



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ALL ON FOUR TEKNİĞİ İÇİN ÖZEL OLARAK
GELİŞTİRİLMİŞ 30 DERECE AÇILI İMPLANT
DİZAYNININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKU ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU STRESİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Ekrem CANBULAT**

Samsun
Ekim 2022



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ALL ON FOUR TEKNİĞİ İÇİN ÖZEL OLARAK
GELİŞTİRİLMİŞ 30 DERECE AÇILI İMPLANT
DİZAYNININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKU ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU STRESİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Ekrem CANBULAT**

**Danışman
Prof. Dr. Emel BULUT**

**Samsun
Ekim 2022**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca mesleki bilgi ve tecrübelerini benimle içtenlikle paylaşan, çalışmalarım bana yol gösteren ve desteğini her zaman hissettiğim tez danışmanım Prof. Dr. Emel BULUT'a;

Bu süre zarfında pratik ve teorik anlamda bilgi ve deneyimlerinden yararlanma fırsatı bulduğum Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm hocalarıma;

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım Eren Özil, Ahmed Al-Rikabi, Malik Sirinov başta olmak üzere tüm bölüm arkadaşlarıma;

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda üstüne düşeni fazlasıyla yaparak işimizi kolaylaştıran Osman Kıran başta olmak üzere tüm klinik ve ameliyathane personeline;

Tez Çalışmamda hiç tereddüt etmeden bana destek olan bölgemizin önde gelen firmalarından Mahya Diş Deposu'na;

Hayatım boyunca her anlamda örnek aldığım rahmetli babam başta olmak üzere, beni büyük fedakarlıklarla yetiştirip bugünlere gelmemde haklarını asla ödeyemeyeceğim anneme ve abime;

Uzmanlık eğitimim vesilesiyle yollarımızın kesiştiği, hayatıma anlam katan ve ömrümün geri kalanını birlikte geçirecek olmaktan mutluluk duyduğum sevgili eşim Güzide Canbulat'a;

Teşekkürü borç bilirim...

Bu tez çalışması Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'nca PYO.DIS.1904.21.012 numaralı proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

ALL ON FOUR TEKNİĞİ İÇİN ÖZEL OLARAK GELİŞTİRİLMİŞ 30 DERECE AÇILI İMPLANT DİZAYNININ İMPLANT VE ÇEVRE DOKU ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU STRESİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmada, All-on-Four tekniği için özel olarak geliştirilmiş 30° açılı implant tasarımının, implant ve çevre kemik dokuda meydana gelen stresi azaltmadaki etkinliğinin, sonlu elemanlar stress analiz (SESA) yöntemiyle incelenmesi ve implantların uzun dönem başarısına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Materyal ve Metot: All-on-Four tekniğine göre anterior bölgeye vertikal pozisyonda ve 4.3x11mm boyutlarında geleneksel dizayn (Quattrocone, Medentika) implantlar yerleştirilirken, posterior bölgeye 30° açılı pozisyonda 3.8x13mm ve 4.3x13mm boyutlarında geleneksel dizayn (Quattrocone, Medentika) ve özel dizayn (Quattrocone30, Medentika) implantlar yerleştirildi. Toplam dört implant grubu, titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez ve dişsiz mandibula modeli bilgisayar ortamında deneysel olarak hazırlandı. İmplantlar All-on-Four tekniğine göre mandibula modeline yerleştirilerek titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez ile model tamamlandı. Birinci premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlerin bukkal tüberkül tepelerine, oblik olarak her bir noktadan 100N olmak üzere toplamda 300N kuvvet uygulanarak implantlar ve çevre kemik üzerindeki stres değerleri SESA yöntemiyle incelendi.

Bulgular: All-on-Four tekniği için özel olarak geliştirilmiş boyun yapısına ve 30° açığa sahip implantlara gelen Von Mises stres değerlerinin hem 3.8mm hem de 4.3mm çapta daha yüksek olduğu, buna karşın çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte daha az sıkışma kuvvetlerinin olduğu gözlemlendi.

Sonuç: Bu çalışmanın verilerine göre; All-on-Four tekniği için özel olarak geliştirilmiş boyun yapısına ve 30° açığa sahip implant tasarımının, geleneksel implant tasarımına göre çevre kemik dokuda daha az stres oluşturduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, All-on-Four, açılı implant, sonlu elemanlar analizi,

Ekrem CANBULAT, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ekim-2022

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE STRESS CREATED BY 30 DEGREE SLOPED IMPLANT DESIGN SPECIALLY DEVELOPED FOR ALL ON FOUR TECHNIQUE ON THE IMPLANT AND THE SURROUNDING TISSUE USING THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS METHOD

Aim: In this study, it is aimed to examine the effectiveness of the 30° sloped implant design specially developed for the All-on-Four technique in reducing the stress on the implant and the surrounding bone tissue by using the finite element stress analysis (FESA) method and to evaluate the effect on the long-term success of the implants.

Material and Method: According to the All-on-Four technique, traditional design (Quattrocone, Medentica) implants of 4.3x11mm were placed in the anterior region in a vertical position, while conventional design (Quattrocone, Medentika) and special design (Quattrocone30, Medentika) implants of 3.8x13mm and 4.3x13mm were placed in the posterior region in a 30° angled position. A total of four implant groups, a titanium based acrylic hybrid prosthesis and edentulous mandible models were experimentally prepared in the computer environment. The implants were placed in the mandible model according to the All-on-Four technique, and the model was completed with a titanium based acrylic hybrid prosthesis. The stress values on the implants and the surrounding bone were examined by FESA method by applying a total of 300N force, 100N from each point obliquely, to the buccal tubercle crests of the first premolar, second premolar and first molar teeth.

Results It was observed that Von Mises stress values on implants with neck structure and a 30° angle specially developed for the All-on-Four technique were higher in both 3.8mm and 4.3mm diameters, whereas fewer compression forces were generated in the surrounding cortical and cancellous bone.

Conclusion: According to this study, it was observed that the implant design with the neck structure and 30° angle, specially developed for the All-on-Four technique, creates less stress on the surrounding bone tissue compared to the traditional implant design.

Keywords: Dental implant, All-on-Four, sloped implant, finite element analysis,

Ekrem CANBULAT, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University-Samsun, October-2022

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
°	: Derece
Ark	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı tomografi
DOF	: Degree of freedom
G	: Gram
Gb	: Gigabayt
Ghz	: Gigaheart
GPa	: Gigapaskal
Kg	: Kilogram
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Ncm	: Newtonsantimetre
Pmax	: Maksimum principal stres
Pmin	: Minimum principal stres
PS	: Principal Stres
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SLA	: Sandblasted-largegrit-acid
Stl	: Stereolithografi
Ti6Al4V	: Titanyum-aluminyum-vanadyum alaşımı
TiO2	: Titanyumdioksit
TPS	: Titanyum plazma sprej
v	: Poisson oranı
VMS	: Von Mises Stres
µm	: Mikrometre
σ	: Asal gerilimler

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon	4
2.3. Mandibular Kemiğin Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon	5
2.3.1. Mandibular ve Alveoler Kemik Yapısı	5
2.3.2. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması	6
2.3.3. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu.....	8
2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması	9
2.4.1. Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre İmplantlar	9
2.4.2. Üretiminde Kullanılan Materyale Göre İmplantlar	10
2.5. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	10
2.6. Dental İmplantlar ve Biyomekanik.....	11
2.6.1. İmplant Tasarımının Biyomekaniği	12
2.6.2. Çiğneme Kuvvetleri	15
2.6.3. İmplant Kemik Ara Yüzeyi	17
2.6.4. İmplantı Çevreleyen Kemik Yoğunluğu	18
2.7. Aşırı Rezorbe Mandibulada İleri Cerrahi İşlemleri	18
2.8. All-On-Four Tedavi Konsepti.....	20
2.8.1. All-On-Four Tedavi Konseptinin Endikasyonları.....	21

2.8.2. All-On-Four Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonları	22
2.8.3. All-On-Four Tedavi Konseptinin Avantajları	22
2.8.4. All-On-Four Tedavi Konseptinin Dezavantajları.....	22
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri	23
2.9.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	23
2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları	24
2.9.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları	24
2.9.4. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Kavramlar.	25
3. MATERYAL ve METOT	29
3.1. Çalışma Grupları	33
3.2. Sınır Koşullarının tanımlanması	38
3.3. Yükleme Koşullarının Tanımlanması	39
3.4. Modellerin Değerlendirilmesi	39
4. BULGULAR.....	41
4.1. Tüm Çalışma Gruplarında Kortikal ve Spongioz Kemikte Meydana Gelen Asal Streslerin İncelenmesi.....	41
4.2. Tüm Çalışma Gruplarında İmplant, Abutment ve Alt Yapıda Meydana Gelen Von Mises Streslerin İncelenmesi	45
4.3. Posterior İmplant ve Çevre Kemikte Meydanda Gelen Streslerin Gruplar Arasında Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi	48
4.3.1. Posteriorıda Aynı Çapta (3.8mm) Farklı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 2).....	48
4.3.2. Posteriorıda Aynı Çapta (4.3mm) Farklı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 3 - Grup 4).....	52

4.3.3. Posteriorda Farklı Çapta (3.8mm/4.3mm) Geleneksel Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 3).....	56
4.3.5. Posteriorda 3.8 mm Çapta Teknik için Özel Olarak Geliştirilmiş 30 Derece Açılı Dizayna Sahip İmplant ile 4.3mm Çapta Geleneksel Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 2 - Grup 3).....	64
4.3.6. Posteriorda 3.8 mm Çapta Geleneksel Dizayna Sahip İmplant ile 4.3mm Çapta Teknik için Özel Olarak Geliştirilmiş 30 Derece Açılı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 4).....	68
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	84
KAYNAKLAR.....	86
ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde implantlar; hareketli veya sabit protezlere desteklik sağlamak için, eksik dişlerin yerini alacak bir biçimde kemik içine ya da üzerine uygulanan, biyolojik olarak uyumlu, biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır.¹ Günümüzde, diş kayıplarının implant destekli protezlerle restorasyonu sıklıkla kullanılan ve kabul görmüş bir tedavi yöntemidir.²

Diş kayıpları sonrası oluşan alveolar kret rezorpsiyonu nedeniyle çoğu zaman implant uygulamak için kemik hacmi yetersiz kalmaktadır. Bu durum implant uygulamalarını daha komplike bir hale getirmekle birlikte ek cerrahi uygulamalara gereksinimi arttırmaktadır. Alveolar kretin yetersiz olduğu durumlarda; otojen kemik grefti uygulaması, distraksiyon osteogenezi, vertikal yönde ogmentasyon, sinir lateralizasyonu veya repozisyonu gibi yöntemlerle çözüm aranmaktadır.³

Atrofik veya defektli çenelerin rehabilitasyonu için yapılan greftleme uygulamalarının tedavi süresini uzatması, alıcı ve donör bölgede komplikasyon riskini artırması nedeniyle hastaların ameliyatı kabulü zorlaşır. Bu durumdaki hastalara komplikasyon riskini azaltacak ve kısa sürede sabit protezine kavuşmasını sağlayacak bir tedavi planlaması tavsiye edilmelidir. Bu nedenle Malo ve ark.⁴ tarafından 2003 yılında, kemik ogmentasyonu prosedürleri uygulanmaksızın rezorbe çenelerde kalan kemikten en üst düzeyde faydalanmak için "All-on-Four" olarak adlandırılan yeni bir protokol geliştirilmiştir.

Bu tedavi protokolü kemik hacmi yetersiz olan tam dişsiz hastaya rehabilitasyon imkanı tanır. Aynı zamanda kısa tedavi süresi, azalan maliyet ve düşük morbidite ile hastanın yaşam kalitesini artırır. Bu konseptte 4 adet implant kullanılarak tamamen dişsiz çenelerin sabit protezlerle tedavisi sağlanır. Alveolar kemikte anterior alana iki implant dik olarak uygulanırken diğer 2 implant ise distale açılı olacak biçimde posterior alana uygulanmaktadır.⁵

Geleneksel prosedürlere nazaran daha az sayıdaki implant üzerine uygulanan protetik restorasyonlar olması nedeniyle All-on-Four tedavi protokolünün biyomekanik özelliklerini iyileştirmeyi hedefleyen çalışmalar devam etmektedir.

