (Akça ve ark., 2003; Akça ve İplikçioğlu, 2002 ve Ferreira ve ark., 2014). Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçların gerçeğe yakın sonuçlar olduğu düşünülebilir.

Sonlu elemanlar analizi de dahil tüm in vitro çalışmalarda oluşturulan modeller ile karmaşık canlı dokuların yapısını tüm detayları ile tam olarak oluşturmak

mümkün değildir (Adıgüzel, 2010). Geometrik modellerin ve sanal koşulların kullanımından dolayı malzeme özellikleri ile ilgili basitleştirilme yapılması gerekmektedir. Bu durum elde edilen sonuçların birebir gerçeği yansıtmaması anlamına gelmektedir. Yapılan basitleştirmeler karşılaştırmalı çalışmalar açısından önemli avantaj sağlamaktadır (Sevimay ve ark., 2005a). Çalışmamızda da kullanılan modellerde basitleştirmeler yapılmıştır. Yapılan basitleştirmeler nedeni ile implantlar, kemik ve altyapıda oluşan gerilmeler tam olarak gerçeği yansıtmayabilir; ancak karşılaştırmalı bir çalışma olduğu için yeterli kabul edilebilir.

Sonlu elemanlar analizinde, implantoloji alanında modellenen tüm yapılar genellikle kesintisiz temas şeklindedir. Çalışmamızda da spongiöz kemik-kortikal kemik, implant ile çene kemiği, implant-abutment, abutment-altyapı materyali ve altyapı materyali-üstyapı materyali kesintisiz temasta modellenmiştir. Sonlu elemanlar analizinin bu özelliği gözönüne alınmalıdır.

İmplantların çevresindeki spongiöz kemik gözenekli bir yapıya sahip olduğundan implant-kemik teması hiçbir zaman %100 değildir (Sevimay ve ark., 2005b). Klinik olarak kemik-implant teması %30 ile %70 arasındadır; ancak sonlu elemanlar analiz çalışmalarının çoğunda kemik-implant teması %100 olarak kabul edilir (Degidi ve ark., 2003 ve Geng ve ark., 2001). Çalışmamızda da kemik-implant teması %100 olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle sonuçlar değerlendirilirken, sonlu elemanlar analizinin bu sınırlaması gözönünde bulundurulmalıdır.

Kortikal kemiğin kalınlığı ve yoğunluğu hem kortikal kemikte hem de spongiöz kemikte farklı gerilme değerlerine neden olmakta ve analizin sonuçlarını etkilemektedir. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça gerilme değerleri düşmekte, kortikal kemik kalınlığı azaldıkça gerilme değerleri artmaktadır (Medetalibeyoğlu ve ark., 2012). Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı her bölgede 2 mm olarak kabul edilmiştir. Sonuçlar değerlendirilirken farklı kortikal kemik kalınlıklarının farklı gerilmelere neden olabileceği gözardı edilmemelidir.

Daha önce yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarıyla uyumlu olarak alt çenede ideal kemik tipi olduğu dikkate alınarak kortikal kemik tabakasının kalınlığı 2 mm olarak modellenmiştir (Baggi ve ark., 2008 ve Padhye ve ark., 2015). Çalışmamızda ideal tip mandibula modellenmiş, kalın spongios kemik üzerine 2 mm yoğun kortikal kemik özellikleri tanımlanmıştır. Kemikte kalınlık ve yoğunluk kaybı olmadığı varsayılmıştır. Sonuçların ideal bir kemikte incelendiği dikkate alınmalıdır.

All-on-4<sup>®</sup> tedavi planlamasında tercihen posteriorda 4/4,3 mm, anteriorda 3,75/4 mm çapında 10-18 mm uzunluğunda implantlar kullanılmaktadır (Babbush ve ark., 2013; Malo ve ark., 2003 ve Malo ve ark., 2011). Çalışmamızda da implantlar standart 4 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kullanılmış; All-on-4<sup>®</sup> tedavi planlamasında (3. tedavi planlaması) distaldeki açılı implant 18 mm seçilmiştir. Distal açılı implant, in vivo şartları taklit etmek amacıyla yeterli açılanmaya bağlı kanat uzunluğunun azalması ve yeterli ankraj sağlamak için daha uzun seçilmiştir. Uzunluk implant biyomekaniği açısından, implant çapı kadar etkili olmayabileceği için bu farklılık gözardı edilmiştir (Baggi, 2008 ve Sertgöz ve Güvener, 1996).

All-on-4<sup>®</sup> tekniğinde, posteriordaki implantlar genellikle 30° açılıdır; bu açılanma, açılı abutment'lerle tolere edilir. İmplant açılanması maksimum 45 derecedir (Doğan ve ark., 2012). Begg ve arkadaşları (2009), distal implantlarda farklı açılanmalar (0°-15°-30°-45°) ile kuvvet iletim özelliklerini tanımlamayı hedeflemişlerdir. 15° ve 30° açılı distal implantlar, aksiyal implantlarla benzer gerilim modeli gösterirken, 45° açılı distal implantın çevresinde en fazla baskı yoğunlaşması gözlenmiştir. Başka bir çalışmada 15° ve 30° distal implant açılanmasında benzer gerilim dağılımları saptanırken, 45° açılanmaya sahip distal implantların çevresinde yüksek gerilimler saptanmıştır (Sannino, 2013). Çalışmamızda diğer çalışmaların sonuçlarından yola çıkılarak, distal implantlarda en uygun gerilim oluşturan açılanma miktarı olan 30° tercih edilmiş; açılanma miktarı değişken olarak incelenmemiştir.

Chun ve arkadaşları (2006), yaptıkları çalışmada farklı modellerde dik yüklemeler altında benzer gerilimler görüldüğünü belirtmişler; oblik yüklemelerin

ise belirgin farklılık oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Başka araştırmacılar da sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılan çalışmalarda oblik yüklerin kuvvetleri daha gerçekçi yansıttığını, bu sebepten dolayı dik kuvvetlerin uygulanmasına gerek görülmediğini belirtmişlerdir (Bulaqi ve ark.,2015; Himmlová ve ark., 2004 ve Kayabaşı ve ark., 2006). Çalışmamızda diğer çalışmalarla uyumlu olarak dikey yüklemeler yapılmamış, tüm planlamalarda oblik yüklemeler uygulanmıştır.

Sabit tüm ark restorasyonlarda oluşan gerilimler açısından incelenen çalışmalarda; Padhye ve arkadaşları (2015), 6 implant destekli tam ark restorasyonlarda, kemikte oluşan gerilimleri incelemek amacıyla, restorasyonun bitim sınırından 150 N kuvvet uygulamışlardır. Doğan ve arkadaşları (2012), ise All-on-4® tedavi planlamasını, alternatif tedavi planlamaları ile karşılaştırmalı olarak değerlendirirken her dişe 100 N olmak üzere, premolarlar ve 1. molar diş bölgelerinden toplam 300 N olacak şekilde yükleme yapmışlardır. Dört ve 6 implantlı modellerde farklı okluzal yüklemelerin etkilerini inceleyen Silva ve arkadaşları (2010), yüklemeleri çift taraflı olarak 1. molar, 2. premolar, 1. premolar ve kanin dişlerin distal bölgesine, sırasıyla 200 N, 150 N, 150 N ve 100 N olacak şekilde uygulamışlardır. Tam ark restorasyonların sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmalarda farklı yükleme koşulları kullanılmıştır. Standart bir yükleme tipi kullanılmadığı ve tam dişli bireylerdeki çiğneme kuvvetini yansıtmak için, doğal dişlere gelen kuvvet değerleri yüklemeler için tercih edilmiştir.

