

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DÖRT İMPLANT DESTEKLİ (ALL-ON-FOUR) TEDAVİ KONSEPTİNDE BOYUN  
BÖLGESİ AÇILI İMPLANT KULLANIMININ OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE  
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Taha AKTAŞ**

**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Nurettin Diker**

**ARALIK 2021**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DÖRT İMPLANT DESTEKLİ (ALL-ON-FOUR) TEDAVİ KONSEPTİNDE BOYUN  
BÖLGESİ AÇILI İMPLANT KULLANIMININ OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE  
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Taha AKTAŞ**

**AĞız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Nurettin Diker**

**ARALIK 2021**

Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans ( ) Uzmanlık ( x ) Doktora ( )  
Anabilim Dalı : Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Tez Sahibi : Dt. Taha AKTAŞ  
Tez Başlığı : Dört İmplant Destekli (All-On-Four) Tedavi Konseptinde  
Boyun Bölgesi Açılı İmplant Kullanımının Oluşan Stresler  
Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

**Tez Danışmanı :** **Dr. Öğr. Üyesi Nurettin DİKER** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Prof. Dr. Barış Çağrı DELİLBAŞI** .....  
İstanbul Medipol Üniversitesi

**Yedek  
Jüri Üyeleri**

**Doç. Dr. Özge DOĞANAY** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Abdullah ÖZEL** .....  
İstanbul Medipol Üniversitesi

**Teslim Tarihi** : Aralık 2021  
**Savunma Tarihi** : Aralık 2021

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki becerilerimi kazanmamda ve tez sürecini yürütmemde üzerimde büyük emeği olan değerli tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Nurettin Diker hocama en derin şükranlarımı ve saygılarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerimi, mesleki birikimlerini ve yardımlarını bana cömertçe gösteren başta dekanımız Prof. Dr. Doğan Dolanmaz olmak üzere, önceki dekanımız Prof. Dr. Alper Alkan, Prof. Erdem Kılıç, Prof. Dr. Nükhet Kütük, Doç. Dr. Özge Doğanay, Dr. Öğr. Üyesi Türker Yücesoy'a;

Birlikte çalışmaktan memnuniyet duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzdeki tüm personele;

Son olarak bugünlere gelmemde en büyük emeği olan, ailem ve dostlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 20210222 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Aralık 2021

Taha Aktaş  
Diş Hekimi

## **BEYAN**

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

Taha Aktaş



# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>vii</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xi</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1 Dental İmplantoloji ve Tarihçesi .....	3
2.2 Alveolar Kemik Rezorpsiyonu .....	4
2.2.1 Alveol kemik rezorpsiyonunun fizyolojisi .....	4
2.2.2 Alveol kemik rezorpsiyonunun sınıflandırılması .....	5
2.2.3 Alveol kemik rezorpsiyonunun tedavi yöntemleri .....	6
2.2.3.1 Otojen blok greftler .....	6
2.2.3.2 Distraksiyon osteogenezisi .....	9
2.2.3.3 Sinüs yükseltme (sinüs lifting) .....	10
2.2.3.4 Ridge split tekniği .....	12
2.2.3.5 Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu .....	12
2.3 Alveol Kemik Rezorpsiyonunda Ogmentasyona Alternatif Tedavi Yöntemleri.....	13
2.3.1 All-on-four tekniği .....	13
2.3.2 Kısa implantlar .....	13
2.3.3 Zigoma implantları .....	14
2.3.4 İnce implantlar .....	14
2.4 All-On-Four Tedavi Protokolü .....	14
2.4.1 All-on-four tedavisinde cerrahi protokol .....	17
2.4.2 All-on-four tedavisinde protetik protokol .....	18
2.5 Sonlu Elemanlar Analizi .....	20
2.5.1 Sonlu elemanlar analizinde temel mekanik kavramlar.....	23
2.5.2 Sonlu elemanlar analizinde stres analiz yöntemi .....	25
2.5.3 Sonlu elemanlar analiz yönteminin aşamaları.....	26
2.5.3.1 Üç boyutlu modellerin elde edilmesi .....	26
2.5.3.2 Verilerin programa aktarılması (analiz).....	26
2.5.3.3 Analizin çözümlenmesi (postprocessing) .....	27
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	<b>28</b>
3.1 Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi .....	28
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>40</b>
4.1 Arka İmplant Etrafındaki Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Maximum Asal Gerilimler .....	40
4.2 Arka İmplantlarda Oluşan Von Misses Değerleri .....	42

4.3 Ön İmplantlarda Oluşan Von Misses Değerleri .....	43
4.4 Arka İmplant Abutmentlerinde Oluşan Von Misses Değerleri .....	44
4.5 Ön İmplant Abutmentlerinde Oluşan Von Misses Değerleri .....	45
4.6 Arka İmplant Abutment Vidalarında Oluşan Von Misses Değerleri .....	46
4.7 Ön İmplant Abutment Vidalarında Oluşan Von Misses Değerleri .....	47
4.8 Protez Alt Yapısında Oluşan Von Misses Stres Değerleri .....	48
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>51</b>
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>67</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>68</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>81</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>Error! Bookmark not defined.</b>



## KISALTMALAR

<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>3D</b>	: 3 boyutlu
<b>Dicom</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>E</b>	: Cismin elastisite modülü
<b>E</b>	: Cismin elastisite modülü
<b>F</b>	: Kuvvet
<b>GPa</b>	: Gigapaskal
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N</b>	: Newton
<b>°</b>	: Derece
<b>P</b>	: Paskal
<b>Pmax</b>	: Maksimum asal stres
<b>Pmin</b>	: Minimum asal stres
<b>S</b>	: Stres
<b>SEA</b>	: Sonlu elemanlar analizi
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>v</b>	: Poisson oranı
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>σ</b>	: Asal Gerilme



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 3.1 :</b> Oluşturulan üç farklı analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları .....	36
<b>Tablo 3.2 :</b> Malzeme özellikleri .....	37
<b>Tablo 4.1 :</b> Arka implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler .....	40
<b>Tablo 4.2 :</b> Arka implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan maximum asal gerilimler .....	41
<b>Tablo 4.3 :</b> Arka İmplantlarda Oluşan Von Misses değerleri .....	42
<b>Tablo 4.4 :</b> Ön implantlarda oluşan Von Misses değerleri.....	43
<b>Tablo 4.5 :</b> Arka implant abutmentlerinde oluşan Von Misses değerleri.....	44
<b>Tablo 4.6 :</b> Ön İmplant abutmentlerinde Oluşan Von Misses değerleri.....	45
<b>Tablo 4.7 :</b> Arka implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri.....	46
<b>Tablo 4.8 :</b> Ön implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri.....	47
<b>Tablo 4.9 :</b> Protez alt yapısında oluşan Von Misses değerleri .....	48
<b>Tablo 4.10 :</b> Protez posterior sınırında oluşan yer değiştirme miktarları.....	49

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

<b>Şekil 2.1:</b> Cawood ve Howell sınıflaması [19,20].....	5
<b>Şekil 2.2:</b> Mandibular ramus bölgesinden elde edilen blok greft vidalar ile alttaki kemiğe fikse edilmiş ve revaskülarizasyon amacıyla kortikal kemik perfore edilmiş [23]......	6
<b>Şekil 2.3:</b> İntraoral bölgeden greft elde edilebilecek olan verici sahalar [24]......	7
<b>Şekil 2.4:</b> Anterior bölgede Bone Ring tekniğinin uygulanması [25]. .....	8
<b>Şekil 2.5:</b> Mandibular anterior bölgedeki 7 mm boyutundaki vertikal defektin distraksiyon osteogenezi kullanılarak ogmentasyonu ve ilgili bölgenin implantlar ile rehabilite edilmesi [23]. .....	10
<b>Şekil 2.6:</b> Maksiller posterior bölgede açık sinüs lifting işlemi ile birlikte partikül greftleme ve implantasyonun aynı anda yapılması [23]......	11
<b>Şekil 2.7:</b> Maksillada ridge split işlemiyle eş zamanlı olarak implant uygulanması ve boşluğun partikül greftler ile doldurulması [24]. .....	12
<b>Şekil 3.1:</b> A) İmplant, abutment ve implant + abutment ilişkisi B) Anterior bölgedeki abutment, Standart 30 derece açılı abutment, Quatrocone 30 için dizayn edilmiş açılı abutment C) Anterior bölgedeki implant + abutment yapısı Boyun bölgesi düz olan implant + abutment yapısı Boyun bölgesi açılı olan implant + abutment ilişkisi.....	29
<b>Şekil 3.2:</b> Mandibula kortikal kemik yapısı.....	30
<b>Şekil 3.3:</b> Maxilla kortikal kemik yapısı.....	31
<b>Şekil 3.4:</b> Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implantların lateralden görünüşü .	31
<b>Şekil 3.5:</b> Maksilla boyun bölgesi düz implantların lateralden görünüşü .....	32
<b>Şekil 3.6:</b> Maksilla implant üstü abutmentlerin frontalden görünüşü .....	32
<b>Şekil 3.7:</b> Maksilla protez altyapısının frontalden görünüşü.....	33
<b>Şekil 3.8:</b> Maksilla hibrit protezin frontalden görünüşü.....	33
<b>Şekil 3.9:</b> Mandibula boyun bölgesi açılı implantların lateralden görünüşü .....	34
<b>Şekil 3.10:</b> Mandibula boyun bölgesi düz implantların lateralden görünüşü .....	34
<b>Şekil 3.11:</b> Mandibula implant üstü abutmentlerin frontalden görünüşü .....	35
<b>Şekil 3.12:</b> Mandibula protez altyapısının frontalden görünüşü.....	35
<b>Şekil 3.13:</b> Mandibula hibrit protezin frontalden görünüşü .....	36
<b>Şekil 3.14:</b> Mandibula yükleme pozisyonu ve açısı. ....	38
<b>Şekil 3.15:</b> Maksilla yükleme pozisyonu ve açısı.....	38
<b>Şekil 3.16:</b> Alt çeneye uygulanan hareket kısıtlamaları .....	39
<b>Şekil 3.17:</b> Üst çeneye uygulanan hareket kısıtlamaları .....	39
<b>Şekil 4.1:</b> Posterior implant etrafında oluşan Minimum asal stres değerleri.....	40
<b>Şekil 4.2:</b> Posterior implant etrafında oluşan maximum asal gerilim değerleri .....	41

<b>Şekil 4.3:</b> Arka implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	42
<b>Şekil 4.4:</b> Ön implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	43
<b>Şekil 4.5:</b> Arka implant abutmentlerinde oluşan Von Misses değerleri .....	44
<b>Şekil 4.6:</b> Ön implant abutmentlerinde oluşan Von Misses değerleri .....	45
<b>Şekil 4.7:</b> Arka implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri .....	46
<b>Şekil 4.8:</b> Ön implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri .....	47
<b>Şekil 4.9:</b> Protez alt yapısında oluşan Von Misses stres değerleri .....	48
<b>Şekil 4.10:</b> Protez posterior sınırındaki yer değiştirme miktarları.....	49



# DÖRT İMPLANT DESTEKLİ (ALL-ON-FOUR) TEDAVİ KONSEPTİNDE BOYUN BÖLGESİ AÇILI İMPLANT KULLANIMININ OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı posterior da açılı yerleştirilen implantlarda kemikle aynı seviyede biten, açılı bir implant boynu dizaynının kullanımıyla implant, protez iskeleti, peri-implant kemik, dayanak ve dayanak vidasında oluşacak streslerin standart implant boynu dizaynının kullanıldığı sistemlerle karşılaştırmalı olarak SEA ile incelenmesidir.

Çalışmamızda atrofi miktarı nedeniyle all-on-four tedavi konsepti uygulanacak mandibula ve maksilla modellemeleri yapılacaktır. Aşırı rezorbe maksilla ve mandibulada implant yerleştirilmesi ve konumlandırılması genellikle zordur. Bu nedenle dişsiz çenelerde aşırı rezorbe kretlerde greft uygulamasını ekarte edebilmek ve daha öngörülebilir bir implant protokolü sağlamak için distal implantların eğimlendirilmesi önerilmiştir. All-on-four tedavi konsepti mandibula ve maksillada anterior bölgeye 2 adet vertikal pozisyonda, 3,8x11 mm boyutlarında (Quattrocone, Medentika) posterior bölgeye de 2 adet 30 derece açılı olacak pozisyonda, 4,3x11 mm boyutlarında (Quattrocone30, Medentika) implant çene kemikleri içerisine yerleştirilerek simüle edilecektir. Bu aşamada posterior bölgeye yerleştirilen implantlarda 30 derece açılı implant boynu ve standart implant boynu modellemeleri kullanılarak iki farklı model elde edilecektir. Yüklemeler her iki senaryo için de 6. dişler üzerinden her bir dişe modelin sağ tarafından 30 derece açılı olarak 250 N büyüklüğünde dişlerin bukkal tüberkülünden lingualden ve palatinalden bukkale doğru uygulanmıştır. Simülasyonu sonrasında implantlar, dayanaklar, dayanak vidaları, protez iskeleti ve implant boynu etrafındaki kortikal kemikte oluşan stress değerleri ve protetik restorasyonlardaki yer değiştirme miktarı belirlenecektir.

Maksillada posterior bölgede boyun bölgesi açılı implantta Von Mises değeri 94.9 MPa olarak bulunmuşken, boyun bölgesi düz olan implantta Von Mises değeri 117 MPa olarak bulunmuştur. Mandibulada posterior bölgede boyun bölgesi açılı implantta Von Mises değeri 174.4 MPa olarak bulunmuşken, boyun bölgesi düz olan implantta Von Mises değeri 328.9 MPa olarak bulunmuştur.

Düz implantta Von Mises stres boyun bölgesi açılı olan implanta göre daha fazla çıkmıştır. Tüm modellerde implant ve abutment'teki maksimum Von Mises stress yüklemenin yapıldığı taraftaki implant ve abutment üzerinde oluşmuştur. Düz implantın çevresindeki kemik bölgesinde maksimum ve minimum asal stres değerlerinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Peri-implant kemik, all-on-four, dental implant

# **INVESTIGATION OF THE EFFECT OF USING SLOPED IMPLANT DESIGN ON STRESS GENERATED BY FINITE ELEMENT ANALYSIS IN THE CONCEPT OF ALL-ON-FOUR TREATMENT CONCEPT**

## **SUMMARY**

The aim of this study is to examine the stresses that will occur on the implant, prosthetic framework, peri-implant bone, abutment and abutment screw with the use of an angled implant neck design that ends at the same level with the bone in posteriorly angled implants, in comparison with systems using the standard implant neck design.

In our study, due to the amount of atrophy, all-on-four treatment concept will be applied and mandible and maxilla models created. Implant placement and positioning in the excessively resorbed maxilla and mandible is often difficult. Therefore, in edentulous jaws, inclination of distal implants has been suggested to rule out graft application in excessively resorbed ridges and to provide a more predictable implantation protocol. All-on-four treatment concept in the mandible and maxilla in the anterior region, 2 implants 3.8x11 mm in size (Quattrocone, Medentika) inserted in vertical position. In the posterior region, 30-degree angled 4.3x11 mm implant (Quattrocone30, Medentika) inserted and simulated by placing it inside the bones. At this stage, two different models will be obtained by using 30 degree angled implant neck and standard implant neck models for implants placed in the posterior region. For both scenarios, loadings were applied to each tooth from the right side of the model over the 6th teeth, at an angle of 30 degrees, from the buccal tubercle of the 250 N teeth, from the lingual to the palatal and buccal direction. After the simulation, the stress values in the cortical bone around the implants, abutments, abutment screws, prosthetic framework and implant neck and the amount of displacement in the prosthetic restorations will be determined.

While the Von Misses value was found to be 94.9 MPa in the implant with an sloped neck region in the posterior region of the maxilla, the Von Misses value was found as 117 MPa in the implant with a flat neck region. While the Von Misses value was found to be 174.4 MPa in the implant with an sloped neck region in the posterior region of the mandible, the Von Mises value was found as 328.9 MPa in the implant with a flat neck region.

The Von Mises stress in the neck region was higher in the straight implant than in the sloped implant. In all models, the maximum Von Mises stress on the implant and abutment occurred on the implant and abutment on the side of the load. It was observed that the maximum and minimum principal stress values were higher in the bone region around the flat implant.

**Keywords:** Peri-implant bone, all-on-four, dental implant

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişsiz maksilla ve mandibulanın dental implant üzeri protezlerle fonksiyonel ve estetik olarak rehabilitasyonu günümüzde sıklıkla ve güvenle kullanılmaktadır. Protez desteği için yerleştirilmesi gereken implant sayısı 4 ile 6 arasında değişebilmektedir. Aşırı rezorbe maksilla ve mandibulada implant yerleştirilmesi ve konumlandırılması genellikle zordur. Bu nedenle dişsiz çenelerde aşırı rezorbe kretlerde greft uygulamasını ekarte edebilmek ve daha öngörülebilir bir implant protokolü sağlamak için distal implantların eğimlendirilmesi önerilmiştir. All-on-four ismi verilen bu teknikte implantlar uzun dönemde başarı şansı azalmadan kullanılabilen ve protez immediat olarak yüklenebilmektedir. Konvansiyonel yöntemlere göre daha az sayıdaki implant üzerine yerleştirilen protetik restorasyonlar nedeniyle all-on-four konseptinin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesini hedefleyen ticari ve bilimsel çalışmalar devam etmektedir. Dental implant kayıpları sıklıkla peri-implant kemik kayıplarıyla ilişkilendirilmekte ve implant çevresindeki kemikte oluşan stres ve gerinimlerin kemik kayıplarında önemli bir rol oynadığı kabul edilmektedir. Bu nedenle firmalar farklı implant dizaynları üreterek özellikle posteriora açılı yerleştirilen implantlarda oluşan mekanik yüklerin azaltılmasını hedeflemektedirler. Bu dizaynlardan en son geliştirilenlerinden biri, boyun bölgesinde implantın yerleştirilme açısıyla aynı açıya sahip implant boynu dizaynı sayesinde, açılı yerleştirilmesine rağmen boyun kısmı kemikle aynı seviyede biten Quattrocone 30 (Medentika) implant dizaynıdır.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) özellikle işlevsel birimlerin, karmaşık yapıda olsalar dahi, incelenebilmeleri için uygun olduğunu kanıtlamıştır. Günümüzde medikal amaçlarla özellikle de ortopedik cerrahi ve travmatolojide kullanılan birçok aygıt ve materyalin değerlendirilebildiği etkili bir araç haline gelmiş ve cerrahların hem sağlıklı hem de patolojik koşullardaki biyomekanikleri daha iyi anlamasına yardımcı olmuştur. SEA dental implant uygulamalarından sonra gerçekleşen biyomekanik değişiklikleri değerlendirebilmemizi sağlar ve implant biyomekaniklerinin değerlendirildiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. SEA ile

implant, implantla ilişkili materyaller ve implant bölgesi etrafındaki stres değişikliklerini öngörülebilirlik komplikasyonların da engellenmesi sağlanır. Sonlu elemanlar analizi yöntemi sayesinde klinik olarak incelenmesi mümkün olmayan problemler, deneysel olarak değerlendirilemeyecek problemler değerlendirilebilmektedir.

Peri-implant kemikteki stres ve gerilimlerin azaltılmasının implant prognozunda belirleyici faktör olduğu ifade edilmektedir. Bu nedenle uygulanması planlanan tedavide peri-implant bölgedeki stres değerlerinin ne kadar olacağı, hangi tedavi yönteminde veya hangi implant dizaynında oluşacak streslerin daha az olacağını ön görmek klinisyenlerin karar verme sürecinde faydalı olmaktadır. Bu durum özellikle mekanik özellikleri açısından standart tedavi yöntemlerine göre daha kritik önem taşıyan all-on-four sistemlerinde daha fazla önem kazanmaktadır. All-on-four tedavi konseptiyle tedavi edilen hastalarda uygun implant dizaynını seçmek planlamanın önemli bir aşamasını oluşturmaktadır. Bu çalışmanın amacı; posteriorda açılı yerleştirilen implantlarda kemikle aynı seviyede biten, açılı bir implant boynu dizaynının kullanımıyla implant, protez iskeleti, peri-implant kemik, dayanak ve dayanak vidasında oluşacak streslerin standart implant boynu dizaynının kullanıldığı sistemlerle karşılaştırmalı olarak SEA ile incelenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Dental implantlar, kaybolan fonksiyon ve estetiğin hastaya yeniden kazandırılması amacıyla kemik içerisine veya üzerine yerleştirilen ve diş kökünü taklit eden alloplastik materyallerdir [1]. İmplant; ‘in= içerisinde’ ve ‘planto=dikme, yerleştirme, ekme’ anlamına gelen Latince sözcüklerden birleştirilmesiyle meydana gelmiştir [2]. Dental implantlar, hareketli ya da sabit protezlere retansiyon sağlamak ve destek oluşturmak amacıyla yerleştirilen biyouyumlu biyomateryaller olup kemiğin içerisine ve/veya üzerine, mukozal ve/veya periosteal tabakanın altına yerleştirilebilmektedir [3].

Dental implantolojiye ilişkin uygulamalar tarihte ilk olarak M.Ö 3000’li yıllara dayanmaktadır. Eski Arap, Mısır, Çin kaynaklarına göre deniz kabuğu, taş, tahta, hayvan dişi gibi materyaller kullanılarak eksik dişlerin rehabilitasyonu amacıyla ilk implant çalışmalarına başlandığı belirtilmektedir [4,5].

Günümüzde implantolojisine benzer yaklaşımlar 20. Yüzyılın ortalarında ortaya çıkmaya başlamıştır. İmplantı kemik içerisine değil de üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implantı 1940 yılında İsveçli bir diş hekimi olan Dr. Gustav Dahl geliştirmiştir [6]. Linkow 1967’de alveoler kemiğin genişliğini de kullanarak, daha geniş kemik yüzeyine çiğneme kuvvetini yaymayı hedeflediği blade implant tasarımını geliştirmiş ve bu tasarım 1980’li yıllara değin en yaygın olarak kullanılan implantlar olmuştur [7,8].

1960’lı yıllarda Branemark osseointegrasyon kavramını ortaya atmış ve açıklamış, titanyumun kemik, dişeti ve dokularla biyouyumlu olduğunu ve bu sayede implant materyali olarak kullanılabileceğini bildirmiştir [9]. Titanyum implantların, materyal, tasarım ve boyut değişiklikleri yapılarak dişsizlik tedavisinde uzun dönem başarısı kanıtlanmıştır ve günümüze değin kullanımı devam etmektedir [10].



## 2.2 Alveolar kemiğin rezorpsiyonu

### 2.2.1 Alveol kemik rezorpsiyonunun fizyolojisi

İnsan yaşamı boyunca düzenli olarak kemik dokusu rezorpsiyona uğrar ve onun yerine yeni kemik dokusu oluşur. İlk olarak osteoklastlar kemik dokusunu rezorbe eder, daha sonra osteoblastlar yeni kemik dokusunu meydana getirir [11].

Wolf kanunun prensibine göre kemiğin üzerine gelen mekanik kuvvetler kemikte bir yanıt ve kemikte yeniden şekillenmeye neden olur, Kemik fonksiyon görmediğinde kemiğin yapısında değişiklikler oluşur. Kuvvet uygulanan bölgede kemikte negatif potansiyel meydana gelir ve bu durum osteoblastlar aracılığı ile kemik yapımını tetiklemektedir. Stresin az olduğu bölgede osteoklastlar kemik yıkımına sebep olurken, fazla olduğu bölgede osteoblastlar kemik yapımını uyarır. Kemikteki formasyon ve rezorpsiyon dengesinin sağlanması amacıyla kemikte %4'lük gerilmenin varlığının gerekli olduğu belirtilmiştir [11,12]. Bu denge bozulduğunda kemiğin apozisyon - rezorpsiyon dengesi bozulur ve rezorpsiyon başlar.

Kortikal kemik metabolik olarak trabeküler kemiğe göre daha az aktivite gösterir. Bu sebeple trabeküler kemik her sene %20'si yenilenirken, bu oran kompakt kemikte %4'tür [13].

Rezorpsiyon çok yönlü bir biyomekanik olay olup, anatomik, enflamatuar ve mekanik faktörler sebebiyle ortaya çıkmaktadır. Diş çekimi sonrası uyarı eksikliği nedeniyle, ilgili bölgede kemik yoğunluğu azalmaktadır ve bu durum kemik yüksekliğinde ve kalınlığında azalmaya sebep olur [14].

Kemik rezorpsiyonuna lokal veya sistemik faktörler neden olabilir. Lokal faktörler, diş çekiminden hemen sonraki erken dönemde etkili olurken kemikle ilgili faktörler, protetik faktörler ve fonksiyonel faktörleri kapsar. Sistemik faktörler ise geç dönemde rezorpsiyonla ilgili etkisini gösterir [15].

Daha kalın ve yüksekliği fazla olan kretlerde madde kaybı daha uzun zamanda oluşur. Mevcut kemiğin lokal ve sistemik faktörlere karşı hassasiyetinde, trabeküler/kortikal kemik miktarları önemli rol oynamaktadır. Maksillada trabeküler kemik miktarı daha fazladır ve trabeküler kemik kortikal kemiğe göre ısırma kuvvetini daha iyi absorbe etmektedir. Aynı zamanda maksillada mandibulaya oranla daha geniş bir alana kuvvet etki etmektedir. Bu sebeple mandibuladaki rezorpsiyon oranı

maksillaya göre 4 kat daha fazla gerçekleşmektedir [16,17]. Mandibula posterior mandibula anteriora kıyasla 4 kat daha fazla rezorpsiyon miktarına sahiptir [18].

### 2.2.2 Alveol kemik rezorpsiyonunun sınıflandırılması

Diş çekimi sonrası gelişen kemik rezorpsiyonu ile ilgili çok sayıda sınıflandırma yapılmıştır. Cawood ve Howell (1988), Lekholm ve Zarb (1985), Atwood (1979), bu konuyla ilgili önde gelen araştırmacılarıdır.

Cawood ve Howell'in 300 adet kafatasını inceleyerek 1988'de yapmış oldukları maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflaması günümüzde halen yaygınlıkla kullanılmaktadır. (Şekil 2.1) Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır:

Sınıf I: Dişli Kret

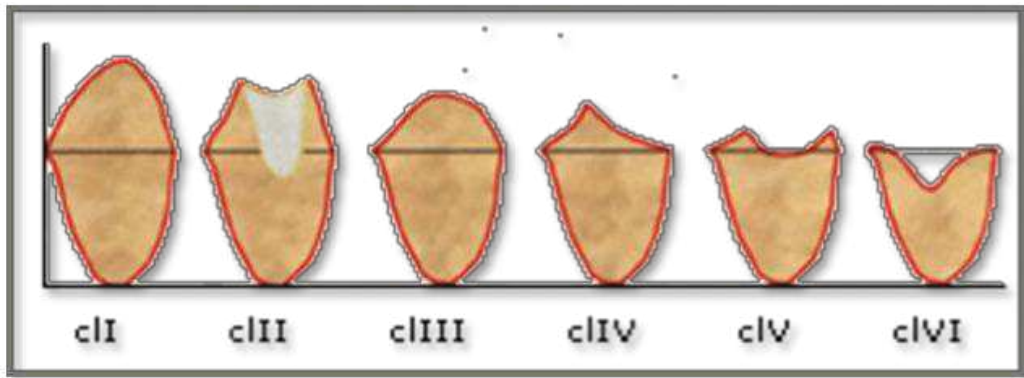
Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: :Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret [19,20].