Biyomekanik; dental implantolojide bir yandan yeni tasarım arayışı ve geliştirilmesi diğer yandan hali hazırdaki tasarımların değerlendirilerek daha başarılı performans ortaya koyabilecek farklı tasarımların ortaya çıkarılmasında önemli bir faktör

olmuştur.⁶ Biyomekanik prensiplerine hakim olunmasıyla kemikte meydana gelen aşırı streslerin önüne geçmek mümkündür.⁷

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), karmaşık geometrilerin bulunduğu problemlere analitik çözümler sağlayabilen bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Kullanılan malzeme sayısının sınırının bulunmaması, her çeşit yapının modellenebilmesi, stres dağılımları ve yer değiştirmelerin birlikte elde edilebilmesi, sınır koşullarının değiştirilebilmesi ve deneysel modelin kontrolü vb. özellikleri sayesinde son zamanlarda diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir.⁸⁻¹⁰

Bu çalışmanın amacı, “All-on-Four” tekniği için özel olarak geliştirilmiş boyun yapısına ve 30 derece açığa sahip implant tasarımının çevre kemik dokuda meydana gelen stresi azaltmadaki etkinliğinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak incelenmesi ve implantların uzun dönem başarısına etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu çalışmanın hipotezi ise, “All-on-Four” tekniği için özel olarak geliştirilmiş boyun yapısına ve 30 derece açığa sahip implant tasarımının, aynı çaptaki geleneksel dizayna sahip implant tasarımına kıyasla çevre kortikal kemikte daha az strese neden olacağı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi Latince ‘in: içerisinde’ ve ‘planto: ekme, dikme, yerleştirme, gömme’ anlamına gelen iki sözcüğün bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Bir fonksiyon elde etmek maksadıyla uygun bir alana yerleştirilen organik ya da inorganik cisim olarak tanımlanan bu kelime Fransızca’dan diğer dillere geçmiştir.¹¹ Sabit ya da hareketli protezlere kemik içinden veya üzerinden retansiyon ve destek sağlamak için, mukoza ya da periost altına yerleştirilerek kullanılan alloplastik materyallere ise dental implant adı verilmektedir.¹²

Diş implantlarının bilinen en eski örneği, 1930'larda Honduras'ta yapılan bir arkeolojik kazıda bulunan yaklaşık M.S. 600 civarında Maya uygarlığına ait olduğu düşünülen mandibula parçasıdır. Örnek (Şekil 1), mandibular kesici dişlerin çekim soketine yerleştirilen diş şeklinde yontulmuş 3 adet deniz kabuğundan oluşmaktadır.¹³



Şekil 1. Honduras'ta bulunan bu mandibula M.S. 600 tarihlidir. Deniz kabuğundan yontularak yerleştirilen üç adet alt kesici diş görülmektedir.¹⁴

Günümüz diş hekimliğinde tercih edilen implantlara benzer yaklaşımlar ilk olarak 20. yüzyılda görülmeye başlanmıştır. Strock,¹⁵ 1938 ve 1940 yılında sırasıyla ilk içi dolu vida şeklinde implantı ve ilk endodontik implantı geliştirmiştir. Yine 1938 yılında Dahl,¹⁵ implantları kemik içi yerine kemiğin üzerine yerleştirmek fikrinden yola çıkarak ilk

subperiosteal implantı geliştirmiştir. 1968’de ise Linkow,¹⁵ alveol kemiğinin genişlik boyutunu keşfetmesiyle birlikte yeni bir dizayn olan blade implantları geliştirmiştir.

Branemark^{16,17} 1969 yılında implantolojiye farklı bir bakış açısı kazandırarak, implantların dizaynı yerine kemikle olan bağılantısını tanımlayan “osseointegrasyon” kavramını ortaya atmıştır. Osseointegrasyon kavramının ortaya atılmasıyla, titanyum implantlarda birinci jenerasyon düz yüzeyli implantlar yerini ikinci jenerasyon implantlara bırakmıştır ve sonraki dönemde implantların yüzey özelliklerine yönelik çalışmalara ağırlık verilmiştir.

Teknolojik gelişmeleri takiben günümüz diş hekimliğinde farklı materyallerden üretilen, farklı yüzey özelliklerine sahip, çeşitli tasarım ve boyutta 2000’den fazla implant markası bulunmaktadır.¹⁷

2.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon

Branemark tarafından İsveç Lund Üniversitesinde, tavşanlar üzerinde kemik iliğı ve kemiğın rejenerasyon kabiliyetini araştıran bir çalışma yapılmıştır. Tavşan tibialarına kemik iliğı ve kemiğı incelemek maksadıyla optik sisteme sahip titanyum halkalar yerleştirmiştir. Optik sistemi çıkararak sonuçları incelemek istediğinde, titanyum halkaların kemikten uzaklaşmadığını görmüştür. Çalışmalarını sürdüren Branemark^{18,19} titanyumun kemik ile kaynaşma özelliğinin tıp ve diş hekimliğinde hastaların rehabilitasyonu için kullanılabileceğini düşünmüştür. İlk zamanlar bu fenomeni osseos ankraj olarak nitelendirmiş olsa da 1977’de osseointegrasyon olarak adlandırmıştır. Osseointegrasyonu, ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasında doğrudan temasın olması şeklinde tanımlamıştır.^{18,19} Ancak bu tanımlama klinik olmayan histolojik bir tanımlamadır.

Albrektsson ve Zarb²⁰ 1993 yılında osseointegrasyonu alloplastik materyallerin kemikle rijit fiksasyonunun fonksiyonel yükler altında klinik olarak asemptomatik şekilde sağılanması olarak tanımlamıştır. İmplantın 500 g yükleme koşullarında vertikal ve horizontal yöndeki hareketinin 75 µm den az olması ve klinik olarak mobil olmaması rijit fiksasyon olarak ifade edilmektedir.²¹ Klinik olarak rijit fiksasyonun mevcudiyeti implant-kemik temasının tam anlamıyla sağılandığını göstermemektedir. Bu sebeble daha sonra Zarb²² osseointegrasyonu; biyouyumlu bir implant ile canlı kemik dokusunun arada yumuşak doku tabakası bulunmaksızın, dinamik etkileşimi olarak tanımlamıştır.

Albrektsson ve ark.²³ dental implantlarda meydana gelen osseointegrasyonun başarı kriterlerini şu şekilde açıklamıştır:

- 1) Başka bir restorasyon ya da implanta bağlı olmaksızın klinik olarak mobilite gözlenmemelidir.
- 2) Radyografik bulgularda implantın çevresindeki dokularda radyolüsent bir görüntü olmamalıdır.
- 3) Fonksiyonel yüklemeyi takiben meydana gelen yıllık dikey kemik kaybı miktarı, ilk yılın ardından 0,2 mm'yi aşmamalıdır.
- 4) Ağrı, parestezi, mandibular kanal hasarı, nöropati, iltihap gibi bariz semptomlar bulunmamalıdır.
- 5) İlk 5 yıllık takipte %85'in, ilk 10 yıllık takipte ise %80'in üzerinde başarı oranı göstermelidir.

2.3. Mandibular Kemiğin Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon

2.3.1. Mandibular ve Alveoler Kemik Yapısı

Kemik, biyolojik ve mekanik özelliklere sahip, kollajen içerisinde bulunan kalsiyum ve fosfat kristallerinden oluşmuş özel bir sert bağ dokusudur. Üç boyutlu yapısındaki değişikliğe bağlı olarak farklı mekanik özellikler sergileyen kortikal ve trabeküler olmak üzere iki tabakadan meydana gelmiştir.²⁴

Mandibula değişik yoğunluğa sahip trabeküler kemiği çevreleyen dış kortikal tabakadan meydana gelmiş tübüler ve uzun bir kemiktir. Mandibula sertliğini, anterior bölgede alt sınırda ve posterior bölgede üst sınırda daha kalın olan yoğun kortikal kemikten almaktadır. Maksillanın dış tabakası ince bir kortikal kemikten oluşurken, iç kısmı ise farklı yoğunluklardaki trabeküler kemikten meydana gelmiştir.²⁴

Alveoler kemik çene kemiklerinin özelleşmiş bir kısmıdır. Dişin uzun eksenine paralel biçimde dizilmiş kemik lamellerinden oluşan kortikal ve spongioz tabakalardan meydana gelmiştir. Dişlere desteklik sağlamada anahtar role sahiptir. Kemikteki remodelling için alveoler kemiğin çiğneme esnasında dişler tarafından mekanik olarak uyarılması oldukça önemlidir. Dişlerin kaybedilmesini takiben geri dönüşümsüz olarak alveoler kemikte rezorpsiyon görülür.²⁵

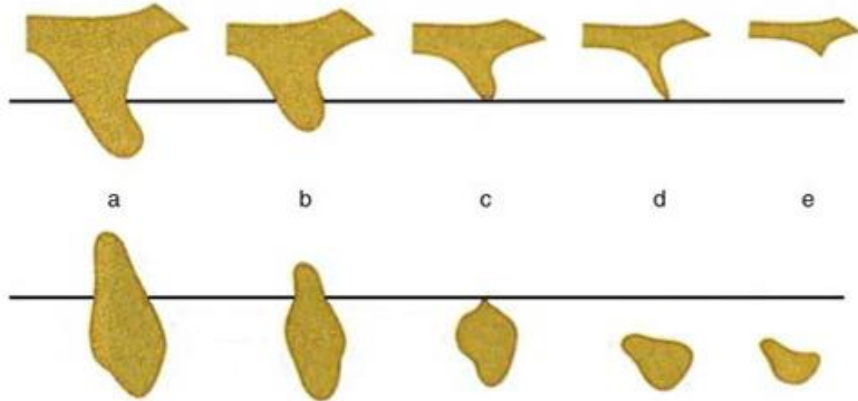
2.3.2. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Literatüre bakıldığında bazı araştırmacıların kemiğin farklı özelliklerine göre yaptıkları çeşitli sınıflamalarla karşılaşırız. Günümüzde de halen kullanılmakta olan iki kemik sınıflaması bulunmaktadır. Bu sınıflamalardan ilki 1985’de Lekholm ve Zarb²⁶ tarafından kemik kalitesi ve miktarına göre yapılan sınıflama iken, diğeri ise 1999’da Misch tarafından kemik yoğunluğuna göre yapılan sınıflamadır.

Lekholm ve Zarb 'ın Kemik Sınıflanması

Bu sınıflama kemik miktarı açısından 5 grupta toplanır (Şekil 2);

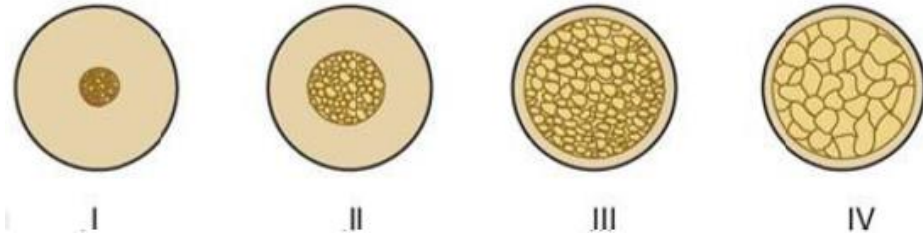
- A: Alveolar kemiğin çoğu mevcut
- B: Reziduel krette orta seviyede rezorpsiyon
- C: Reziduel krette ileri seviyede rezorpsiyon/ yalnızca bazal kemik mevcut
- D: Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
- E: Bazal kemikte ileri düzeyde rezorpsiyon



Şekil 2. Lekholm ve Zarb'ın²⁶ alveoler kemik sınıflandırması

Bu sınıflama kemik kalitesi açısından ise 4 grupta toplanır (Şekil 3);

- Tip I: Homojen kompakt kemik
 - Tip II: Kalın kortikal kemiğin çevrelediği yoğun trabeküler kemik
 - Tip III: İnce kortikal kemiğin çevrelediği kalın trabeküler kemik
 - Tip IV: İnce kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta trabeküler kemik
- olarak gruplandırılmıştır.^{26,27}



Şekil 3. Lekholm ve Zarb'ın^{26,27} kalite açısından kemik sınıflaması

Misch'in Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

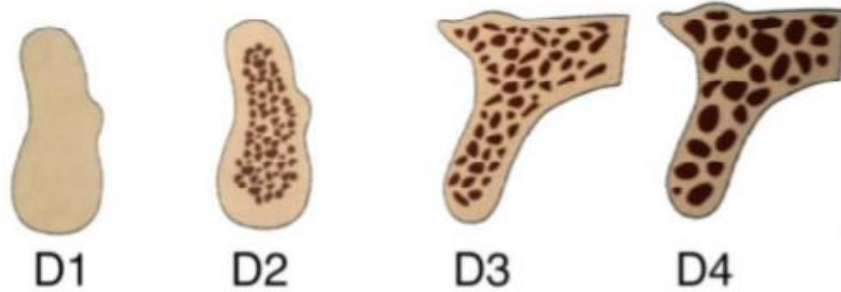
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemiktir. Bu kemik tipi ileri düzeyde atrofik dişsiz anterior mandibulada lokalizedir. (>1250 Hounsfield birimi)

D2 kemik: Yoğun, poröz kalın kortikal kemik ve altında yer alan kalın trabeküler kemikten meydana gelir. Bu kemik tipi anterior maksilla ile posterior ve anterior mandibulada görülür. (850-1250 Hounsfield birimi)

D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında yer alan ince trabeküler kemikten meydana gelir. Bu kemik tipi posterior ve anterior maksilla ile posterior ve anterior mandibulada görülür. (350-850 Hounsfield birimi)

D4 kemik: Kortikal kemik hemen hemen hiç yoktur ve kemik hacminin neredeyse tamamını ince trabeküler kemik oluşturmaktadır. Posterior maksillada görülür. (Şekil 4) (150-350 Hounsfield birimi)

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış, kortikal tabakası bulunmayan ileri derecede yumuşak kemiktir.²⁸



Şekil 4. Misch'e²⁸ göre kemik yoğunluğu sınıflaması

Dişsiz alanda bulunan kemiğin yoğunluğu ve kalitesi; implant seçiminden tedavi planlamasına, cerrahi yaklaşımdan iyileşme süreci ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasına kadar bir çok aşamada belirleyici bir faktördür.²⁹ Dental implantlarda osseointegrasyonun meydana gelebilmesi için implant çevresindeki kemiğin yeterli genişlik ve yüksekliğe sahip olmasının yanı sıra yeterli kemik kalitesine de sahip olması gerekmektedir.