Shinogaya ve arkadaşları (2000), 2. molar dişlere sağlıklı dişli bireylerde yaklaşık olarak 300 N gelebileceğini, maksimum ısırma kuvvetinin en fazla molar bölgede olduğunu belirtmişlerdir. Molar bölgedeki maksimum ısırma kuvvetinin tek taraflı ölçümü, doğal dişli sağlıklı bireylerde 300-600 N arasındadır. Anterior bölgedeki ısırma kuvveti molar bölgenin % 40'ı, premolar bölgede ise % 70'i kadardır (Bakke, 2006). Çalışmamızda; gerilimlerin maksimum etkisini deneysel olarak değerlendirebilmek amacı ile üst çene tam dişli olarak planlanmış; sağlıklı dişli bireylerdeki çiğneme kuvvetlerini yansıtmak için yükleme protokolü tek taraflı olarak uygulanmıştır. Dişli bireylerde geçerli olan kanin koruyuculu ve tek taraflı balanslı oklüzyon simülasyonunu oluşturmak ve aynı zamanda 2. molar bölgedeki

kanatın etkisini değerlendirebilmek amacıyla 3 farklı yükleme koşulu oluşturulmuştur. 3\_yüklemeye koşulunda kanin dişlerin insizal tepesinden oblik olarak 50 N, 3456\_yüklemeye tipinde kanin, 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlere sırasıyla 50 N, 150 N, 150 N ve 200 N kuvvet uygulanmış; 34567\_yüklemeye koşulunda ise 2. molar dişin bulunduğu bölgeye; yani kanat bölgesine 150 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada 2. molar bölgesine 1. molar bölgesinden daha düşük kuvvet uygulanmasının nedeni, kanat bölgesinde hafifletilmiş oklüzyon temaslarının planlanmış olmasıdır.

Seramik üstyapı materyali estetik üstünlüklerinden dolayı akrilik rezin materyaline göre sıklıkla tercih edilmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001 ve Ferreira ve ark., 2014). Bazı çalışmalar seramik materyalinin akrilik rezine göre daha rijit olduğu için gerilmeleri absorbe edemediğini ifade etmiştir (Geng ve ark., 2001; Jemt ve ark., 1989 ve vanRossen ve ark., 1990). Ancak Gomes arkadaşları (2011), implant üstü tek kronlarda yaptıkları çalışmada üst yapı materyalinin kemik dokusundaki gerilim dağılımını etkilemediğini rapor etmişlerdir. Benzer şekilde başka bir çalışmada üstyapı materyalinin gerilim dağılımında etkisi olmadığını belirtilmiştir (Hulterstrom ve Nilsson, 1991).

Bazı çalışmalar ise seramik materyalinin kendi içinde gerilim miktarının fazla olduğunu; ancak kemiğe ve implantlara iletilen gerilmelerin daha az olduğunu belirtmişlerdir (Eskitaşçıoğlu ve ark., 1996; Ferreira ve ark., 2014 ve Stegaroiu ve ark., 1998). Seramik ve akrilik rezin materyalinin her ikisi de birçok alışımla birlikte kullanılmaktadır ve gerilim iletimleri açısından literatürde kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Protezlerin hastaya tesliminden sonra, aşınma direncinin düşük olması nedeniyle, akrilik rezin materyalinde prematür temaslar ortaya çıkabilmektedir (Brunski ve ark., 2000). Renklenme ve aşınmalardan daha az etkilenmesi amacıyla ve estetiğin daha kalıcı olması için hibrit protezlerde metal alt yapı üzerinde sıklıkla porselen kullanıldığı için, çalışmamızda porselen üstyapı tercih edilmiş; değişken olarak incelenmemiştir.

Çalışmamızda Cr-Co altyapı materyalindeki von Mises değerleri, titanyum altyapı materyalinden daha yüksek bulunmuştur. Daha rijit bir materyal olan Cr-Co materyalinde von Mises değerlerinin yüksek çıkması diğer çalışmalarla (Bhering ve ark., 2016; Hasan ve ark., 2015 ve Rubo ve Souza, 2010) benzerlik göstermiştir. Metaller gibi çekilebilir materyaller için von Mises değerleri önemlidir; ancak bu değerler son gerilme dayanım değerleri gözönüne alınarak değerlendirilmelidir. Son elastik deformasyon (yield) noktasını tanımlamak için von Mises değerleri kullanılmaktadır. Bir materyal için Yield noktası aşılsa, kalıcı deformasyon oluşmaktadır. Eğer materyal son gerilme dayanımına (ultimate tensile strength) ulaşırsa cisimde kopma ya da kırılma meydana gelir. Yield noktasının sayısal ifadesi her zaman ifade edilemeyebilir. Onun yerine son gerilme dayanımı tespit edilebilir. Çalışmamızda son gerilme dayanımı değerleri göz önüne alınarak von Mises değerleri yorumlanmıştır. Von Mises değerlerinin yüksek olmasından daha çok son gerilme dayanımına ne kadar yakın olduğu daha önemlidir.

Bu çalışmada altyapı materyallerinde son gerilme dayanım değerleri Cr-Co için 960 MPa, titanyum için 680 MPa olarak tanımlanmıştır. En yüksek von Mises değerleri 34567\_ yükleme tipinde kanin ve 1. premolar bölgesine implantların yerleştirildiği 5. tedavi planlamasında Cr-Co için 335,08 MPa, titanyum için 287,96 MPa olarak gözlenmiş; bu değerler son gerilme dayanımlarının altında kalmıştır. Oluşan gerilimlerin materyalin kendi içinde kopma ya da kırılmalara sebep olmayabileceği düşünülmektedir.

İmplantlarda oluşan gerilimlerin değerlendirilmesinde de von Mises gerilme değerleri kullanılmaktadır. Altyapı materyalleri ile benzer şekilde implantlarda oluşan von Mises gerilme değerlerinin, son gerilme dayanım değerleri gözönüne alınarak incelenmeleri önemlidir. Çalışmamızda tam ark splintlenmemiş ve 6 implantla desteklenen tedavi planlamasında (1. tedavi planlaması) ve All-on-4® tedavi planlamasında (3. tedavi planlaması), 2. molarların varlığında ve yüklemesinde von Mises değerlerinin son gerilme dayanımlarının üzerinde ya da yakın değerler olduğu dikkati çekmektedir. Bu değerler implantlarda kırık oluşabileceğine işaret etmektedir. İkinci molarların yani kanat uzantısının olmadığı

3456\_yüklemeye koşulundaki von Mises değerleri ve 3\_yüklemeye koşulundaki gerilme değerleri, son gerilme dayanımının oldukça altında kalmıştır.

Benzer şekilde kanin ve 1. premolar bölgesine yerleştirilen toplam 4 implantla desteklenen 5. tedavi planlamasında, tüm implantlarda oluşan yüksek von Mises değerleri dikkat çekmektedir. 34567\_yüklemeye koşulu için kanin bölgesindeki implantlarda Cr-Co için 582,96 MPa, titanyum için 595,43 MPa; 1. premolar bölgesindeki implantlarda Cr-Co için 689,41 MPa, titanyum için 719,67 MPa değerleri gözlenmiştir. Bu değerler son gerilme dayanımlarının üzerinde ya da çok yakındır. İmplantlarda kırıklara sebep olabileceği düşünülmektedir.

İmplantlarda oluşan en uygun von Mises değerleri 2. ve 4. tedavi planlamalarında görülmüştür. Bu iki tedavi planlamasındaki değerler son gerilme dayanım değerinin oldukça altındadır. İmplantların splintlenmesi, kanat uzunluğunun az olması ya da olmaması ve implantların aksiyal yerleşimi implant biyomekaniği açısından önemli parametrelerdir.

İmplantlarda oluşan gerilimler iki farklı materyal (Cr-Co ve Ti) açısından incelendiğinde Cr-Co altyapı materyalinin, kendi içinde titanyuma göre daha fazla von Misses gerilim değerleri ortaya çıkmasına rağmen, implantlarda daha az gerilim oluşturduğu gözlenmiştir. Cr-Co materyalinin elastisite modülünün titanyum materyalinden yüksek oluşu; rijit yapısı nedeniyle özellikle tam ark tedavi planlamalarında implantlara daha az gerilim iletmesine neden olmuştur. Çalışmamızın bu sonucu diğer çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermiştir (Bhering ve ark., 2016; Rubo ve Souza, 2010 ve Hasan ve ark., 2015).