Şekil 2.1: Cawood ve Howell sınıflaması [19,20]

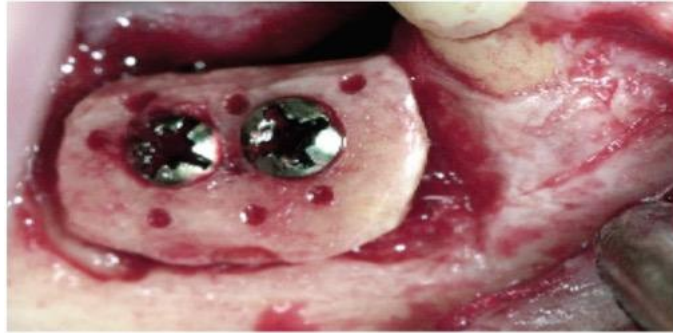
Rezidüel kret rezorpsiyonu hastadan hastaya değişmekle birlikte, zaman içerisinde de farklılık göstermektedir [21]. Rezorpsiyonun en hızlı gerçekleştiği dönem, diş çekimi sonrası ilk yıldır [22].

### 2.2.3 Alveol kemik rezorpsiyonunun tedavi yöntemleri

İnsan vücudunda yapısı dış tarafta kortikal iç tarafta ise spongiyoz olmak üzere 2 tabakadan oluşmaktadır. Kemik yapımı ve yıkımı sürekli olarak denge halinde bulunmaktadır [23]. Travmatik yaralanmalar veya diş kaybı sonrası fonksiyon eksikliğine bağlı olarak bu denge bozulmakta ve kemik rezorpsiyonu meydana gelmektedir. Bu tarz durumlarda alveolar kret ogmentasyonları ismi verilen ileri cerrahi tekniklerin kullanımı gerekmektedir [24].

#### 2.2.3.1 Otojen blok greftler

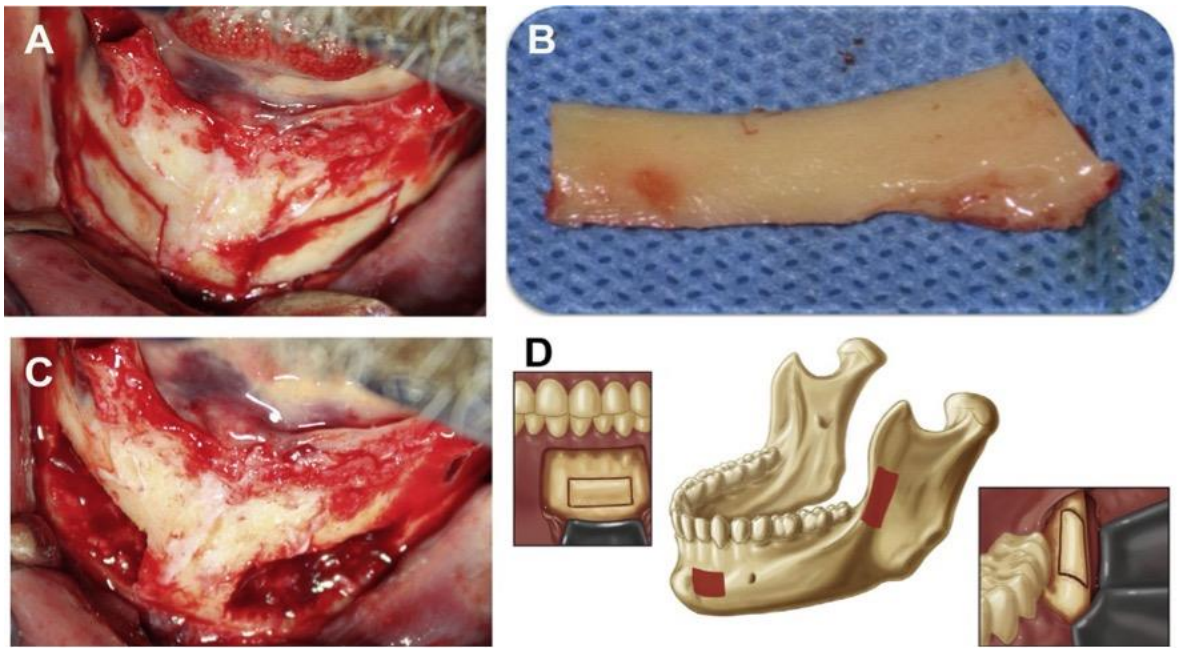
Yapılan çalışmalar horizontal defektlerin büyük olduğu durumda blok greftlerin güvenle kullanılabileceğini göstermiştir. Blok greft kullanımında başarıyı etkileyen en önemli faktör greftin immobilizasyonunun sağlanmasıdır. Greft uygulanan bölgede immobil ve stabil şekilde durmuyorsa işlemin başarı oranı oldukça düşmektedir. İmmobilizasyon işlemi genelde vidalarla sağlanmaktadır. Otojen blok greftler intraoral veya ekstraoral olarak elde edilebilmektedir. İntraoral olarak genellikle mandibular ramus ve simfizis bölgelerinden elde edilmektedir. İntraoral greftler ekstraoral greftlere kıyasla ikincil bir operasyon bölgesi içermediği için daha çok tercih edilmektedir [23].



**Şekil 2.2:** Mandibular ramus bölgesinden elde edilen blok greft vidalar ile alttaki kemiğe fikse edilmiş ve revaskülarizasyon amacıyla kortikal kemik perfore edilmiş [23].

2 cm'den büyük defektlerde genellikle blok greftleme amacıyla ekstraoral bölgelerden iliak crest, cranium, tibia gibi bölgeler kullanılır. Revaskülarizasyon kapasitesi ve zamanı olarak kortikokansellöz greftler sadece kortikal kısımdan elde edilen greftlere göre daha başarılıdır. Kemiğin kansellöz oranı arttıkça revaskülarizasyon oranı da artmaktadır [23].

Ağız içinde yaklaşık 1-2 cm büyüklüğünde bir bölge greftlemek için mandibular ramus bölgesinden elde edilen greft kullanılabilir. Bunun için gömülü alt üçüncü molar diş çekimine benzer şekilde eksternal oblik sırt bölgesinden insizyon yapılır. Ramus yüzeyinden kortikal oranı daha fazla olmakla birlikte kortikokansellöz içerikte bir otojen blok greft horizontal olarak yaklaşık 1-2 cm, vertikal olarak ise 1 cm derinliğinde olacak şekilde alınmaktadır. Operasyon öncesi konik ışınli bilgisayarlı tomografi(CBCT) kullanılarak inferior alveolar sinirin buko-lingual konumu ve lokalizasyonunun tespiti ile herhangi bir sinirsel yaralanma olasılığı minimize edilebilmektedir [24].



**Şekil 2.3:** İntraoral bölgeden greft elde edilebilecek olan verici sahalar [24].

Dental implantoloji alanındaki son gelişmeler hastaların tedavi süresiyle ilişkin beklentilerini artırmıştır. Bu sebeple günümüzde greftleme gereksinimi olan vakalarda dahi immediate implantasyonun sağlanması ve protezin hızlı şekilde teslimine yönelik çalışmalar yapılmaktadır [25].

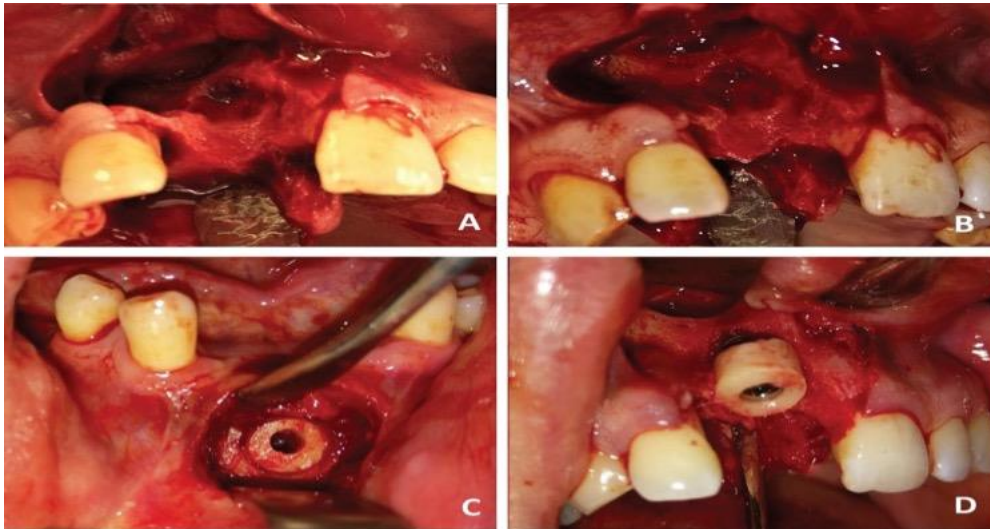
Son zamanlarda ortaya çıkan ‘‘Bone Ring’’ tekniği de bu tarz durumlara örnek teşkil etmektedir. ‘‘Bone Ring’’ tekniği defekt sahası ya da intraoral verici sahalar kullanılarak elde edilen otojen blok greftlerle birlikte immediate implantasyonun yapılmış olduğu otojen bir blok greftleme tekniğini tanımlamaktadır [26]. Bu işlem için otojen blok greftler kullanılabilirle birlikte allojenik otojen greftler de kullanılabilir.

Bu teknikte genellikle defekt olan bölgede tam kalınlıklı flep kaldırılır [25]. Ardından özel olarak hazırlanmış frezler yardımı ile intraoral bölgeden genellikle de simfiz bölgesinden otojen blok greft alınır.

Bu sırada implant uygulanacak olan bölgeye implant frezleriyle sırayla frezlenerek implant yuvası oluşturulur. Bundan sonra elde edilen blok greft , defekt boyutuna uygun formda şekillendirilerek son halini almış olur [25].

Otojen greftin merkezinden uygulanacak implantın çapı ile uyumlu bir yuva oluşturulur ve greft defekt bölgesine bir forceps yardımıyla sabitlenir. Bu sayede implant hem defekt bölgesindeki kemiğin hem de elde edilen otojen blok greftin içinden geçerek yuvasına yerleşecek şekilde uygun tork ve hızda gönderilir [27].

İmplantın primer kapakları takıldıktan sonra rezorpsiyonu minimize etmek için partikül greftler yardımı ile bölge doldurularak ogmente edilir. Greftleme işleminden sonra bölgenin üzeri rezorbe olan veya olmayan membranlar ile örtülür. Flep gerilimsiz bir şekilde kapatılır. Gerilimsiz kapamanın sağlanması amacıyla gerek görülürse vertikal kesiler atılarak ve periost boylu boyunca bistüri yardımı ile kesilerek flebin esnemesi ve serbestleştirilmesi sağlanır. Bu yöntem sayesinde tek seansta en komplike defekt tiplerinden biri olan vertikal defektler tedavi edilmiş olur ve de hastaların ikinci bir işlemle implant yapılması için bölgenin ekspoz edilmesine gerek kalmaz [27].



**Şekil 2.4:** Anterior bölgede Bone Ring tekniğinin uygulanması [25].

### 2.2.3.2 Distraksiyon osteogenezisi

Distraksiyon osteogenezisi birbirinden cerrahi olarak ayrılan iki kemik segmentinin birbirinden yavaşça ve kontrollü şekilde uzaklaştırılarak segmentler arasında yeni kemik oluşumunun sağlanması temeline dayanan eskiden beri uygulanan bir tekniktir. Distrakte edilen segmentler stabil hale getirilerek çok ciddi vertikal defektlerin onarımı bile sağlanabilmektedir [23].

Distraksiyon osteogenezisinde ilk olarak işlemlere cerrahi osteotomi fazı ile başlanır. Bu aşamada bölge cerrahi olarak ekspoz edilir ve osteotomi işlemi alveolar kemiğe uygulanarak ilgili segmentler cerrahi olarak serbest hale getirilir. Daha sonra bölgeye distraktör yerleştirilir. Distraktörün uygun yönde ve açıda konumlandırıldığı ve çalışıp çalışmadığı kontrol edilir ve daha sonra cerrahi bölge kapatılır. Ardından yumuşak doku iyileşmesi için yaklaşık 7 gün beklenir. Bu period latent periyod olarak adlandırılır. Daha sonra distraksiyon aşamasına geçilir. Günde ortalama 1 mm olacak şekilde distraksiyon cihazı aktifleştirilir. İstenilen miktarda distraksiyon sağlandıktan sonra bekleme dönemine geçilir. Bu dönemde amaç segmentler arasındaki kallus formasyonunun tam olarak kemik rejenerasyonunu sağlamaktır. Bu dönem konsolidasyon dönemi olarak adlandırılır [23,28].

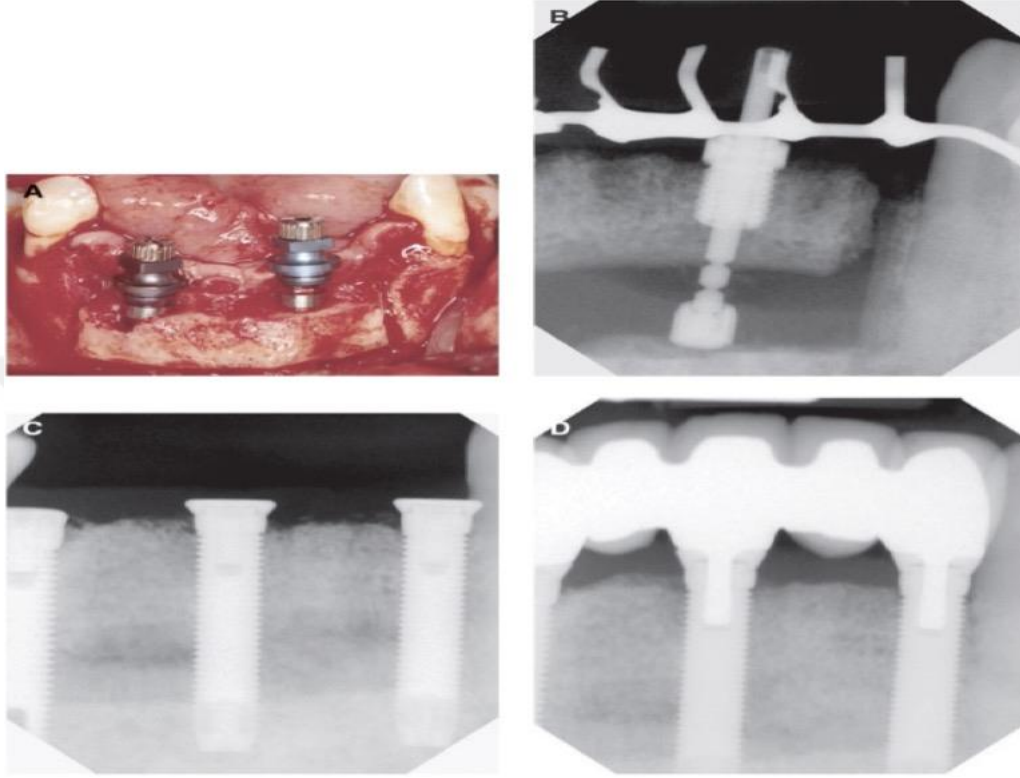
Konsolidasyon fazı yaklaşık olarak 8-12 hafta boyunca sürmektedir. Konsolidasyon fazından sonra bölge ikinci bir cerrahi işlem ile ekspoz edilir ve distraktör bölgeden çıkartılır. Bölge ekspoz edildikten ve distraktör çıkartıldıktan sonra şartlar uygunsa implantlar o seansta yerleştirilebilmektedir. Distraksiyon osteogenezisi işlemi intraoral bölgede orta ve ileri derecedeki vertikal kemik defektlerinde uygulanabilen başarılı bir tekniktir [28,29].

Distraksiyon osteogenezisi tekniği diğer alveolar kret ogmentasyonlarına göre bir takım avantajlara sahiptir. Bu avantajlar aşağıdaki gibi sıralanabilir;

1. Uygulaması geleneksel greftleme yöntemlerine nazaran daha basit bir prosedürdür.
2. Kemiğin ve yumuşak dokunun aynı anda ogmentasyonuna imkan sağlar.
3. Geleneksel ogmentasyon yöntemlerine göre daha az kemik rezorpsiyonuyla karşılaşmaktadır.
4. Donör saha morbiditesi yoktur.

5. Geleneksel yöntemlere göre daha kısa sürede ogmentasyon sürecinin tamamlanmasıyla hasta açısından daha konforlu bir yöntem olarak karşılanmaktadır.

6. Sonuç istenilen şekilde gerçekleşmezse diğer ogmentasyon yöntemlerinin uygulanmasını mümkün kılar [29].



**Şekil 2.5:** Mandibular anterior bölgedeki 7 mm boyutundaki vertikal defektin distraksiyon osteogenezi kullanılarak ogmentasyonu ve ilgili bölgenin implantlar ile rehabilite edilmesi [23].

### 2.2.3.3 Sinüs yükseltme (sinüs lifting)

Maksilla posterior bölgede, maksiller sinüs alt sınırı ile alveolar kret tepesi arasındaki vertikal yüksekliğin azaldığı durumlarda implant yapılması güçleşmektedir. Posterior bölgede yapılan diş çekimleri sonucunda zaman içerisinde bölgede sıklıkla maksiller sinüsün pnömatizasyonu görülür. Bu gibi durumlarda ilgili bölgeye implant uygulanabilmesi için maksiller sinüs yükseltme(maksiller sinüs lifting) operasyonu yapılması gerekmektedir. Diş çekimi sonrası uzun zaman geçen hastalarda maksiller sinüsün pnömatizasyonu sıklıkla görülür ve ilgili bölgedeki kemiğin kalitesi sıklıkla tip 4 olduğu için implantasyon aşaması zorlayıcı olabilmektedir [23].

İmplant uygulaması için yetersiz vertikal yükseklik varlığında ilgili bölgeye açık veya kapalı sinüs yükseltme yapılması ya da kısa implant kullanılması

gerekmektedir. Açık sinüs lift tekniğinde maksiller sinüsün lateral duvarında dikkatlice kemik pencere açılır. Daha sonra Schneiderian membrane özel sinüs yükseltme aletleri yardımıyla dikkatli şekilde eleve edilir. Membran elevasyonu her bölgede yeterli miktarda sağlandıktan sonra perforasyon varlığı Valsalva manevrası yaptırılarak kontrol edilebilir. Perforasyon olmadığı tespit edildikten sonra ilgili bölgeye greftleme yapılır. Greftleme işlemi yapılırken greftin aşırı basınç ile uygulanması ve çok miktarda greft uygulanması gibi durumlarda membrane perforasyon riski artmaktadır. Greftlemenin yeteri kadar yapıldığına kanaat getirdikten sonra ekspozite edilmiş olan lateral pencere hem grefti korumak hem de kontaminasyonu engellemek amacıyla rezorbe olan veya olmayan membranlar ile örtülür [23].

Sinüs yükseltme için bir diğer teknik internal sinüs lifting veya kapalı sinüs lifting olarak adlandırılır. Bu teknikte implant frezleri ile implant uygulanacak bölgeye drilleme işlemine başlanır ve sinüs membranına yaklaşık 1-2 mm mesafe kalınca drilleme işlemi sonlandırılır. Daha sonra sinüs yükseltme için özel olarak kullanılan osteotomlar ve çekiç yardımı ile dikkatli şekilde sinüs membranına ulaşıp membrane dikkatlice eleve edilir. Bu teknikle ortalama olarak 3-5 mm miktarında vertikal kazanç elde edilebilmektedir. Bu sebeple daha az miktarda vertikal augmentasyon ihtiyacı varlığında internal sinüs lifting uygulanabilmektedir [23].



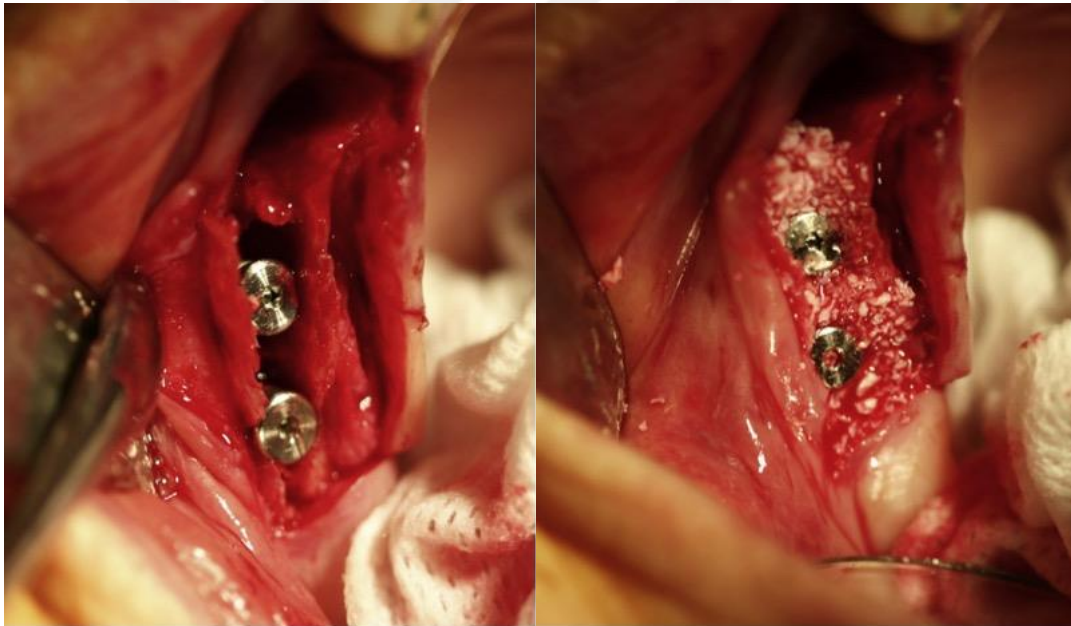
**Şekil 2.6:** Maksiller posterior bölgede açık sinüs lifting işlemi ile birlikte partikül greftleme ve implantasyonun aynı anda yapılması [23].



#### 2.2.3.4 Ridge split tekniği

Ridge split tekniği horizontal açıdan yeterli kemik miktarı olmadığı durumlarda uygulanan bir tekniktir. Bu teknik alveolar kret üzerinde yapılan bir osteotomi ardından alveol fragmanlarının birbirinden bir miktar ayrılması ve açılan boşluğun partikül greftler ile doldurulmasının ardından horizontal kemik ogmentasyonunu amaçlayan bir tekniktir. Bu teknik bir çeşit interpozisyonel greftleme tekniği olarak da sayılabilir [24]. Bu teknikte % 98-100 oranında başarı bulunmuştur [30].

Genellikle 3-5 mm miktarında bukkolingual kemik kalınlığı olan durumlarda bu teknik başarıyla uygulamakta ve implant da immediate olarak yerleştirilebilmektedir. Bazı klinisyenler 2-3 mm miktarındaki kemik kalınlığı varlığında bile bu tekniğin uygulanabileceğini söylemekle birlikte bazı çalışmalar bu uygulamanın başarı şansını oldukça dűřürdűđünü bildirmiştir [24].



**şekil 2.7:** Maksillada ridge split işlemiyle eş zamanlı olarak implant uygulanması ve boşluğun partikül greftler ile doldurulması [24].

#### 2.2.3.5 Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu(YKR), rejenerasyon hızları farklı olan epitel hücreleri, periodontal ligament hücreleri, bağ dokusu ve alveoler kemik hücreleri arasında bir boşluk oluşturarak bu bölgenin kemikle dolmasını hedefleyen bir tekniktir. Rezorbe olabilen veya olamayan membranlar ile oluşan boşlukta istenmeyen dokuların migrasyonu engellenir ve bu bölgedeki osteoprogenitör

hücrelerin büyümesi için uygun bir ortam sağlanarak kemik dolumu gerçekleşir. Bu teknik vertikal ve horizontal defektlerde, dehissence ve fenestrasyon varlığı da dahil olmak üzere bir çok defekt tipinde uygulanabilmektedir [23,24,31,32].

Bu teknik horizontal kemik defektlerinin ogmentasyonunda daha başarılı olmakla birlikte vertikal kemik defektlerinin ogmentasyonunda da titanyum çatılı membranlar veya titanyum meshler ile desteklenmesiyle başarılı sonuçlar alınabilmektedir. İlk olarak Nyman ve arkadaşları tarafından 1979 yılında tanımlanan bu teknik doku mühendisliği prensipleriyle ortaya atılmıştır ve diş hekimliğinde son yıllarda oldukça önemli bir yer edinmiştir [23,24,30].

### **2.3 Alveol Kemik Rezorpsiyonunda Ogmentasyona Alternatif Tedavi Yöntemleri**

Alveoler kemik rezorpsiyonu varlığında implant uygulanabilmesi için ogmentasyon prosedürleri uygulanabilir veya alternatif olarak son yıllarda popüler hale gelmiş olan teknikler de uygulanabilmektedir.

#### **2.3.1 All-on-four tekniği**

Malo ve arkadaşları tarafından tanımlanan bu teknik, alveol kemik yetersizliklerinde ileri cerrahiler ve kemik ogmentasyon prosedürleri uygulanmadan, immediate veya geleneksel implantasyon prosedürlerinin uygulandığı bir tekniktir. Bu teknikte her çene için kullanılan 4 adet implantın ön 2 tanesi orta hatta paralel şekilde yerleştirilirken arkaya yerleştirilenler eğimli şekilde yerleştirilir. Bu sayede atrofik çenelerde daha hacimli ve daha uzun implantların kullanımı sağlanmaktadır. Distale yerleştirilen eğimli implantlar protetik açıdan yük dağılımını sağlamaktadır. Yük dağılımının sağlanması amacıyla posteriodaki eğimli implantın distalindeki kantilever boyutu azaltılmaktadır. Malo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada all on four tekniğinin uygulandığı 24 hastada % 98.3 başarı oranı bulunmuştur. Kontrol radyografilerinde ortalama  $0.79\pm 0.22$  mm miktarında yıllık marjinal kemik kaybı miktarı bulunmuştur [33,34].

#### **2.3.2 Kısa implantlar**

Literatürde standart implant uygulaması için gereken minimum vertikal kemik miktarı 10 mm olarak bildirilmiştir. Ancak günümüzde diş eksikliğine sahip hastaların birçoğunda bu mesafe yeterli olmamaktadır. Bu durumun çözümü amacıyla ileri kemik ogmentasyon teknikleri gerekmektedir. Fakat birçok hasta ileri cerrahi işlemler yerine alternatif yöntemleri tercih etmektedir. 1979 yılında ilk olarak Branemark kısa

implantları 7 mm olarak tanımlamıştır. Ancak bu konu hakkında literatürde fikir birliği yoktur. Kısa implantların uygulanması, implantların başarısının boyundan daha çok implantın yüzey özellikleri ve implant çapıyla ilişkili olduğu esasına dayanmaktadır. Bu etkenler dışında kemik kalitesi de başarı için oldukça kritik öneme sahiptir. Bazı çalışmalar maksilla posterior bölgede sıklıkla bulunan tip 4 kemik kalitesi olan bölgelerde kısa implant kullanımını önermemektedir. Kısa implantların klinik başarısının uzun implantlar kadar olabilmesi amacıyla yüzeylerinin titanyum dioksit ile pürüzlendirilmesi gerektiği, aksi takdirde kısa implantların uzun implantlara kıyasla % 5-10 oranında daha başarısız olduğu bildirilmiştir [35].