2.3.3. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Yaşam boyunca kemikte sürekli ve düzenli olarak osteoklastların etkisiyle kemik yıkımı görülürken, bunu aynı bölgede osteoblastların etkisiyle yerine yeni kemik yapımı takip eder. Trabeküler kemik tipik olarak kortikal kemikten daha fazla metabolik aktivite göstermektedir. Dolayısıyla her sene kompakt kemiğin yaklaşık %4 kadarı yenilenmekte iken, trabeküler kemiğin %20'si yenilenmektedir.³⁰

Yeniden şekillenmenin meydana gelmesinde fizyolojik faktörlerin veya mekanik kuvvetlerin etkisi bulunmaktadır. Wolf kanunu prensibine göre kemiğin mekanik strese bir yanıtı vardır. Yani kemik kendisine etkiyen kuvvetlere yanıt olarak uzar ve yeniden şekillenir. Yük uygulanmasını takiben kemiğin baskı olan yüzeyinde negatif bir potansiyel meydana gelir. Bu durum ise kemik oluşumunu stimüle eder. Yani stresin azaldığı bölgede osteoklastların aktivitesiyle kemik yıkımı gerçekleşirken, stresin arttığı bölgede osteoblastların aktivitesi sonucu yeni kemik yapımı gerçekleşir.³¹ İşte bu doğal akışı bozan herhangi bir nedene bağlı olarak apozisyon-rezorpsiyon dengesi değişir. Bu değişim ile birlikte kemik rezorpsiyonu görülmeye başlar.

Rezorpsiyon anatomik, mekanik, sistemik (hormonal) ve inflamatuvar (enfeksiyon, travma, periodontal hastalıklar vb.) faktörlerin kombinasyonu sonucunda multifaktöriyel olarak meydana gelen biyomekanik bir olaydır.³²

Rezidüel kret rezorpsiyonu gerek lokal gerek ise sistemik faktörlerin etkisi sonucu oluşmaktadır. Lokal faktörler; anatomik (kemikle ilgili), fonksiyonel ve protetik faktörleri içermektedir. Lokal faktörler, diş çekimini takiben erken safhadaki rezorpsiyonda rol alırken, sistemik faktörler kretin büyük bir kısmı ortadan kalktıktan sonra devreye girer.³³

Cawood ve Howell'in^{34,35} 1988 yılında maksilla ve mandibula için yaptıkları rezorpsiyon sınıflaması günümüzde de sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sınıflamada 6 grup kretten bahsetmek mümkündür. Bunlar (Şekil 5):

Sınıf I: Dişli kret

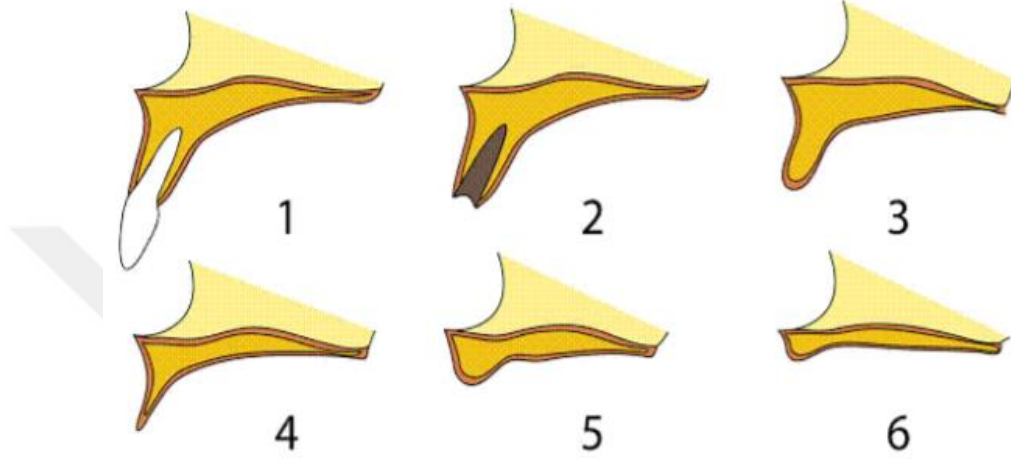
Sınıf II: Diş çekimini takiben iyileşmesi yeni tamamlanmış kret

Sınıf III: Yüksekliği ve genişliği ideal, tepesi yuvarlak kret

Sınıf IV: Yüksekliği ideal, genişliği yetersiz bıçak sırtı kret

Sınıf V: Yüksekliği ve genişliği yetersiz, düz kret

Sınıf VI: Farklı derecelerde bazal kemik kaybının görüldüğü, basık kret



Şekil 5: Cawood ve Howell'in³⁵ Alveoler Kemik Sınıflaması

2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlarda çeşitli sınıflamalar bulunmasına rağmen en sık kullanılan sınıflandırma;

- A. İmplantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre,
- B. İmplant üretiminde kullanılan materyale göre yapılan sınıflandırmalardır.^{36,37}

2.4.1. Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre İmplantlar

Dental implantolojide kullanılan implantlar yerleştirilme yöntemlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir;³⁸

- a) Kemik içi implantlar,
- b) Subperiostal implantlar,
- c) İntramukozal implantlar,
- d) Transmandibuler implantlar,
- e) Endodontik implantlar

Çeşitli dişsizlik vakalarında kullanılmak üzere genellikle kemik içi implantlar tercih edilmektedir.³⁸

2.4.2. Üretiminde Kullanılan Materyale Göre İmplantlar

Dental implantolojide implantlar kullanılan materyallere göre ise (Tablo 1)'deki gibi sınıflandırılabilir.^{38,39}

Tablo 1. İmplant Materyalleri

Metal ve Alaşımlar	Seramikler	Karbonlar	Polimerler
Titanyum ve titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum	Alüminyum oksit	Polikristalin camı karbon	Polimetilmetakrilat
Kobalt-krom-molibden (döküm şekli)	Hidroksilapatit 13	Karbon-silikon	Politetraflour etilen
Demir-krom-nikel	Trikalsiyum fosfat		Polietilen
	Kalsiyum aluminat		Silikon lastik
			Polisulfon

Günümüzde diş hekimliği alanında implant materyali olarak sıklıkla titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır.⁴⁰ İmplantlar korozyona dayanıklı olması ve diğer sınıflardan daha güçlü olması nedeniyle grade 4 saf titanyumdan yapılır. Ancak, temel olarak Ti6Al4V olan titanyum alaşımları (% 6 alüminyum ve % 4 vanadyum), saf titanyum ile kıyaslandığında daha güçlü ve yorulmaya dirençli yapıya sahip olduğundan sıklıkla tercih edilmektedir.⁴¹

2.5. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

Carl E. Misch⁴² implant üstü protezleri şu şekilde sınıflandırmıştır:

SP-1: Sabit Protez; Yalnızca kronu restore eder, doğal dişe benzer.

SP-2: Sabit Protez; Kronun ve kökün bir kısmını restore eder. Kron konturu oklüzal yarıda normal görünür fakat gingival yarıda uzamış veya aşırı konturludur.

SP-3: Sabit Protez; Kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını yerine koyar. Protezler genellikle yapay diş ve akrilik dişetinden yapılır fakat bazen metal ve porselen de kullanılabilir.

HP-4: Hareketli Protez; Sadece implantlar tarafından desteklenen implant üstü protezlerdir.

HP-5: Hareketli Protez; Hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenen protezlerdir.

İmplant üstü protez planlaması yaparken implant sayısı ve lokalizasyonu, hastanın mevcut doku miktarı, interark mesafesi ve ağız hijyeni göz önünde bulundurulmalıdır. Hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin birçok avantajını bünyesinde barındıran, en az 4 adet implanta vida yardımıyla sabitlenen akrilik rezinden yapılan protez türüdür. İleri ve orta derecede alveoler kemik rezorpsiyonu olan hastalarda sert ve yumuşak dokuların rehabilitasyonunda, düzensiz alveoler kemik rezorpsiyonunda, tümör rezeksiyonunu takiben doku kaybının fazla olduğu durumlarda ve üst dudak desteğinin yetersiz olduğu vakalarda hibrit protezler tercih edilmektedir.⁴³

Posterior bölgede alveoler kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu vakalarda sabit bir protez yapmak için mandibular sinir lateralizasyonu ve kemik ogmentasyonu gibi kompleks cerrahi prosedürlere gereksinim duyulmaktadır. Bu prosedürler hasta için morbiditeyi arttıran ek cerrahi işlemleri gerektirmekte, tedavi maliyetlerini yükseltmekte ve tedavi süresini uzatmaktadır.⁴⁴

Farklı metal alaşımlarından yapılan altyapı üzerine akrilik kaide ve yapay dişlerin yerleştirildiği ve bunların vidalar vasıtası ile ağızda bulunan implant ya da abutment gibi yapılara bağlandığı protezlere hibrit protezler denilmektedir.

Protez, altyapı ve abutment arasındaki bağlantı rijittir. Vidalar sayesinde protez hekim tarafından ihtiyaç duyulması halinde çıkarılabilmektedir.⁴⁵ İmplantlar anteriora yerleştirilmiş olsa da altyapının posteriora uzatılabiliyor olması hibrit protezlerin en önemli avantajlarından biridir. Kantilever ideal uzunluk, yükseklik ve kalınlıkta planlandığı zaman protezde deformasyon oluşturma miktarı minimuma inmektedir.⁴⁶

2.6. Dental İmplantlar ve Biyomekanik

Bir bilim dalı olarak biyomekanik; biyoloji ve mühendislik bilimlerinin, yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Mühendislik yöntemlerini kullanarak, canlıların

nasıl hareket ettiklerini, hareketlerinin kontrolünü ve hareket esnasında çeşitli bölümlerde meydana gelen kuvvetin canlı ve cansız dokulara etkisini incelemektedir.⁴⁷

İmplantların ana görevi fonksiyon esnasında meydana gelen kuvvetleri çevre destek dokulara iletmektir. İmplant dizaynındaki amaç ise bu kuvvetlerin çevre destek dokulara yıkıcı olmadan uygun bir biçimde dağılmasını sağlamaktır.⁴⁸

2.6.1. İmplant Tasarımının Biyomekanikliği

İmplantlara gelen kuvvetlerin çevre destek dokulara dağılmasında implant dizaynı önem arz eden bir faktördür. İmplantlara gelen kuvvetlerin; implantın boyun dizaynı, uygulandığı bölge, yiv yapısı, yüzey özellikleri, implantın çapı ve boyu gibi etkenlere bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir.⁴⁹

İmplant dizaynında birincil amaç; implanta iletilen kuvvetin ve meydana gelen stresin çevre destek dokulara minimal seviyede iletilmesini sağlamaktır. Böylece erken ve geç dönem komplikasyonların en aza indirilmesi amaçlanır.^{49,50}

İmplant Gövdesinin Materyal Özellikleri

İmplant materyalinin sahip olduğu kimyasal, fiziksel ve mekanik özelliklerin biyolojik fonksiyonlar üzerinde etkisi bulunmaktadır. Yerleştirilen implantın biyouyumluluğu, üzerine gelen yüklere karşı verdiği yanıt ve korozyona karşı gösterdiği direnç osseointegrasyon sürecini etkiler. İmplantların biyolojik olarak uyumlu olması, yeni kemik üretimine ve kemik remodelasyonuna olanak sağlaması istenmektedir.⁵¹

Titanyum elementi birtakım özellikleri nedeniyle günümüzde en sık tercih edilen implant materyalidir. Bu özellikler; biyolojik olarak uyumlu olması, korozyona karşı dirençli olması, kimyasal olarak stabil özellik göstermesi, kolay bir biçimde şekillendirilebilmesi, dayanıklı olması, düşük elastisite modülüne ve ağırlığa sahip olmasıdır.⁵²

Dental implantlarda titanyum alaşım veya saf olmak üzere iki formda da kullanılabilir. Alaşım olarak korozyona direnci, fiziksel ve mekanik özellikleri bakımından Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6AL-4V) biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerden birisidir. Alaşımda bulunan alüminyum materyalin yoğunluğunu azaltıp dayanıklılığını arttırırken, vanadyum korozyona karşı direncini arttırmaktadır.^{53,54}

İmplant Uzunluğu

İmplant apeksi ile implant platformu arasındaki mesafe implant uzunluğu olarak nitelendirilmektedir.⁵⁵ Yapılan çalışmalarda implant uzunluğundaki artışın kemikte meydana gelen stres dağılımına olumlu yönde katkısının olduğu bildirilmektedir. Ancak implant boyu 10 mm'nin üzerinde olduğu vakalarda bu etkinin önemsenmeyecek derecede az olduğu belirtilmektedir.⁵⁶ Bununla birlikte özellikle mandibula anterior bölgeye uygulanan uzun implantların, implant başarısızlığına neden olacak seviyede kemikte ısı açığa çıkarabileceği belirtilmiştir.⁵⁷

İmplantolojinin ilk yıllarında, implant uzunluğunun artması ile implant başarısının da artacağı yönünde genel bir görüş hakimdi. Ancak günümüz diş hekimliğinde anatomik sınırlamalar ve bu sınırlamalara bağlı cerrahi risklerin artması dikkate alındığında mümkün olan en kısa implantların kullanımına yönelik çalışmalar yapılmaktadır.⁵⁸

İmplant Çapı

İmplantın en geniş yivi ve onun tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe implant çapı olarak nitelendirilmektedir.⁵⁵ İmplant çapının artırılmasıyla meydana gelecek gerilimin azalması sağlanmaktadır. Gerilimler çoğunlukla implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Geniş çapa sahip implantların kullanılmasıyla implanta gelen kuvvetlerin krestal kemiğe dağılımı daha uygun bir biçimde sağlanmaktadır. Bu yönden bakıldığında krestal bölgedeki gerilimleri azaltması bakımından çap, uzunluğa göre daha önemli bir faktördür. İmplantın çapında meydana gelen 0,5 mm'lik artış, yüzey alanını %10-15 oranında arttırmaktadır. Dolayısıyla anatomik durum izin verdiği müddetçe geniş çaplı implant kullanılması, tedavinin başarı oranını arttıran bir faktördür.^{58,59}