Kemik dokusunda oluşan gerilmelerin çekme veya baskı tipi gerilme olup olmadığı ve yapı üzerinde hangi gerilme tipinin etkili olduğu asal gerilme değerleri değerlendirilerek anlaşılır. Asal gerilmelerin negatif değerleri baskı, pozitif değerleri çekme gerilmelerini ifade eder. Mutlak değeri büyük olan asal gerilme değerleri kortikal ve spongioz kemikte hangi kuvvetin etkili olduğunu gösterir (Akça ve İplikçioğlu, 2002). Çalışmamızda kortikal kemikte baskı gerilme değerlerinin daha

yüksek olduğu görülmüş; bu nedenle Pmin değerleri esas alınarak değerlendirme yapılmıştır. Spongioz kemikte ise Pmin ve Pmax değerlerinin her ikisinin de mutlak değerinin yüksek olduğu saptanmış ve bir arada değerlendirilmiştir.

İmplant-kemik arayüzünde oluşan fizyolojik kemik kaybı ve kemik rezorbsiyonunun başlamasında asal gerilme değerlerinin etkisi büyüktür. Kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değeri 170-190 MPa'yı, maksimum asal gerilme değeri 100-130 MPa'yı, spongioz kemikte meydana gelen her iki asal gerilme değeri de 5 MPa'yı aştığı durumlarda kemik dokusunda aşırı yükleme meydana gelmektedir (Baggi ve ark., 2008). Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre; kortikal kemikte meydana gelen en yüksek minimum asal gerilme değerleri Cr-Co için -189,47 MPa ve titanyum için -195,28 MPa, maksimum asal gerilme değerleri ise Cr-Co için 77,33 MPa ve titanyum için 77,54 MPa'dır. Kortikal kemikte gözlenen yüksek minimum asal gerilme değerleri; 3456\_ ve 34567\_yükleme koşullarında, kanin ve 1. premolara implant yerleştirilmiş toplam 4 implantla desteklenen tedavi planlamasında (5. tedavi planlaması) ölçülmüştür. Bu değerler, rezorbsiyon için belirtilen değerlerin üst sınırına çok yakındır. Kortikal kemikte gözlemlenen maksimum asal gerilme değerleri ise, rezorbsiyonun başlaması için verilen değerlerin altında kalmıştır. Spongioz kemikte meydana gelen en yüksek minimum asal gerilme değerleri Cr-Co için -9,65 MPa, titanyum için -9,58 MPa'dır ve 5. tedavi planlamasında ve 34567\_yükleme koşulunda gözlenmiştir. En yüksek maksimum asal gerilme değerleri de tüm tedavi planlamalarında 34567\_yükleme koşulunda görülmüş; bu değerler rezorbsiyonun başlaması için belirtilen değerlerin üstünde kalmıştır.

Tedavi planlamaları arasında kortikal kemikte oluşan en düşük gerilmeler 6 implant destekli ve tam ark sabitlenmiş tedavi planlamasında (2. tedavi planlaması) gözlenmiştir. All-on-4® tedavi planlaması ve kanin ve 1. molar dişlere aksiyal implant yerleştirilen 4. tedavi planlaması kemikte oluşturdukları gerilmeler bakımından birbirlerine oldukça yakın değerler göstermişlerdir.

Misch (2009), alt çenenin mental foramenler arasındaki bölümünün bükülme kuvvetlerine karşı daha stabil olduğunu ve çenede açılma fazı ve protrusiv hareket boyunca meydana gelen gerilmelerin mental foramenlerin distalinde meydana geldiğini savunmuştur. Sabit restorasyonlarda mental foramenden daha da distale gidilmesi durumunda meydana gelen alt çene hareketlerinin implantların prognozunu olumsuz yönde etkilediğini ve birbirine sabitlenmiş tam ark sabit restorasyonlarda implantların mental foramenler arasına yerleştirilmesi ile alt çenede daha az bükülme kuvvetlerinin meydana geldiğini belirtmiştir. Ancak çalışmamızda kanin, 1. premolar ve 1. molar bölgesine aksiyal yerleştirilmiş ve 3 parça tasarlanmış protetik planlamada (1. tedavi planlaması) kortikal kemikte oluşturduğu gerilimler, tam ark splintlenmiş tasarıma göre yüksektir. Splintlemenin gerilim dağılımı açısından önemli olduğu düşünülmektedir; bununla birlikte sonlu elemanlar analizinin sınırlamaları Misch (2009)'in bahsettiği bükülmeye bağlı gerilimleri incelememize imkan tanımamıştır.

Benzer şekilde çalışmamızda kanin ve 1. molar dişler bölgesine 4 aksiyal implant yerleştirilip splintlenmiş tedavi planlamasında (4. tedavi planlaması) da kemikte oluşan gerilim değerleri rezorbsiyona sebep olan mutlak değerlerin oldukça altındadır. Ancak literatürde sadece 3 ve 6 nolu dişler bölgesine yerleştirilen tedavi planlaması ile ilgili çalışma bulunmadığı için karşılaştırmalar kendi çalışmamızdaki planlamalar arasında yapılabilmektedir.

3 ve 6 numaralı dişler bölgesine aksiyal implant yerleşimi ve toplam 4 implantla oluşturulan splintlenmiş tedavi planı Jensen'in 2014 yılında yayınladığı bir derlemede, sınıflama olarak anlatılmıştır. Jensen bu sınıflandırmada 6 nolu dişler bölgesinde rezorbsiyon varlığında kısa implant kullanılabileceğini söylemiştir.

Daha önce yapılan çalışmalarda 6 implantla oluşturulan tedavi planlamasına alternatif olan All-on-4® tekniği başarılı sonuçlar göstermektedir (Doğan ve ark., 2012; Malo ark., 2011; Sebastian ve ark., 2013 ve Silva ark., 2010). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde All-on-4® tekniğinde oluşan gerilim değerleri

rezorbsiyonu başlatan gerilim değerlerinin oldukça altındadır ve başarılı bir teknik olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda All-on-4® tedavi planlamasında distaldeki açılı implantın boyun bölgesi 6 numaralı dişlerin olduğu bölgeye yerleştirilmiştir. Aynı bölgede yani 6 numaralı dişlerin olduğu bölgede aksiyal implant yerleştirip modellediğimiz tedavi planlaması ile karşılaştırma yapıldığında, implant açılanmasının kemikte oluşturduğu gerilmelerde belirgin farklılık saptanmamıştır. Benzer şekilde Begg ve arkadaşları (2009), 15° ve 30° açılı distal implantların, aksiyal implantlarla benzer gerilim modeli gösterdiğini ifade etmişlerdir. Açılı implantların tek başına kullanımı kemikte oluşan gerilme değerlerini arttırmakta (Clelland ve ark., 1993); ancak birden fazla implantla birlikte splintlendiklerinde gerilme değerlerinde azalma görülmektedir (Clelland ve ark., 1995).

Tam dişsiz çenelerde distal implantların açıldırılması yöntemi daha uzun implant kullanımına ve protez yapısının daha kısa kanat uzunluğuna sahip olmasını sağlamaktadır (Doğan ve ark., 2012). Takahashi ve arkadaşları (2010), artan implant açılanmasının kemikte oluşabilecek komplikasyon riskini arttırdığını belirtmişler; açılanmaya bağlı azalan kanat uzunluğunun ise biyomekanik avantaj sağladığını ifade etmişlerdir. Azalan kanat uzunluğu kemiğe iletilen gerilim değerlerini azaltmaktadır.