### **2.3.3 Zigoma implantları**

Zigoma implantları Branemark tarafından aşırı atrofik maksilla posterior bölgelerde sinüs lifte alternatif olarak veya agresif tümör cerrahileri sonucu maksillanın büyük bölümünü kaybeden hastalarda protetik rehabilitasyon yapılabilmesi amacıyla 1990'lı yıllarda ortaya atılmıştır. Bu teknik greftleme ve ogmentasyon işlemlerine gerek kalmadan hastaya protetik restorasyon yapılabilmesine olanak sağlar. Zigoma implantları geleneksel implantlar gibi titanyumdan üretilmekle birlikte boyutları 30 mm ile 52 mm arasında değişiklik göstermektedir. Atrofik çeneler haricinde ektodermal displazi gibi bazı sistemik hastalıkların varlığında da zigomatik implantlar uygulanabilmektedir [36]. İmplantlar uygulandıktan sonra vidalı hibrit protezler kullanımı ile protetik restorasyon tamamlanmaktadır.

### **2.3.4 İnce implantlar**

Genel olarak ince implantlar konjenital lateral eksikliği gibi ufak dişsiz boşluklarda geleneksel implantların yerleştirilmesi için yeterli kemik genişliği ve yüksekliği olmadığı durumlarda kullanılmaktadır. Özellikle tip 3 ve tip 4 kemik kalitesine sahip olan bölgelerde ince implantların protetik yükleme sonrası kaybedilebileceği bildirilmiştir. Bu yöntemler sistemik olarak kemik ogmentasyonu yapılmasına uygun olmayan hastalar için alternatif oluşturmakta olup bu konu hakkında daha çok hastanın dahil edildiği ve daha uzun dönemli çalışmaların yapılması gerekmektedir [37].

## **2.4 All-On-Four Tedavi Protokolü**

Diş kayıpları sonrası gerçekleşen alveolar kret rezorpsiyonu sebebiyle çoğu vakada implant uygulamak için yeterli miktarda kemik bulunmamaktadır. Bu durum

implant uygulamalarının komplike bir hal almasına ve ek cerrahi operasyonlara ihtiyacı arttırmaktadır. Yetersiz alveolar kret yüksekliği varlığında; distraksiyon osteogenezi, otojen kemik grefti uygulaması, dikey yönde augmentasyon, sinir repozisyonu veya lateralizasyonu, sinus elevasyonu gibi prosedürlerle çözüm aranmaktadır [38]. Bu durum da iyileşme süresinin uzaması, maliyetin artması ve tedavi sürecinin uzaması gibi olumsuzluklara sebep olabilmektedir. Bu görüşten yola çıkarak Malo ve arkadaşları tarafından az sayıda implant üzerine yapılan “all-on-four” adını verdikleri tedavi konsepti geliştirilmiştir. All-on-four konsepti total dişsiz hastalarda rehabilitasyona imkan sağlayan güvenilir ve konforlu bir tedavi protokolüdür [38].

“All-on-four” sistemi lateral kesici diş bölgesine paralel olarak iki adet ve premolar diş bölgesine açılı olarak iki adet implant olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi içermektedir [33,39,40]. Mandibula ve maksillada anterior implantlar lateral keser bölgesine dik olarak yerleştirilmektedir. Posteriordaki implantlar ise maksillada maksiller sinüsün anterior duvarına paralel şekilde , mandibulada ise mental foramenin hemen önüne olacak şekilde distale açılı olarak yerleştirilirler [39]. Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise 30-45° derece distale eğimli şekilde yerleştirilir. Düz ve açılı çok üniteli (multiunit) abutmentlar kullanılmaktadır [33,39]. Posterior implantların açılı yerleştirilmesi ile anteroposterior mesafe artar ve daha iyi yük dağılımı sağlanarak protezin kısa bir kantilever ile 12 diş içermesi sağlanır [41-43].

All-on-four tedavi konsepti kısa tedavi süresi ve düşük maliyeti ile ileri cerrahi işlemler ve hareketli protez kullanımına kıyasla daha yüksek yaşam kalitesi sağlamaktadır [44].

“All-on-4” tekniğinin uygulanabilmesi için kemik genişliği ve hacmi önem taşımaktadır. Buna göre mandibulada mental foramenler arası minimum 8-10 mm kemik yüksekliği ve 5 mm kemik genişliği olmalıdır. Maksillada ise minimum 10 mm kemik yüksekliği ve 5 mm kemik genişliği olmalıdır [33,45].

Primer stabilite sağlanması ve yükleme yapılabilmesi amacıyla implantlarda 35Ncm tork değerinin elde edilmesi gerekir. Bu tork değeri sağlanırsa hastaya geçici sabit akrilik protezler yapılabilmekte ve hastaya fonksiyon, fonasyon ve estetik hızlıca geri kazandırılabilir. İmplantlar maksimum 45 derece açılmalıdır,

açılandırma 30 dereceden fazlaysa implantlar splintlenmelidir. Daimi protezlerin yapımı için 3-6 ay arası beklenmesi gerekmektedir [46,47].

Malo 2011'de yaptığı çalışmada; All-on-four sistemi kullanılmış olan 245 hasta ve 980 implantın 10 yıllık klinik takibini yapmıştır. Çalışma sonuçlarında 10 yıllık başarı oranının %98.1 olduğu bildirilmiştir [48]. Babbush 2011 yılında yayınladığı çalışmada all-on-4 sistemi kullanılmış 165 hasta ve 708 implantın 29 aylık klinik takip sonuçlarını değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda 29 aylık başarı oranı %99.2 olarak bildirilmiştir [49].

#### All-on-four tekniğinin avantajları

1. Posterior implantların açılandırılması anatomik yapıların korunmasına olanak sağlar.
2. Açılı implantların daha kaliteli bir kemikte daha uzun implant olarak uygulanması ile ankraj daha iyi sağlanır.
3. Protetik üstyapıda posterior kantilever mesafesi azalmaktadır.
4. Kemik grefti ihtiyacı ortadan kalkar.
5. Greftleme ve çok sayıdaki implantın sebep olduğu yüksek maliyet azaltılır.
6. Başarı oranları oldukça yüksektir.
7. Biyomekanik avantaj sağlamaktadır.
8. Açılanmaya bağlı olarak implantlar arası mesafe artar ve bu sayede hijyen daha kolay temin edilir.
9. Final protetik restorasyon sabit veya hareketli olarak hazırlanabilmektedir [40].

#### All-On-Four Tekniğinin Dezavantajları

1. Çok hassas bir tekniğe sahiptir ve cerrahi deneyim gerektirmektedir.
2. Hassas bir teknik olduğu için cerrahi splint yapılması gerekebilmektedir.
3. Planlamada modifikasyonlara olanak sağlamaz, tek bir implant başarısızlığı protetik restorasyonun yapılamamasına sebep olabilmektedir.
4. Kantilever uzunluğu belirli sınırlar dahilinde uzatılabilir [50].

## 2.4.1 All-on-four tedavisinde cerrahi protokol

### Mandibulada Cerrahi Protokol

İmplantlar en az 35 Ncm yerleştirme torku elde edebilmek amacıyla yapılacak modifikasyonlar hariç, standart prosedüre göre yerleştirilmektedir. İmmediat yüklenen implantlar uzunluk olarak 10-18 mm arasındadır. En anteriordaki iki implant çene anatomisi doğrultusunda dik olarak yerleştirilir. Posterior iki implant mental foramenin anterioruna yerleştirilir ve oklüzal düzleme göre distale doğru 30 derece açığa sahiptir. Bu sayede yüksek implant ankrajı, kısa kantilever uzunluğu ve geniş interimplant mesafesi elde edilir [48,51].

Posterior implantlar ortalama 4 mm çapındadır, anterior implantlar ise 3.75 veya 4 mm çapındadır. Mental foramenin posterioruna ilave implant yerleştirilmemektedir [34,52].

Özel rehberler implant yerleştirilmesi sırasında kullanılabilir. Rehber mandibula orta hattına açılan 2 mm'lik yuvaya yerleştirilir ve titanyum band karşıt ark oklüzal merkez çizgisi takip edilerek bükülmektedir. Bu sayede yerleştirilecek implanta rehberlik etmek , en uygun pozisyonu bulmak, protetik destek sağlamak ve en iyi implant ankrajı mümkün olabilmektedir [34,52,53]. Tercihen 3-0 veya 4-0 rezorbe olmayan süturlar ile yumuşak doku adapte edilerek eski pozisyonuna suture edilir [55].

İlerleyen teknoloji sayesinde flep kaldırılmadan da "All-on-four" cerrahi tekniği uygulanabilmektedir. Flepsiz "All-on-four" denilen bu işlemde implant yapılması planlanan bölgenin CBCT görüntüleri elde edilir ve özel yazılıma sahip programa aktarılır. Bu programda işlemi yapacak kişi sanal ortamda implant yerleşimini planlayabilir. Planlanan implantın türü, boyutu, kemik içindeki konumu, komşu diş, implantlar ve anatomik yapılarla olan ilişkisi cerrahi öncesinde tespit edilebilmektedir [55-58].

Bilgisayar destekli cerrahi rehber, implantları flepsiz şekilde, sadece implant yapılması planlanan bölgelerde punch frez ile yumuşak dokunun kaldırılmasıyla yerleştirilmesine olanak sağlar. Cerrahi rehber doğru konumda sabitlenerek, implantların uygun yönde, derinlikte ve pozisyonda yerleştirilmesine rehberlik eder [59,60].

İmplantlar yerleştirildikten sonra cerrahi rehber çıkartılır ve önce anterior implantlar, devamında posterior implantların 30 derece açıldırılmış multiunit abutmentları labaratuarda üretilen jig yardımı ile yerleştirilir [46,48].

#### Maksillada Cerrahi Protokol

Maksiller sinüsün ön duvarını tespit etmek amacıyla, maksillanın lateral bölümünde anterior duvarın olduğu tahmin edilen noktadan maksiller sinüse pencere açılır. Künt uçlu sond kullanılarak pencerenin iç yüzeyinden ön duvar tespit edilir. İmplantların doğru konumda ve açıda yerleştirilmesi için özel kılavuzlar kullanılmaktadır. Bu rehberler üzerinde 30, 45 ve 90 dereceyi gösteren rehber çizgilere sahip standart kılavuzlardır [61].

2mm'lik drill ile orta hatta bir yuva oluşturulur ve rehberin parçası yardımı ile bu boşluğa oturtularak rehber sabit hale getirilir. Titanyum bant, karşıt arkın okluzal merkez çizgisi takip edilerek bükülmektedir.

Posterior implantların boyun bölgesi 1. Molar diş hizasına denk gelmelidir. Eğer mümkün değilse 1. Veya 2. Premolar hizasına denk gelecek şekilde yerleştirilir. Maksiller sinüsün anterior duvarına yaklaşık 4 mm uzak şekilde mümkün olan en distal noktadan, ortalama 30-45 derece açı ile yerleştirilir. [62].Mümkünse posterior implantların çapı 4 mm'den büyük olmalıdır. Anterior ve posteriora yerleştirilen implantların uzunlukları 10 mm'den 18 mm'ye kadar değişiklik gösterebilmektedir. Anterior implantlar anatomik sınırlar dahilinde birbirine olabildiğince uzak yerleştirilmeli ve posterior implantların apeksine güvenli uzaklıkta bulunmalıdır. 35 Ncm'den fazla tork var ise immedat yükleme yapılabilir [63].

#### 2.4.2 All-on-four tedavisinde protetik protokol

Distalde yer alan implantlar çene kemiği içerisinde ne kadar posterior bölgeye yerleştirilirse, protezdeki kantilever uzunluğu kısılır ve implant üzerine gelen stres yükleri o kadar azalır [64]. Yine distale yerleştirilen implantlar yardımıyla protezin yüzey alanı artmakta ve implanta gelen yükler azalmaktadır [65].

Çene kemiğine yerleştirilmiş implantların üzerine düz veya 17° ile 35° arasında değişen açılarda multiunit abutmentlar yerleştirilerek paralellik elde edilmeye çalışılır ve rijit protezin pasif şekilde oturması sağlanmaya çalışılır [50,66].

Primer stabilite, implant osseointegrasyonunda kritik role sahip olduğundan, tam ark restorasyon ile implantlar splintlenerek immediate yükleme yapılması, implantların sağ kalım oranını olumlu yönde etkilemektedir [67]. İyileşmesi devam eden kemiğe hafif yükleme uygulanması kemiğin iyileşme hızını arttırmaktadır [68]. Anında yükleme yapılan hastalara, kantilever uzantısı olmayan ya da minimum uzunlukta kantilevera sahip olan akrilik sabit geçici protezler hazırlanmaktadır. 15 Ncm tork geçici protezlere uygulanmalıdır. 1 hafta, 3 hafta ve 3 ay sonra geçici protezle rehabilite edilen hasta kontrole çağrılmalıdır [50].

Protez ölçüleri alınırken, çoklu birim abutmentların(multiunit abutment) üstüne, multiunit açık ölçü postları yerleştirilir. Açık ölçü postları diş ipi/tel vasıtasıyla akıcı kıvamda otopolimerize rezin ile birlikte bağlanarak, ölçü postlarının yer değiştirmeden doğru şekilde transferi sağlanır [50].

Literatürdeki çalışmaların çoğunluğunda, 4-6 ay boyunca hastalar geçici protez kullandıktan sonra daimi protezler yapılmaya başlanmıştır. Daimi protezler , sabit protez şeklinde metal destekli porselen veneer, CAD/CAM ile tasarlanmış zirkonya ya da titanyum altyapı üstüne simante edilen kişisel kronlar veya akrilik rezin dişlerin kullanımı ile yapılabildiği gibi çıkarılabilir protezler şeklinde de tasarlanabilir [50]. 10-20 Ncm kuvvetle daimi protezlerdeki vidaların torklandığı literatürde bildirilmiştir [66, 69-71].

Oklüzal yüklerin protezdeki kantilevera gelmesiyle, yükün uygulandığı bölgenin en yakınındaki implantlarda menteşe etkisiyle beraber kayda değer gerilmeler gözlenir [72]. Distal kantilever uzunluğu arttıkça, protezin altyapısında deformasyon, kırılma, protez vidasında gevşeme, akrilik rezin dişlerin kırılmasıyla karşılaşılabilir [50].

Kantilever uzunluğu implant destekli sabit protezlerde, implantlar arası anteroposterior mesafenin 1.5 katından daha fazla olmamalıdır. Kantilever uzunluğunun, maksillada 6-8 mm'yi, mandibulada ise 10-12 mm'yi geçmemesi önerilmektedir [39,50].

Oklüzyonun uygun olmayan şekilde tasarlanması durumunda, implant üstü protezlerde , implant- kemik ara yüzünden stress birikimine, kemiğin hızlı şekilde rezorbe olmasına, ve bunlarla birlikte implantın kaybına yol açabilir [73]. Geçici protez ile anında yükleme yapılan bu tedavi konseptinde protetik restorasyon



kantilevere sahip olmamalı veya kantilever uzunluğu minimum seviyede olmalı, protezin distalindeki dişler hariç tüm dişlerde bilateral nokta teması oluşturulmalı, lateral hareketlerde grup fonksiyon, protruziv hareketlerde ise anteriordaki kanin-kanin arası tüm dişlere dağıtılmış rehberlik oluşturulmalıdır [50,74].

4 implant üzerine daimi protez yapılırken tasarlanan oklüzyon karşıt çenenin durumuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir [75]. Dişlerde bilateral ve eş zamanlı nokta temasları oluşturulmalı, karşıt çenede posterior bölgede sabit protezler var ise grup fonksiyon oklüzyon tasarlanmalıdır. Karşıt çenede tam protez, serbest sonlu hareketli bölümlü protez veya implant destekli overdenture protez var ise en distaldeki diş oklüzyondan hafifçe çıkarılmalı, gezen hareketlerde ise bir ya da birden fazla dengeleyici temaslar sağlanmalıdır [74,76].

## **2.5 Sonlu Elemanlar Analizi**

Sonlu elemanlar analizi, kompleks geometrik yapıların ve nesnelerin bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülerek, maruz kaldığı stresleri ve uğradığı deformasyonu analiz eden non-invaziv bir yöntemdir. Bu yöntem vesilesiyle karmaşık sistemler sanal ortama aktarılır ve statik, dinamik, lineer ve non-lineer analiz yöntemleri kullanılarak gerçeğe en yakın sonuçlara erişilmeye çalışılır [77], [78]. İlk kez havacılık sektöründe kullanılmış olan sonlu elemanlar analizi yöntemi, zaman içerisinde farklı alanlara yayılarak inşaat, elektrik, hidrodinamik gibi çeşitli mühendislik bölümleri dışında tıp alanında da ortopedi, kardiyovasküler cerrahi, plastik cerrahide de kullanılmaya başlanmıştır [79] Sonlu elemanlar analizi yöntemi ‘‘parçadan bütüne gitme’’ ilkesine dayanmaktadır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılması ile her bir problemin kendi içerisinde ayrı ayrı çözülmesiyle bütüne ulaşmayı hedefler [80].

Son zamanlarda, biyomekanik faktörlerin etkisini ölçmek ve klinik pek çok tedaviyi geliştirmek için implantoloji alanında sonlu elemanlar stres analizi başarıyla kullanılmaktadır [81,82]. İmplant ve implant üstü protetik yapıların kompleks yapısı sebebiyle sonlu elemanlar analizi stres dağılımı ve klinik performansları değerlendirmek amacıyla kullanılan geçerli bir metoddur [83]. Bu yöntem ile kompleks geometriye sahip katı cisimler modellenebilir, yazılımlar aracılığıyla materyal özellikleri eklenerek gerçeğe yakın modeller oluşturabilir, istenilen sayıda

değişik malzeme kullanılarak farklı modeller elde edilebilir, gerilme yer değiştirmeleri ve dağılımları ayrıntılı şekilde belirlenebilir.

Sonlu elemanlar analizi ile diş hekimliğinde ilk yapılan çalışma, 1968 yılında Ledley ve Huang'ın yapmış oldukları araştırmadır. Yapılan bu çalışmada, farklı yönlerden bir dişe kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerinin çevre dokulardaki etkisi ve meydana gelen stresler değerlendirilmiştir [84]. Sonlu eleman analizinin implantolojide ilk kullanımı ise 1970'lerde meydana gelmiştir. 1973 yılında Tesk ve Widera ilk defa pin ve blade tipi iki farklı implant modelleyip stress ölçümleri yapmış ve bu sayede birçok araştırmacıya kılavuzluk etmiştir [85].

Diş hekimliğinde kuvvet denilince ilk olarak akla çiğneme kuvvetleri gelir. Bu kuvvetler çeşitli yollarla çene kemiklerine iletilmektedir. Bunlar; dişler, diş kökleri ve periodontal dokuları, protez materyalleri, implant içeren protezlerde implantın kemik ile direk temasıyla olmaktadır. Bu kuvvet nakli yollarında canlı dokuların fizyolojik sınırlar dahilinde etkilenmesi, zararlı ve fazlaca stres birikimlerinin gerçekleşmemesi gerekmektedir. Bu sebeple destek yapılarında ve materyalde oluşacak stresin analiz edilmesi gereklidir. Kas, kemik, diş, vücut sınırları gibi biyolojik yapılarında stres analizi yapmak, restoratif ve protetik materyallerde analiz yapmaktan daha zor olduğu için canlı dokularının modelinin hazırlanması gerekli olmuştur [86]. Karmaşık bir yapıya sahip olan dental materyallerin analizlerinin yapılması oldukça zor ve kompleks bir işlemdir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi sayesinde, kompleks geometriye sahip materyallerin analizi mümkün olmaktadır [87]. Sonlu elemanlar analizi yöntemi diş hekimliğinde; diş sert dokularını, temporomandibular eklemi, ortodontik diş hareketlerini ve aparatları, periodontal dokuları, restoratif materyalleri, dental implantların tasarımını, materyal içeriğini, yük etkilerini ve arayüz problemlerini incelemeye kullanılmaktadır [88].

#### Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen katı cisimler ve farklı birçok malzeme özelliklerine sahip çeşitli katmanlardan oluşan nesnelere, her farklı katmanın fiziksel özellikleri ve katmanlar arasındaki birleşim özellikleri eksiksiz şekilde yansıtılarak gerçek yapıya çok yakın model elde edilebilir.

2. Gerçeğe en yakın şekilde farklı yüzeyler arasındaki temas, sürtünme, yapışma ve adaptasyon durumları belirlenebilir.

3. Gerinimler (strain), gerilmeler (stres) ve yer değiştirme ölçümleri teferruatlı bir şekilde elde edilebilir.

4. Analiz ile ilgili sonuçlar hem objenin bütünü için, hem de incelenmek istenen alandaki elemanlar için ayrı ayrı değerlendirilebilir.

5. Elemanın boyutları kullanan kişi tarafından ayarlanabilir. Bu sayede daha küçük elemanlar kullanılarak önemli değişiklikler beklenen kısımlarda daha hassas işlemler yapılabilir ve işlem hızı arttırmak amacıyla aynı parçanın diğer bölümleri büyük elemanlara bölünebilir.

6. Yaratılan modelin sınır koşulları, geometrisi, kuvvet ve yük özellikleri gibi değişkenler istenildiği gibi değiştirilmek suretiyle analiz istenildiği kadar tekrar yapılabilir.

7. Elde edilmiş olan çok sayıdaki verinin daha iyi anlaşılması ve yorumlanması için, görselleştirme işlemi yapılabilir. Bu işlem sayesinde elde edilen veriler renk kodu olarak, istenen yönde görüntülerin üzerine işlenebilmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını temsil etmekte olup, renklerin hangi değer aralığına rastladığı görüntülerde bulunan bir ölçek ile gösterilip ölçek renk skalasının modeller üstünde daha net şekilde anlaşılması açısından istenen şekilde ayarlanabilmektedir.

8. Gerçek ortamda madde bulunmaması sebebiyle, problemlerinin birçoğunun çözümü için bir tek model ve bilgisayar programı yeterli olmaktadır [77,78,89-91].

#### Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

1. Katı modeller üzerinde gerçek şartların uygulanabilmesi, kullanılan yazılım programı ve bilgisayarın donanımının kapasitesi ile sınırlı olmaktadır.

2. Analizin yapılabilmesi için gereken bilgisayar donanım ve yazılımlarının fiyatı yüksektir.

3. Yazılımların gerekli şekilde kullanılabilmesi için üst seviyede yazılım bilgisine gerek duyulmaktadır.

4. Mevcut programların güncellemesinin gelişen teknolojiyle birlikte düzenli şekilde yapılması gerekir.

5. Yapılan çalışmaların doğruluğu, gerekli model verilerinin ve malzeme özelliklerinin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesi ile mümkün olmaktadır ve bu sebeple hassastır.

6. Ağız içerisinde modellenen yapılar statik yüklerden ziyade dinamik yükler altındadır. Yapılan analizi bu yöntem ile dinamik şekilde gerçekleştirmek mümkün fakat zor bir uygulamadır [92,93].

### 2.5.1 Sonlu elemanlar analizinde temel mekanik kavramlar

#### Gerilim (Stres)

Katı mekaniğindeki karşılığı ile stres, birim alana uygulanan kuvvetin ölçülmesi ile hesaplanır [94]. Formülü aşağıdaki gibi ifade edilmektedir. Uluslararası birim sisteminde birimi Paskal olarak ifade edilir ( $P = N / m^2$ ). Gerilim büyüklük ve yönle tanımlanan vektörel bir niceliktir. Stres miktarı, kuvvetin büyüklüğü ile doğru, kuvvetin uygulandığı alanın büyüklüğü ile ters orantılıdır [95].

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet/Alan} (\sigma = F/A)$$

Bir cisim üzerine kuvvet etki ettiğinde stres 3 farklı şekilde ortaya çıkabilmektedir:

1- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir cisme aynı doğrultuda, farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşur. Cismin yüzey alanına dik ve cisim kuvvet yönünde uzatacak kuvvetlerin oluşturduğu bozulmaya karşı olarak oluşmaktadır. Cismin molekülleri birbirinden ayrılmaya zorlanır.

2- Sıkışma Gerilimi ( Compressive Stres): Bir cisme aynı doğrultuda, birbirine doğru iki kuvvet uygulanması ile oluşur. Cismin molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlanır.

3- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin farklı seviyelerde, zıt yönde iki kuvvet etkisi altında kalması ile oluşur. Cismin molekülleri birbiri üzerinde yüzeye paralel olarak kaymaya zorlanır.

Sıkışma ve çekme streslerine normal stresler de denmektedir ve “ $\sigma$ ” ile sembolize edilmektedir. Makaslama stresi ise “ $\tau$ ” sembolü ile gösterilmektedir. Kuvvete maruz kalan cisimlerde genellikle tek çeşit stres oluşmamaktadır. Makaslama, sıkışma ve çekme stresi bir arada bulunduğu buna bileşik stres adı verilir [96,97].

Kortikal kemik ve implant sıkışma tipi gerilimlere karşı oldukça dayanıklıdır ve sıkışma gerilmeleri implant-kemik ara yüzeyinin oluşumunda katkıda bulunur. Makaslama ve çekme kuvvetleri ise implant-kemik bağlantısını olumsuz yönde etkileyen kuvvetlerdir. Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere çekme tipi kuvvetlere kıyasla %30, makaslama tipi kuvvetlere kıyasla %65 daha dayanıklıdır [98].

#### Asal Gerilim Değerleri

Makaslama gerilimlerinin sıfır olarak kabul edildiği durumda oluşan gerilmeler asal stres (principle stress) olarak adlandırılırlar. Asal stres; maksimum, ara ve minimum asal stres olmak üzere üç tipten oluşmaktadır. Bir düğüm noktasında hangi stres tipinin değeri daha büyük ise o cisim o stres tipinin etkindir ve değerlendirilmesi gereken stres tipi odur [99].

Maksimum asal stres (Maximum principle stress): En yüksek çekme stresini ifade etmekte ve pozitif değer olup ‘‘Pmax’’ ile gösterilmektedir.

Minimum asal stres (Minimum principle stress): En yüksek sıkışma stresini ifade etmekte ve negatif değer olup ‘‘Pmin’’ ile gösterilmektedir [97,100].

#### Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişim gerinim olarak adlandırılır. Kuvvet ortadan kalktığında cisim orjinal haline geri dönebiliyorsa buna elastik deformasyon, kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline geri dönemiyorsa ve kalıcı şekil değişikliğine uğruyorsa buna plastik deformasyon adı verilir. Gerinim değeri genellikle % ile ifade edilir. Gerinim ve gerilim birbirinden farklı terimlerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür. Gerinimin birimi yoktur ve ‘ε’ sembolü ile gösterilir [101]. Formülü aşağıdaki gibidir:

$$\varepsilon = \text{uzunluktaki değişim} / \text{başlangıç uzunluğu}$$

#### Esneklik Katsayısı (Young Modülü)

Thomas Young tarafından tanımlanmış olan esneklik katsayısı; gerilmenin gerinime oranıdır. Gerinimin birimi olmadığı için birimi gerilme ile aynı şekilde ifade edilir (MPa veya GPa). Her materyalin esneklik katsayısı kendine özgüdür ve sabit bir değerdir [97]. Esneklik katsayısı arttıkça materyalin rijiditesi ve deformasyona karşı dayanıklılığı artmaktadır [102]. Formülü aşağıdaki gibidir:

$$E = \sigma / \varepsilon$$

Esneklik katsayısı = Gerilme (Stress) / Birim uzama (Strain)

Hooke Kanunu

İngiliz bilim adamı Robert Hooke, cisme uygulanan kuvvet ile cismin uzaması arasında lineer bir ilişki olduğu bulmuş ve buna Hooke adı verilmiştir. Formülü  $F=k.x$  ile ifade edilmektedir. Bu denklemde F uygulanan kuvveti, k sabiti uygulanan kuvvet ile meydana gelen esneme miktarı arasındaki orantı sabitini, x ise esneme miktarını temsil etmektedir [103].