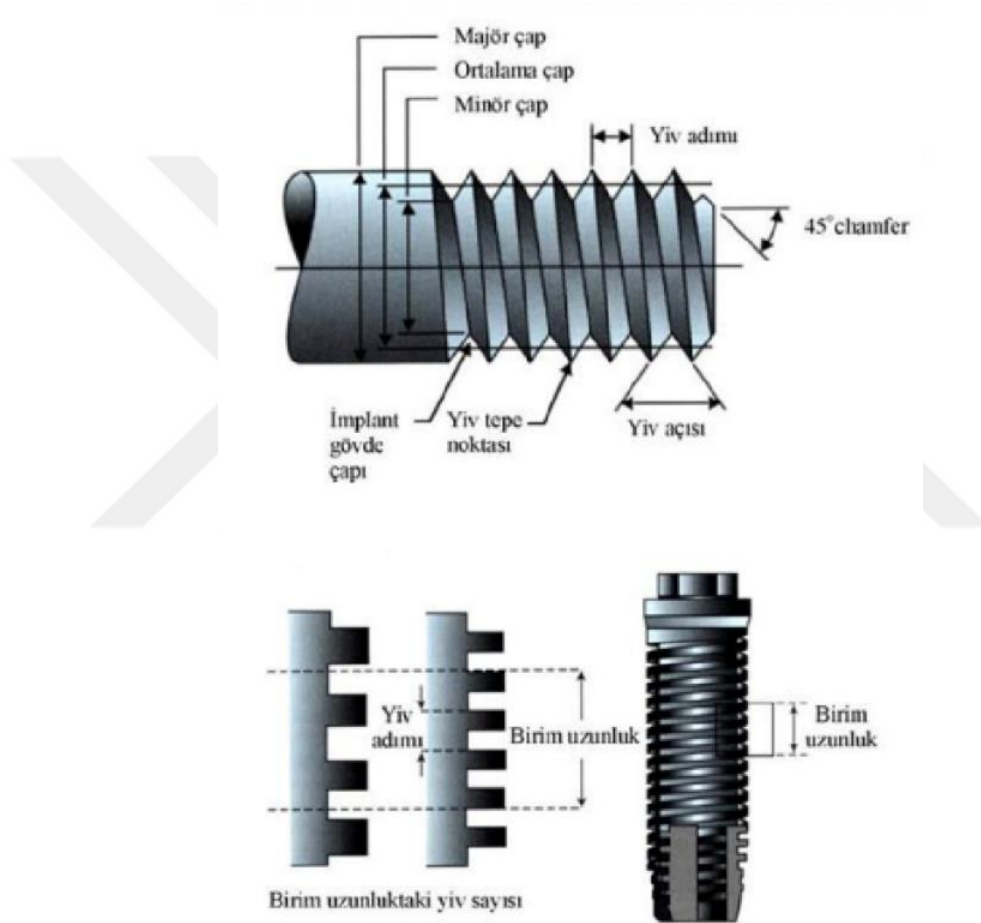
Ancak literatüre bakıldığında implant çapının 5 mm'nin üzerinde olduğu vakalarda, implant yuvasının hazırlanması esnasında kemikte meydana gelen yüksek miktarda ısı artışının kısa dönemde başarısızlığa neden olabileceğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır.⁶⁰

İmplant Yiv Tasarımı

İmplantların fonksiyonel yüzey alanını belirleyen yivlerin üç genel tasarım özelliği bulunmaktadır (Şekil 6):⁶¹

- a. Yiv Adımı
- b. Yiv Derinliği
- c. Yiv Şekli

Komşu iki yivin tepe noktaları arasındaki mesafe yiv adımını, implant yivinin en geniş çapı ile implant gövdesi arasındaki mesafe ise yiv derinliğini ifade etmektedir.^{29,62} Yiv şekli olarak birbirinden farklı birçok tasarım denenmiştir fakat günümüzde en sık “V” şekilli, açılı ve köşeli tasarımlar kullanılmaktadır.⁶³



Şekil 6. İmplant üzerinde bulunan ve makrodizaynı oluşturan elemanlar

İmplantın üzerine etkiyen fonksiyonel kuvvetlerin çevre kemik dokuya iletilmesinde yiv dizaynının biyomekanik olarak önemli bir yeri vardır. Yivler implant yüzey alanını ve primer stabilizasyonu arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilimi azaltmak için kullanılırlar.⁵⁹

Yiv adımının küçülmesi yiv sayısını artırır.⁶⁴ Yiv derinliği ve sayısının artırılmasıyla toplam yüzey alanı artırılır ve böylece gerilim miktarı azaltılabilmektedir.⁵⁹Kare yiv formuna sahip implantlar, baskı kuvvetlerini dağıtmada daha etkilidirler. Yapılan SESA çalışmalarında yiv derinliği ve sayısını sabit tutarak, yiv şeklinin kuvvet dağılımı üzerine etkisi incelenmiştir. Kare şeklindeki yiv formlarının ters açılı ve “V” şekilli tasarımlara göre sıkışma ve makaslama kuvvetleri altında daha düşük miktarda stres meydana getirdikleri ifade edilmiştir.⁶⁵

İmplant Yüzey Özellikleri

Günümüzde kullanılan implant yüzeyleri;

- Titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler (TPS)
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- Kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler
- Sandblasted, Largegrit, Acid etched yüzeyler (SLA)
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler
- Titanyumdioksit (TiO₂) grit-blasted yüzeyler
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- Machined (makina ile hazırlanmış) yüzeyler olarak sıralanırlar.⁶⁶

Kemiğin implantın yüzeyine tutunmasını sağlayan en önemli etkenlerden biri de implantın yüzey özellikleridir. Geçmişte işlenmemiş yüzey olarak bilinen machined yüzeyli implantlar tercih edilirken günümüzde kemiğin daha hızlı ve kolay bir biçimde implant yüzeyine tutunmasına olanak tanımak için implantlar çeşitli yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadır. Uygulanan bu işlemlerle yüzeylerdeki frezlerin meydana getirdiği pürüzlülüğü arttırmak için kaplama, treated (işlenmiş) ve kombine yüzeyler gibi farklı yüzey özellikleri oluşturulmuştur. Böylece implantların yüzey pürüzlülüklerinin artırılması ve yüzey enerjilerinin düşürülmesi hedeflenmektedir.^{67,68}

2.6.2. Çiğneme Kuvvetleri

Dişler, dişleri destekleyen dokular ve dişlerin fonksiyon görmesini sağlayan dokuların tamamı çiğneme sistemi olarak adlandırılır. Çiğneme sistemi, birbirinden farklı birçok bölümden meydana gelmesine karşın tek bir fonksiyonel ünite olarak görev yapar. Sistemin yapay elemanları olan implantlar yerleştirildikleri an itibarıyla çiğneme

sisteminin bir parçası haline gelirler ve sisteme etki eden mevcut kuvvet faktörlerinin etkisinde kalırlar.

İmplantlar doğal dişlerin aksine kemikle doğrudan temas halinde olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri direkt olarak alveol kemiğine iletirler. Kemiğe iletilen kuvvetlerin fonksiyonel sınırların üzerinde olması kemikte rezorpsiyona neden olurken, bu kuvvetlerin yetersiz olması da benzer sonuçları doğurmaktadır. Bu sebeple implant ile kemik arasındaki bütünlüğün ve buna bağlı olarak meydana gelen osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri büyük bir öneme sahiptir.⁶⁹

Bir bütün olarak düşünüldüğünde çiğneme sistemi oldukça aktif bir sistemdir. Çiğneme esnasında implantların maruz kaldığı kuvvetler; kuvvetin süresi, büyüklüğü, yönü ve tipinden etkilenmekte ve buna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.⁷⁰

Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü

Çiğneme esnasında ve çiğneme kaslarının aktivasyonu neticesinde oklüzal kuvvetler meydana gelir. Kuvvet, fonksiyonun miktarı ve süresiyle ilişkilidir. Maksimum ısırma kuvveti uzun süre dişsiz kalma neticesinde meydana gelen kas atrofisi nedeniyle azalır. Ancak bu kuvvet implant yerleştirilmesini takiben uzun vadede artabilmektedir.⁷¹ Maksimum çiğneme kuvveti ve kastaki kasılma gücü; dentisyonun durumu, ısırma lokasyonu, kas hacmi, yaş, cinsiyet, diyet ve egzersize bağlı olarak değişebilir.^{72,73}

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin şiddeti dentisyonun durumuna ve anatomik bölgeye göre farklılık gösterir. Yapılan çeşitli çalışmalarda çiğneme kuvvetlerinin 42 N ile 2440 N arasında değiştiği gözlemlenmektedir. Bu değerlerin çenelerin posterioruna doğru gidildikçe 200 kg'a kadar yükselebildiği görülmektedir.^{72,74}

Çiğneme söz konusu olmadan da dudak, yanak ve dil gibi kaslarının etkisi sonucu dental implantlara sürekli kuvvet gelebilir. Genellikle çok küçük miktarda olmakla birlikte dil itme vb. parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında alışkanlığın şiddetine bağlı olarak bu kuvvetler artabilir. Yapılan araştırmalar gelen kuvvetlerin büyük bir kısmının implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını göstermektedir.^{56,75}

Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi

Çiğneme kuvvetlerinin süresi ve büyüklüğü dental arkın farklı bölgelerinde ve bireyler arasında değişiklik gösterir. Fizyolojik koşullarda dişler sadece çiğneme ve yutkunma sırasında kısa süreliğine bir temas halinde bulunurlar. Bu süre günlük yaklaşık

30 dakika civarındadır. Fakat; diş sıkma vb. gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda bu süre birkaç saate kadar uzayabilmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıklar yalnızca temas süresini uzatmaz, aynı zamanda temas yönünü ve ortaya çıkan kuvvetlerin miktarını da değiştirirler. Sistemde parafonksiyonel alışkanlıklar neticesinde meydana gelen kuvvetler özellikle implant gibi sisteme sonradan dahil olan elemanların başarısını olumsuz yönde etkiler. Dolayısıyla protetik ve cerrahi planlama esnasında, fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dikkate alınarak planlama yapılmalı ve materyal tercihlerinde bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.⁷⁶

Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü

İmplanta gelen yükler, çiğneme fonksiyonu sonucu meydana gelen okluzal kuvvetlerin yönüne bağlı olarak değişkenlik gösterirler. İmplantın üzerine gelen oblik kuvvetler, dik kuvvetlere kıyasla implant üzerinde daha fazla yıkıcı stres oluşmasına neden olurlar. Lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlere kıyasla %50 ile %200 arasında değişen oranlarda daha fazla sıkışma stresi oluştururken, gerilme stresini de hemen hemen 10 kat arttırmaktadır. Bu kuvvetler, implant çevresinde oluşan kemik kaybının önemli nedenlerindendir.⁴⁸

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önünde bulundurulduğunda uygulanacak testlerde gerçekçi sonuçlar elde edilebilmesi için yalnızca vertikal ya da yalnızca horizontal yüklemeler yerine oblik yüklemeler tercih edilebilir.

Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi

Kemik ve implant arasında üç tip kuvvetten bahsedilmektedir. Bunlar; sıkışma (compressive), makaslama (shear) ve çekme (tensile) kuvvetleridir. Kemik bunlardan sıkışma tipi kuvvetlere daha dayanıklı iken, çekme tipi kuvvetlere %30 ve makaslama tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır.⁶¹

2.6.3. İmplant Kemik Ara Yüzeyi

İmplant kemik ara yüzeyinde tam bir kemik-implant teması bulunmalıdır. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde fibröz doku implant ilişkisi modele edilemez. Fibröz doku implant ilişkisi bulunması klinik olarak başarısızlığı gösterir. Albrektsson ve ark.²⁰ osseointegrasyonunu tamamlamış ve fonksiyondaki bir implantın boyun bölgesinde meydana gelen kemik kaybının belirli bir seviyeye kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ifade etmişlerdir. Bu seviye ilk yıl için 1,2 mm, takip eden yıllarda ise 0,2

mm'ye kadar olan kemik kaybıdır. Bu seviyelerin üzerindeki kemik kaybını patolojik olarak tanımlamış ve bu kaybın plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetlere bağlı olarak oluştuğunu ileri sürmüşlerdir.