Sertgöz ve Güvener'in 1996 yılında yaptıkları çalışmada, protezin kanat miktarının kemikte oluşturduğu etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelemişler; kanat miktarlarını 7 mm, 14 mm, 28 mm şeklinde kullanmışlardır. Çalışma sonucunda kanat miktarı arttıkça kemikte oluşan gerilim miktarının arttığını vurgulamışlar; ancak oluşan gerilimlerin rezorbsiyon için çok önemli olmadığını söylemişlerdir. Drago 2016 yılında yaptığı klinik takipte, ortalama 15.5 mm kanat uzunluğuna sahip hibrit full ark sabit protezlerde genel sağ kalım oranını %99,5 olarak bulmuştur.

Zarb ve Schmitt 1990 yılında yayınlanan çalışmalarında, kanat uzunluğunun 20 mm'yi geçmemesi gerektiğini belirtmişlerdir. Misch (2009), ise AP (anteroposterior) mesafesinin 2,5 katına kadar uzatılan kanat uzunluğunun oluşan gerilimler açısından uygun olabileceğini söylemiştir.

Çalışmamızda 5. tedavi planlaması dışında tüm tedavi planlamalarında kanat uzunluğu 10 mm'dir ve diğer çalışmalarda belirtilen ideal kanat uzunluklarıyla uyum sağlamaktadır. Ancak 6 implantla desteklenen splintlenmemiş tedavi planlamasında kanat uzunluğu belirtilen ideal sınırlarda olmasına rağmen, kemikte oluşan gerilimler oldukça yüksektir. Splintlemenin kuvvet dağılımını daha uygun yaptığı düşünülmektedir. Kanat uzunluğu splintlenmiş tedavinin aksine 6 implantla değil 2 implantla desteklendiği için oluşan yüksek gerilme değerlerinin normal olduğu düşünülmektedir. Beşinci tedavi planlamasında ise oluşturulan kanat uzunluğu çalışmalarda güvenle kullanılacak kanat uzunluklarının üzerinde olduğu için özellikle 34567\_yüklemeye koşulunda kemikte görülen gerilim değerleri oldukça yüksek ve kemiğin dayanım sınırının üzerindedir. Beşinci tedavi planlamasında üstyapının 2. molarlara kadar uzatılması yerine 1. molarlarda bırakılması, 3456\_yüklemeye koşulundaki gerilim değerlerinde de görüldüğü gibi, azalan kanat uzunluğuna bağlı olarak kemikte daha uygun gerilimler oluşturmaktadır; ancak 1. molarlarda bitirildiği durumlarda bile rezorbsiyonu tetikleyebilecek gerilimler oluşabilir.

Prematür temas, mandibulayı normal kapanış yolundan saptıran, mandibular hareketin normal, düz ve uyumlu kayma hareketi ile çatışan ve / veya kondil, diş veya protezin konumunu bozan okluzal temaslar olarak tanımlanabilir (Chen ark., 2008). Birçok çalışma prematür okluzal temasların aşırı marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyon başarısızlığına neden olduğunu göstermektedir (Isidor, 1996; Isidor, 1997 ve Miyata ark., 2000). All-on-4® tekniğinde daimi protezlerde, prematür temas olmamasına dikkat edilir. Kaninler ve 1. premolar etrafında dengeli bir oklüzyon olmalıdır. Protezin distalinde okluzal temaslardan kaçınılmalıdır. Okluzal kuvvetler anterior ve posterior implantlar arasındaki bölgede yoğunlaşmalıdır; sentrik serbestlik sağlanmalıdır. Kanat üzerindeki en son diş oklüzyondan

çıkarılmalıdır. Ancak mevcut literatürde All-on-4<sup>®</sup> restorasyonlarında oklüzyonla ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır ve oklüzyon vurgusu zayıf kalmıştır (Babbush ark., 2011; Ho, 2012 ve Taruna ark., 2014). Çalışmamızda; her iki materyalle gerçekleştirilen tüm tedavi planlamalarında; 3\_yükleme koşulunda alt yapı materyali, implant ve kemikte en düşük gerilme değerleri görülmüş; diğer iki yükleme koşulunda ise yüklem posterior bölgeye kaydıka, gerilme değerlerinde artış kaydedilmiştir. Çalışmamızın bu yöndeki bulguları; implant destekli sabit protezlerde okluzal ilişkilerin düzenlenmesinde, çalışan taraf temaslarının ön bölgede sınırlandırılmasının gerilimlerin azalmasına yol açacağı görüşünü desteklemektedir.

Çalışmamızın hedefi; dişsiz mandibulanın sabit implant destekli protezle tedavisinde; biyomekanik açıdan avantajlı, implant sayılarını minimumda tutan ve dolayısı ile ekonomik, aynı zamanda ileri cerrahi teknikleri gerektirmeyen, tedavi risklerini azaltan ve süresini kısaltan tedavi modelini ortaya koymaktır. Bu anlamda 4 implantla desteklenen All-on 4<sup>®</sup> tedavi planlaması; distal implantların aksiyal olarak yerleştirildiği 4. tedavi planlaması ile benzer gerilim değerleri sergilemiş; kanat uzunluğunun en fazla olduğu 5. tedavi planlamasına göre daha olumlu gerilim dağılımı göstermiştir. Sabit implant destekli tedavi planlamasında implant sayısının 4 yerine 6 oluşu; ancak implantların splintlenmesi durumunda biyomekanik avantaj sağlamıştır. Farklı elastisite modülü sergilemeleri açısından çalışmamıza dahil edilen krom-kobalt ve titanyum alt yapı materyalleri farklı gerilim dağılımı özellikleri sergilemiş; özellikle splintlenmiş tedavi planlamalarında krom-kobalt, implant ve kemikte daha düşük gerilimlere neden olmuştur.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Tüm tedavi planlamaları ve yükleme koşullarında; Cr-Co altyapı materyalinde oluşan gerilme değerleri titanyuma göre daha yüksek bulunmuştur.
2. Altyapı materyali, implant ve kemikte en düşük gerilme değerleri 3\_yükleme koşulunda, en yüksek gerilme değerleri ise 34567\_yükleme koşulunda elde edilmiştir.
3. Her iki altyapı materyalinde de von Mises gerilme değerleri 2. tedavi planlamasında en düşük iken, 5. tedavi planlamasında diğerlerine göre daha yüksektir.
4. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek implant von Mises gerilme değerleri 3\_yükleme koşulunda 3 no'lu implant bölgesinde gözlenmiş; diğer yükleme koşullarında ise en distaldeki implantta yoğunlaşmıştır.
5. İmplant von Mises gerilme değerleri 3\_yükleme koşulunda, en yüksek 1. tedavi planlamasında görülmüş; diğer tedavi planlamaları benzer sonuçlar göstermiştir.
6. Tedavi planlamaları 3456\_ ve 34567\_yükleme koşullarında karşılaştırıldığında; 2. ve 4. tedavi planlamalarında daha düşük implant von Mises gerilme değerleri görülmüştür.
7. Birinci tedavi planlamasında; her iki altyapı materyali implant von Mises gerilme değerleri açısından benzer sonuçlar göstermiş; diğer tedavi planlamalarında Cr-Co altyapısı daha düşük gerilimlere neden olmuştur.
8. Kortikal kemikteki en yüksek asal gerilme değerleri; implant boynu etrafında yoğunlaşmıştır.
9. Tüm tedavi planlamalarında; kortikal kemikte Cr-Co altyapı materyali daha düşük asal gerilmeler oluşturmuş; bununla birlikte 1. tedavi planlamasında her iki materyal benzer gerilme değerleri sergilemiştir.
10. Kortikal kemikte 3\_yükleme koşulunda en yüksek asal gerilmeler 1. tedavi planlamasında 3 no'lu implantın etrafında oluşmuş; diğer yükleme koşullarında ve tedavi planlamalarında ise en distaldeki implantlar etrafında görülmüştür.