Poisson Oranı

Katı bir material basma veya çekme kuvvetlerine maruz kaldığında, bu cismin yapısında aksiyel ve lateral yönde gerinim oluşur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranına poisson oranı denir ve 'V' sembolü ile gösterilmektedir [104]. Malzemeye bağlı ayırıcı bir özellik olup tüm materyaller için 0 ile 0.5 arasındadır [105].

Von Mises Gerilimi

Von Mises gerilimi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre ‘‘ Bir yapının belli bir kısmında iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir’’ [106]. Von Mises ve arkadaşları tarafından keşfedilen ve şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen enerji hipotezi çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olan gerilim değeri olarak ifade edilebilir [107]. Kırılğan maddeler için principal stres değerleri daha büyük önem teşkil etmektedir. Kemik kırılğan bir yapıya sahip olduğundan üzerindeki stresleri değerlendirmek için genellikle principal stresler kullanılır. Çekilebilir materyallerde ise Von Mises stress değerleri önem taşımaktadır. Bu nedenle Von Mises değerleri dental implantlarda oluşan stres değerlerinin incelenmesinde kullanılmaktadır [99].

### **2.5.2 Sonlu elemanlar analizinde stres analiz yöntemi**

Sonlu Elemanlar Analizi, bir cismin veya tasarımın bilgisayar modeli oluşturup, sanal gerilimler uygulanmasıyla belli sonuçlar doğrultusunda analiz edilmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Bu analiz, nokta ve elemanlardan oluşan karmaşık bir sistemle ağ ismi verilen örgü yapıyı kullanmaktadır. Bu ağ yapısı yükleme koşullarına nasıl reaksiyon göstereceğini belirleyen elastik modül, poisson

oranı ve yield dayanımı gibi yapısal özelliklerini ve materyalin geometrisini içerecek şekilde programlanmaktadır. Ağ yapı örümcek ağına benzemekte ve her nokta ağ yapısını komşusundaki noktaya genişletmektedir. Buradaki temel konu, ölçümlerin sınırlı sayıdaki nokta üzerinde yapılarak ortalama değerler üzerinden tüm alanın sonuçlarını elde etmektir. Bir cisim sonsuz sayıda tanecikten oluşur ve bu yüzden problemlerin çözümü mümkün olmamaktadır. Sonlu eleman analizi sonsuz sayıdaki tanecikten ağ yapısı oluşturularak bunları sınırlı sayıya indirger ve ölçümleri bu sınırlı sayıdaki nokta üzerinden yapmaktadır [108]. Elemanların şekli ve büyüklüğü sonuçları etkiler. Nokta ve eleman sayısı arttıkça hesaplama sayısı artmakta ve bu sayede sonuçların doğruluğu ve hassasiyeti artmaktadır [109].

### **2.5.3 Sonlu elemanlar analiz yönteminin aşamaları**

#### **2.5.3.1 Üç boyutlu modellerin elde edilmesi**

Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama, incelenecek yapının üç boyutlu modelinin oluşturulmasıdır. Bu amaçla bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans gibi farklı görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bu şekilde incelenecek cismin görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve modelin oluşturulması sağlanabilir. Modellenen cismin yüzeyi 3D tarayıcılar ile detaylıca taranıp bilgisayar ortamına aktarılması veya üç boyutlu modelleme programları vasıtasıyla cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile çalışılacak modeller hazırlanabilir. Model oluşturulduktan sonra analizin gerçeğe en yakın olarak yapılabilmesi elemanlara bölünmesi işlemi gerçekleştirilerek ağ yapısı meydana getirilir ve böylece model oluşturulmuş olunur. Elemanlar ana yapının geometrisi ile tamamı ile uyum içerisindedir ve ana yapının her bölgesinde istenen mekanik özellikleri sergilerler [77]. Elemanlar arasındaki köşe temas noktalarına “düğüm noktası” adı verilir [110].

#### **2.5.3.2 Verilerin programa aktarılması (analiz)**

İkinci aşamada, modelde kullanılan materyale özgü mekanik özellikler ve sınır koşulları tanımlanmaktadır. Sınır koşullarının doğru tanımlanması analizin doğruluğunu ve güvenilirliğini etkilemektedir. Cismin nereden sabitlendiği ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığı ilk belirlenen sınır koşuludur. Daha sonra uygulanması planlanan kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı belirlenir. Modelleri meydana getiren farklı yapı ve materyallerin mekanik özelliklerinin (Young modülü ve Poisson oranı) da sisteme işlenerek analiz işlemi gerçekleştirilir [2,111,112].

### 2.5.3.3 Analizin çözümlenmesi (postprocessing)

Analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önünde bulundurularak değerlendirme yapılır. Kemik, porselen, diş sert dokuları vb. kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal stres (principal stres), metaller gibi çekilebilir materyallerin değerlendirilmesi ve plastik deformasyonunun analizinde Von Mises stres değerleri kullanılabilir [113].





### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan implant ( 1- 3.5x11mm Quattrocone implant, Article No: 3-01-03, 2- 4.3x11mm Quattrocone 30 implant, Article No: 4-01-02, Medentika, Almanya) ve Multi-unit Xeal dayanak (1- Düz multiunit abutment, Article No: 2-31-02, 2- 30° Açılı multiunit abutment, Article No: 2-31-08, 3- Quattrocone 30 için 30° açılı multiunit abutment, Article No: 4-31-02, Medentika, Almanya) ve vidalar 3 boyutlu dental ağız içi tarayıcısıyla (CEREC Primescan version 5.0.0 Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya ) taranarak elde edilmiştir. Parçanın 3 boyutlu geometrisinin düzenleme işlemi ALTAIR Evolve yazılımında yapılmıştır. Boyun bölgesi 30° açılı Quattrocone 30 modelinin boyun bölgesindeki 30 derecelik açığı oluşturan kısım, boyun bölgesi standart implantlarla aynı olacak şekilde ALTAIR Evolve yazılımıyla düzenlenerek kontrol grubunu oluşturacak posterior implant modelleri elde edilmiştir (Şekil 3.1. A, B, C). Protez parçaları (metal alt yapı ve protez) ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

A)



B)



C)



**Şekil 3.1:** İmplant, abutment ve implant + abutment ilişkisi

A) Anterior bölgedeki implant, Posterior bölgedeki standart implant, Boyun bölgesi açılı implant

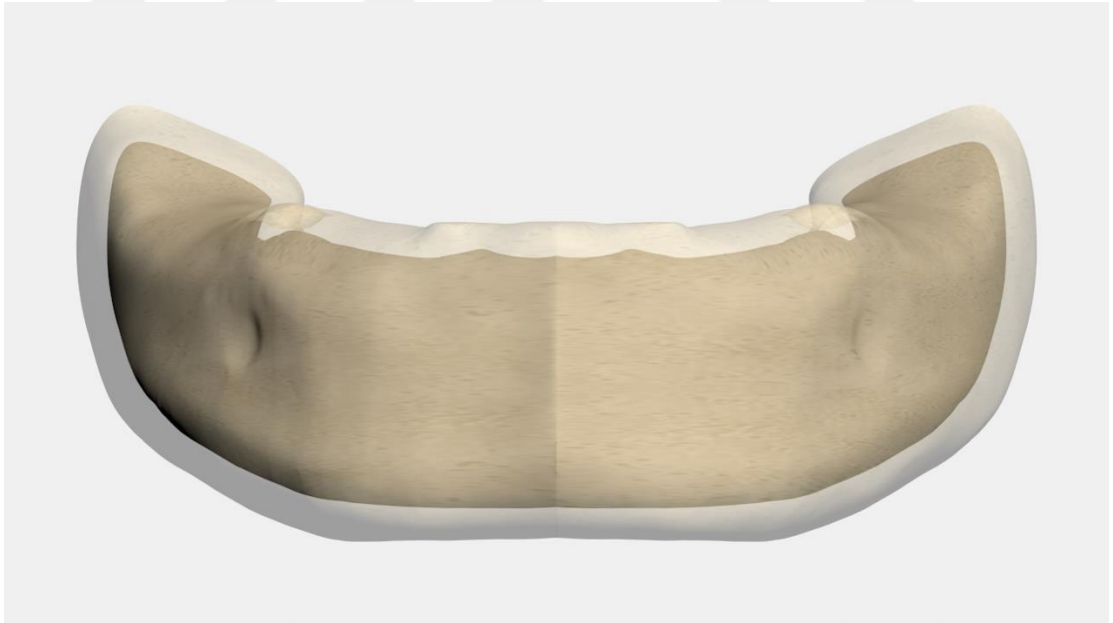
B) Anterior bölgedeki abutment, Standart 30 derece açılı abutment, Quatrocone 30 için dizayn edilmiş açılı abutment

C) Anterior bölgedeki implant + abutment yapısı Boyun bölgesi düz olan implant + abutment yapısı Boyun bölgesi açılı olan implant + abutment ilişkisi

Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik maksilla ve mandibula kemik modellerinin oluşturulması için; radyoloji bölümünde daha önce çekilmiş, alt ve üst çenesinde ilerlemiş atrofisi olan bir hastanın tomografisi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield

değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

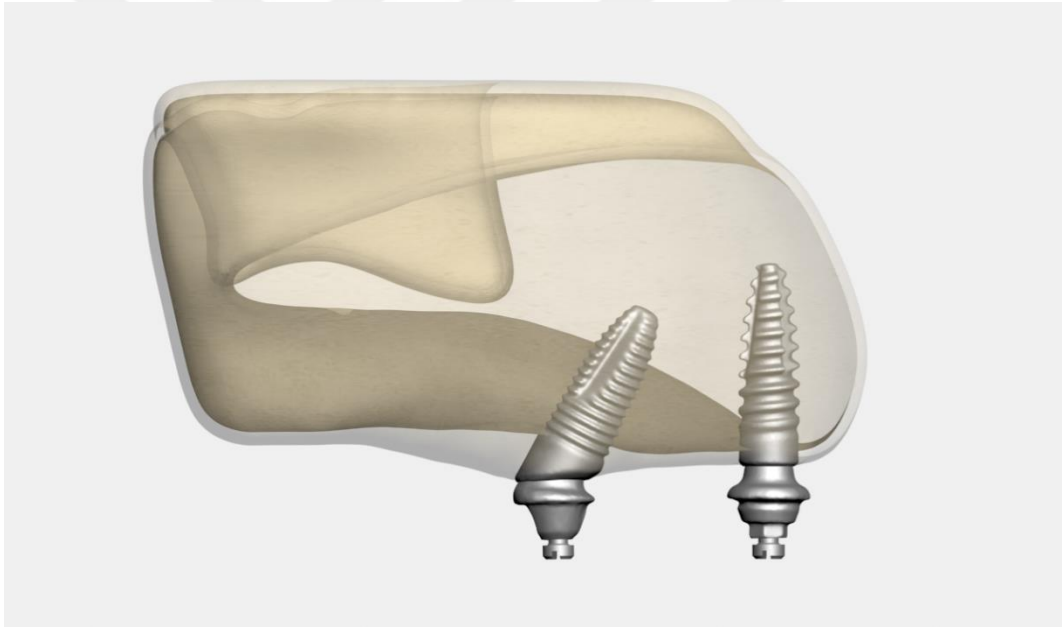
Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik maksilla & mandibula kortikal kemik geometrisi modellenmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile yapılmış olan çalışmalarda genellikle mandibula kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak maksilla kortikal kemik kalınlığı 0.75mm olarak alınmıştır [114,115]. Bizim çalışmamızda da diğer çalışmalara benzer şekilde D2 ve D3 kemiği simüle etmek amacıyla mandibulada kortikal kemik kalınlığı 2mm maksillada ise 0.75 mm olarak belirlenmiştir [116,117]. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir. Protezin iskelet yapısı ve protetik restorasyon tarama yapılmadan ALTAIR Evolve yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Bir arkta toplamda 12 diş olacak şekilde sağ 1. Molardan sol 1. Molar'a kadar ALTAIR Evolve yazılımı kullanılarak protetik restorasyon serbest modelleme yapılarak oluşturulmuştur. Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



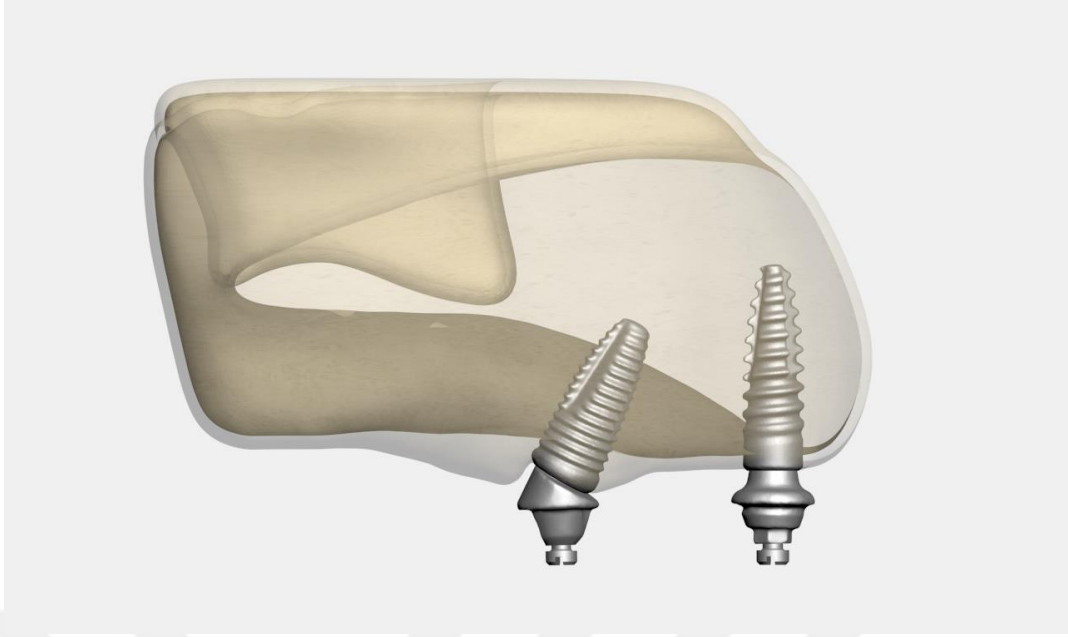
**Şekil 3.2:** Mandibula kortikal kemik yapısı



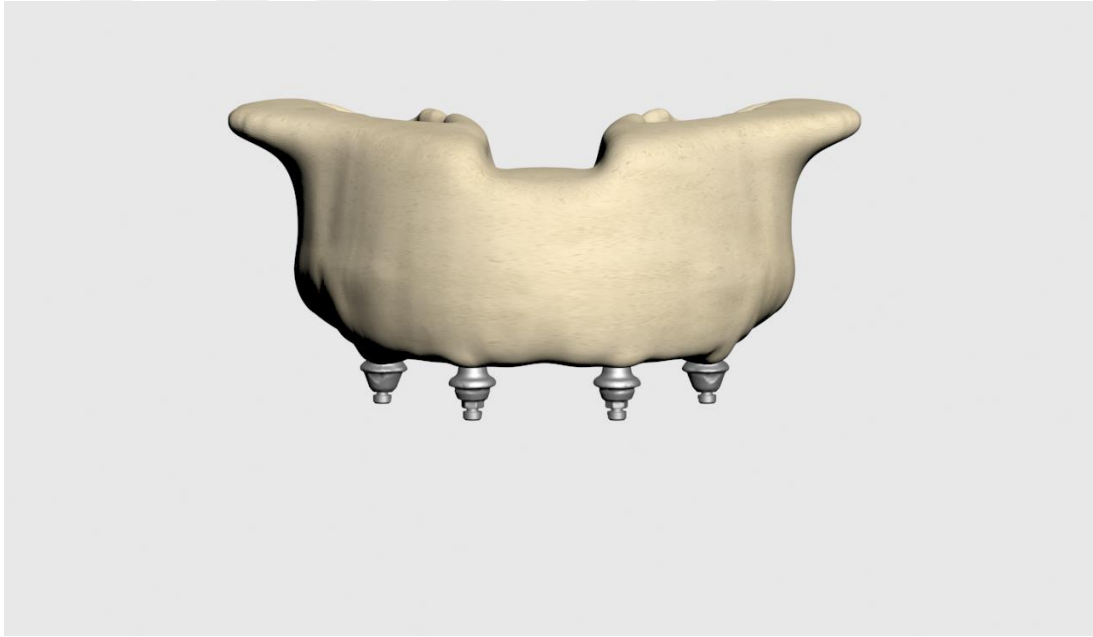
**Şekil 3.3:** Maxilla kortikal kemik yapısı



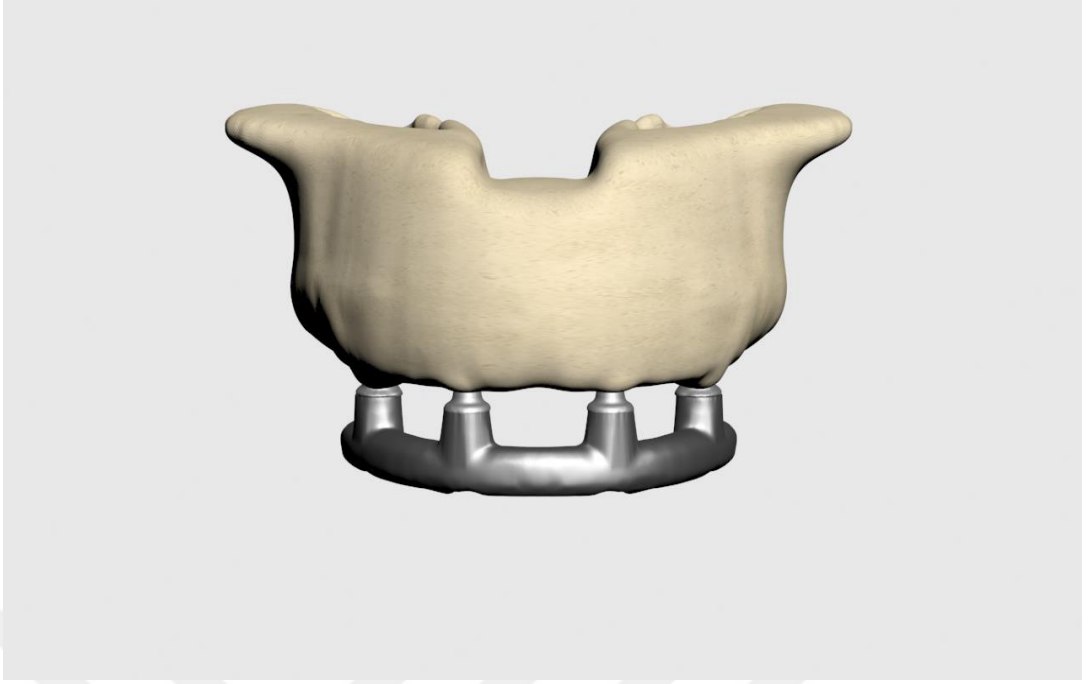
**Şekil 3.4:** Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implantların lateralden görünüşü



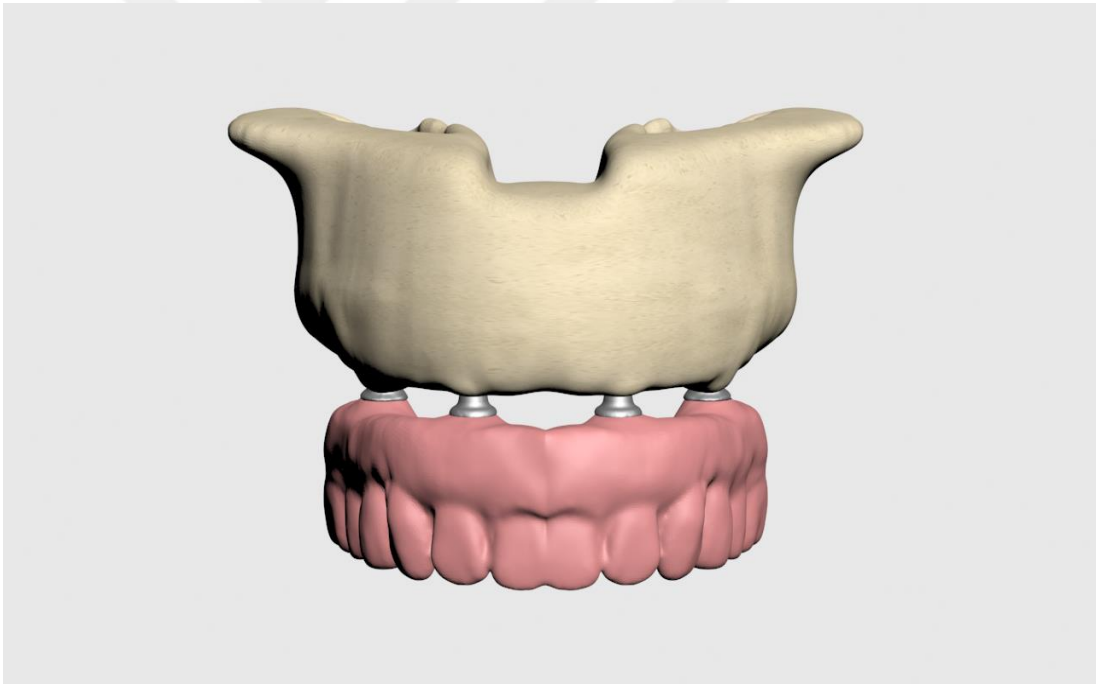
**Şekil 3.5:** Maksilla boyun bölgesi düz implantların lateralden görünüşü



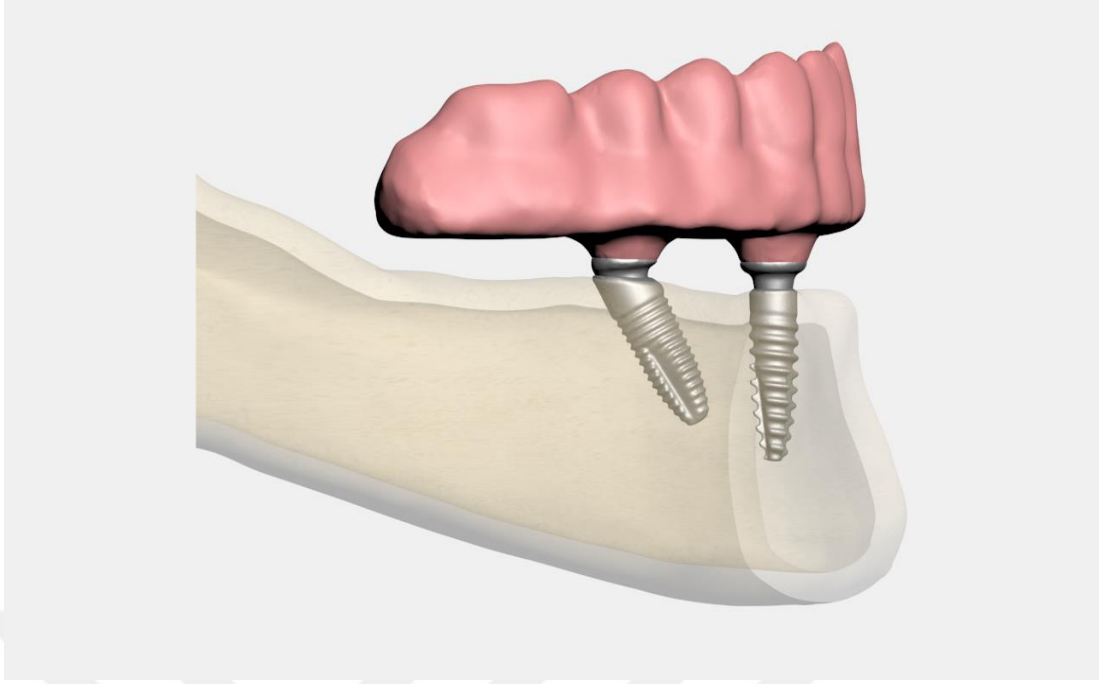
**Şekil 3.6:** Maksilla implant üstü abutmentların frontalden görünüşü



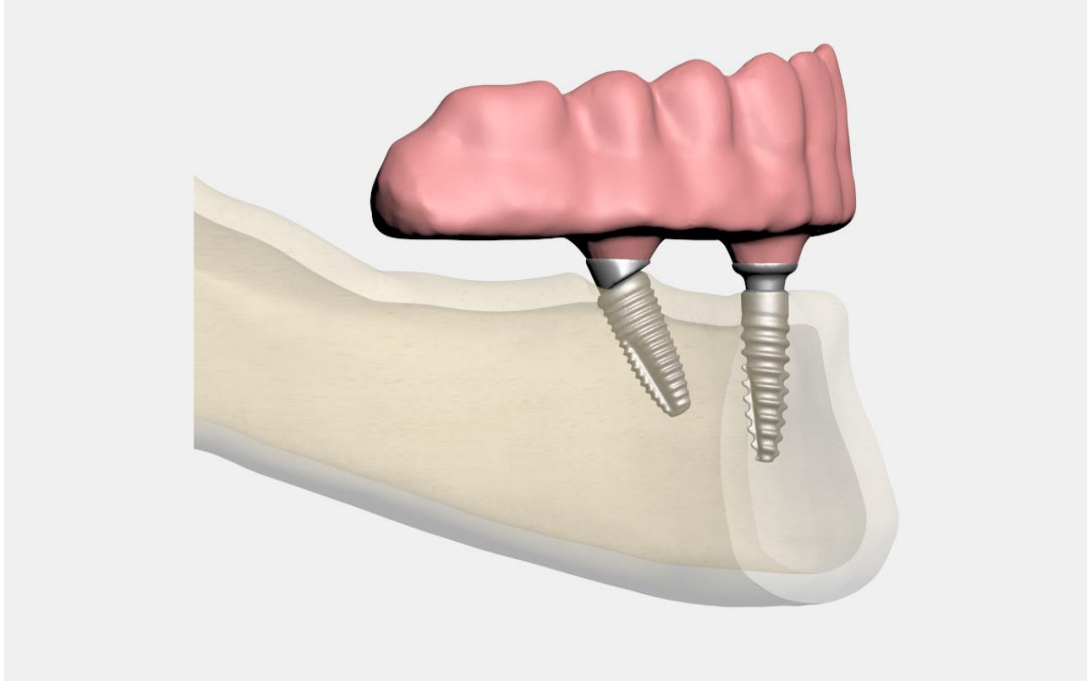
**Şekil 3.7:** Maksilla protez altyapısının frontalden görünüşü