2.6.4. İmplantı Çevreleyen Kemik Yoğunluğu

İmplant ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleşmesi için, kemiğin yalnızca yükseklik ve genişliğinin değil aynı zamanda yoğunluğunun da yeterli olması gerekmektedir. Tedavi planlaması, cerrahi yaklaşım, implant seçimi ve yapılacak restorasyonun yüklenmesi implant çevresindeki kemik yoğunluğu dikkate alınarak yapılır.⁴⁸

Trabeküler kemik yaklaşık %70 oranında yumuşak bağ dokusundan oluşmaktadır. Buna karşın kortikal kemik %95 oranında mineralizedir. Bu nedenle trabeküler kemiğe kıyasla kortikal kemik yaklaşık 10-20 kat daha serttir. Bu sert yapısı sayesinde kortikal kemik, fonksiyon esnasında implantlara trabeküler kemiğe nazaran çok daha iyi desteklik sağlar.²⁴

Çene kemiklerinde en yoğun kemiğe mandibula anteriorda rastlanırken, en pöröz kemiğe ise maksilla posteriorda rastlanmaktadır. Kemik yoğunluğunu etkileyen diğer faktörlere örnek olarak parafonksiyonel alışkanlıklar, kas kuvvetleri, dişsiz kalınan süre, hormonlar ve sistemik durum gösterilebilir.⁴⁸

İmplant başarısızlığında risk faktörlerinden biri de kemik kalitesinin kötü olmasıdır.^{77,78} İdeal yoğunluğa sahip kemikle karşılaştırıldığında, düşük yoğunluğa sahip kemiğe uygulanan implantların başarısızlık oranının %16 olduğu bildirilmiştir.⁷⁹ Kemik kalitesi düşük alveol kretlerine uygulanan 57 implantın 5 yıllık başarısının takibinin yapıldığı bir çalışmada, implantların yaklaşık %28'inin kaybedildiği rapor edilmiştir.⁸⁰

Kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde, implant kemik toplam yüzey alanının artırılması gerekmektedir. Bunu sağlamak için implant sayısını artırmak bir seçenek olsa da implantın geometrisi değiştirilerek de aynı amaca ulaşılabilir. Tüm değişkenler sabit tutularak yiv şeklini, boyu ve çapı değiştirerek de hedeflenen yüzey alanını elde etmek mümkündür.⁴⁸

2.7. Aşırı Rezorbe Mandibulada İleri Cerrahi İşlemleri

Günümüzde diş kayıplarının tedavisinde sıklıkla başvurulanan implant tedavilerinin başarısında kemik ve yumuşak dokuların yeterli boyut ve kalitede olması önemlidir.⁸¹ İleri derece atrofi gösteren kemiğin yetersiz olduğu vakalarda inley veya onley greftleme,

distraksiyon osteogenezi, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ve inferior alveolar sinir repozisyonu gibi ileri cerrahi işlemlere başvurulmaktadır.⁸²

Maksillofasiyal alanda oluşan defektlerin tedavisinde altın standart gerek ağız içi gerekse ağız dışı bölgelerden elde edilen otojen kemik greftleridir. Blok şeklinde veya partiküler halde elde edilebilen otogreftlerin; ağız içi donör sahaları maksiller tüber, mandibular ramus ve simfiz bölgesidir. Geniş defektlerin rekonstrüksiyonu için kullanılan iliak krest, kalvarya, kostalar, vaskülarize fibula ve proksimal tibia ekstraoral greft kaynaklarıdır.^{83,84} Ancak greftin zamanla rezorbe olması, ikinci bir operasyon gerekmesi ve donör alan morbiditesi gibi birtakım dezavantajları olduğundan sınırlı kullanımı vardır.⁸⁵

Rejenerasyon hızları birbirinden farklı olan periodontal ligament hücreleri, epitel hücreleri, bağ dokusu ve alveoler kemik hücreleri arasında bir boşluk meydana getirerek bu bölgenin kemikle dolmasını amaçlayan tekniğe yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) adı verilmektedir. Rezorbe olabilen veya olamayan bir membran yardımıyla oluşturulan boşlukta istenmeyen dokuların migrasyonu önlenir. Bu alanda osteoprogenitör hücrelerin büyümesi için ideal ortamın sağlanmasıyla kemik dolumu meydana gelir.^{86,87} Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu dikey yönde kemik oluşturulmasında çoğu zaman yetersiz kalabilir. Uygulanan greftleme işlemlerini takiben yükleme yapabilmek için bir süre beklenilmesi gerekmektedir. Bu nedenle immediat yükleme yapılamamaktadır.⁸⁸

Alveolar sırtın ayrılması ya da genişletilmesi; dişsiz ve dar alveolar sırtların düzeltilmesinde göreceli olarak girişimsel olmayan gerçekçi bir tekniktir. Kırık mekanizmasını temel alan bu teknikte sagittal osteotomiyle meydana getirilen boşluğun yeni kemik oluşumuyla dolması sağlanır. Otojen blok kemik grefti ve YKR uygulamasına göre kullanım alanı daha sınırlıdır. Ayrıca, bu teknikte implantın bukkal yerleşimli olarak pozisyonlandırılabilir olması estetik ve fonksiyonel problemleri beraberinde getirebilir.⁸⁹

Distraksiyon Osteogenezi; yetersiz kemik hacmine sahip alanı günde 1 mm aktive ederek ve yeni kemik matriksi yapımını uyarak kemik hacmini arttırmayı sağlayan cerrahi bir yöntemdir. Morbidite riski bulunmaması ve verici saha olmayışı nedeniyle alternatif bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir.^{90,91} Ancak distraktör apareyinin düzenli aktive edilmesi ve hasta kooperasyonu gerektirmesi, yerleştirilen apareyin yeme

ve konuşma sırasında sebep olduğu konforsuzluk, osteotomi sırasında kanama ve maliyeti gibi dezavantajları nedeniyle kullanımı sınırlıdır.^{92,93}

Transpozisyon ve lateralizasyon olmak üzere iki gruba ayrılan inferior alveolar sinir repozisyonu atrofik posterior mandibulanın implantlarla rehabilitasyonunu sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Sinir laterizasyonunda inferior alveolar sinirin ortaya çıkarılmasını takiben lateral yönde hareket ettirilmesi söz konusudur. Operasyon esnasında insiziv sinire müdahale edilmemektedir. Transpozisyonunda ise kortikomi hatları mental foramen çevresini de içermekte ve insiziv sinir kesilmektedir.⁹⁴ Sinir lateralizasyonu yönteminde sinirde yaklaşık %10 ile %17 arasında değişen oranlarda uzama oluşmakta ve bu durum sinir hasarına neden olabilmektedir.⁹⁵

Bu tekniklere alternatif olarak uygun şekilde implant yerleşimine engel teşkil eden anatomik yapıların varlığında, açılı implantlar protezin antero-posterior stabilitesini koruyarak distal kantilever uzunluğunu oldukça azaltan ideal bir tedavi yöntemi haline gelmektedir.⁹⁶ Açılı implantların kullanımı aynı zamanda protezde meydana gelen gerilme streslerini de azaltmaktadır.⁹⁷ İki boyutlu SESA çalışmasında distal kantilever kullanımının implantları çevreleyen marjinal kemikte yüksek miktarda stres meydana getirdiği gösterilmiştir. Açılı implantların kullanılmasıyla mandibulada distal kantilever uzunluğunun yaklaşık olarak 6.5 mm kısılmasının kemik içindeki stresi azalttığı bildirilmiştir.^{96,98}

2.8. All-On-Four Tedavi Konsepti

Dişsiz mandibulaya sahip bireylerde meydana gelen kemik rezorpsiyonları nedeniyle bu bireylerin implant cerrahisinde çoğu zaman inferior alveolar sinir, lingual fossa ve mental foramen gibi anatomik sınırlamalarla karşılaşmaktadır. Bu problemlerin çözümünde genelde kemik ogmentasyon yöntemleri uygulanmadan implant yapılması mümkün olmamaktadır.⁴⁴

Rezorbe çenelerde uzun distal kantilever, greftleme, kısa implant, zigoma ya da pterygoid implantlar gibi tedavi alternatifleri mevcuttur. Ancak, zigoma veya pterygoid implant gibi tedavi seçenekleri ciddi cerrahi tecrübe gerektirmekle birlikte cerrahi risk içermekte ve komplikasyon meydana getirebilmektedir. Greftleme işleminin ise maliyeti artırması, tedavi süresini uzatması ve birden fazla sayıda cerrahi gerektirmesi gibi dezavantajları vardır.⁹⁹ Maló ve ark.⁴ uzun distal kantilever, alveolar kemik kaybı ve

minimal kemik hacmi gibi problemleri çözebilmek için 'All-on four' tedavi konseptini geliştirmişlerdir.

Açılı olarak yerleştirilmiş distal implantlar ile dört implant üzeri sabit protez prensibine dayanan All-on-Four fikri 1993'de Dr. Paulo Malo tarafından ilk kez ortaya atılmıştır. Malo ve arkadaşları bu tekniği 2003 yılında tanımlamışlardır.⁴⁴ All-on-Four tedavi konseptinde 2 implant anterior bölgeye vertikal, 2 implant posterior bölgeye distale 30-45 derece açılarak; alt çenede mental foramenin hemen önüne, üst çenede ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olacak şekilde yerleştirilmektedir. Anterior implantlar lateral ya da kanin bölgesine yerleştirilirken, posterior implantlar ise 2. premolar/1. molar bölgesine yerleştirilir.^{4,100} Posterior bölgede açılı ve anterior bölgede ise düz çok üniteli (multiünit) abutmentlar kullanılır.¹⁰¹

İmplantların primer stabilitesinin sağlanabilmesi için, implantların 35-45Ncm yerleştirme torkuyla yerleştirilmesi gerekmektedir. Kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla posterior implantlar en fazla 45 dereceye kadar eğilmeli, açılmanın 30 dereceyi aştığı durumlarda implantlar splintlenmelidir.¹⁰²

Nihai protezler sabit ya da çıkarılabilir olarak yapılabilir. Açılı ve uzun implantların kullanılmasıyla sağlanan primer stabilite sayesinde All-on-Four konseptinde hemen yükleme yapmak mümkündür. Hemen yükleme amacıyla yapılan protezlerde kanatların mümkün olduğunca kısa tutulması, kaninlerin distalinde kalan dişlerde oklüzal temasların kaldırılması önerilmiştir. Geçici protezler işlemin yapıldığı gün veya ertesi gün içinde hastaya teslim edilirken, nihai protezlerin yapımı için beklenmesi gereken süre 3 aydır.¹⁰³

All-on-Four tedavi konseptinin 2003 yılında Maló ve ark.⁴ tarafından tanımlanmasını takiben bu alandaki çalışmalar yoğunluk kazanmıştır. Bu çalışmalarda konseptin avantajları, dezavantajları ve genel standartları açıkça ortaya koyulmuştur. Konseptin en bariz endikasyonu; özellikle alt çenede inferior alveolar sinir, üst çenede ise maxiller sinüsler nedeniyle implant yerleştirmek için yeterli kemiğin bulunmadığı ve ileri cerrahi yöntemlerin uygulanamayacağı yaşlı bireylerdir.

2.8.1. All-On-Four Tedavi Konseptinin Endikasyonları

1. Genel sağlık durumunun iyi olması ve kabul edilebilir seviyede ağız bakımı,
2. Minimum 10 mm uzunluğuna sahip dört adet implantın uygulanabilmesi için yeterli kemik varlığı,

3. İmmediyat olarak fonksiyonu sağlamak için gerekli olan primer stabilitenin sağlanabilmesi,
4. En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arasında minimum 8 mm kemik yüksekliği,
5. Abutment, altyapı ve protetik restorasyona yer sağlanabilmesi için minimum 20 mm interark mesafesi olması.¹⁰³⁻¹⁰⁵

2.8.2. All-On-Four Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonları

1. Yetersiz kemik volümü, düzensiz ya da ince kemik kreti,
2. İmplant planlamasına ve uygulamasına engel teşkil eden dişlerin varlığı,
3. Cerrahi yaklaşımı zorlaştıracak seviyede (50 mm'den az) ağız açıklığı.¹⁰⁶

2.8.3. All-On-Four Tedavi Konseptinin Avantajları

1. Açılı posterior implantlar, anatomik yapıların neden olduğu sınırlandırmaları ortadan kaldırır ve kemik ankrajını artıran daha uzun implantların kullanılmasına olanak tanır.
2. Açılı posterior implantlar, hareketli veya sabit olarak tercih edilebilen final restorasyonlarındaki posterior kantilever uzunluğunu kısaltır.
3. İmplantlar arası mesafenin artması kolay temizlenebilmesine olanak tanır
4. Dişsiz çenelerde açıldırılmış posterior implantlar kemik greftini ihtiyacını ortadan kaldırır, maliyeti düşürür ve tedavi süresini kısaltır.
5. Minimal iyileşme zamanı sağlar, genellikle daha az sıkıntı ve acıya neden olur.
6. Tedavi zamanının kısalması ve hasta memnuniyetinin artırılmış olması nedeniyle hızlı ve verimli tedavi sonuçları alınır.
7. İmmediat olarak fonksiyon, fonetik ve estetiği restore etmesi sayesinde hastaların özgüvenini ve yaşam kalitesini artırır.
8. Yüksek başarı oranına ve iyi bir biyomekaniğe sahiptir.^{103,107}

2.8.4. All-On-Four Tedavi Konseptinin Dezavantajları

1. Özel rehber (guide) sistemleri ve protetik parçaların kullanımından dolayı artan maliyet.
2. Cerrahi uygulama ve protetik aşamalarda özel teknik bilgi ve beceri gerektirmesi.