11. Spongioz kemikteki minimum asal gerilme değerleri; 3456\_ ve 34567\_yükleme koşulları altında, 5. tedavi planlamasında kemiğin dayanım kapasitesini aşmış; 3. planlamada ise dayanım kapasitesine yakın değerler sergilemiştir.
12. Her iki altyapı materyali için de, tüm tedavi planlamaları 34567\_yükleme koşulunda spongioz kemiğin dayanım kapasitesinin üzerinde gerilim değerleri sergilemiştir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sayısal değerler, tam dişsiz mandibulanın sabit implant destekli protezlerle rehabilitasyonunda, altyapı materyali ve yükleme koşulunun; materyaller, implant ve kemikte oluşan gerilmelerin yoğunluğu ve lokalizasyonu açısından önemli olduğunu göstermiştir.

Elastisite modülü yüksek olan altyapı materyali kullanıldığında; gerilmenin materyal bünyesinde artmasına rağmen, implantlar ve kemiğe iletilen gerilme potansiyelinin düşük olduğu, özellikle splintlemenin sağlandığı tedavi planlamalarında dikkat çekmiştir.

Tam dişsiz mandibulanın sabit implant destekli protezle tedavisinde, implant sayısının 6 yerine 4 oluşu; distaldeki implantın konumu ve dolayısıyla eğimine bağlı olarak farklı gerilmeler oluşturmaktadır. İmplant boyun bölgelerinin birbirine yakın olarak konumlandırılmasının yerine, birbirinden uzakta yerleşimi, kanat mesafesinin azaltılmasına neden olarak biyomekanik açıdan daha avantajlı bir tedavi planlaması ortaya koymaktadır. Dişsiz mandibulada 6 implantın splintlenmeden kullanılması; 4 adet implantın All-on-4® tasarımı şeklinde veya kanin ve 1. molar konumunda aksiyal yerleşimi benzer gerilim dağılımı oluşturmuştur.

Karşıt arkın tam dişli olduğu vakalardaki klinik şartları yerine getirmek amacıyla tedavi planlamalarına dahil edilen 2. moların varlığı, altyapı materyalleri, implantlar ve kemikte oluşan gerilme değerlerinde artışa neden olmuştur. Özellikle 4 implantın kanin ve premolar konumunda yerleştirildiği planlamada, 34567\_yükleme koşulunda 2. molar bölgede daha hafif okluzal temasların tercih edilmesine rağmen,

spongioz ve kortikal kemiğin dayanım kapasitesini aşan gerilme değerleri oluşmuştur.

Tüm tedavi planlamalarında implantlar ve kemiğe iletilen en düşük gerilme değerleri 3\_yükleme koşulunda görüldüğünden, sabit implant destekli protezlerde okluzal ilişkilerin düzenlenmesinde, temasların implantlar arasındaki bölgede sınırlı kalması ve kanat olsun olmasın, molar bölgede disklüzyon oluşturulması önem taşımaktadır.

Sonlu elemanlar analizi; implant destekli sabit protezlerin biyomekanik açıdan değerlendirilmelerinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmakla birlikte, çalışmanın sınırlayıcı faktörleri gereği, biyolojik dokuların birebir simülasyonu mümkün olmadığından, elde edilen verilerin klinik çalışmalarla da desteklenmesi zorunludur.

## ÖZET

### Tam Dişsiz Alt Çenenin All-on 4® İmplant Tedavisinin Biyomekanik Analizi

Tam dişsiz alt çenenin rehabilitasyonu; 2-4 implant kullanılarak overdenture şeklinde, implant doku destekli hareketli protezlerle veya 6-8 implant kullanılarak, implant destekli sabit protezlerle yapılabilir. Hastalar overdenture tipi protezin kullanımını total protez kullanımına göre daha rahat bulsalar da; sabit protezin kullanımını tercih etmektedirler. Biyomekanik analizler 5. ya da 6. implantın mekanik açıdan gereksiz olabileceğini belirlemiş; All-on-4® tüm ark restorasyonun tanıtılmasına izin vermiştir.

Çalışmada; tam dişsiz mandibulanın All-on-4® tasarımı ve olası 4 farklı sabit implant destekli protez planlamasıyla tedavisinin; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Tam dişsiz mandibula için 5 farklı tedavi planlaması oluşturulmuştur: (1) Altı implant; 3 parça, (2) 6 implant; tek parça, (3) 4 implant; All-on 4®; 3ve 6 konumunda, (4) 4 implant; aksiyal 3 ve 6 konumunda, (5) 4 implant; aksiyal 3 ve 4 konumunda. Protezlerde 2 farklı altyapı materyali (titanyum ve krom-kobalt) kullanılarak toplam 5 model oluşturulmuş ve 30 analiz yapılmıştır. Yüklemeler 3 farklı koşulda (3, 3456 ve 34567 no'lu diş bölgelerinden tek taraflı) yapılarak, sonuçlar değerlendirilmiştir.

Araştırmadan elde edilen sonuçlara göre tedavi planlamaları, altyapı materyalleri ve yükleme koşulu; materyaller, implant ve kemikte oluşan gerilmelerin yoğunluğu ve lokalizasyonu açısından fark yaratmıştır. Krom - kobalt altyapı materyali; bünyesinde daha fazla gerilmeye sahip olurken, özellikle splintlemenin sağlandığı tedavi planlamalarında implantlar ve kemiğe daha az gerilim iletmiştir. İmplant sayısının 6 yerine 4 oluşu; distaldeki implantın konumu ve dolayısıyla eğimine bağlı olarak farklı gerilme modelleri oluşturmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** All-on 4®, dental implant, implant destekli sabit protez, krom-kobalt, sonlu elemanlar analizi, titanyum

## SUMMARY

### **Biomechanical Analysis of All-on-4<sup>®</sup> Implant Treatment for Edentulous Mandible**

The rehabilitation of edentulous mandible can be achieved by using implant retained overdentures with 2 or 4 dental implants or implant supported fixed prostheses with 6 or 8 dental implants. Although patients can tolerate the overdentures easier than complete dentures, they more prefer using fixed prostheses. Biomechanical analysis reported that its no need to use fifth or sixth implants with regard to stress transmitted to implants and supporting alveolar bone and allowed to introducing of All-on 4<sup>®</sup> concept.

The aim of the study was to investigate the treatment of the edentulous mandible with All-on 4<sup>®</sup> concept and four alternative implant supported fixed denture designs by using a three dimensional finite element analysis.

Five different treatment planning were created for the edentulous mandible: (1) Six dental implants; three units, (2) six dental implants; single unit, (3) four dental implants; All-on 4<sup>®</sup> concept; in tooth # 3 and # 6 locations, (4) four dental implants; axially; in tooth # 3 and tooth # 6 locations, (5) four dental implants; axially; in tooth # 3 and tooth # 4 locations. Totally 5 finite element analysis models were prepared by using two different framework materials (cobalt-chrome and titanium) for the dentures and 30 analysis were completed. The loadings were made in three different conditions (from 3, from 3456 and from 34567 unilaterally) and the results were evaluated.

According to results, the type of the treatment planning, framework material, loading condition have caused a difference in the density and the location of stress occurring in implants, framework materials and supporting alveolar cortical and trabecular bone. Cobalt-cromium, as a framework materail, caused less stress transmitted to implants and the alveolar bone compared to titanium, especially for the splinted treatment planning, although having more stress in its self structure. Using 4 dental implants instead of 6 in the treatment planning, created different stress models in according to the location and consequently the location of the distal implants.