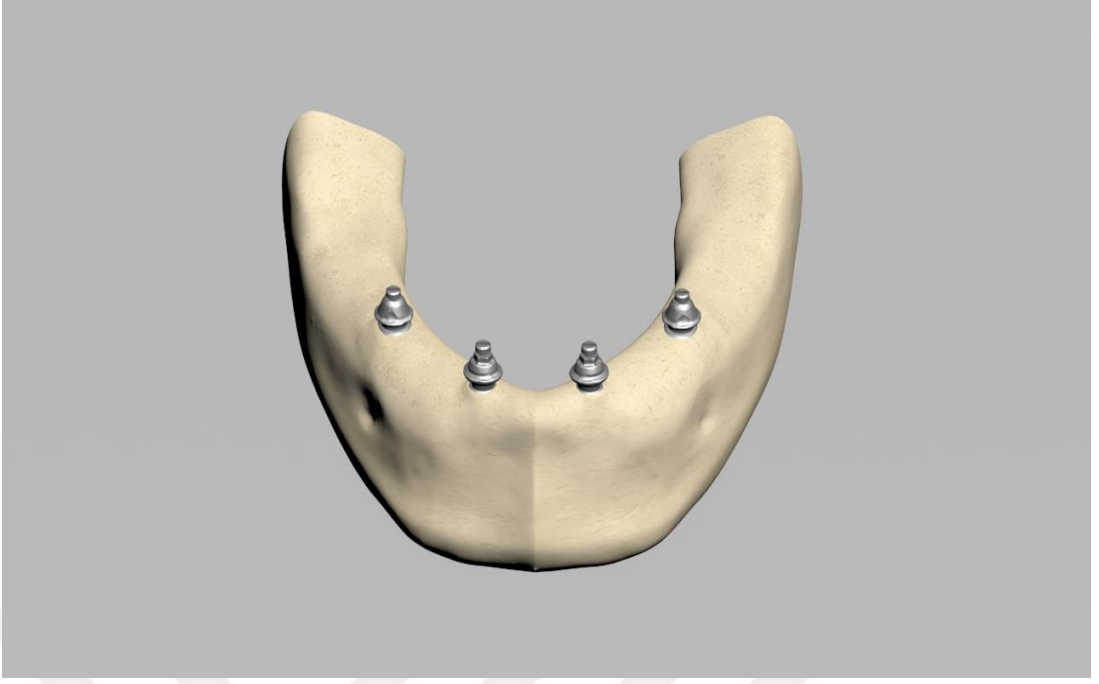
**Şekil 3.8:** Maksilla hibrit protezin frontalden görünüşü



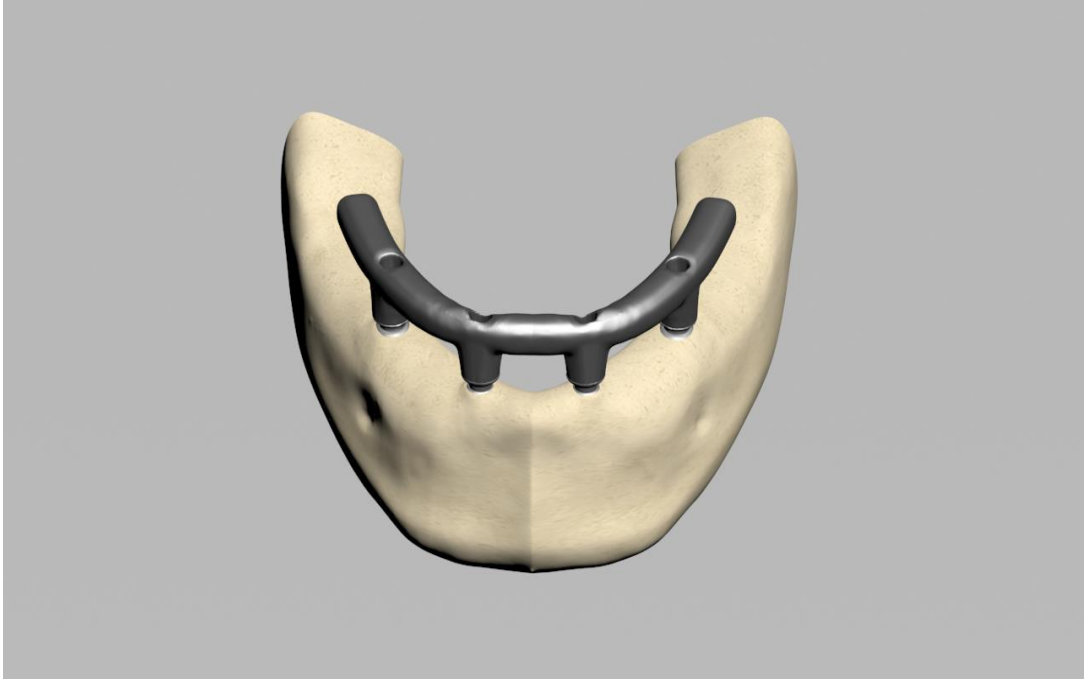
**Şekil 3.9:** Mandibula boyun bölgesi açılı implantların lateralden görünüşü



**Şekil 3.10:** Mandibula boyun bölgesi düz implantların lateralden görünüşü

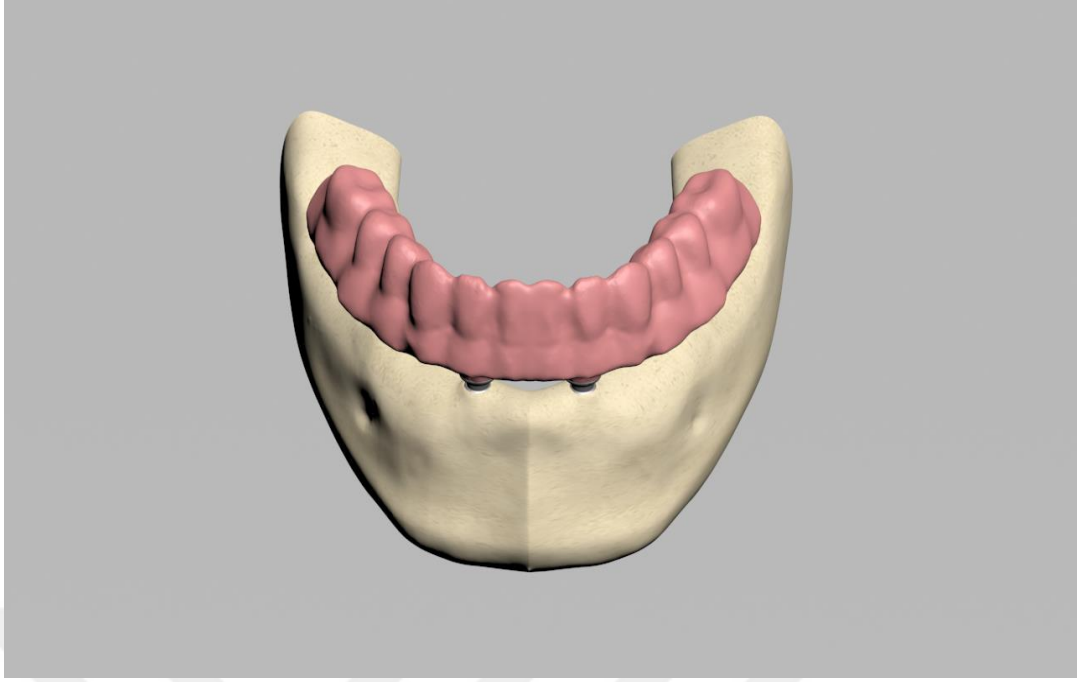


**Şekil 3.11:** Mandibula implant üstü abutmentlerin frontalden görünüşü



**Şekil 3.12:** Mandibula protez altyapısının frontalden görünüşü





**Şekil 3.13:** Mandibula hibrit protezin frontalden görünüşü

#### **Ağ yapısının oluşturulması**

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.

#### **Kuantitatif Model Bilgileri**

Oluşturulan üç farklı analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.1’de paylaşılmıştır.

**Tablo 3.1:** Oluşturulan üç farklı analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları

	Mandibula Açılı	Mandibula Düz	Maksilla Açılı	Maksilla Düz
Toplam düğüm sayısı	2087096	1105494	1980008	2042648
Toplam eleman sayısı	8573828	4529528	8016000	8283646

### Malzeme Tanımları

Analizlerde Tablo 3.2’de yer alan elastik modül ve poisson oranları malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır.

**Tablo 3.2:** Malzeme özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
<b>İmplant (Grade 4 Titanyum)</b> [119]	105000	0.37
<b>Abutment, Protez Altyapısı, Vidalar (Grade 5 Titanyum)</b> [118]	113800	0.342
Protez (Akrilik) [120]	3000	0.35
<b>Kortikal kemik</b> [120]	13700	0.3
<b>Trabeküler kemik</b> [120]	1370	0.3

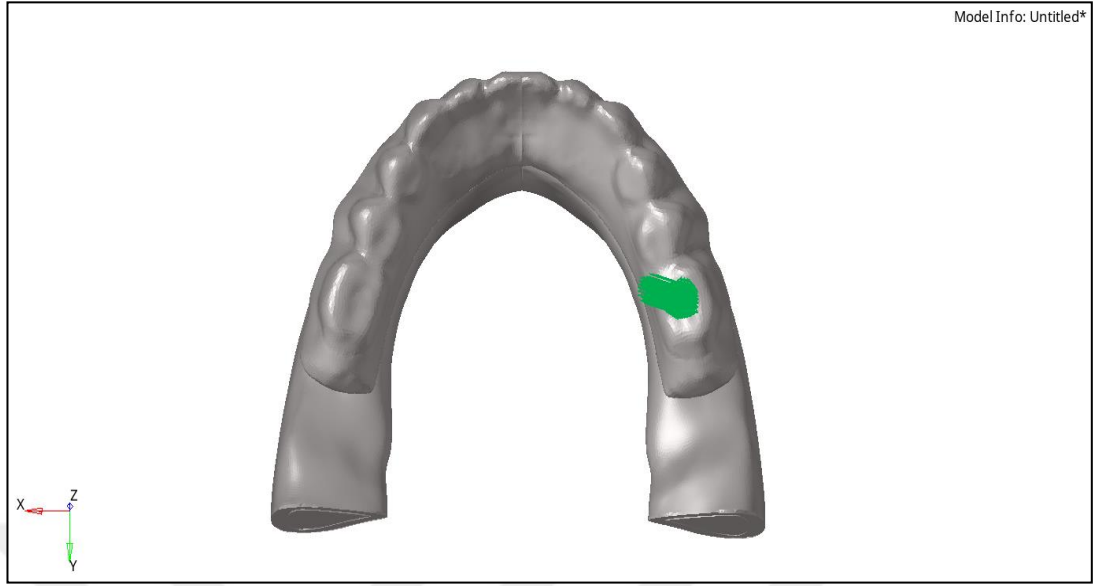
### Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Posterior da boyun bölgesi düz ve boyun bölgesi açılı implant olmak üzere iki farklı model hazırlanmıştır. Yüklemeler hem mandibula hem maksilla için sağ 1. molar dişler üzerinden dişin uzun aksıyla 30° açılı olacak şekilde 250 N büyüklüğünde dişlerin bukkal tüberkülünün lingual sırtına ve lingualden bukkale doğru uygulanmıştır. Yüklemeye tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir. Bunun yanı sıra her model için osseointegre yüklemeye koşulları simüle edilmiştir.

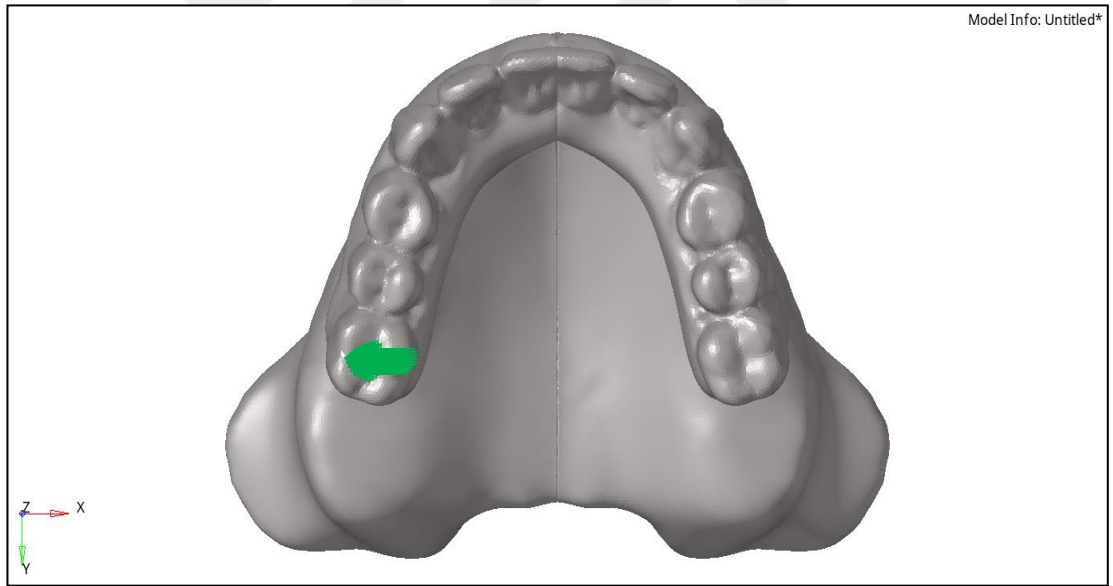
Toplamda 4 model için tek tip yüklemeye koşulunda osseointegre modeller için 4, lineer immediate modeller için 4 nonlinear toplam 8 analiz gerçekleştirilmiştir.

Modeller mandibulada kortikal ve trabeküler kemiğin arka bölgesinde, maksilla kortikal ve trabeküler kemiğin kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Yükleme Senaryosu:

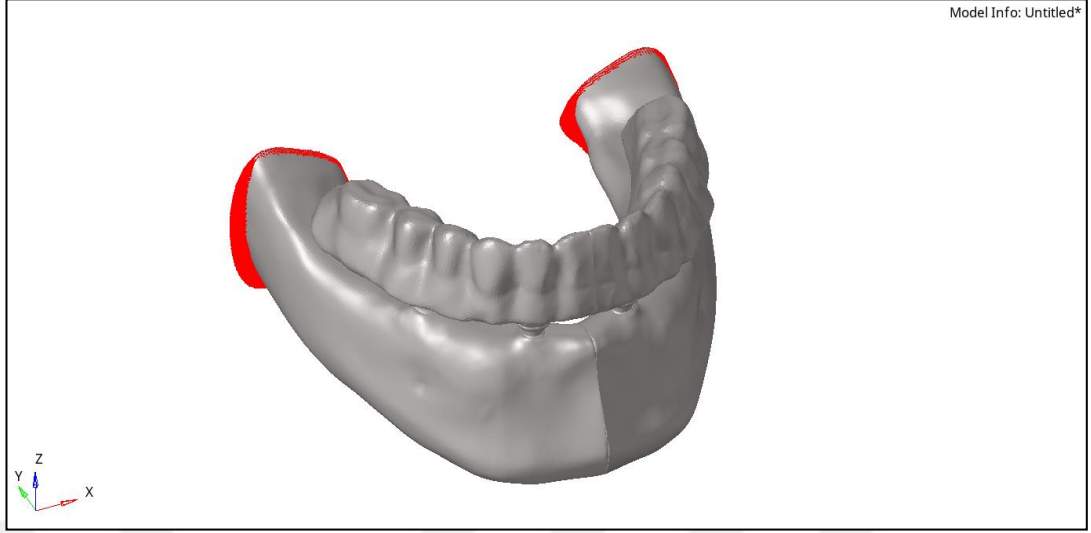


Şekil 3.14: Mandibula yükleme pozisyonu ve açısı.

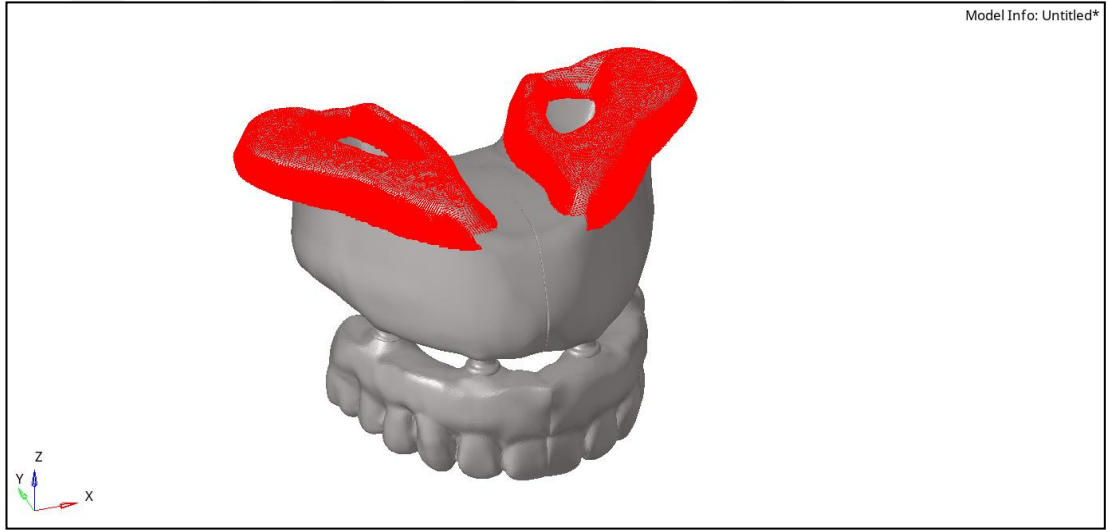


Şekil 3.15: Maksilla yükleme pozisyonu ve açısı

### Sınır Koşulları:



**Şekil 3.16:** Alt çeneye uygulanan hareket kısıtlamaları



**Şekil 3.17:** Üst çeneye uygulanan hareket kısıtlamaları

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Bu amaçla çalışma modellerinde temas bulunan tüm bölgelerde (kortikal-trabekuler kemik ara yüzü, implant-kemik kontak bölgesi, implant-abutment ve vida bağlantıları, abutment-vida-bar temas yüzeyleri) FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

## 4. BULGULAR

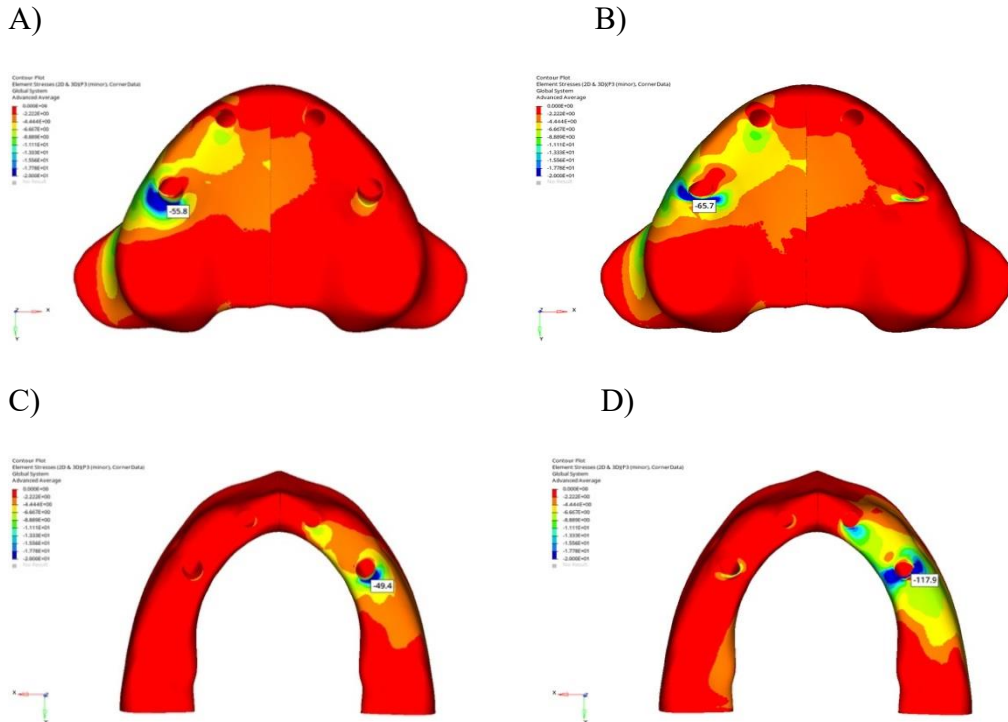
Kemik için analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini (maksimum asal gerilme), eksi değerler ise basma streslerini (minimum asal gerilme) belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

### 4.1 Arka İmplant Etrafındaki Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Maximum Asal Gerilimler

Posterior implant etrafında oluşan Minimum asal stres değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1:** Arka implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler

	Açılı	Düz
Maksilla	-55.8 MPa	-65.7 MPa
Mandibula	-49.4 MPa	-117.9 MPa



**Şekil 4.1:** Posterior implant etrafında oluşan Minimum asal stres değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için kortikal kemik minimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için kortikal kemik minimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

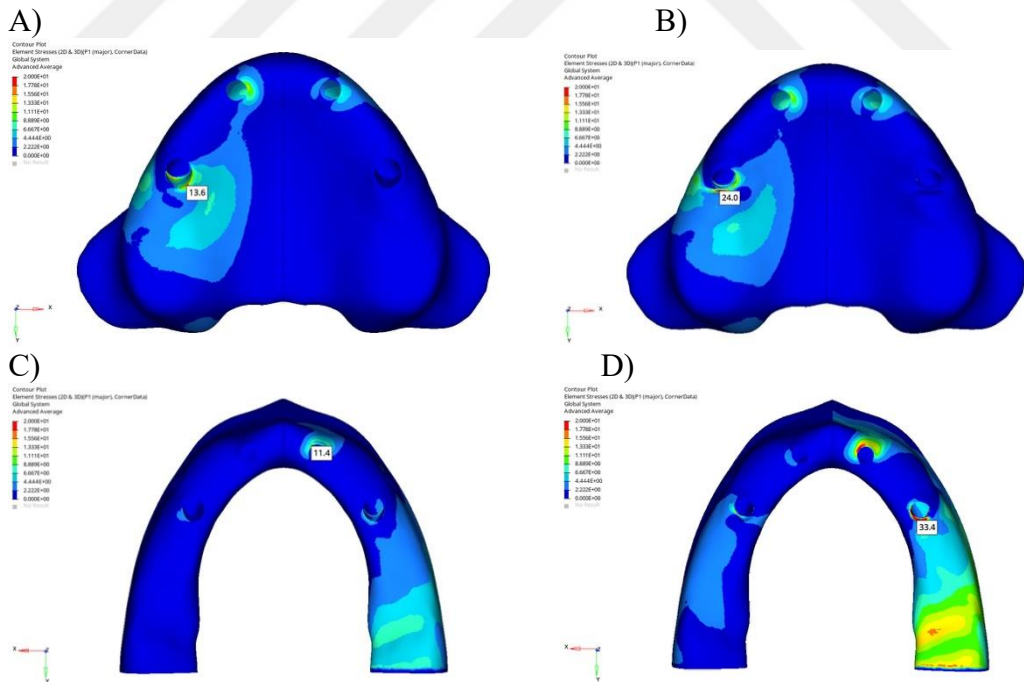
C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için kortikal kemik minimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için kortikal kemik minimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı

Posterior implant etrafında oluşan Maximum asal gerilim değerleri Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2:** Arka implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan maximum asal gerilimler

	Açılı	Düz
Maksilla	13.6 MPa	24 MPa
Mandibula	4.8 MPa	33.4 MPa



**Şekil 4.2:** Posterior implant etrafında oluşan maximum asal gerilim değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için kortikal kemik maksimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için kortikal kemik maksimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için kortikal kemik maksimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı.

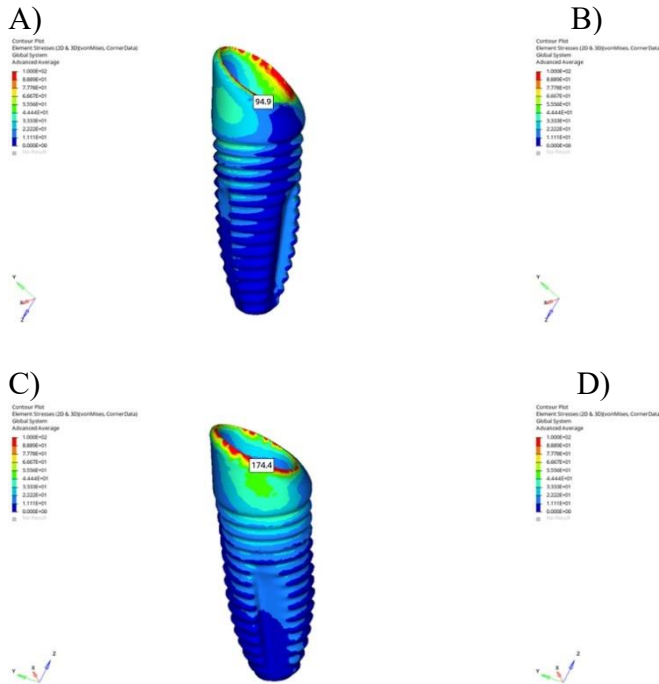
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için kortikal kemik maksimum asal gerilimlerin modeldeki dağılımı

## 4.2 Arka İmplantlarda Oluşan Von Misses Değerleri

Arka implantlarda oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3:** Arka implantlarda oluşan Von Misses değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	94.9 MPa	117.0 MPa
Mandibula	174.4 MPa	328.9MPa



**Şekil 4.3:** Arka implantlarda oluşan Von Misses değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

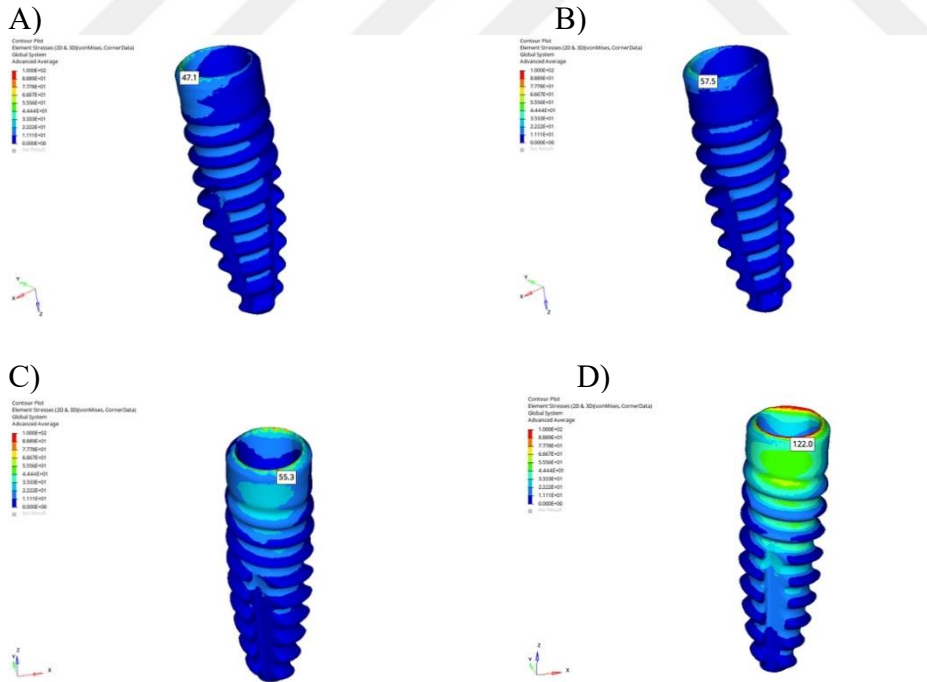
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

### 4.3 Ön İmplantlarda Oluşan Von Misses Değerleri

Ön implantlarda oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.4:** Ön implantlarda oluşan Von Misses değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	47.1 MPa	57.5 MPa
Mandibula	55.3 MPa	122a