3. Konvansiyonel implant üstü restorasyonuna göre artan oral hijyen gereksinimi.^{57,107}

2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Bir cisme etki eden kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların tespiti ve bu kuvvetlerin cisimlerde oluşturduğu şekil değişikliklerinin incelenmesi, kuvvet analiz yöntemleriyle gerçekleştirilmektedir. Günümüzde diş hekimliği alanında klinik çalışmalardan farklı olarak bazı kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır.¹⁰⁸ Bunlar;

- Fotoelastik Gerilme Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi
- Lazer Işınli Kuvvet Analizi (Holografik İnterferometre Yöntemi)
- Kırılgan Vernikle (Brittle Laquer) Kaplama Yöntemi
- Denek Hayvan Çalışmaları
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SESA)¹⁰⁸

2.9.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi, 1960'lı yıllardan itibaren birçok mühendislik ve biyomühendislik alanında, numerik analizlerin gerçekleştirilmesinde yoğun ve başarılı bir biçimde kullanılan invaziv olmayan bir yöntemdir. Genellikle, kompleks yapıların modellenmesinde ve bu yapıların mekanik özelliklerinin analizinde tercih edilmektedir.¹⁰⁹

Ağız kavitesi kompleks bir biyomekanik yapıya sahiptir. Bu kompleks yapısından dolayı oral çevreyi ilgilendiren birçok biyomekanik çalışma in-vitro şartlarda gerçekleştirilmektedir.¹¹⁰

Diş hekimliğinde SESA kullanılarak yapılan ilk çalışma 1968'de Ledley ve Huang'ın yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, bir dişin matematiksel modeli elde edilerek çeşitli yönlerde kuvvet uygulanmış ve kuvvetlerin dişi destekleyen kemikte meydana getirdiği gerilmeler incelenmiştir. Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerin hızla gelişmesiyle birlikte bu yöntem daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır.¹¹¹

Sonlu elemanlar stres analizinde incelenmesi düşünülen materyal, çok küçük sonlu boyutlu elemanlara ayrılır. Bu işlem üst çene gibi çözümü istenen problemin holistik analizinden ziyade tüm yapının davranışı önceden belirlenmiş çubuk, üçgen,

dörtgen, dörtgenler prizması veya piramit gibi şekillerde geometrik birimlere ayrılması ve matematiksel hesaplamaların kolaylaştırılması amacıyla yapılmaktadır. Bu geometrik birimler “eleman” (element), elemanlara bölünmüş cisim “matematiksel model” ve elemanları birleştiren köşe noktaları ise “düğüm” (node) olarak adlandırılmaktadır. SESA kompleks yapıları mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın verilerin elde edilmesini amaçlayan bir analiz yöntemidir. Kullanılan eleman sayısının artması ile stres dağılımı ölçümlerindeki hassasiyet artar ve bu durum ise sonuçların daha gerçekçi bir biçimde ortaya koyulmasını mümkün kılar.¹¹²

2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında SESA yönteminin diğer kuvvet analiz yöntemlerine göre aşağıdaki gibi bazı avantajlara sahip olduğu ifade edilmektedir:¹¹³⁻¹¹⁵

- Problemlerin çözümü amacıyla mühendislik bilimlerinden tıbbi biyolojiye kadar oldukça farklı alanlarda kullanılabilir.
- Karmaşık geometriye sahip yapılar oldukça gerçekçi bir biçimde modellenabilir.
- Oluşturulan model ilgili materyalin fiziksel özelliklerini net bir şekilde yansıtabilir.
- Farklı özelliklere sahip yapılar arasında meydana gelen temas, yapışma ve sürtünmelerin gerçeğe benzer bir biçimde simüle edilmesine imkan tanır. (ör. implant-abutment).
- Prototipi üretilmesi zor, riskli ya da tehlikeli olan materyallerin üretimine gerek olmaksızın bilgisayar ortamında modellenerek analiz yapılabilir.
- Kolay bir biçimde sınır koşulları belirlenebilir.
- Hazırlanan modele uygulanan kuvvetlerin bazı parametrelerini değiştirerek ya da model üzerinde bazı modifikasyonlar yaparak analiz tekrar edilebilir.
- Neden-sonuç ilişkisiyle çözümlenmesi düşünülen problem, materyalin küçük bir alanında çözümlenir ve problem basite indirgenerek materyalin holistik yapısına yorumlanabilir.

2.9.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin avantajlarının yanında aşağıdaki gibi çeşitli dezavantajları da mevcuttur:^{113,116}

- Modelleme sırasında materyal özelliklerinin yazılıma yanlış aktarılması ya da üzerinde çalışılacak kuvvet bileşenlerinin hatalı tanımlanması nedeniyle, sonuçlarda birtakım hatalar ve sapmalar oluşabilmektedir.
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için optimum bilgisayar konfigürasyonu gerekmektedir. Sınırlı donanıma sahip bilgisayarlarda modelleme ve analiz gerçekleştirilememektedir.
- Sonlu elemanlar stres analizinde modeller sadeleştirilirken, gerçek yapıdaki bazı ayrıntılar modele aktarılamamaktadır. Bu da detaylardan uzaklaşılmasına ve modelin materyale benzerliğinin azalmasına neden olmaktadır.
- Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan yazılımlar belirli periyotlarla güncelleme gereksinimi olan maliyetli yazılımlardır.

2.9.4. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Kavramlar

Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denilmekte ve birimi Newton (N) ile ifade edilmektedir. Şiddet, doğrultu ve yön gibi çeşitli vektörel özelliklere sahiptir.^{117,118}

Gerilme (Stress)

Yükleme koşullarında materyalin birim alanına düşen kuvvet gerilme (stres) olarak adlandırılır. Kuvvetlerin doğrultusuna göre basma (compressiveve), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmeleri olmak üzere üç sınıfa ayrılır. Gerilme ölçülemeyen, ancak büyüklüğü hesaplanabilen bir parametredir. Her santimetre kareye düşen Newton cinsinden kuvvet (N/cm²), gerilmenin standardizasyonunun sağlanmasında kullanılan birimdir, “ σ ” simgesi ile gösterilir.^{119,120}

Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda birim olarak genellikle Mpa (Megapaskal) kullanılmaktadır.¹²⁰

Gerinim (Strain)

Uygulanan kuvvet neticesinde cismin birim boyutunda oluşan boyutsal şekil değişimi gerinim olarak adlandırılır. Uygulanan kuvvete bağlı olarak cisimde gerilim oluştuğunda, beraberinde gerinim de oluşmaktadır.¹²¹ Gerinimin herhangi bir birimi

bulunmamaktadır. Gerilim; yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvetken, gerinim ise yalnızca bir büyüklüktür.¹²²

Homojen Cisim

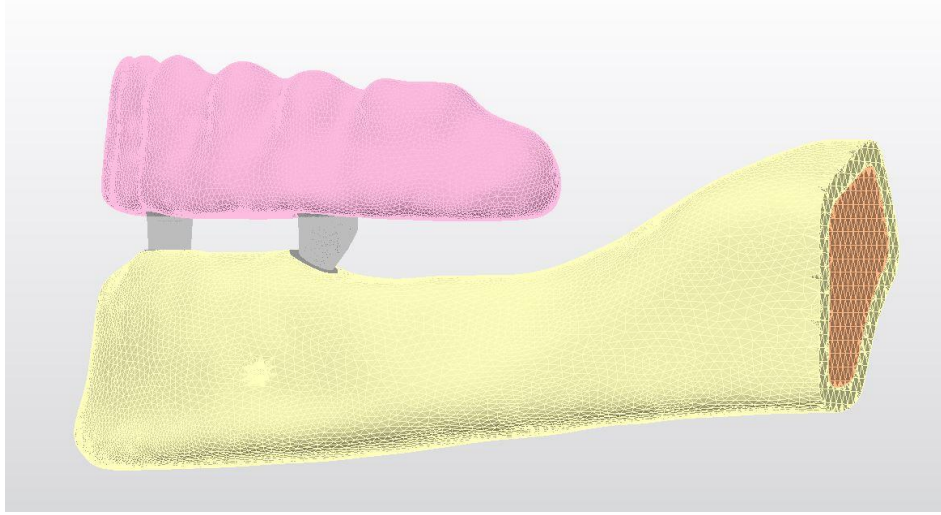
Cismin tümünde yapısını meydana getiren her birimin aynı elastik özellik göstermesidir.¹²³

Geometri ve Katı Modelleme

Analizi yapılması planlanan materyalin tüm özellikleri ile birlikte bir bütün olarak dijital ortama aktarılmasıdır. Modelleme 2 veya 3 boyutlu olarak yapılabilir. Teknolojide meydana gelen gelişmeler neticesinde analizlerde artık 3 boyutlu modellemeye odaklanılmıştır. Katı ya da anatomik modellerden bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yardımıyla elde edilen görüntülerin sonlu elemanlar stres analizine aktarılması, özel olarak geliştirilen yazılımlar sayesinde kolaylaşmıştır.

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

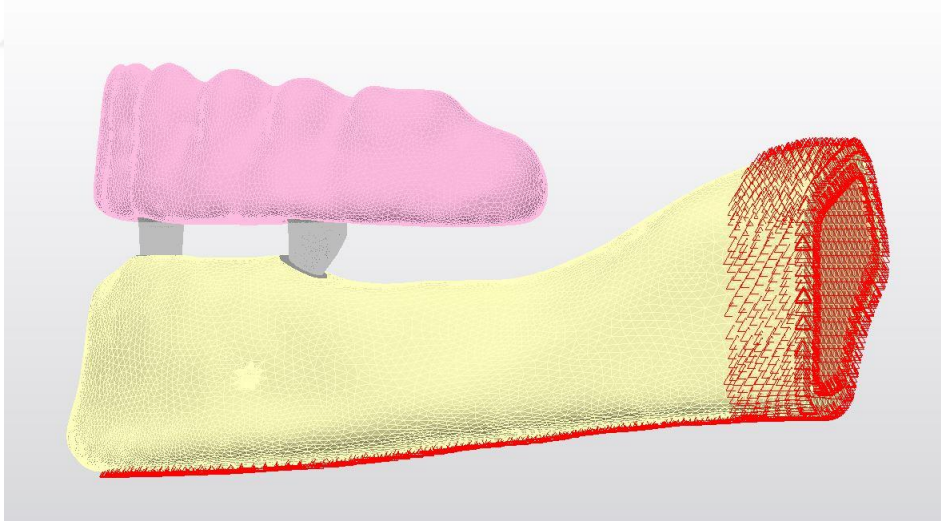
Düğüm noktaları ve elemanlardan meydana gelen tüm yapıya ağ (mesh) adı verilir. Ağ yapısı, geometrik modelin sonlu sayıda elemanlara bölünmesiyle elde edilmektedir. İlk oluşturulan geometrik model, öncelikle ağ yapısı oluşturabilen yazılımlara aktarılır ve ardından birim alana eleman yerleştirilerek ağ yapısı (Şekil 7) oluşturulur. Kuvvet dağılımının hassas bir biçimde ölçülebilmesi için olabildiğince fazla elemanlı ağ yapısı oluşturmalıdır. Özellikle kuvvet altında daha yoğun değişime uğrayabileceği düşünülen bölgede eleman sayısının artırılması önem arz etmektedir. Ağ yapısı oluşturulurken, elemanların büyüklüğü de en az eleman sayısı kadar çalışmanın hassasiyetini etkilemektedir. Bu elemanlar yapının her bölgesinde tanımlanan aynı mekanik özellikleri gösterirler.¹²⁴



Şekil 7. Çalışmamızda oluşturulan ağ yapısına ait bir örnek

Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Hazırlanan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesi neticesinde elde edilen yer değiştirme kısıtlamaları ile yükleme koşulları sınır şartlarını (Şekil 8) oluşturur. Yükleme koşullarına bağlı olarak kuvvetin vektörel özellikleri belirlenir.¹²⁵



Şekil 8. Bu Çalışmada oluşturulan sınır şartlarının belirlenmesine ait bir örnek

Von Mises Gerilmeler (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemelerin kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılan bir değerdir ve şekil değiştirmenin başlangıcını belirler. Von Mises stresi, cisim üzerinde meydana gelen stres yoğunlaşmaları ve dağılımları hakkında

bilgi edinmek için kullanılır. İki veya üç boyutta meydana gelen gerilmeleri birleştirerek, tek yönde kuvvetin etkisinde olan cismin gerilmeler karşısındaki dayanıklılığını verir. Bu değerler analizlerde sıklıkla renk yelpazesi kullanılarak gösterilmektedir.¹²⁶

Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda maksimum stres değeri, cisimdeki tüm makaslama gerilim bileşenleri sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Üç boyutlu elemanlarda bu durum gerçekleştiğinde, oluşan gerilimlere asal (principle) stres denir. Nicel değerlerine göre asal stresler maksimum, orta ve minimum olmak üzere üç tiptir.¹²⁷

Elastisite Modülü (Young Modülü)

Gerilmenin gerinime oranı elastisite modülü olarak tanımlanmaktadır. Birimi olan Gigapaskal (GPa) cinsinden materyalin sertliği hakkında bilgi verir. Elastisite modülü ile cismin sertliği arasında doğru orantı vardır. Aynı kuvvetler altında karşılaştırıldığında düşük elastisite modülüne sahip olan cisimler deformasyona daha fazla uğrar, yani boyutsal değişime direnci daha düşüktür.¹²⁶

Hooke Kanunu

İngiliz matematikçi Hooke'un 17.yüzyılda ortaya attığı teoride cisme uygulanan kuvvetle cismin gösterdiği uzama arasında lineer bir ilişki olduğu gösterilmiştir. Cisimde oluşan uzama, kuvvet ve cismin uzunluğuyla doğru orantılı iken, elastisite modülü ve kesit alanıyla ters orantılıdır.¹²⁸