**Key words:** All-on-4 concept, cobalt-cromium, dental implants, finite element analysis, implant supported fixed prosthesis, titanium

## KAYNAKLAR

- ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T, GLANTZ PO, LINDHE J (1998). The mucosal attachment at different abutments. *Journal of Clinical Periodontology*, **25(9)**: 721-727.
- ACAR A, İNAN Ö (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **4**: 52-56.
- ADELL R, ERIKSSON B, LEKHOLM U, BRANEMARK PI, JEMT T (1990). Longterm follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac*, **5**: 347-359.
- ADIGÜZEL Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm 1: Diş hekimliğinde kullanılan alanları, temel kavramlar ve eleman tanımı. *Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisine*, **11(1)**: 18-23.
- AKÇA K, ÇEHRELİ MC, İPLİKÇİOĞLU H (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morsetaper implant: A nonlinear finite element stress analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **14**: 444-54.
- AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*., **29**: 350-356.
- AKTAŞ G, CANAY Ş (2015). İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica*, **32(3)**:158-164.
- ALBREKTSSON T (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **60(1)**: 75-84.
- ANUSAVICE KJ (1985). Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, **29(4)**: 789-803.
- ANUSAVICE KJ (2003). Philip's Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd., Ch: 4.
- ASSUNÇÃO WG, GOMES ÉA, BARÃO VA, DELBEN JA, TABATA LF, DE SOUSA EA (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*, **21(3)**: 689-695.
- AYNA M, GÜLSES A, AÇIL Y (2015). Comprehensive Comparison of the 5-Year Results of All-on-4 Mandibular Implant Systems With Acrylic and Ceramic Suprastructures. *Journal of Oral Implantology*, **41(6)**: 675-683.
- BABBUSH C, KUTSKO G, BROKLOFF J (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with nobelactive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, **37(4)**: 431-445.

- BABBUSH, CA, KANAWATI A, BROKLOFF J (2013). A new approach to the all-on-four treatment concept using narrow platform nobelactive implants. *The Journal of Oral Implantology*, **39(3)**: 314-325.
- BAGGI L, CAPPELONI I, GIROLAMA MD, MACERI F, VARIRO G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osteointegrated implants related to crestal bone geometry: A three- dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **100**: 422-431.
- BAKKE MERETE. Bite force and occlusion. In: Seminars in orthodontics (2006). WB Saunders. 120-126.
- BAYRAKTAR G, TURFANER M (1997). Krom-kobalt alaşımlarının dökülebilirliğine eritme ve döküm yöntemlerinin etkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **31**: 123-129.
- BEGG T, GEERTS GAVM, GRYZAGORIDIS J (2009). Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24(4)**: 663-671.
- BERGMAN B (1987) Periodontal reactions related to removable partial dentures: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*., **58(4)**:454-8.
- BERTOLOTTI RL (1980). Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. *Journal of Dental Research*, **59(11)**: 1972-1977.
- BEZZON OL, DE MATTOS MDG, RIBEIRO RF, DE ALMEIDA ROLLO JM (1998). Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, **80(5)**: 570-574.
- BHARDWAJ S, SRIVASTAVA R, PALEKAR U, CHOUKSE V (2014). The “all-on-four” immediate function concept: a review". *National Journal of Dental Sciences & Research*, **2(1)**: 78-81.
- BIDEZ, MW, MISCH CE (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of Oral Implantology*, **18(3)**: 264-274.
- BONNET AS, POSTAIRE M, LIPINSKI P (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering and Physics*, **31(7)**: 806-815.
- BRÅNEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTRÖM J, HALLÉN O, OHMAN A (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplementum*, **16**: 1-132.
- BRUNSKI JB, PULEO DA, NANCI A (1999). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **15(1)**: 15-46.
- BULAQI HA, MASHHADI MM, SAFARI H, SAMANDARI MM, GERAMIPANAH F (2015). Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant

- components and their surrounding bone: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **113(6)**: 548-557.
- ÇAĞLAR A, AYDIN C (2001). İmplantolojide biyomekanik. *Atatürk Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **11(1)**: 90-95.
- CAN G, AKALTAN F (2013). Hareketli Bölümlü Protezler Planlama, 1th Ed., Rotatıp Kitapevi. Bölüm: 9.
- CARR AB, BROWN DT (2007). McCracken's removable partial prosthodontics. Mosby. Ch:17
- ÇETİNER S, ZOR F (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **24(1)**: 51-56.
- CHEN YY, KUANG CL, WANG YB (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *Journal of Dental Sciences*, **3**: 65-74.
- CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, CHOI YC, BAIK HK, KU Y, KIM MH (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, **29(6)**: 565-574.
- CHUN HJ, SHIN HS, HAN CH, LEE SH (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **21**: 195-202.
- ÇİFTÇİ Y, CANAY Ş (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*, **14(5)**: 406-411.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2004). Dental Materials: Properties and Manipulation 8<sup>th</sup> Ed. China, Mosby, Inc. Ch: 2
- DEGIDI M, PIATTELLI A (2003). Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *Journal of Periodontology*, **74(2)**: 225-241.
- DETOLLA DH, ANDREANA S, PATRA A, BUHITE R, COMELLA B (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, **26**: 77-81.
- DOĞAN DÖ, POLAT NT, POLAT S, ŞEKER E, GÜL EB (2012). Evaluation of “all-on-four” concept and alternative design with 3d finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16(4)**: 501-510.
- DONLEY TG, GILLETTE WB (1991). Titanium endosseous implant-soft tissue interface: a literature review. *Journal of periodontology*, **62(2)**: 153-160.
- DRAGO C, HOWELL K (2012). Concept for desining and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics*, **21**: 413-424.
- DURMUŞ ZY, GÜNGÖR H (2013). Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **23(1)**: 145-152.

- DUYCK J, VAN OOSTERWYCK H, VANDER SLOTEN J, DE COOMAN M, PUERS R, NAERT I (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, **11**: 465-475.
- EBRAHIMI F (2012). Finite Element Analysis-New Trends And Developments. InTech. 5-20
- EHSANI S, SIADAT H, ALIKHASI M (2014). Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in all-on-four technique. *Implant Dentistry*, **23**(2): 225-230.
- EMAMI E, HEYDECKE G, ROMPRE PH, DE GRANDMONT P, FEINE JS (2009). Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clinical Oral Implant Research*, **20**: 533-544.
- ESKİTAŞÇIOĞLU G, BARAN I, AYKAÇ Y, ÖZTAŞ D (1996). Investigation of the effect of different esthetic materials in implant-crown design. *Journal of Oral Implantology*, **4**: 13-19.
- FAVERANI LP, BARÃO VA, RAMALHO-FERREIRA G, DELBEN JA, FERREIRA MB, GARCIA JI, ASSUNÇÃO WG (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials Science and Engineering C Materials for Biological Applications*, **37**: 164-170.
- FERREIRA MB, BARÃO VA, FAVERANI LP, HIPÓLITO AC, ASSUNÇÃO WG (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. *Material Science and Engineering*, **35**: 92-99.
- FISCHER J, FLEETWOOD PW (2000). Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental Materials*, **16**(2): 109-113.
- GEÇKİLİ O, BİLHAN H (2012). Alt çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans frekans analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **46**(1): 24-31.
- GENG J, YAN W, XU W (2008). Application Of The Finite Element Method In Implant Dentistry. Springer Science and Business Media. 1-61.
- GENG JP, TAN KBC, LIU GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**(6): 585-598.
- GOMES EA, BARAO VA, ROCHA EP, ALMEIDA EO, ASSUNÇÃO WG (2011). Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **26**(6): 1202-1209.
- GONZALEZ J (2014). The evolution of Dental Materials for Hybrid prosthesis. *The Open Dentistry Journal*, **8**: 85-94.

- GRACHT IVD, DERKS A, HASELHUHN K, WOLFART S (2016). EMG correlations of edentulous patients with implant overdentures and fixed dental prostheses compared to conventional complete dentures and dentates: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implant Research*, **0**: 1-9.
- GRANDIN HM, BERNER S, DARD M (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, **5**: 1348-1360.
- GÜLER MS, ŞEN S (2015). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniv Bil Tek Derg*, **5(1)**: 56-66.
- GÜNGÖR BM (2014). Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stress dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi.
- HASAN I, BOURAUUEL C, KEILIG L, STARK H, LÜCKERATH W (2015). The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: a finite element study. *Annals of Anatomy*, **199**: 43-51.
- HEYDECKE G, BOUDRIAS P, AWAD MA, DE ALBUQUERQUE R, LUND JP, FEINE JS (2014). Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: patient satisfaction and choice of prosthesis. *Clinical Oral Implant Research*, **14**: 125-130.
- HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91(1)**: 20-25.
- HO CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the all-on-4 immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, **23(2)**: 138-148.
- HOBO S, ICHIDA E, GARCIA LT (1990). Osseointegration And Occlusal Rehabilitation. Quintessence Pub Co. Ch:163-86.
- HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis- a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *The Journal of Oral Implantology*, **24(2)**: 80-88.
- HONG HR, PAE A, KIM Y, PAK J, KIM HS, KWON KR (2011). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **27(5)**: 69-76.
- HSU ML, CHANG CL (2010). Application of Finite Element Analysis in Dentistry. In: Finite element analysis, Ed.: Moratal D. Sciyo. Ch: 2
- HUANG HH, LIN MC, LEE TH, YANG HW, CHEN FL, WU SC, HSU CC (2005). Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal Of Oral Rehabilitation*, **32(3)**: 206-212.