**Şekil 4.4:** Ön implantlarda oluşan Von Misses değerleri



A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

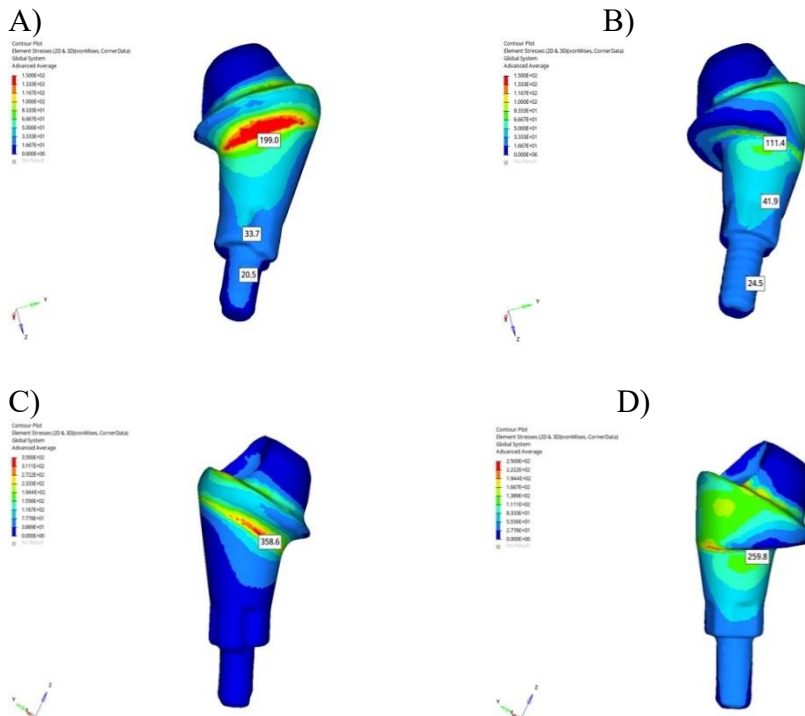
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior implant Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.4 Arka İmplant Abutmentlarında Oluşan Von Misses Değerleri

Arka implant abutmentlarında oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.5:** Arka implant abutmentlarında oluşan Von Misses değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	199 MPa	111.4 MPa
Mandibula	358.6 MPa	259.8MPa



**Şekil 4.5:** Arka implant abutmentlarında oluşan Von Misses değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

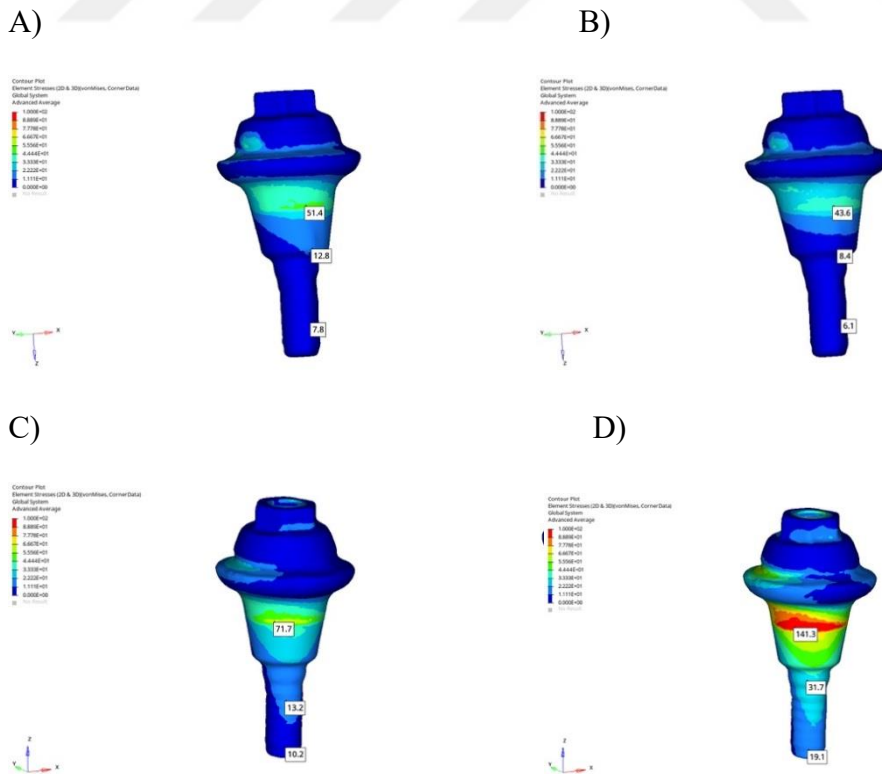
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.5 Ön İmplant Abutmentlerinde Oluşan Von Mises Değerleri

Ön implant abutmentlerinde oluşan Von Mises değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.6:** Ön implant abutmentlerinde oluşan Von Mises değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	51.4 MPa	43.6 MPa
Mandibula	71.7 MPa	141.3MPa



**Şekil 4.6:** Ön implant abutmentlerinde oluşan Von Mises değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

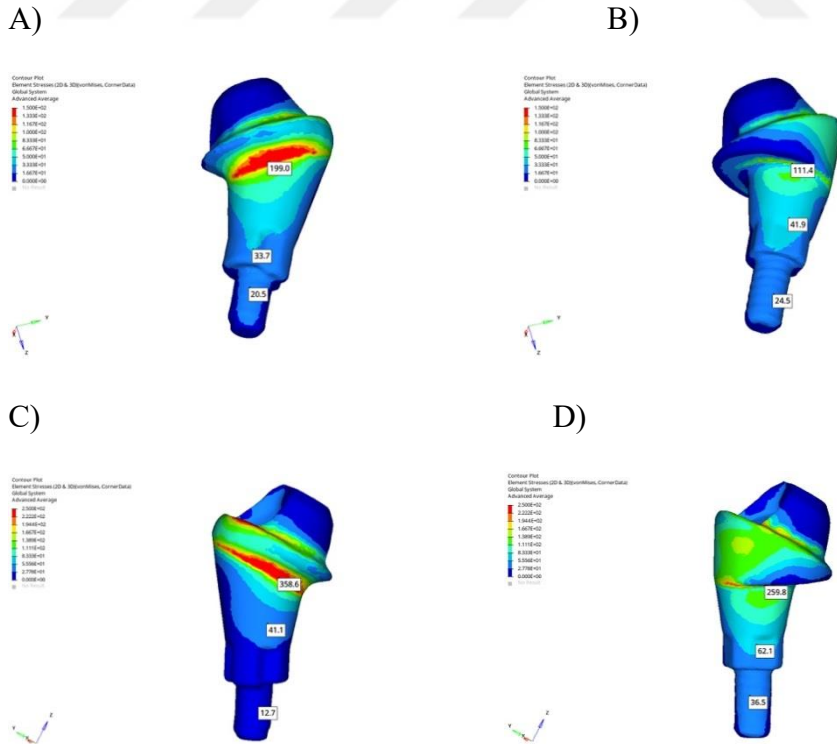
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior abutment Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.6 Arka İmplant Abutment Vidalarında Oluşan Von Misses Değerleri

Arka implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.7:** Arka implant abutment vidalarında Oluşan Von Misses değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	20.5 MPa	24.5 MPa
Mandibula	12.7 MPa	36.5 MPa



**Şekil 4.7:** Arka implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için posterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

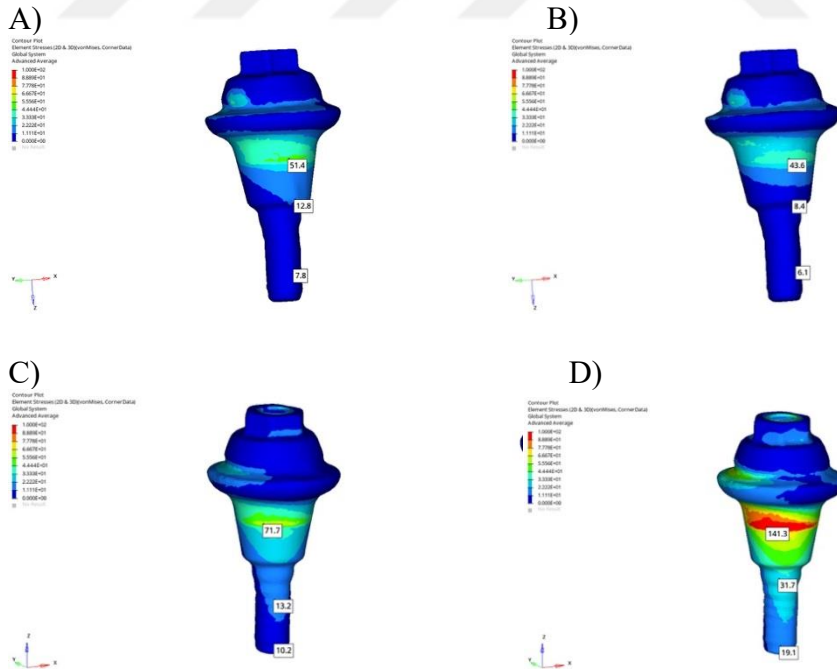
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için posterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.7 Ön İmplant Abutment Vidalarında Oluşan Von Misses Değerleri

Ön implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.8:** Ön implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	7.8 MPa	6.1 MPa
Mandibula	10.2 MPa	19.1MPa



**Şekil 4.8:** Ön implant abutment vidalarında oluşan Von Misses değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için anterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

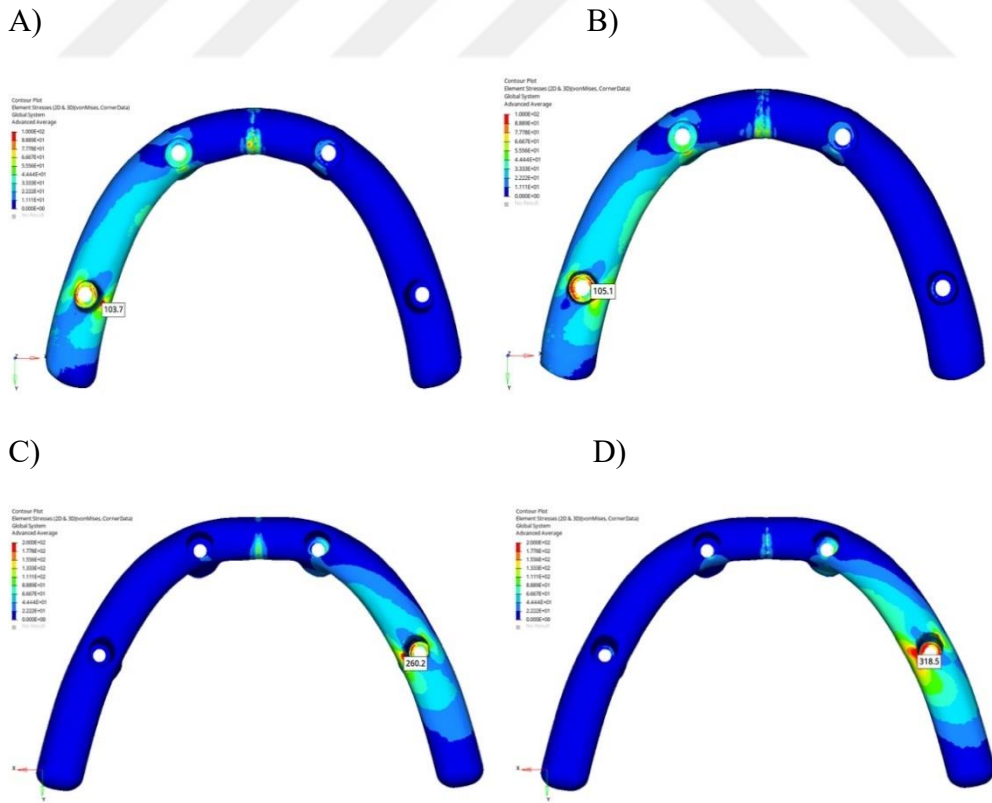
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için anterior abutment vidası Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.8 Protez Alt Yapısında Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Protez alt yapısında oluşan Von Mises değerleri Tablo 4.9'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.9:** Protez alt yapısında oluşan Von Mises değerleri

	Açılı	Düz
Maksilla	103.7 MPa	105.1 MPa
Mandibula	260.2 MPa	318.5MPa



**Şekil 4.9:** Protez alt yapısında oluşan Von Mises stres değerleri

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için protez altyapı Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için protez altyapı Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için protez altyapı Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

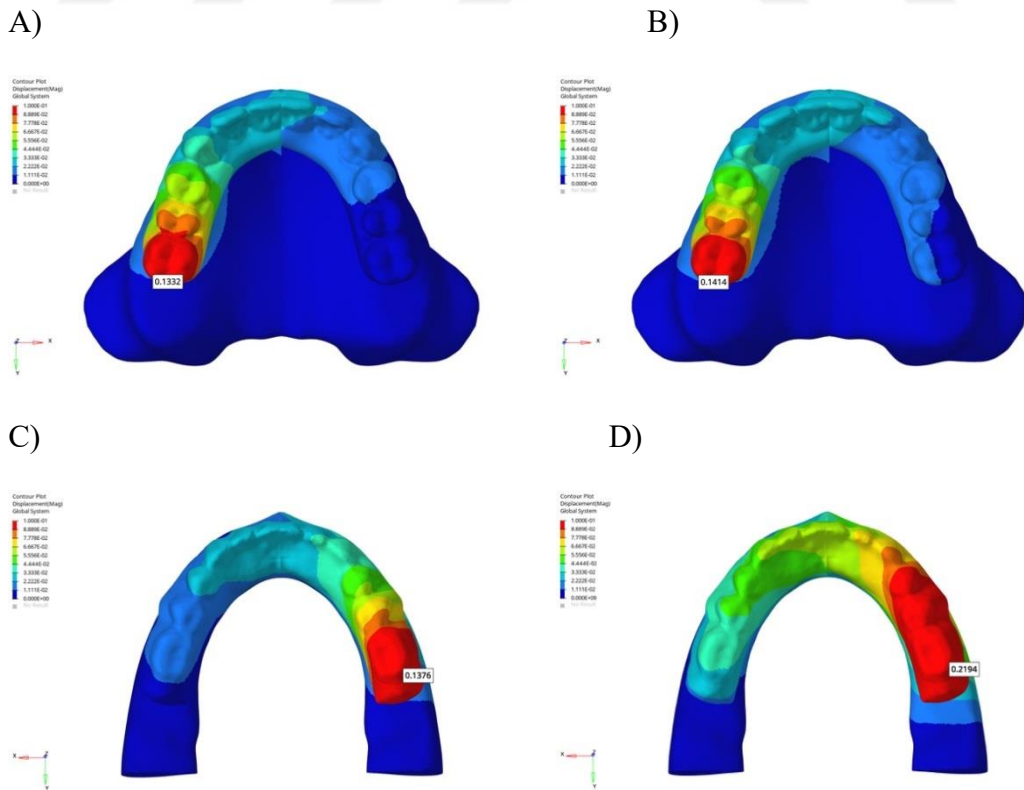
D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için protez altyapı Von Mises gerilimlerinin modeldeki dağılımı.

#### 4.9 Protez Posterior Sınında Oluşan Yer Değişirme Miktarları

Protez posterior sınırında oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.10:** Protez posterior sınırında oluşan yer değiştirme miktarları

	Açılı	Düz
Maksilla	0.1332 mm	0.1414 mm
Mandibula	0.1376 mm	0.2194 mm



**Şekil 4.10:** Protez posterior sınırındaki yer değiştirme miktarları

A) Maksilla posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için protez yer değiştirme miktarının modeldeki dağılımı.

B) Maksilla posterior boyun bölgesi düz implant modeli için protez yer değiştirme miktarının modeldeki dağılımı.

C) Mandibula posterior boyun bölgesi açılı implant modeli için protez yer değiştirme miktarının modeldeki dağılımı.

D) Mandibula posterior boyun bölgesi düz implant modeli için protez yer değiştirme miktarının modeldeki dağılımı.



## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tam dişsiz maksilla ve mandibula modellerine "all-on-four" tekniği ile posterior bölgede iki farklı boyun dizaynına sahip dental implantlar yerleştirilmiştir. Bu implantlarca desteklenen titanyum destekli akrilik hibrit protez modeli ile restorasyon tamamlanmıştır. Posteriora açılı yerleştirilen implantlarda kemikle aynı seviyede biten, açılı bir implant boynu dizaynının kullanımıyla standart implant boynu dizaynının kullanıldığı sistemlerle karşılaştırmalı olarak implant, protez iskeleti, peri-implant kemik, dayanak ve dayanak vidasında oluşacak stresler SEA ile incelenmiştir.

Günümüzde beklenen yaşam süresinin zaman içerisinde uzamasıyla, kötü ağız hijyeni, periodontal hastalıklar, diş çürüğü gibi birçok faktör sebebiyle hastalarda tam dişsizliğin görülmesi mümkün olmaktadır. Bu durum hastalarda yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir [49]. İmplant destekli sabit protezler yardımı ile yüksek başarı oranları elde edilmekte ve güvenli şekilde mevcut olan bu durum rehabilite edilebilmektedir. İmplant destekli protez kullanılmasının hastalardaki fonksiyon, estetik ve çiğneme etkinliğine olumlu yönde katkıda bulunduğu literatürde gösterilmiştir [121]. Çiğneme etkinliği ve ısırma kuvveti açısından implant destekli sabit protezlerin overdenture implant destekli protezlere kıyasla daha avantajlı olduğu belirtilmektedir [64].

Diş kayıpları sonrası alveol kemiğinde hacimsel olarak rezorpsiyon görülmektedir. Bu kayıp özellikle posterior bölgede anterior bölgeye kıyasla daha fazladır [22]. Maksiller sinüs, inferior alveoler sinir ve mental foramenin pozisyonu özellikle alveol kemiğinin yetersiz olduğu durumlarda implant uygulamasını zorlaştırmaktadır. Bu durumlarda implant uygulamak için otojen greft uygulaması, distraksiyon osteogenezisi, sinüs yükseltilmesi gibi ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulabilmektedir. Fakat bu cerrahi işlemler komplikasyon riskleri, enfeksiyon, greft materyalinin rezorpsiyonu, artan maliyet ve tedavi süresinin uzaması gibi durumlara sebep olabilmektedir. Bu sebeple hekimler ve hastalar tarafından All-on-four konsepti sıklıkla tercih edilen bir seçenek haline almıştır [51].



Malo ve ark. "All-on-four" sistemini geliştirerek atrofik çenelerde ek cerrahi işlemler gerekmeksizin implant uygulanmasına olanak sağlamıştır [33,39]. Bu sistem anteriorda 2 adet dik olarak yerleştirilmiş implant ve posteriorde mental foramenin hemen önüne yerleştirilmiş 2 adet açılı implant ile implant destekli sabit protez yapımına olanak sağlar [48,49]. Ek cerrahi işlem gereksiniminden kaçınabilmek amacıyla açılı implant uygulanması, konservatif bakış açısıyla en etkili yol olarak gösterilmektedir. Açılı implant uygulamasının faydaları, anatomik yapılara zarar vermeden daha uzun implant yerleştirilebilmesi, kısa kantilever uzunluğu ile protetik destek sağlaması, ankrajın artması ve ogmentasyon gerekliliğini ortadan kaldırılması olarak sıralanabilir [122,123]. Ayrıca açılı implant uygulaması ile minimum kanat uzunluğuna sahip protetik restorasyon yapılmasına ve mevcut olan kemiğin maksimum seviyede kullanımına olanak sağlar [44,48].

All-on-4 tekniğinin en önemli avantajı, ogmentasyon işlemlerine ihtiyaç duyulmamasıdır. Posteriorde açılı implant kullanımı ile daha uzun implantlar anatomik yapılara zarar vermeden yerleştirilebilir. İmplant uzunluğu arttıkça, ankraj artar [124,125]. All-on-four cerrahisi yapılırken anatomik yapıların korunmasına dikkat edilmelidir. Mandibulada foramen mentale, maksillada ise sinüs maksillaris ve fossa nasalis dikkat edilmesi gereken anatomik oluşumlardır. Mandibulada tam kalınlıklı mukoperiosteal flep kaldırıldığında mental foramenler tespit edilebilmektedir. Posterior eğimli implantlar mental foramene 5 mm uzaklıkta yerleştirilerek implantla sinir arasında güvenli mesafe sağlanmaktadır. Maksillada ise sinüsün ön duvarının belirlenmesi amacıyla sinüsün lateral duvarından küçük bir pencere açılması gerekebilmektedir. Derinlik ölçer kullanılarak bu pencereden sinüsün ön duvarı tespit edilir ve bu sınıra 4 mm uzaktan geçecek şekilde implantlar yapılır [61]. Bununla birlikte, bu işlem cerrahi tecrübe gerektiren bir tekniktir. İşlem öncesinde dikkatli bir planlama yapılması ve cerrahi rehberlerin hazırlanmasıyla başarı oranı artacaktır [76]. Sonradan yapılmak istenen planlama değişikliği imkanı oldukça kısıtlıdır ve protetik olarak implantlardan birinin kaybı tolere edilemez.

Bizim çalışmamızda da anterior bölgeye 2 adet vertikal pozisyonda, 3.8x11 mm boyutlarında

(Quattrocone, Medentika) posterior bölgeye 2 adet 30 derece açılı olacak pozisyonda, 4.3x11mm boyutlarında (Quattrocone30, Medentika) implant çene kemikleri içerisinde modellenmiştir.

Malo ve ark. 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada 324 hastada immediat yükleme protokolü ile 1296 implant uygulaması yapmışlardır. Klinik takip sonucunda 7 yılda 18 adet implant kaybı raporlamışlardır. Çalışmada %95.4 oranında implant sağkalım oranı ve %99.7 oranında protez sağkalım oranı bildirmişlerdir [62].

Testori ve ark. 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada All-on-four konsepti ile 41 hastaya 48 saat içerisinde hemen yükleme protokolü uygulamışlardır. Klinik takip sonucunda 1 yıl içerisinde düz ve açılı implantlar için %98.8 oranında sağkalım oranı, %100 oranında protez sağkalım oranı bildirmişlerdir [126].

Babbush ve ark. 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada, 165 hastada 708 implantı All-on-4 sistemi ile uygulamış ve 29 aylık klinik takip sonucunda başarı oranını %99.2 olarak bildirmişlerdir [49].

Agliardi ve ark. 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada, 154 hastada 496 implantı All-on-4 konsepti ile uygulamış ve immediat olarak geçici protez yüklemişlerdir. 1 yıllık klinik takip sonucunda maksillada implant sağ kalım oranı %98.7, mandibulada ise %99.73 olarak bildirilmiştir. Aynı zamanda açılı ve aksiyel olarak uygulanan implantlardaki marjinal kemik kaybını da kıyaslamışlardır ve aralarında belirgin bir fark görülmediğini bildirmişlerdir [127].

Galindo ve ark. 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada, 154 hastada 732 implantı All-on-four konsepti ile uygulamış ve 1 yıllık klinik takip sonucunda 1 implant kaybının görüldüğünü ve implant başarı oranının %99.86 olduğunu ve protez başarı oranının da %98.9 olduğunu bildirmişlerdir [123].

Sonuç olarak All-on-4 sistemi ile yapılmış olan çalışmalarda, uzun süreli klinik takiplerde yüksek oranda başarı sergilediği gösterilmiştir [39,70,128].

Kemiğe belli limitler içerisinde kuvvet geldiğinde apozisyon ve rezorpsiyon denge halindedir ve stabildir. Kemiğin stabilitesini koruyabilmesi için 1.4- 5.0 MPa arasında strese ihtiyaç duyduğu bilinmektedir [129]. Aşırı yükler kemikte yıkıma sebep olurken, yükün hiç olmaması veya yetersiz olması da kullanılmamaya bağlı atrofi gelişmesine neden olabilmektedir [130,131].

Çiğneme kuvvetleri karşısında implantlarda ve implant çevresindeki kemik dokusunda aşırı stres oluşabilmekte ve bu durum kemik rezorpsiyonuna sebep olabilmektedir [132,133]. Bu yüzden çiğneme kuvvetleri varlığında implantların çevresinde oluşan streslerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek önem taşımaktadır

[83]. Kemikte oluşan stres ve gerinimlerin klinik olarak değerlendirilmesi oldukça zor olmaktadır. Bu sebeple implant etrafındaki stres dağılımının değerlendirilmesi, tedavinin etkinliğini öngörmek ve aşırı yükleme riskine etki eden tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırmaktadır [81,134].

Diş hekimliğinde kuvvetler altındaki biyomekanik davranışları incelemek için pek çok in vitro stres analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden en sık olarak fotoelastik stres analiz yöntemi, gerilim ölçer stres analiz yöntemi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmaktadır [79,135,136]. Fotoelastik stres analizi yöntemi görsel olarak gerilme yerleri ve dağılımı ile ilgili bilgi vermesine rağmen gerilme miktarı hakkında sınırlı oranda bilgi sunmaktadır. Gerilim ölçer stres analizi ise basınca hassas olan kısmın büyüklüğüne bağlı olarak yalnızca o bölgedeki gerilim miktarının belirlenebiliyor olması dezavantajına sahiptir [137]. Sonlu elemanlar analizi yöntemi ileri laboratuvar testleri ve klinik projeleri planlamada diş hekimliğinde basamak olarak başlangıçta kullanılacak temel bir araştırma tekniğidir. Akça ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında sonlu elemanlar analizi yöntemi ile gerilim ölçer stres analizi yöntemini karşılaştırmışlar ve sonlu elemanlar analizi yönteminin daha ayrıntılı ve hassas sonuç verdiğini bildirmişlerdir [135]. Bu yöntemlerin aralarındaki kıyaslamaları sonucunda sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlere nazaran daha başarılı olduğu yayınlanan çalışmalarda da gösterilmiştir [138-140]. Bu nedenle çalışmamızda implant, implant çevresindeki kemik dokusu ve protetik parçalardaki stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanılması uygun görülmüştür.

İleri sinüs pnömatizasyonu veya alveolar kemik defektlerinin varlığında, sinüs yükseltme ve/veya kemik augmentasyonu gibi invaziv prosedürler uygulanmadan implant yerleştirilmesi mümkün olmamaktadır. Her ne kadar implant başarısı açısından önemli bir negatif etkiye sahip olmadığı belirtilse de sinüs yükseltilmesi işleminde Schneiderian membranı perforasyonu, nazal kanama, postoperatif ağrı ve şişlik gibi komplikasyonlar meydana gelebilmektedir [141]. Kemik miktarının yetersiz olduğu ve sinüs yükseltme ile implant yerleştirilmesinin aynı anda yapılamadığı durumlarda, ekstra cerrahi yükü ve maliyetin artması gibi durumlar

gerçekleşebilmekte ve bu durum hastalarda psikolojik strese neden olabilmektedir [142].

Kemik ogmentasyonu günümüzde uygulanabilir olmakla birlikte, işlemin başarısı kullanılan kemik greftinin tipi ( otojen, alloplastik veya ksenogreft), konak yanıtı, hastanın yaşı, greftleme prosedürü ile ilgili çeşitli komplikasyonlar, enfeksiyon ve en önemlisi greft materyalinin olgunlaşması için harcanan zaman gibi birçok faktöre bağlıdır. Clementini ve ark. 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, onlay greftle ogmente edilmiş kretlere yerleştirilen dental implantların başarı oranı hakkında veri sağlayan çok fazla çalışma olmadığını ve ortalama olarak düşük metodolojik kalite varlığını bildirmişlerdir [143].

Kemik ogmentasyonu ile ilgili çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilir. Kötü sonuçları ve başarısızlığı en aza indirmek için kemik ogmentasyonu ile ilişkili komplikasyonları anlamak ve yönetmek önemlidir. Komplikasyonlar kemik greftinin alınmasından başlayarak sürecin başında veya greftlenen bölgede sekonder olarak ilerleyen evrelerde gelişebilir. Verici bölge komplikasyonları dişler, sinirler, kaslar ve vasküler oluşumlar gibi anatomik yapıların hasar görmesi ve enfeksiyon (iliak kret kemik ogmentasyonları komplikasyonları %15-25 oranında görülebilmektedir) olarak meydana gelebilmektedir. Alıcı bölge komplikasyonlarında ise greftin erken veya geç dönem ekspoz olmasına, greftin rezorpsiyonu ve enfeksiyon meydana gelebilmektedir [144-146]. Greftlenen bölgedeki komplikasyonlar, kemik ve yumuşak doku hacmindeki kayıp ile daha büyük defektlere yol açabilmekte ve durumu daha karmaşık hale getirebilmektedir.