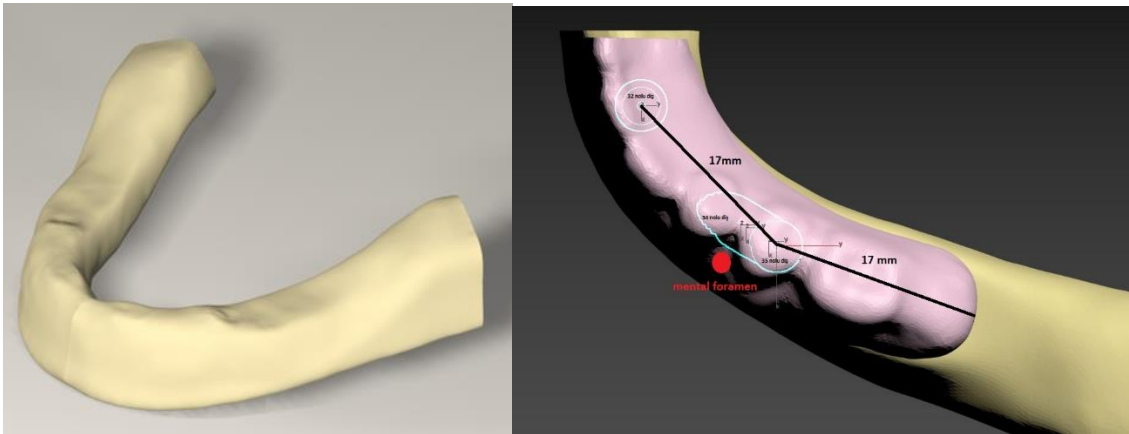
Poisson oranı

Katı bir cisim aksiyal (basma/çekme) kuvvete maruz kaldığı zaman yapısında lateral ve aksiyal olmak üzere farklı yönlerde gerinim oluşur. Elastik sınırlar dahilindeki gerinim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki lateral gerinimin, yükleme yönündeki aksiyal gerinime oranı Poisson oranı olarak adlandırılır ve ‘ ν ’ simgesiyle gösterilir.¹²⁹ Poisson oranı cisme ait ayırt edici bir özellik olmakla birlikte tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişen bir değerdir.¹³⁰

3. MATERYAL ve METOT

Bu çalışma, 19 Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Ay Tasarım Ltd. Şti.'de yapılmış ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında PYO.DIS.1904.21.012 proje numarası ile desteklenmiştir. Çalışmada titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez modeli ile dişsiz mandibula modeli bilgisayar ortamında deneysel olarak hazırlanarak 4 farklı mandibula modeli grubu oluşturulmuştur. Bu modellere geleneksel dizayn (Medentika Quattrocone) ile teknik için özel olarak geliştirilmiş 30 derece açılı dizayn (Medentika Quattrocone30) implantlar All-on-four konseptine göre yerleştirilmiştir. Mandibula anteriora tüm modellerde vertikal olarak aynı çapta geleneksel dizayn implantlar yerleştirilirken, mandibula posteriora ise tüm modellerde 30° açıyla 2 farklı çapta geleneksel dizayn veya teknik için özel olarak geliştirilmiş 30 derece açılı dizayn implantlar yerleştirilmiştir. Çalışma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) kullanılarak ve statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bilgisayar ortamında dişsiz mandibula modeli (Şekil 9) deneysel olarak oluşturulurken, anatomi atlasları ve benzer çalışmalardaki modeller referans alınmıştır. Çalışmada titanyum alt yapılı akrilik hibrit protezin kantilever uzunluğu ile anterior ve posterior implant arası mesafe 17 mm olarak belirlenmiştir. Mental foramenin lokalizasyonu ise 34 ve 35 nolu dişlerin arasında olacak biçimde modele edilmiştir. Anterior implantlar, oklüzalden bakıldığında apikal ve boyun bölgesi 32 ve 42 nolu dişlerin merkezi hizasına gelecek bir biçimde yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise oklüzalden bakıldığında boyun bölgesi 35 ve 45 nolu dişlerin merkezinde, apikali ise 34 ve 44 nolu diş bölgesinde olacak bir biçimde yerleştirilmiştir.

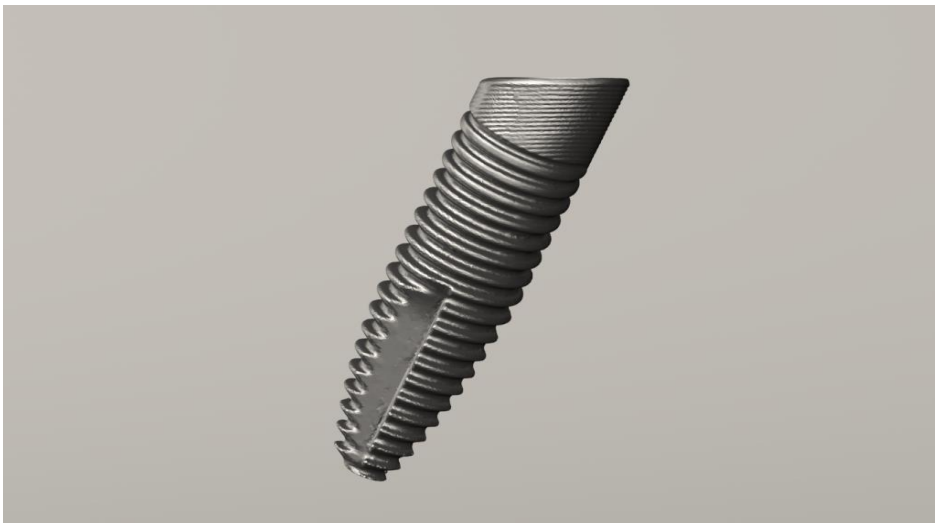


Şekil 9. Dişsiz mandibula modeli ve modelde standardize edilen referans noktaları

Çalışmada tedarik edilen boyun bölgesi mikroyiv yapısına sahip ve yiv derinliği 1 mm olan Quattrocone ile boyun bölgesi mikroyiv yapısıyla birlikte 30° eğime sahip ve yiv derinliği 0.6 mm olan Quattrocone30 (Medentika GmbH, Hügelsheim, Germany) implant demo modelleri, SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısıyla (Şekil 10) ve (Şekil 11)'de gösterildiği gibi taranmıştır. Stereolithografi (stl) formatında oluşturulan modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına transfer edilmiştir. Rhino yazılımında kemik dokuları ile implantlar arasında Boolean yöntemiyle uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır.



Şekil 10. SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısıyla taranan Medentika Quattrocone standart implantın görüntüsü



Şekil 11. SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısıyla taranan Medentika Quattrocone30 açılı implantın görüntüsü

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenerek daha homojen duruma getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin elde edilmesi ve SESA işlemi için çeşitli yazılım ve donanımlar kullanılmıştır. Bunlar:

- a) Intel Xeon ® R.CPU 3,30 GHz işlemci, 14.GB RAM, 500gb Hard disk, donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemine sahip bilgisayar
- b) Üç boyutlu tarama için (Şekil 12)'te gösterilen Activity.880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı
- c) Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı,
- d) VR Mesh Studio (Virtual Grid Inc., WA, USA) programı ve
- e) Algor Fempro (ALGOR, Inc., PA, USA) analiz programıdır.



Şekil 12. Activity 880 optik tarayıcısının görünümü

Modellerin, VRMesh yazılımı vasıtasıyla geometrik olarak oluşturulmasını takiben analize hazır duruma getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., PA USA) yazılımına aktarımı sağlanmıştır. Üç boyutlu

modelleme programlarında Stl formatı evrensel bir nitelik taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanmasıyla programlar arasında aktarım sağlanırken bilgi kaybı görülmemektedir. Algor yazılımıyla uyumlu hale getirilen modelin mandibulaya ait olduğunu yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri meydana getiren yapıların, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri (Tablo 2)'de verilmiştir.

Programda katı cisim özellikleri homojen, linear elastik ve izotropik kabul edilmiştir.

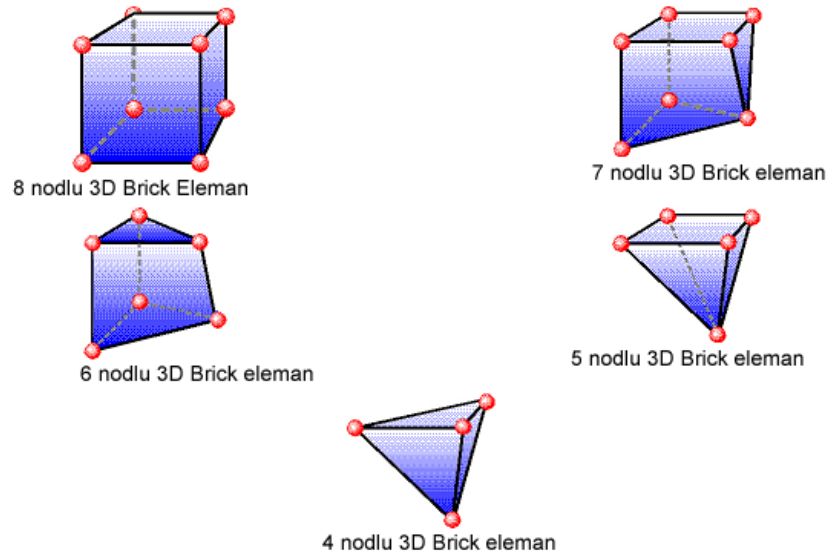
Tablo 2. Materyal Özellikleri

	Young Modulus (Mpa)	Poisson Ratio
Kortikal kemik	14 000	0.30
Spongios kemik	1 400	0.30
Titanyum (implant, abutment ve vida)	110 000	0.35
Titanyum (alt yapı)	110 000	0.28
Akrilik rezin (üst yapı)	2 400	0.40

VR Mesh yazılımı kullanılarak oluşturulan modellerin, stl formatında yüzey verisi olarak Algor yazılımına aktarımı sağlanmıştır. İçi dolu şekilde meshlenmesi yapılmadan Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi mümkün değildir.

Modellerin meshlenmesinde mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan yararlanılmıştır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın alanlarda gerek duyulduğunda yapının tamamlanabilmesi amacıyla daha düşük düğüm noktalı elemanlar tercih edilmiştir. Bu modelleme yöntemiyle hesaplamayı daha kolay hale getirmek için mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı elde edilmesine çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analizi güçleştiren dik ve dar alanlar çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde; Fempro modelde olabildiğince 8 nodlu elemanlar kullanılırken, 8 nodlu elemanların gerekli detayı sağlayamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlardan (Şekil 13) yararlanılmaktadır.



Şekil 13. Modeller oluşturulurken kullanılan nodlu elemanlar

Tüm modeller homojen, izotropik ve lineer materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin yapısal her elemanda benzer mekanik özelliklere sahip olması homojen olduğunu göstermektedir. Yapısal elemanın her yönde aynı materyal özelliklerine sahip olması ise izotropik olduğunu ifade etmektedir. Lineer elastisite; yapının deformasyon ya da gerinim uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçeğe yakın hassasiyette sonuçlar vermesi amacıyla programın izin verdiği ölçüde, mandibula modelinin ebatları da göz önünde bulundurularak mümkün olabildiğince fazla eleman sayısı tercih edilmiştir.

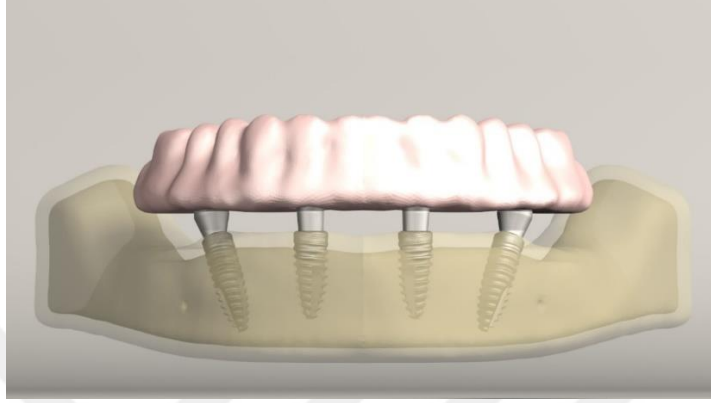
3.1. Çalışma Grupları

Çalışmamızda elde edilen gruplar (Tablo 3)'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

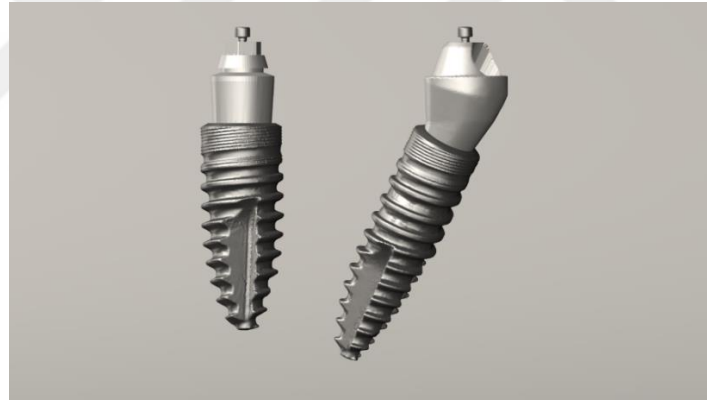
Tablo 3. Çalışma grupları

	ANTERIOR	POSTERIOR
Grup 1	4.3x11 mm (Quattrocone)	3.8x13 mm (Quattrocone)
Grup 2	4.3x11 mm (Quattrocone)	3.8x13 mm (Quattrocone30)
Grup 3	4.3x11 mm (Quattrocone)	4.3x13 mm (Quattrocone)
Grup 4	4.3x11 mm (Quattrocone)	4.3x13 mm (Quattrocone30)
* Anterior implantlar vertikal, posterior implantlar 30° açıyla yerleştirilecektir.		