- HULTERSTROM M, NILSSON U (1991). Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **6(4)**: 475-480.
- HUSSEIN MO, RABIE ME (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular all-on-four design. *Journal of Oral Implantology*, **41(2)**: 12 - 18.
- ISIDOR F (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, **7**: 143-152.
- ISIDOR F (1997). Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical Oral Implants Research*, **8**: 1-9.
- JAIN AR, NALLASWAMY D, ARIGA P, PHILIP JM (2013). Full mouth rehabilitation of a patient with mandibular implant screw retained Fp-3 prosthesis opposing maxillary acrylic removable over-denture. *Contemporary Clinical Dentistry*, **4(2)**: 231-235.
- JAMBHEKAR S, KHEUR M, KOTHAVADE M, DUGAL R (2010). Occlusion and occlusal consideration in implantology. *Indian Journal of Dental Avancements*, **2**: 125-130.
- JEMT T, LEKOLM U, ADELL R (1989). Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **4**: 211.
- JENSEN OT (2014). Complete arch site classification for all-on-4 immediate function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112(4)**: 741-751.
- JENSEN OT, ADAMS M (2009). The maxillary m-4: a technical and biomechanical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy-report of 3 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **67**: 1739-1744.
- JENSEN OT, ADAMS MW, COTTAM JR, PAREL SM, PHILLIPS WR (2011). The all on 4 shelf: mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **69(1)**: 175-181.
- KARL M, DICKINSON A, HOLST S, HOLST A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur. Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry*, **17**: 50-57.
- KAYABAŞI O, YÜZBAŞIOĞLU E, ERZINCANLI F (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softwar.*, **37**: 649–658.
- KIM Y, OH TJ, MICSH CE, WANG HL (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16**: 26-35.
- KITAGAWA T, TANIMOTO Y, NEMOTO K, AIDA M (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dental Materials Journal*, **24**: 219-24.

- KORKMAZ T (1995). İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi.
- KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B, LINDSTROM H (2000) Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **15**: 405-414.
- KURŞUNOĞLU S (2011). İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezopsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stress analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KURTULMUŞ S, AYDIN AK (2008). Tekrarlanan döküm işleminin dental alaşımların mekanik özelliklerine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **11(2)**: 126-133.
- LEINFELDER KF (1997). An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *The Journal of the American Dental Association*, **128(1)**: 37-45.
- LEKHOLM U, ZARB GA (1985). Patient Selection And Preparation. In: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Ed.: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Chicago: Quintessence Publishing. 109–209.
- LIAO SH, TONG RF, DONG JX (2008). Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **32**: 53-60.
- LIN CL, WANG JC, CHANG WJ (2008). Biomechanical interactions in tooth-implant supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **19**: 107-117.
- LOPEZ CS, SAKA CH, RADA G, VALENZUELA DD (2016). Impact of fixed implant supported prosthesis in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*, **6**: 1-4.
- MAGNE P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, **23**: 539-548.
- MALHOTRA AO, PADMANABHAN TV, MOHAMED K, NATARAJAN S, ELAVIA U (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian Dental Journal*, **57**: 440-445.
- MALÓ P, DE ARAÚJO NOBRE M, LOPES A (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **97(6)**: 26-34.
- MALO P, NOBRE MA, LOPES A, MOSS SM, MOLINA GJ (2011). A longitudinal study of the survival of all-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up, *The Journal of the American Dental Association*, **142(3)**: 310-320.

- MALO P, RANGERT B, NOBRE M (2003). "All-on-four" immediate-function concept with branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **5(1)**: 2-9.
- MALO P, RANGERT B, NOBRE M (2005). All-on-4 immediate-function concept with branemark system implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry Related Research*, **7(1)**: 88-94.
- MEDETALIBEYOĞLU F, KAYMAZ İ, KORKMAZ İH, DAĞSUYU İM, AKPINAR N (2012). Mini vida yerleştirilmiş manbidulada kortikal kemik kalınlığına bağlı olarak gerilmelerin incelenmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, **16(3)**: 294-302.
- MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research*, **13(3)**: 334-41.
- MERICSKES-STERN R, TAYLOR TD, BELSER U (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*, **11**: 108-125.
- MISCH CE (2009). Dental Implant Prosthetics 1st Ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby. Ch:5.
- MISCH CE (2011). Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji 3. Baskı. In: Tedavi planlamasındaki kilit faktör: Kemik yoğunluğu. Ed.: Tulunoğlu İF. Ankara: Atlas Kitapçılık. Ch:1,7,17,19,25.
- MIYATA T, KOBAYASHI Y, ARAKI H, OHTO T, SHIN K (2000). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **15**: 425-431.
- NAINI RB, NOKAR S, BORGHEI H, ALIKHASI M (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **26**: 776-781.
- NICAISE N, BONNET AS, POSTAIRE M, LIPINSKI P (2005). Influence of bone anisotropy in the case of implant-supported prostheses using a 'all-on-four' base. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **8(1)**: 297-298.
- NICKENIG HJ, SCHAFFER C, SPIEKERMANN H (2006). Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clinical Oral Implants Research*, **17**: 506-511.
- OKESON J (2008). Temporomandibular Disorders And Occlusion 6th Ed. St. Louis: Elsevier Mosby Ch:4
- ORTORP A, JEMT T (2004) Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **6(4)**: 199-209.
- ÖZCAN E, ÖZDEMİR A, TUNÇDEMİR AR, ÇELİK S, GÜNGÖR AY (2010). Derleme: Dental implantlarda başarısızlık nedenleri. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Dergisi*, **1(3)**: 4-11.

- ÖZÇELİK TB, ERSOY AE (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, **16**: 107-116.
- ÖZPINAR B, TOKSAVUL S, ULUSOY M, ÖZER H (1995). Doğal dişli genç bireylerde karşılıklı çene ilişkileri ile oklüzyon türleri arasındaki ilginin araştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **16**: 18-22.
- PADHYE OV, HEREKAR M, PATIL V, MULANI S, SETHI M, FERNANDES A. (2015). Stress Distribution in Bone and Implants in Mandibular 6-Implant-Supported Cantilevered Fixed Prosthesis: A 3D Finite Element Study. *Implant dentistry*, **24(6)**: 680-685.
- PESQUEIRA AA, GOIATO MC, FILHO HG, MONTEIRO DR, SANTOS DMD, HADDAD MF, PELLIZZER EP (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, **40(2)**: 217-228.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2011). Craig's Restorative Dental Materials 13th Ed. USA, Elsevier, Inc. Ch:4.
- PRITHVIRAJ DR, MADAN V, HARSHAMAYI P, KUMAR CG, VASHISHT R (2014). A comprasion of masticatory efficiency in conventional dentures, implant-retianed or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: A literature review. *Journal of Dental Implants*, **4(2)**: 153- 157.
- RAMOĞLU S, OZAN O (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stress analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **9**: 175-180.
- RILO B, DA SILVA JL, MORA MJ, SANTANA U (2008). Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *International Dental Journal*, **58**: 139-145.
- ROMEED SA, FOK SL, WILSON NHF (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, **33**: 209-15.
- ROMEO E, TOMASI C, FININI I, CASENTINI P, LOPS D (2009). Implant supported fixed cantilever prosthesis in partially edentulous jaws: a cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, **20**: 1278-1285.
- ROSSI DM, SANTOS CM, MIGLIORANÇA R, REGALO SCH (2014). All on four fixed implant support rehabilitation: a masticatory function study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16(4)**: 594-600.
- RUBO JH, CAPELLO SOUZA EA (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **12(2)**: 105-113.
- ŞAHİN S, ÇEHRELİ MC, YALÇIN E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry*, **30(7)**: 271-282.
- SANNINO G (2013). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, **41(2)**: 163-171.