Rosen ve Gynther 2007 yılında yapmış oldukları çalışmada, kemik greftleme prosedürüne alternatif olarak ileri derecede atrofik dişsiz maksillada eğimli implantların cerrahi sonuçlarını retrospektif olarak değerlendirmişlerdir. Ortalama 10 yıllık uzun süreli takipte 19 hastanın 103 implantında hastaların %97 oranı ile başarılı bir şekilde tedavi edilebileceğini göstermişlerdir [148].

Tüm bunlar göz önüne alındığında, hem sinüs yükseltme hem de kemik ogmentasyon prosedürlerinden kaçınarak açılı implant yerleştirilmesi uygun bir tedavi seçeneği olabilir [147].

Aparicio ve ark. 2001 yılında yapmış oldukları çalışmada, tam dişsiz maksillaya sahip hastalarda eğimli implant kullanımının sinüs yükseltme ve kemik greftleme prosedürlerine başarılı bir alternatif olabileceğini bildirmişlerdir [149].

Literatürde net bir fikir birliği olmamakla birlikte, genellikle 8 mm veya daha kısa kemik içi boylara sahip implant tiplerine kısa implantlar denmektedir. Fakat bazı araştırmacılar 6 ile 10 mm arasında boya sahip implantlara kısa implant tanımı yapmışlardır [18].

Kısa implant kullanımı alveoler kret yüksekliği yetersiz olan vakalarda akla ilk gelen tedavi seçeneği olsa da literatürde kısa implantların başarısına dair farklı birçok çalışma bildirilmektedir [150,151]. Daha basit bir cerrahi tekniğe ihtiyaç duyulan kısa implant uygulamalarında oluşturulan implant yuvasının derinliği daha az olduğu için implantın istenilen yönde yerleştirilmesi daha basit olmaktadır. Yine preparasyon derinliği az olduğu için, drilleme sonucu oluşacak olan ısı artışı daha kolay kontrol altına alınabilmekte ve kemik daha etkin şekilde soğutulabilmektedir. Bunun gibi avantajları yanında, kemik içi uzunluğu daha az olduğu için kron implant oranının ideal olmaması, implant etrafında osseointegrasyon için yetersiz kemik bulunması gibi dezavantajlara sahiptir [152]. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgedeki atrofik çenelere kısa implant uygulanması durumunda oluşan stresler sebebiyle implantların boyun bölgesinde rezorpsiyonlar ve buna bağlı implant kaybı gerçekleştiği literatürde bildirilmiştir [52].

2002 yılında Naert ve ark. yapmış oldukları çalışmada, 10 mm'den daha kısa implantlarda %81.5 10 mm'den uzun implantlarda %97.2 başarı oranı bulmuşlardır [153].

Uygun klinik koşullarda kısa implantların da uzun implantlar kadar başarı gösterebildiğine dair hipotezler öne sürülmüştür. Arlin 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada, 6-8 mm ve 10-16 mm arasında uzunluğa sahip implantların başarısını 2 yıl boyunca takip etmiş ve 6 mm, 8 mm ve 10 mm implantlar için sırasıyla %94.3, %99.3 ve %97.4 başarı oranı tespit ederek kısa implantların yüksek başarıya sahip olduğu sonucuna ulaşmıştır [154].

Kısa implantların başarısının geçmişten günümüze artmış olduğu literatürde gösterilmektedir. Farklı yiv ve yüzey tasarımlarının geliştirilmesi ve bu sayede implant kemik bağlantısının daha iyi sağlanarak sekonder stabilitenin artması bu başarıda önemli rol oynamaktadır. İlaveten protetik üst yapı çeşitliliğinin artması ile kısa implantlarda uzun dönem başarı oranı gittikçe artmıştır [52,53].

Kılıç ve Doğanay yapmış oldukları çalışmalarında, atrofik mandibulada farklı implant sayısı ve çapı içeren 4 farklı tedavi modelindeki stres dağılımını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Üç modelde farklı çaplarda iki eğimli ve iki vertikal yerleşimli implantlar kullanılırken, sonuncu modelde distale yerleştirilmiş iki adet kısa implanta sahip model kullanılmıştır. 1. Molar dişlere dikey düzleme 45 derece açıyla 200 N kuvvet uygulanmıştır. Tüm modellerde eğimli implant yerleşimine sahip modellerde dik yerleşime sahip modellere göre daha yüksek stres değerleri bulmuşlardır. En düşük stres değerini ise dördüncü modelde kısa implant kullanılan modelde bulmuşlardır [155].

Doğanay ve Kılıç yapmış oldukları başka bir çalışmada, atrofik mandibulada kısa implantlar ile farklı tedavi yaklaşımlarını dört farklı modelde sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. İlk modelde dört implantı iki tanesi ön bölgeye iki tanesi eğimli olarak posterior bölgeye yerleştirmiş ve protetik olarak sadece bu modelde kantilever olacak şekilde modellemişlerdir. İkinci modelde ilk modele ek olarak eğimli implantların arkasına birer tane kısa implant eklemesi yapmışlardır. Üçüncü modelde ise tüm implantlar vertikal şekilde yerleştirilmiş ancak arkadaki iki implant kısa olarak modellenmiştir. Son modelde ise tüm implantları vertikal olarak ve standart uzunlukta yerleştirerek modellemişlerdir. Yükleme sonucunda implantlardaki Von Mises değeri ve implant etrafındaki kemikteki stres değeri en yüksek eğimli yerleştirilen ve kantilevera sahip ilk modelde bulunmuştur. Distale kısa implant yerleştirilmiş modellerde ise hem implantlarda hem de implant çevresi kemikte daha düşük stres değerleri bildirilmiştir [156].

Horita ve ark. 2017 yılında yayınlamış oldukları çalışmalarında, kısa implant uygulamalarını başarılı bir metod olarak göstermişler fakat aşırı rezorbe olmuş mandibula posterior bölgede veya mental foramenin yüzeyleşerek kısa implantın uygulanmasına engel olduğu durumlarda "All-on-Four" yönteminin daha avantajlı bir yöntem olabileceğini bildirmişlerdir. Kısa implant kullanılan modellerde kortikal kemikteki minimum asal stres değerlerinin "All-on-Four" yöntemine göre daha az

olduğunu göstermişler ve bu durumun implant ve protezin başarısını ciddi oranda arttıran bir faktör olduğunu bildirmişlerdir [53].

Çiğneme fonksiyonu esnasında açılı yerleştirilmiş olan tek implantlara eğilme hareketine sebep olabilecek kuvvetler etki etmektedir. Bu durum implantın etrafını çevreleyen kortikal kemikte stres artışına neden olabilmektedir. Fakat implant birden fazla uygulandığında, protetik restorasyonun rijiditesi ve implantların konumuna bağlı olarak , eğilme kuvvetlerinin azaltılması mümkün olabilmektedir [124].

Sıkışma-baskı streslerinin en yoğun şekilde görüldüğü kemik bölgesinin implant etrafındaki kortikal kemik bölgesi olduğu literatürde yapılmış birçok çalışmada gösterilmiştir [157-159]. Çalışmamızda da en yüksek minimum asal stres değerleri implant etrafındaki kortikal kemikte tespit edilmiştir. Buna sebep olarak kortikal kemiğin elastisite modülünün yüksek olması, oklüzal düzleme daha yakın olması ve zayıf direnci zayıf olan implantın boyun kısmının etrafında bulunması gibi faktörler gösterilebilir [52,157].

Tam dişsiz çenelere yapılan implant destekli sabit protezlerde çiğneme kuvvetleri en fazla distaldeki implant ve bu implantın etrafındaki kemik dokusunda streslere neden olur. İmplant sayısının artırılması veya diş sayısının azaltılıp artırılması, protetik restorasyonun tasarımı, kullanılan materyalin yapısı vb. faktörlerin değiştirilmesi bu streslerin en distaldeki implantta yoğunlaşmasını etkilemediği bildirilmiştir [52], [160]. Çalışmamızda da kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilimler, implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri en distaldeki implantta ve etrafındaki kemik dokuda yoğunlaşmıştır.

Çalışmamızdaki bütün modellerde kortikal kemikteki basma ve çekme streslerinin üst dayanım noktası aşılmamıştır. Fakat bu durum implant çevresinde meydana gelen streslerin rezorpsiyona sebep olmayacağı anlamına gelmemektedir. Devamlı şekilde aynı noktada oluşan streslerin rezorpsiyon riskini arttırdığı dikkate alınmalıdır [161].

Begg ve ark. 2009 yılında yapmış oldukları çalışmada, 0°, 15°,30° ve 45° distale eğimli All-on-four sistemiyle yapılmış implantların etrafındaki stres dağılımını fotoelastik stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirmişlerdir. 0°, 15° ve 30° açıyla uygulanan implantların stres dağılımı açısından anlamlı bir fark bulunmadığını fakat 45° açıyla yerleştirilmiş olan implant modelinde önemli miktarda stres artışı varlığını bildirmişlerdir [134].

Bevilacqua ve arkadaşları 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada, açılı ve vertikal yerleştirdikleri implantları ve değişken uzunluktaki kantivelerinin implant çevresindeki kemikte meydana getirdiği stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Protez ve altyapı uzunlukları sabit tutulmuş ve 0°, 15°,30° ve 45° derece eğimle distal implantlar yerleştirilmiş ve kantilever uzunlukları 13 mm, 9 mm, 5 mm ve 0 mm olarak belirlenerek modeller oluşturulmuştur. Kantileverin en distal bölgesine 150 N büyüklüğünde vertikal kuvvet uygulaması yapılmıştır. Distal eğim miktarı arttıkça ve kantilever uzunluğu azaldıkça implant çevresindeki kemikte oluşan stres miktarının azaldığı bildirilmiştir. Distal eğimli implantlar ve kısa kantilever uzunluğu varlığında protetik bileşenlerin aşırı yük maruziyetinden korunduğu ve vertikal olarak yerleştirilmiş implantlara sahip konvansiyonel maksiller tam ark sabit tedavilere iyi bir alternatif oluşturduğu bildirilmiştir [162].

Rubo ve Capello Souza'nın 2009 yılında yapmış oldukları çalışmada, mandibulada 5 implant destekli sabit protezlerdeki 10 mm, 15 mm ve 20 mm uzunluklarındaki farklı kantilever uzunluklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında kantilever uzunluğu arttıkça implantlarda oluşan streslerin arttığını bildirmişlerdir [163]. Stres dağılımı açısından değerlendirildiğinde, posterior kantilever uzunluğu arttıkça distal implant etrafındaki kemikte yüksek miktarda stres oluşumu gerçekleştiği literatürdeki çalışmalarda gösterilmiştir [81,134,162]. Kantilever varlığı, implantlarda önemli miktarda biyomekanik strese ve protetik komplikasyonların artışına neden olmakta ve bu yüzden kantilever uzunluğunun azaltılması tavsiye edilmektedir [40].

Klinik çalışmalar All-on-four tekniğinin öngörülebilir ve implant sağ kalımı açısından %99'lara varan başarı oranı gösterdiğini bildirmişlerdir [39,44,48]. Fakat protetik sağ kalım oranı 10 yıllık takipte %95 ile biraz daha az olarak bildirilmiştir [164]. Protetik restorasyon kırılması, porselen kron kırılması, abutment gevşemesi, protetik vida gevşemesi ve brüksizm, uzun kantilever varlığı gibi protetik aşırı yüklemeye sebep olan faktörler All-on-four protokolünde protetik sağ kalım oranını azaltmaktadır [48]. Kantilever varlığı posterior implantın pozisyonuna ve çene atrofisinin derecesine bağlı olarak kaçınılmaz olabilmekte ve bu durum protezdeki mekanik komplikasyonların meydana gelme riskini %50 oranında arttırabilmektedir [48].

Kantilever bölgesine yükleme yapılması, yükleme yapılan bölgeye en yakın implantlar üzerinde önemli streslere neden olan bir menteşe etkisine neden olabilir



[64]. Posterior implantın daha distale konumlandırılması ve bunun sonucunda daha kısa kantilever varlığı implanttaki stres değerlerinin azalmasında rol oynayabilmektedir [72].

Eğimli implantlar üzerine yapılan araştırmalar, implant üzerinde ve komşu kemikte daha düzgün yük dağılımı ve stres minimalizasyonu sağlamak amacıyla implantların yerleşimi ve eğiminin optimizasyonuna odaklanmıştır. Maksimum stresler çeşitli faktörlere göre değişkenlik göstermektedir. Kemik dansitesi ve implantın kortikal kemiğe bağlanması implantın uzunluğundan daha önemli olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [165]. İlaveten implantın çapı implantın uzunluğundan daha fazla önem taşımaktadır [110]. Ayrıca implantın geometrisi de oluşan stresler üzerinde belirgin rol oynamaktadır.

İmplant platformu ve abutment arasındaki arayüzün geometrisi de maksimum stresleri önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Kemik defektleri birçok faktör sebebiyle ve birçok farklı boyutlarda ortaya çıkabilmektedir ve diş çekiminden sonra alveoler remodelling belirgin şekilde gerçekleşmektedir. Literatürde yapılmış klinik çalışmalarda diş çekimini takiben alveoler kretin horizontal boyutlarında önemli ölçüde rezorbe olduğu ve özellikle alveoler kretin bukkal kısmının rezorpsiyonunun lingualden daha belirgin olduğu bildirilmiştir [166,167]. Benzer sonuçlar Araujo ve Lindhe'nin 2005 yılında yapmış oldukları hayvan çalışmasında da histolojik olarak gösterilmiştir [168]. Bu nedenle diş çekimini takiben iyileşmiş alveoler kretin ortaya çıkan morfolojisi genellikle, bukkal ve lingual kemik yüksekliğindeki uyumsuzluk ile kendini göstermektedir. Kemik ve implant arasındaki uyumsuzluk, implant çevresindeki alanlarda daha derin periodontal ceplere ve marjinal kemik kaybına sebep olabilmektedir. Bu uyumsuzluğu ortadan kaldırmak ve implant çevresindeki yumuşak doku ve marjinal kemik seviyelerini korumak amacıyla bukkolingual yönde eğimli implant konfigürasyonları tasarlanmıştır.

Bukkolingual yönde eğimli bir konfigürasyona sahip implantların bukkal defektlere sahip iyileşmiş alveoler kretlere uygulanması prelinik modellerde değerlendirilmiştir. Carmagnola ve arkadaşları 1999 yılında köpeklerde yapmış oldukları deneysel çalışmada implantları bukkal ve lingual kemik arasında 4 mm farklılık olan krete yerleştirmişlerdir. 7 ay sonra yapılan değerlendirmede implantların lingual bölgesinde kemik rezorpsiyonu meydana gelmesine rağmen, bukkal ve lingual marjinal kemik seviyeleri arasındaki farklılık korunmuştur [169]. Welander ve

arkadaşları 2009 yılında benzer bir model kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında, bukkal ve lingual kemik seviyeleri arasındaki farklılığın iyileşme döneminden sonra korunduğunu bildirmişlerdir [170]. Abrahamsson ve arkadaşlarının yapmış oldukları benzer bir çalışmada, boyun bölgesi açılı implant kullandıklarında iyileşme döneminde kemikteki bukkal ve lingual seviyedeki farklılığın korunduğunu bildirmişlerdir [171]

Noelken ve arkadaşlarının yapmış oldukları prospektif çalışmada, bukkal ve lingual kemik seviyeleri uyumsuz olan bölgelere yerleştirilmiş olan boyun bölgesi açılı implantları 1 yıl boyunca takip etmiş ve yapılan klinik ve radyolojik değerlendirmelerde iyileşme döneminde minimal sert ve yumuşak doku değişiklikleri ile sonuçlandığını bildirmişlerdir [172].

Calvo Guirado ve arkadaşlarının 2018 yılında köpeklerde yapmış oldukları deneysel çalışmada, alt çene çekim soketlerine immediat olarak All-on-Four tekniği yerleştirilen standart boyun tasarımı ile açılı boyun tasarımına sahip implantları karşılaştırmış ve marjinal kemik kaybı ile implant çevresi doku davranışlarının benzer davranışlar gösterdiğini bildirmişlerdir [173]. Bu çalışmada kullanılan implantlar bizim çalışmamızda uygulanan implantların aynısı olarak göze çarpmaktadır. Bizim çalışmamızda ise boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 56 MPa'dan düşük, boyun bölgesi düz implant kullanıldığında ise 56 MPa'dan daha yüksek sıkışma gerilimi (minimum asal stres) değerleri bulunmuştur. Bu sonuçlara bakılarak boyun bölgesi düz implant kullanıldığında boyun bölgesi rezorpsiyonuyla karşılaşabileceğini düşünmekteyiz. Bu farklılık bir çalışmanın hayvan çalışması bizim çalışmamızın sonlu elemanlar analizi olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Noelken ve arkadaşları 2016 yılında yapmış oldukları çalışmada, bukkolingual seviye farkı olsun veya olmasın çekim soketlerine immediat olarak yerleştirdikleri boyun bölgesi açılı implantların marjinal kemiği çevresel olarak koruyabildiğini ve fasiyal kemik duvarı defekti varlığında immediat yerleştirildiğinde bile yumuşak doku estetiğini sağlayabildiğini 3 yıl takip süresine sahip klinik çalışmalarında bildirmişlerdir [174].

Eğimli implant boyun bölgesi açılı olarak uygulandığında, distal kemiğin redüksiyonu ihtiyacı azaltılmakta veya ortadan kalkmaktadır. Ancak eğimin mesial konumunu elde etmek için , ekstra dönüş dereceleri gerekiyorsa, kemik ile implantın uyumlu şekilde aynı seviyede sonlanması için 360 derece daha döndürmek gerekebilir.

İmplant yuvasının uzunluğunun doğrulanması hem mezial hem de distal kısımda yapılır, eğer mezial uzunluk eğim tarafındaki implantın uzunluğu ile aynı değilse , mezial ölçüm implantın karşılık gelen eğimine eşleşene kadar ekstra drilleme gerekebilmektedir. Rojas-Vizcaya ve arkadaşları yayınlamış oldukları klinik raporda, posteriorda boyun bölgesi açılı implant kullanmışlar ve 3 yıl sonra kemik seviyesinin implantlar seviyesinde stabil kaldığını bulmuşlardır. Alveoler remodellingi ile kret seviyesinin azaldığını ancak implant yivlerinin açığa çıkmadığını ve marjinal kemik kaybının meydana gelmediğini bildirmişlerdir. Ancak yazarlar boyun bölgesi açılı implantların kullanıldığı bu protokolle ilgili raporlardan habersiz oldukları için diğer çalışmalarla karşılaştırma yapamadıklarını bildirmişlerdir [175].

Karasan ve arkadaşları 2018 yılında sonlu elemanlar analizi ile yapmış oldukları çalışmalarında, bukkolingual kemik seviyesi uyumsuz olan hastalara yerleştirilen boyun bölgesi açılı implantların, standart implantlara kıyasla benzer stres dağılımı ve stres sonuçları gösterdiğini bildirmişlerdir [176].

Schiegnitz ve arkadaşlarının 184 hastada uyguladıkları 238 implantın değerlendirildiği çalışmada, düzensiz alveoler krestal kemiğe uygulanan boyun bölgesi açılı implantın standart boyuna sahip implantlara göre daha başarılı olduğunu bildirmiştir. 2 yıl sonucunda boyun bölgesi açılı implantların yüksek sağ kalım oranına sahip olduğunu, implant boynu etrafındaki sert ve yumuşak dokuyu desteklediğini ve implant çevresindeki keratinize mukozanın yeniden kazanılmasını desteklediğini bildirmişlerdir [177].

Lofaj ve arkadaşları 2018 yılında yapmış oldukları çalışmada boyun bölgesi açılı implant tasarımının ilk olarak vertikal yöndeki bukkal ve lingual kemik seviye farklılığı için uygulanmasına rağmen, All-on-four protokolünde de posterior eğimli implantlar için başarıyla uygulanabileceğini bildirmişlerdir. Posterior bölgede boyun bölgesi açılı implant kullanımının standart implant kullanımına kıyasla kortikal kemikteki maksimum von Mises stres değerlerinde iki ila dört kat azalma sağladığı bildirilmiştir. All-on-four konseptinde stres miktarının azalması aynı zamanda protetik altyapı materyalindeki deformasyonun azalmasını sağlamıştır. Aynı zamanda boyun bölgesi açılı implantların kullanımı ve stresin azalması ile marjinal alveolar kemik ve yumuşak dokulardaki rezorpsiyon miktarını azalması beklenmektedir. Bu sayede kemik ve protetik parçalardaki aşırı yüklenme miktarını azaltacağı ve implant destekli protez tedavisinin ömrünü uzattığı tespit edilmiştir. Boyun bölgesi açılı implant

uygulamasının teknik olarak basit ve oldukça etkili bir çözüm olarak implant etrafında kortikal kemikteki streslerde belirgin azalma sağladığı bildirilmiştir [178].

Kemiğin nihai minimum asal gerilme değerleri 170 ila 190 MPa arasında ve nihai maksimum asal gerilme değerlerinin 100 ila 130 MPa arasında olduğu bildirilmiştir [179].

Calvo Guirado ve arkadaşları köpeklerde yapmış oldukları çalışmalarında, boyun bölgesi düz ile boyun bölgesi açılı implantı marjinal kemik kaybı ve yumuşak doku kalınlığı açısından karşılaştırmış, marjinal kemik kaybı açısından boyun bölgesi açılı implant ile boyun bölgesi düz implant arasında anlamlı bir fark bulunamazken, yumuşak doku kalınlığı kazancı açısından boyun bölgesi açılı implantı daha başarılı olarak bulmuşlardır [173].

Kortikal kemikteki sıkışma gerilimleri sonlu elemanlar analizi ile kemik rezorpsiyonu değerlendirilmesinde referans olarak kullanılmaktadır. Rezorpsiyon meydana gelmeden kemiğin devamlılığını sürdürebilmesi için literatürde kabul edilmiş sınır değer 56 MPa'dır [180]. Bizim çalışmamızda posterior implant etrafındaki kortikal kemikte minimum asal stres değerleri(sıkışma gerilimleri) maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanımında -55.8 MPa olarak , boyun bölgesi düz implant kullanımında ise -65.7 MPa olarak daha yüksek bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında -49.4 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise -117.9 MPa olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın sınırları dahilinde hem maksilla hem mandibulada posterior da boyun bölgesi düz implant kullanımında rezorpsiyon beklenirken, boyun bölgesi açılı implantlarda stres değerleri kritik değerinin altında kalmıştır. Mandibulada oluşan minimum asal stres farkı maksillaya göre daha yüksek olarak bulunmuştur.

Çalışmamızdaki posterior implant etrafındaki kortikal kemikte maksimum asal stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanımında 13.6 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 24 MPa olarak daha yüksek bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 4.8 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 33.4 MPa olarak bulunmuştur. Posterior da açılı implant kullanımı ile hem maksilla hem de mandibuladaki kortikal kemikteki maksimum asal streslerin azaldığı bulunmuştur. Hem maksilla hem mandibulada kemiğin nihai maksimum asal gerilme değeri olan 100-130 MPa değeri aşılmamıştır [179].

Titanyum materyalinin en üst dayanıklılık değeri 1119 MPa olarak bulunmuştur [94]. Çalışmamızda posterior bölgeye yapılan implantların Von Mises değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanımında 94.9 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 117 MPa olarak daha fazla bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında 174.4 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 328.9 MPa olarak bulunmuştur. Mandibuladaki Von Mises stres değerleri arasında daha büyük fark olmasının kortikal kemiğin daha kalın olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Ayrıca mandibulada boyun bölgesi düz implant kullanımında meydana gelen 328.9 MPa'lık değer çalışmamızda implantlarda bulunan en yüksek değer olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızın sınırları dahilinde uzun dönemde metal yorulmasına bağlı materyalde kırık oluşma ihtimalinin bu grupta en fazla olduğunu söyleyebiliriz.

Çalışmamızda anterior bölgeye yapılan implantların Von Mises değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanımında 47.1 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 57.5 MPa olarak daha fazla bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında 55.3 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 122 MPa olarak daha fazla bulunmuştur. Çalışmamızın limitleri dahilinde boyun bölgesi düz implant kullanımında hem maksilla hem mandibulada anterior implantların Von Mises stres değerleri daha yüksek bulunmuştur. Hem anterior hem posterior bütün modellerde titanyum implantlarda oluşan stresler, 1119 MPa [94] olan titanyumun en üst dayanıklılık değerini aşmadığı için implantlarda bir başarısızlık meydana geleceği öngörülmemektedir.

Çalışmamızda posterior bölgeye uygulanan implantların abutmentlerinin Von Mises stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 199 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanıldığında ise 111.4 MPa olarak bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında abutmentlerde 358.6 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 259.8 MPa olarak bulunmuştur. İmplantlar ve implant çevresi kortikal kemikteki Von Mises ve asal stres değerleri açılı implant kullanımında daha düşük bulunurken, açılı implant kullanımında abutmentlerde daha yüksek Von Mises stres değerleri bulunmuştur. Bunun sebebi olarak kortikal kemik ve implantta yoğunlaşamayan stresin abutment üzerinde yoğunlaşması olarak düşünülebilir.

Çalışmamızda anterior bölgeye uygulanan abutmentlerinin Von Mises stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 51.4 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanıldığında ise 43.6 MPa olarak daha düşük bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında 71.7 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 141.3 MPa olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda bulguların maksilla ve mandibulada daha farklı olduğu tespit edilmiştir. Tüm modellerde abutmentlerde oluşan stresler titanyumun nihai dayanıklılık değeri olan 1119 MPa'yı [94] aşmadığı için abutmentlerde bir başarısızlık meydana gelmeyeceği öngörülmektedir.

Çalışmamızda posterior bölgeye uygulanan abutmentlerin vidalarının Von Mises stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 20.5 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanıldığında ise 24.5 MPa olarak biraz daha yüksek bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında 12.7 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 36.5 MPa olarak bulunmuştur. Mandibulada daha az fark olmasına karşın, hem maksilla hem de mandibulada açılı implant uygulandığında posterior abutment vidalarında daha düşük Von Mises değerleri bulunmuştur.

Çalışmamızda anterior bölgeye uygulanan abutmentlerin vidalarının Von Mises stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 7.8 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanıldığında ise 6.1 MPa olarak daha düşük bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 10.2 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 19.1 MPa olarak bulunmuştur. Bulunan değerler posterior bölgedeki abutment vidalarından daha düşük olarak tespit edilmiştir. Bunun nedeni olarak yüklemenin posteriordan yapılması olarak gösterilebilir. Yine aynı zamanda bulunan değerler anterior bölgeye uygulanan abutmentlerin Von Mises değerleri sonuçlarına paralel şekilde bulunmuştur.

Titanyumun gerilme dayanımının yaklaşık 700 MPa olduğu bildirilmiştir [181]. Protez altyapı materyallerinin Von Mises stres değerleri maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 103.7 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 105.1 MPa olarak birbirine oldukça yakın olarak bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 260.2 MPa olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 318.5 MPa olarak daha yüksek bulunmuştur.

Bulunan değerler protetik altyapı materyalinin 700 MPa olan gerilme sınırını aşmadığından altyapı materyalinin kırılma riski olmadığını söyleyebiliriz.