- SATO Y, WADAMOTO M, TSUGA K, TEIXEIRA ER (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**: 288-291.
- SCHNITMAN DA, WOHRLE PS, RUBENSTEIN JE (1990). Immediate fixed interim prosthesis supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *Journal of Oral Implantology*, **16**: 96-105.
- SEBASTIAN B, PATZELT M, BAHAT O, REYNOLDS MA, STRUB JR (2013). The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16(6)**: 836-835.
- SEGHI RR, DENRY I, BRAJEVIC F (1992). Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, **5(4)**: 309-314.
- SERTGÖZ A, GÜVENER S (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **76(2)**: 165-169.
- SEVİMAY M, TURHAN F, KILIÇARSLAN MA, ESKITASCIOĞLU G (2005a). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **93(3)**: 227-234.
- SEVİMAY M, ÜŞÜMEZ A, ESKITAŞÇIOĞLU G (2005b). The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, **73**: 140-7.
- SHINOGAYA T, BAKKE M., THOMSEN CE, VILMANN A, MATSUMOTO M. (2000). Bite force and occlusal load in healthy young subjects-a methodological study. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **8(1)**: 11-15.
- SILVA GC, MENDONÇA JA, LOPES LR, LANDRE J (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **25(2)**: 239-246.
- STEGAROIU R, SATO T, KUSAKARI H, MIYAKAWA O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **13**: 82.
- TAKAHASHI T, SHIMAMURA I, SAKURAI K (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with all-on-4 concept. *Journal of Prosthodontic Research*, **54**: 179-184.
- TANYEL RC, RAMAZANOĞLU M, İBRAHİMOĞLU D, ÜNLÜ Ç, ÖZGÜL M, KATİBOĞLU G, KATİBOĞLU AB (2012). Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin dental implant KA üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: sonlu elemanlar analizi. *TDD*, **84**: 54-60.

- TARUNA M, CHITTARANJAN B, TELLA S, ABUUSAAD MD (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4 concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **8(10)**: 16-19.
- TAŞKINSEL E, GÜMÜŞ HÖ (2014). Sonlu elemanlar stress analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,**8**: 131-135.
- TAYLOR TD, WIENS J, CARR A (2005). Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(6)**: 555-560.
- TUNALI B (2004). Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral Implantoloji. 3. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. 9-17.
- ULUSOY M, AYDIN KA (2005). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt I Baskı 2. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, Bölüm 5.
- UZUN G, KEYF F (2007). İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2**: 43-50.
- VALEGA TM (1977). Alternatives to gold alloys in dentistry. US Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, National Institutes of Health. 40-67.
- VAN NOORT R (2007). Introduction to Dental Materials 3th Ed. Mosby: Edinburg.
- VAN ROSSEN IP, BRAAK LH, DE PUTTER C, DE GROOT K (1990). Stress-absorbing elements in dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **64(2)**: 198-205.
- VANLIOĞLU B, ÖZKAN Y, ÖZKAN YK (2011). İmplant destekli restorasyonlarda oklüzyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **4**: 57-64.
- WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKI T, IGARASHI Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, **36(7)**: 463-471.
- YANG J, XIANG HJ (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of Biomechanics*, **40(11)**: 2377-2385.
- YUAN J, SUKOTJO C (2013). Occlusion for implant supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *Journal of Periodontal & Implant Science*, **43**: 51-57.
- ZAMPELIS A, RANGERT B, HEIJL L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **97(6)**: 35-43.
- ZARB GA, ALBREKTSSON T (1991) Osseointegration – A requiem for the periodontal ligament? An editorial. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **11(1)**:88–91.

ZARB GA, SCHMITT A (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *The Journal of prosthetic dentistry*, **64**(1): 53-61.

ZARB GA, SCHMITT A (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of Oral Rehabilitation*, **22**(8): 661-671.



## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

**Adı** : Ayben  
**Soyadı** : BAYRAK  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Ankara 16.02.1988  
**Uyruğu** : T.C.  
**Medeni Durumu** : Evli  
**İletişim Adresi** : 2. İnönü Cad. No:4 Kaşmir Göl Evleri  
Sitesi D8/5 Eryaman/ANKARA

**Tel** : +905382641813  
**Elektronik Posta** : ayben\_senturk@windowslive.com

### II- Eğitimi

2011-2017 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı/Doktora Programı  
2006-2011 Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
2002-2006 Nermin-Mehmet Çekiç Anadolu Lisesi  
1994-2002 Sarar İlköğretim Okulu

### III- Unvanları

2011 Diş Hekimi  
2006-2007 Başkent Üniversitesi Öğrenci Konseyi Genel Sekreteri

### IV- Bilimsel İlgi Alanları

#### Uluslararası Dergi Yayınları

1. KILICARSLAN MA, YUCEL O, **BAYRAK A**, EKICI Z (2016). An Alternative Implant Impression Technique with Limited Interocclusal Space: Closed-Tray Impression Posts for Open-Tray Impression Technique. *EC Dental Science* 4.3 : 815-821.

### **Seminerler**

1. İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon. (2013). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D
2. Primer Stabilite ve İmmediat Yükleme Protokolü. (2012). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.
3. Diş Hekimliğinde Renk Olgusu ve Renk Belirleme Yöntemleri. (2011). Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.

### **Poster ve sözlü sunumlar**

1. KILICARSLAN MA, YUCEL O, **BAYRAK A**, EKICI Z (2016). An Alternative Implant Impression Technique with Limited Interocclusal Space: Closed-Tray Impression Posts for Open-Tray Impression Technique. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, Antalya
2. İRKEÇ Z, **BAYRAK A**, AKAT B (2015). Application of Policeram Implant-Retained Fixed Restoration In Occlusal Rehabilitation: A Case Report, 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, Antalya
3. ÇETİNTAŞ Ş, **BAYRAK A**, KARACAER Ö, AKALTAN KF (2015) Gün Işığı ve Tungsten Işık Kaynağı Altında Görme Kusuru Olan ve Olmayan Diş Hekimleri İle Diş Hekimliği Öğrencileri Arasındaki Renk Eşleştirme Performanslarının Karşılaştırılması, Sözlü Sunum, 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi, Antalya
4. İRKEÇ Z, **BAYRAK A** (2012). Occlusal Rehabilitation by full-mouth zirconia fixed restoration and opposing implant-retained overdenture, Poster Sunumu EPA(European Prosthodontics Association) Rotterdam, Hollanda

### **V- Diğer Bilgiler**

#### **Kongre ve Sempozyum Katılımları**

1. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi, 2016, Antalya
2. 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, 2016, Antalya

3. 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, 2015, Antalya
4. Ankara Diş Hekimleri Odası 2. Öğrenci Sempozyumu, 2015, Ankara
5. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, 2012, Antalya
6. 19. Uluslararası Türk Dişhekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 2012, Ankara
7. 1. Uluslararası Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Kongresi, 2012, Ankara
8. EDSA (European Dental Students Association) 2011 Leeds, İngiltere
9. 16. Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, 2011, İzmir
10. 14. EBDO Uluslararası Kongre ve Bilimsel Sergisi, 2010, İzmir
11. 13. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2009, Antalya

#### **Eğitim Seminerleri Katılımları**

1. BioHorizons İmplant Üstü Protez Uygulamaları ve Ölçü Semineri, 2014, Ankara