Lofaj ve arkadaşları 2018 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, 4 farklı yüklenme tekniği ile protez altyapısındaki vertikal yer değiştirme miktarını karşılaştırmışlardır. Ön bölgedeki implanta yüklenme, arkadaki eğimli implanta tek taraflı yüklenme, arkadaki eğimli implanta çift taraflı yüklenme ve kantilever bölgesine çift taraflı yüklenme olmak üzere 4 farklı yüklenme tekniği ile çalışma yapmışlardır. Tüm gruplarda boyun bölgesi standart abutment platformuna sahip grupta, boyun bölgesi açılı abutment platformuna göre yer değiştirme miktarı daha fazla olarak bulunmuştur [178]. Çalışmamızda protez posterior yer değiştirme miktarı maksillada boyun bölgesi açılı implant kullanıldığında 0.1332 milimetre olarak, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 0.1414 milimetre olarak biraz daha fazla bulunmuştur. Mandibulada ise boyun bölgesi açılı implant kullanımında 0.1376 mm, boyun bölgesi düz implant kullanımında ise 0.2194 mm olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda altyapı yer değiştirme açısından Lofaj ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmayla paralel sonuçlar bulunmuştur.

Çalışmamızda bir hastaya ait tomografi görüntüleri kullanılarak belli bir klinik durumu simüle edecek şekilde üç boyutlu modeller elde edilmiştir. Kullanılan doku, implant ve protetik malzemelerinin mekanik özellikleri literatürde tanımlanan şekilde belirlenmiş ve sınırlandırılmıştır. İn-vitro ortamda yapılan sonlu elemanlar stres analizlerinin, gerçeğe yakın sonuçlar ortaya koyduğu düşünülse de, implantların yapısındaki farklılıklar, farklı implant tasarımları ve farklı ticari implant sistemlerinin bulgular üzerinde belirgin rol oynayacağı düşünülmektedir. Bu tez çalışmasındaki sonuçların, uzun dönem takipli kontrollü klinik çalışmalarla desteklenmesinin faydalı olacağı düşünülmektedir.

## 6. SONUÇLAR

- Maksilla ve mandibula modellerinde yükleme modelin sağ tarafından uygulanmıştır. Tüm modellerde implant ve abutment'teki maksimum Von Mises stress değerleri yüklemenin yapıldığı taraftaki implant ve abutment üzerinde oluşmuştur. İmplantların boyun bölgesinde daha yoğun stres alanları görülmüştür.

-Boyun bölgesi açılı olan implantlarda tüm Von Mises stres değerleri boyun bölgesi düz olan implanta göre tüm modellerde daha düşük bulunmuştur. Von Mises streslerinin düşük olmasının uzun dönemde materyalde yorulmaya bağlı oluşabilecek kırık olasılığını azaltabileceği düşünülebilir.

- Abutmentlarda ise tüm modellerde boyun bölgesi açılı implantların üzerinde bulunan abutmentlarda daha yüksek Von Mises stres değerleri tespit edilmiştir.

- Boyun bölgesi düz implantın çevresindeki kemik bölgesinde maksimum ve minimum asal stres değerlerinin boyun bölgesi açılı implanta göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Çalışmamızda posterior implant etrafındaki kortikal kemikte minimum asal stres değerleri(sıkışma gerilimleri) boyun bölgesi düz implant kullanımında klinik olarak rezorpsiyona sebep olabilecek değer kabul edilen 56 MPa'nın üzerinde bulunmuştur. Bu grubun klinik uygulamalarında boyun bölgesindeki kuvvetlere bağlı oluşabilecek rezorpsiyonun daha az olabileceği düşünülebilir.

- Çalışmamızda boyun bölgesi açılı implant kullanılan modellerde protez posterior yer değiştirme miktarı boyun bölgesi düz implant kullanılan modellere göre daha az bulunmuştur.



## KAYNAKLAR

- [1] **Misch CE, Misch CM.** (1992) Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* Nov;68(5):809-12.
- [2] **Geng JP, Tan KB, Liu GR.** (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* Jun;85(6):585-98.
- [3] **Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P.** (2003) Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Ankara: Özyurt Matbaacılık
- [4] **Ring ME.** (1995) A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent.* Oct;16(10):1060, 1062, 1064 passim.
- [5] **Ring ME.** (1995) A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent.* 1995 Nov;16(11):1132, 1134, 1136 passim.
- [6] **Linkow LI.** (2010) The legends of implant dentistry with the history of transplantology and implantology. New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers; s: 54–69.
- [7] **Linkow LI.** (1970) Endosseous blade-vent implants: a two-year report. *J Prosthet Dent.* Apr; 23(4):441-8.
- [8] **Block MS.** (2004) Osseointegration. Second ed. London. s:189-203
- [9] **Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A,** et al. (1969) Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 3(2):81-100.
- [10] **Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A,** et al. (2003) Quality of dental implants. *Int Dent J.* 53(6 Suppl 2):409-43.
- [11] **Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M.** (1997) Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* Mar;26(2):101-6.
- [12] **Kalender O.** (2008). Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. *TOTBİD,* 7: s:133-137.
- [13] **Clarke B.** (2008) Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol.* Nov;(Suppl 3):S131-9.
- [14] **Von Wowern N.** (2001) General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clin Oral Investig.* Jun;5(2):71-82.
- [15] **Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S,** et al. (2011) Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Dis.* Jan;17(1):33-44.

- [16] **Soikkonen K, Ainamo A, Xie Q.** (1996) Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. *J Oral Rehabil.* Jul;23(7):470-5.
- [17] **Atwood DA.** (2001) Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent.* Aug;86(2):119-25.
- [18] **Misch CE.** (2005) *Dental Implant Prosthetics.* 1th ed. St. Louis: Mosby, Inc. Chapter 14- 19-20.
- [19] **Cawood JI, Howell RA.** (1988) A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Aug;17(4):232-6.
- [20] **Cawood JI, Howell RA.** (1991) Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Apr;20(2):75-82.
- [21] **Atwood DA, Coy WA.** (1971) Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent.* Sep;26(3):280-95.
- [22] **Tallgren A.** (1972) The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* Feb;27(2):120-32.
- [23] **McAllister BS, Haghghat K.** (2007) Bone augmentation techniques. *J Periodontol.* Mar;78(3):377-96.
- [24] **Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A.** (2019) Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* May;31(2):163-191.
- [25] **Küçük Kurt S.** (2018) Estetik Bölgede Travma Nedeniyle Kemiklerde Oluşan Defektlerin Ve Kaybedilen Dişlerin İki Farklı Teknikle Rehabilitasyonu: İki Vaka Raporu *Aydın Dent. J.* vol. 4, no. 2, pp. 9–21.
- [26] **Nakahara K, Haga-Tsujimura M, Igarashi K, Kobayashi E, Schaller B, Lang NP, et al.** (2020) Single-staged implant placement using the bone ring technique with and without membrane placement: Micro-CT analysis in a preclinical in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* Jan;31(1):29-36.
- [27] **Nakahara K, Haga-Tsujimura M, Igarashi K, Kobayashi E, Schaller B, Lang NP, et al.** (2020) Single-staged implant placement using the bone ring technique with and without membrane placement: Micro-CT analysis in a preclinical in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* Jan;31(1):29-36.
- [28] **Cano J, Campo J, Moreno LA, Bascones A.** (2006) Osteogenic alveolar distraction: a review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* Jan;101(1):11-28.
- [29] **Vega LG, Bilbao A.** (2010) Alveolar distraction osteogenesis for dental implant preparation: an update. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* Aug;22(3):369-85.
- [30] **Herford AS, Nguyen K.** (2015) Complex bone augmentation in alveolar ridge defects. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* May;27(2):227-44.

- [31] **Retzepe M, Donos N.** (2010) Guided Bone Regeneration: biological principle and therapeutic applications. *Clin Oral Implants Res.* Jun;21(6):567-76.
- [32] **Benic GI, Hämmerle CH.** (2014) Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontol 2000.* Oct;66(1):13-40.
- [33] **Maló P, Rangert B, Nobre M.** (2003) "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* Suppl 1:2-9.
- [34] **Maló P.** (2013) All-on-4 Treatment Concept for total edentulous rehabilitation-safely, securely, affordably and fast. *Australasian Dental Practice,* 18:148-151.
- [35] **Atala MH, and K. Değirmenci K.** (2018) "Assesment of Short Dental Implants with Clinical Trials: A Review. *Anadolu Klin. Tıp Bilim. Derg.* vol. 23, no. 1, pp. 59–65.
- [36] **Atalay B.** (2011) İleri Derecede Rezorbe Maksillaların Zigomatik İmplantlarla Rehabilitasyonu. *J. Istanbul Univ. Fac. Dent.* vol. 44, no. 2, pp. 133–140.
- [37] **Bilhan H, Arat S, Mumcu E, Kurt H.** (2009) Mini İmplantların Protetik Kullanım Alanları Ve Avantajları Prosthetic Indications And Advantages Of Mini Implants. *J. Istanbul Univ. Fac. Dent.* s: 23–29.
- [38] **Aktaş ÜK.** (2010) Dental İmplant Cerrahisinde Anatomik Oluşumların Önemi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics.* 1: 8-15.
- [39] **Maló P, Rangert B, Nobre M.** (2005) All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* Suppl 1:S88-94.
- [40] **Ho, C.C.** (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw : the “ Allon-4 ” immediate function concept. *Australasian Dent Pract.* 22: 138-148. s:138–148.
- [41] **Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M.** (2012) Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* Oct;14(5):646-54.
- [42] **Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M, et al.** (2008) Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* Dec;10(4):255-63.
- [43] **Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H.** (2010) Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Sep-Oct;25(5):1011-8.
- [44] **Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR.** (2014) The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* Dec;16(6):836-55.

- [45] **Maló P, Lopez I, Nobre M.** (2011) The all on four concept. Babbush CA Hahn J, Krauser J, eds. *Dental Implants: The Art and Science*. 2nd ed. St Louis, Mo: Saunders Elsevier. s:435-438.
- [46] **Malo P, de Araujo 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. *J Prosthet Dent*. Jun;97(6 Suppl):S26-34.
- [47] **Mozzati M, Arata V, Gallesio G, Mussano F, Carossa S.** (2013) Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: a retrospective analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. Jun;15(3):332-40.
- [48] **Malo P, de Araújo Nobre M, 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. *J Am Dent Assoc*. Mar;142(3):310-20.
- [49] **Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J.** (2011) The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol*. Aug;37(4):431-45.
- [50] **Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M.** (2014) Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*. Oct;8(10):16-9.
- [51] **Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H.** (2000) Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. May-Jun;15(3):405-14.
- [52] **Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB.** (2014) Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. Aug;16(4):501-10.
- [53] **Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T, et al.** (2017) Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *J Prosthodont Res*. Apr;61(2):123-132.
- [54] **Maló P, Nobre Mde A, Petersson U, Wigren S.** (2006) A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res*. 8(4):223-32.
- [55] **Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I.** (2003) Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Feb;32(1):7-14.
- [56] **Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L.** (2005) Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. Suppl 1:S21-7.
- [57] **Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB.** (2006) Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 3:

stereolithographic drilling guides that do not require bone exposure and the immediate delivery of teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Oct;26(5):493-9.

- [58] **Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N.** (2003) Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jul-Aug;18(4):571-7.
- [59] **Campelo LD, Camara JR.** (2002) Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Mar-Apr;17(2):271-6.
- [60] **Orentlicher G, Abboud M.** (2011) Guided surgery for implant therapy. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* May;23(2):239-56.
- [61] **All-On-4® Treatment Concept Procedures Manual** (2014)[<https://www.nobelbiocare.com/international/en/home/products-and-solutions/library/manuals.html>]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.
- [62] **Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I.** (2015) All-on-4® Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clin Implant Dent Relat Res.* Oct;17 Suppl 2:s:531-41.
- [63] **How You Can Start With the All-on-4® Treatment Concept** (2016)[<https://www.artisbiotech.ro/wp-content/uploads/All-on-4-Manual.pdf>]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.
- [64] **Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A,** et al. (2009) Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;24(3):511-7.
- [65] **Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C,** et al. (2008) Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec;21(6):539-42.
- [66] **Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T.** (2007) Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jul-Aug;22(4):639-44.
- [67] **Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Figuero E, Sanz M.** (2015) Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* Aug;26(8):964-982.
- [68] **Isidor F.** (2006) Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* Oct;17 Suppl 2:8-18.
- [69] **Butura CC, Galindo DF, Jensen OT.** (2011) Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* May;23(2):289-300.
- [70] **Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D.** (2010) Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the

treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* Apr;41(4):285-93.

- [71] **Cavalli N, Barbaro B, Spasari D, Azzola F, Ciatti A, Francetti L, et al.** (2012) Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: a retrospective study. *Int J Dent.*
- [72] **White SN, Caputo AA, Anderkvist T.** (1994) Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* May;71(5):493-9.
- [73] **J. Spiekermann H, Donath K, Hassell T.** (1995) Color Atlas of Dental Medicine: Implantology. Editörler: Rateitschak KH, Wolf HF. New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- [74] **Testori T, Galli F, Del Fabbro M.** (2011) Immediate loading : a new era in oral implantology. s: 560.
- [75] **Tallarico M, Canullo L, Pisano M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diogo M, Meloni SM, et al.** (2016) An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept. *J Oral Implantol.* Jun;42(3):265-71.
- [76] **Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M.** (2014) Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* Oct;8(10):ZE16-9.
- [77] **Moaveni S.** (2011) Finite element analysis theory and application with ANSYS. Baskı. India.
- [78] **Zienkiewicz ZJ, Taylor OC, Nithiarasu P.** (1977) The finite element method. Baskı. McGraw-hill London.
- [79] **Geng JP, Tan KB, Liu GR.** (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* Jun;85(6):585-98.
- [80] **Çankaya MÖ.** (2005) Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi.
- [81] **Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G.** (2013) Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* Jan;109(1):9-21.
- [82] **Van Staden RC, Guan H, Loo YC.** (2006) Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* Aug;9(4):257-70.
- [83] **Assunção WG, Barão R, Gomes A, Delben AJ, and Ribeiro RF.** (2012) FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis. *Biomed. Appl. to Ind. Dev.*
- [84] **Ledley RS, Huang HK.** (1968) Linear model of tooth displacement by applied

- forces. *J Dent Res*. May-Jun;47(3):427-32.
- [85] **Tesk JA, Widera O.** (1973) Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res*. 7(3):251-61.
- [86] **Aydınlık E.** (1977) Diş hekimliğinde stres analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1(1):78-85.
- [87] **Holmes DC, Loftus JT.** (1997) Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 23(3):104-11.
- [88] **Mackerle J.** (2004) Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. Oct;7(5):277-303.
- [89] **Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC,** et al. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. Jun;29(6):565-74.
- [90] **Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV.** (2004) Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res*. May;7(2):98-107.
- [91] **Cheung YM.** (1979) A practical introduction to finite element analysis. Baskı. Pitman.
- [92] **Logan DL.** (2011) A first course in the finite element method. Baskı. Cengage Learning.
- [93] **Daryl L.** (2007) A first course in the finite element method. University of Wisconsin- Platteville.
- [94] **Sakaguchi RL.** (2012) Craig's Restorative Dental Materials.
- [95] **Cowin SC.** (1989) *Bone mechanics: CRC*.
- [96] **Miracle DB, Donaldson SL, Henry SD, Moosbrugger C, Anton GJ Hrivnak N,** et al. (2001) ASM handbook. Baskı. ASM international Materials Park.
- [97] **İnan M.** (1988) *Cisimlerin Mukavemeti*. 6. Baskı. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.
- [98] **Misch CE.** (1999). Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*, 8(1), 90.
- [99] **Gümüş HÖ.** (2007) *Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları gerilmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile karşılaştırılması*. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi
- [100] **Shigley JE, Mischke CR.** (2004) Mechanical Engineering Design. 7th Ed. New York: McGraw-Hill Companies.
- [101] **Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MH,** et al. (2010) Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg*. Nov;68(11):2765-9.

- [102] **Caputa S.** (1987) *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing.
- [103] **Rho JY, Ashman RB, Turner CH.** (1993) Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* Feb;26(2):111-9.
- [104] **Craig RG.** (2006) *Craig's restorative dental materials*. Baskı. Mosby Elsevier.
- [105] **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** (1993) *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi.
- [106] **Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S.** (1997) Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* Dec;55(12 Suppl 5):38-45.
- [107] **Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N.** (1997) Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res.* Feb;8(1):18-22.
- [108] **Geramy A, Sharafoddin F.** (2003) Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* Jul-Aug;34(7):526-33.
- [109] **Srirekha A, Bashetty K.** (2010) Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* Jul-Sep;21(3):425-32.
- [110] **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. *J Oral Implantol.* 24(2):80-8.
- [111] **Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB.** (1993) Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng.* Nov;15(6):505-9.
- [112] **Shigley JE.** (2011) *Shigley's mechanical engineering design*. Baskı. Tata McGraw-Hill Education.
- [113] **Küçük Kurt S.** (2019) Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 29(4) s:701-710.
- [114] **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. *Med Eng Phys.* Sep;31(7):806-15.
- [115] **Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI.** (2000) Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2(4):184-9.
- [116] **Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioğlu G.** (2005) Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* Mar;93(3):227-34.



- [117] **Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR.** (2012) Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys.* Mar;34(2):153-60.
- [118] **Yalçın M, Kaya B, Laçın N, Arı E.** (2019) Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Endosteal Implants with Different Macro Designs on Stress Distribution in Different Bone Qualities. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May/June;34(3) s:43-50.
- [119] **Brizuela A, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco E, Rios-Santos JV, Pérez RA, Manero JM,** et al. (2019) Influence of the Elastic Modulus on the Osseointegration of Dental Implants. *Materials (Basel).* Mar 25;12(6):980.
- [120] **Gümrükçü Z, Korkmaz YT.** (2018) Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput.* Jun;56(6):979-989.
- [121] **Blomberg S, Lindquist LW.** (1983) Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone-anchored bridges. *Acta Psychiatr Scand.* Oct;68(4):251-62.
- [122] **Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E.** (2012) A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Mar-Apr;27(2):428-34.
- [123] **Galindo DF, Butura CC.** (2012) Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;27(3):628-33.
- [124] **Khatami AH, Smith CR.** (2008) "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont.* Jan;17(1):47-51.
- [125] **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. *J Prosthet Dent.* Aug;76(2):165-9.
- [126] **Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL,** et al. (2008) Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* Mar;19(3):227-32.
- [127] **Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P.** (2010) Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* May;21(5):459-65.
- [128] **Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S,** et al. (2015) Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4® Concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* Oct;17(5):831-43.

- [129] **Rieger MR, Mayberry M, Brose MO.** (1990) Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* Jun;63(6):671-6.
- [130] **Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D.** (1995) Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater.* Winter;6(4):267-82.
- [131] **Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N.** (1991) Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res.* Apr;25(4):467-83.
- [132] **Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P.** (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* Jun;106(3):721-64.
- [133] **Nevins M, Meffert R, Tarnow D, Cochran D, Cohen R, Iacono V, et al., editors.** (1996) Consensus report. Implant therapy I. Proceedings of the 1996 World Workshop in Periodontics. *Ann Periodontol*;1:792-5
- [134] **Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J.** (2009) Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jul-Aug;24(4):663-71.
- [135] **Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H.** (2002) A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr;15(2):115-21.
- [136] **Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y.** (2008) Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* Jul;36(7):463-71.
- [137] **Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S.** (2007) Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr;20(2):193-8.
- [138] **de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ.** (1983) A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil.* Nov;10(6):505-17.
- [139] **Iplikçioğlu H, Akça K.** (2002) Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* Jan;30(1):41-6.
- [140] **Hedia HS.** (2007) Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants. *J Med Eng Technol.* Jul-Aug;31(4):280-7.
- [141] **Taschieri S, Del Fabbro M, Tsesis I, Corbella S.** (2012) Maxillary Sinus in relation to Modern Oral and Maxillofacial Surgery. *Int J Dent.*
- [142] **Bortoluzzi MC, Manfro R, Fabris V, Cecconello R, Derech ED.** (2014) Comparative study of immediately inserted dental implants in sinus lift: 24 months of follow-up. *Ann Maxillofac Surg.* Jan;4(1):30-3.
- [143] **Clementini M, Morlupi A, Canullo L, Agrestini C, Barlattani A.** (2012) Success rate of dental implants inserted in horizontal and vertical

- guided bone regenerated areas: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Jul;41(7):847-52.
- [144] **Sittitavornwong S, Gutta R.** (2010) Bone graft harvesting from regional sites. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* Aug;22(3):317-30.
- [145] **Beirne JC, Barry HJ, Brady FA, Morris VB.** (1996) Donor site morbidity of the anterior iliac crest following cancellous bone harvest. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Aug;25(4):268-71.
- [146] **Raghoobar GM, Louwse C, Kalk WW, Vissink A.** (2001) Morbidity of chin bone harvesting. *Clin Oral Implants Res.* Oct;12(5):503-7.
- [147] **Lim TJ, Csillag A, Irinakis T, Nokiani A, Wiebe CB.** (2004) Intentional angulation of an implant to avoid a pneumatized maxillary sinus: a case report. *J Can Dent Assoc.* Mar;70(3):164-8.
- [148] **Rosén A, Gynther G.** (2007) Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* May;65(5):1010-6.
- [149] **Aparicio C, Perales P, Rangert B.** (2001) Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 3(1):39-49.
- [150] **Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C.** (2010) Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl).* Dec;55(6):341-50.
- [151] **Neldam CA, Pinholt EM.** (2012) State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* Aug;14(4):622-32.
- [152] **Omran MT, Miley DD, McLeod DE, Garcia MN.** (2015) Retrospective assessment of survival rate for short endosseous dental implants. *Implant Dent.* Apr;24(2):185-91.
- [153] **Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R,** et al. (2002) Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin Oral Implants Res.* Aug;13(4):390-5.
- [154] **Arlin ML.** (2006) Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Sep-Oct;21(5):769-76.
- [155] **Kilic E, Doganay O.** (2020) Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept With Variable Diameters in the Atrophic Mandible: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Implantol.* Feb 1;46(1):19-26.
- [156] **Doganay O, Kilic E.** (2020) Comparative Finite Element Analysis of Short Implants with Different Treatment Approaches in the Atrophic Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jul/Aug;35(4) s:69-76.
- [157] **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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jan-Feb;13(1):82-90.

- [158] **Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G.** (2002) Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* Dec;13(6):657-65.
- [159] **Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G.** (2005) Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil.* Apr;32(4):273-8.
- [160] **Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I, et al.** (2000) Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* Oct;11(5):465-75.
- [161] **Bidez MW, Misch CE.** (1992) Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* Winter;1(4):289-94.
- [162] **Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al.** (2011) The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* Jan;105(1):5-13.
- [163] **Rubo JH, Capello Souza EA.** (2010) Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* Jun 1;12(2):105-13.
- [164] **Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, et al.** (2012) What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* Oct;23 Suppl 6:217-28.
- [165] **Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG.** (2002) Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. *J Prosthodont.* Sep;11(3):194-201.
- [166] **Pietrokovski J, Massler M.** (1967) Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent.* Jan;17(1):21-7.
- [167] **Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T.** (2003) Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Aug;23(4):313-23.
- [168] **Araújo MG, Lindhe J.** (2005) Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* Feb;32(2):212-8.
- [169] **Carmagnola D, Araújo M, Berglundh T, Albrektsson T, Lindhe J.** (1999) Bone tissue reaction around implants placed in a compromised jaw. *J Clin Periodontol.* Oct;26(10):629-35.
- [170] **Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T.** (2009) Placement of two-part implants in sites with different buccal and lingual bone heights. *J Periodontol.* Feb;80(2):324-9.
- [171] **Abrahamsson I, Welander M, Linder E, Berglundh T.** (2014) Healing at implants placed in an alveolar ridge with a sloped configuration: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* Feb;16(1):62-9.
- [172] **Noelken R, Donati M, Fiorellini J, Gellrich NC, Parker W, Wada K, et al.** (2014) Soft and hard tissue alterations around implants placed in an

- alveolar ridge with a sloped configuration. *Clin Oral Implants Res.* Jan;25(1):3-9. 23210667.
- [173] **Calvo Guirado JL, Lucero-Sánchez AF, Boquete Castro A, Abboud M, Gehrke S, Fernández Dominguez M, et al.** (2018) Peri-Implant Behavior of Sloped Shoulder Dental Implants Used for All-On-Four Protocols: An Histomorphometric Analysis in Dogs. *Materials (Basel).* Jan 12;11(1):119.
- [174] **Noelken R, Oberhansl F, Kunkel M, Wagner W.** (2016) Immediately provisionalized OsseoSpeed™ Profile implants inserted into extraction sockets: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* Jun;27(6):744-9.
- [175] **Rojas-Vizcaya F, Zadeh HH.** (2018) Minimizing the discrepancy between implant platform and alveolar bone for tilted implants with a sloped implant platform: A clinical report. *J Prosthet Dent.* Mar;119(3):319-324.
- [176] **Karasan D, Güncü MB, Ersu B, Canay Ş.** (2018) Biomechanical Behavior of Implants with a Sloped Marginal Configuration. *Int J Prosthodont.* Nov/Dec;31(6):587-590.
- [177] **Schiegnitz E, Noelken R, Moergel M, Berres M, Wagner W.** (2017) Survival and tissue maintenance of an implant with a sloped configured shoulder in the posterior mandible-a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* Jun;28(6):721-726.
- [178] **Lofaj F, Kučera J, Németh D, Minčík J.** (2018) Optimization of Tilted Implant Geometry for Stress Reduction in All-on-4 Treatment Concept: Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Nov/Dec;33(6):1287-1295.
- [179] **Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP.** (2015) *Skeletal Tissue Mechanics.* Springer New York.
- [180] **Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, Vasconcellos RJ, et al.** (2013) Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* Feb;71(2):335-42.
- [181] **The three pillars of Trefoil™** (2021) Nobel Biocare Blog <https://www.nobelbiocare.com/blog/science/the-three-pillars-of-trefoil/> (accessed Nov. 15, 2021).

## EKLER

### EK A: ETİK KURUL ONAYI

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42)  
KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dört İmplant Destekli (All-On-Four) Tedavi Konseptinde Boyun Bölgesi Açılı İmplant Kullanımının Oluşan Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi
-----------------------	---

19.01.2021

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Adnan Menderes Bulvarı Vatan Caddesi 34093 Fatih/İstanbul
	TELEFON	
	FAKS	
	E-POSTA	

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr.Öğr.Üyesi Nurettin DİKER
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bezmialem Vakıf Üniversitesi
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız Diş ve Çene Cerrahisi
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> ULUSAL <input type="checkbox"/> ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	-	-	-
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	-	Gerekli Değil <input type="checkbox"/> Var <input checked="" type="checkbox"/>
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 01/10	Tarih: 19.01.2021		
	Yürütücülüğünü Dr.Öğr.Üyesi Nurettin DİKER'in yaptığı "Dört İmplant Destekli (All-On-Four) Tedavi Konseptinde Boyun Bölgesi Açılı İmplant Kullanımının Oluşan Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi" isimli çalışma Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.			

Sayfa 1 / 2

Etik Kurul Başkanı  
Prof. Dr. İsmail MERAL

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42)  
KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dört Implant Destekli (All-On-Four) Tedavi Konseptinde Boyun Bölgesi Açılı Implant Kullanımının Oluşan Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi
-----------------------	---

<b>BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU</b>	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. İsmail MERAL

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. İsmail MERAL	Fizyoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ömer SOYSAL	Göğüs Cerrahisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nuran YILDIRIM	Tıp Tarihi ve Etik	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkinaz AŞTI	Hemşirelik Bölümü	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Semra ÖZÇELİK	Tıp Eğitimi ve Bilişimi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Teoman AYDIN	Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Gökçen BAŞARAN OĞLU	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Binnur AYDOĞAN TEMEL	Eczacılık	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aclan ÖZDER	Aile Hekimliği	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ	Restoratif Diş Tedavisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Pelin YILDIZ	Tıbbi Patoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av. Gözde Güher ÖZTÜRK	Hukuk	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Eda BAYRAKTAR	Sivil Üye	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

\* :Toplantıda Bulunma

**Karar:**  Onaylandı  Reddedildi

Sayfa 2 / 2

Etik Kurul Başkanı  
Prof. Dr. İsmail MERAL