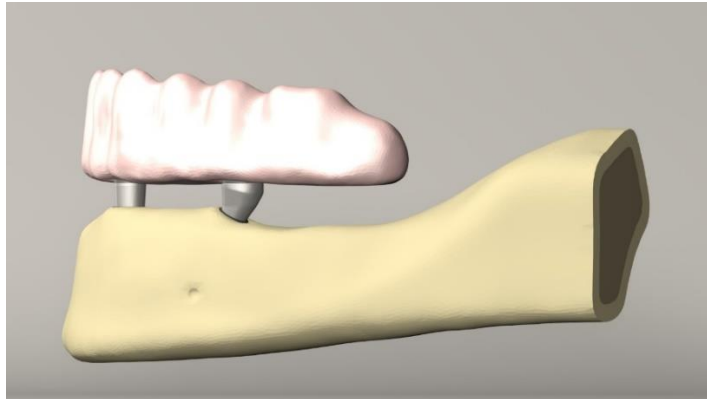
Grup 1: Mandibula anteriorda 32/42 nolu dişsiz bölgelere 4.3x11 mm geleneksel dizayn implantlar dik, posteriorda 35/45 nolu dişsiz bölgelere 3.8x13 mm geleneksel dizayn implantlar 30° açıyla yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez tasarlanmıştır (şekil 14-16).



şekil 14. Grup 1’deki implantların kemik içerisindeki frontal görüntüsü

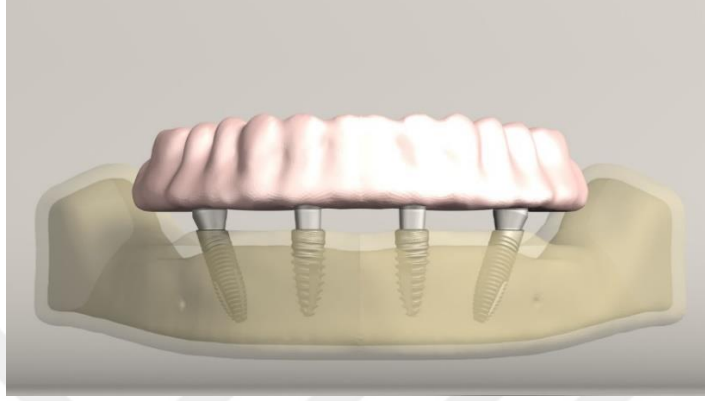


şekil 15. Grup 1’de kullanılan implant ve abutmentlerin lateral görüntüsü

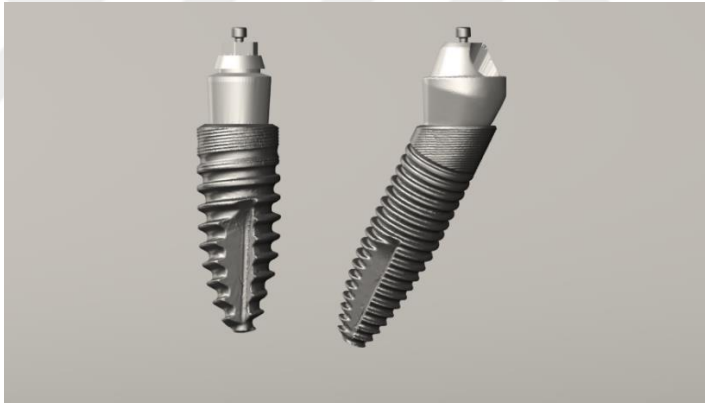


şekil 16. Grup 1 mandibula modelinin lateral görüntüsü

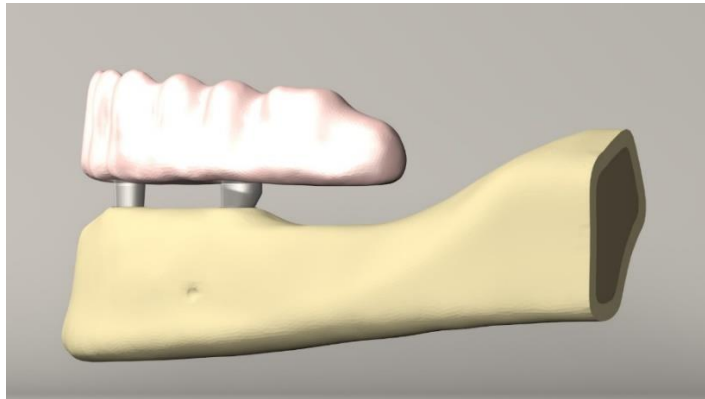
Grup 2: Mandibula anteriorda 32/42 nolu dişsiz bölgelere 4.3x11 mm geleneksel dizayn implantlar dik, posteriorda 35/45 nolu dişsiz bölgelere 3.8x13 mm teknik için özel olarak geliştirilmiş 30 derece açılı dizayn implantlar 30° açıyla yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez tasarlanmıştır (şekil 17-19).



şekil 17. Grup 2'deki implantların kemik içerisindeki frontal görüntüşü

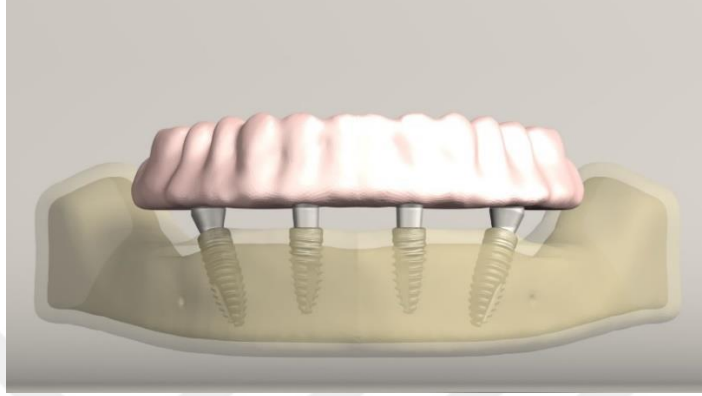


şekil 18. Grup 2'de kullanılan implant ve abutmentlerin lateral görüntüşü

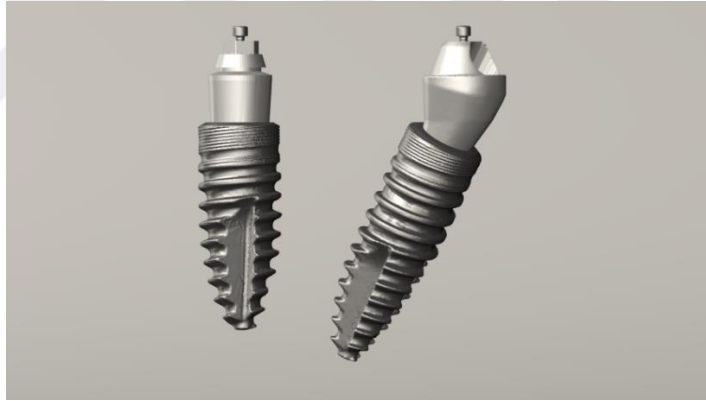


şekil 19. Grup 2 mandibula modelinin lateral görüntüşü

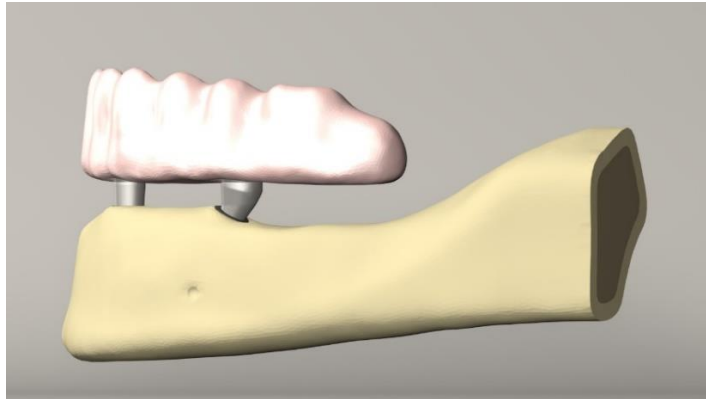
Grup 3: Mandibula anteriorda 32/42 nolu dişsiz bölgelere 4.3x11 mm geleneksel dizayn implantlar dik, posteriorda 35/45 nolu dişsiz bölgelere 4.3x13 mm geleneksel dizayn implantlar 30° yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez tasarlanmıştır (şekil 20-22).



şekil 20. Grup 3’deki implantların kemik içerisindeki frontal görüntüsü

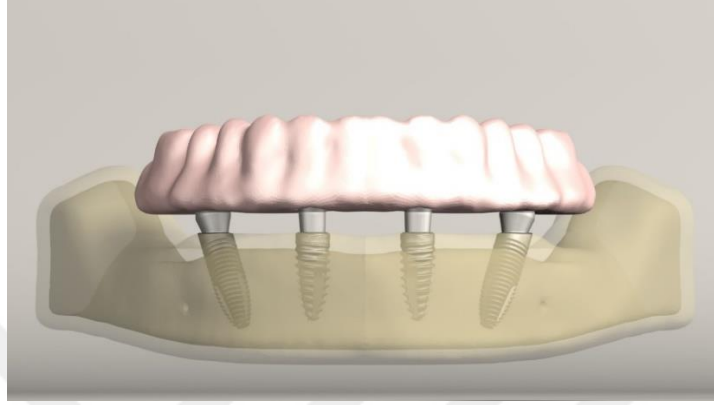


şekil 21. Grup 3’de kullanılan implant ve abutmentlerin lateral görüntüsü



şekil 22. Grup 3 mandibula modelinin lateral görüntüsü

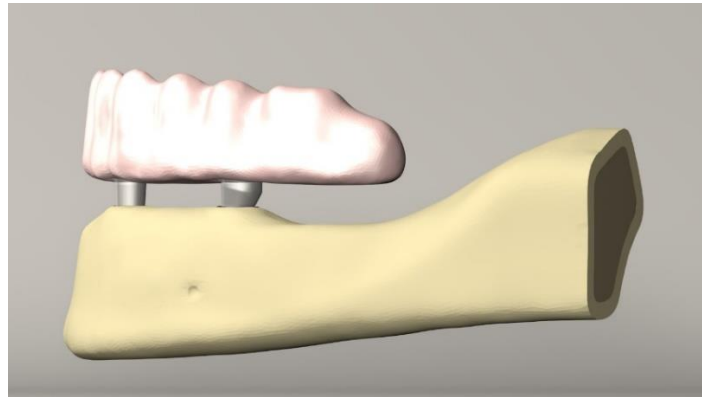
Grup 4: Mandibula anteriorda 32/42 nolu dişsiz bölgelere 4.3x11 mm geleneksel dizayn implantlar dik, posteriorda 35/45 nolu dişsiz bölgelere 4.3x13 mm teknik için özel olarak geliştirilmiş 30 derece açılı dizayn implantlar 30° açıyla yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine titanyum alt yapılı akrilik hibrit protez tasarlanmıştır (Şekil 23-25).



Şekil 23. Grup 4'deki implantların kemik içerisindeki frontal görüntüsü



Şekil 24. Grup 4'de kullanılan implant ve abutmentlerin lateral görüntüsü



Şekil 25. Grup 4 mandibula modelinin lateral görüntüsü

Çalışmada oluşturulan modellerin element ve düğüm sayıları (Tablo 4)'te gösterilmiştir

Tablo 4. Çalışma modellerinin element ve düğüm sayıları

	DÜĞÜM SAYISI	ELEMENT SAYISI
Grup 1	905825	4146611
Grup 2	936797	4294188
Grup 3	905460	4141434
Grup 4	935125	4282436

Kemik dokusundan ofset yöntemiyle spongioz kemik elde edilmesi ve gerekli bazı uyumlamaların yapılmasının ardından kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongioz kemik, implant, abutment, vida, alt yapı ve protez gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda uygun koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı. Rhino'da tamamlanan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar muhafaza edilerek Fempro yazılımına aktarıldı.

3.2. Sınır Koşullarının tanımlanması

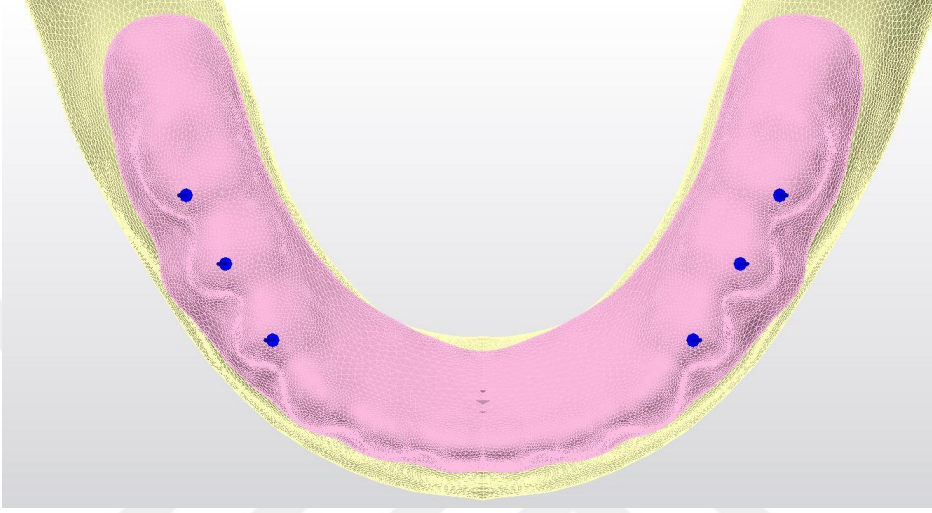
Yükleme şartları ve modellerin belirli alanlardan desteklenmesiyle elde edilen yer değiştirme kısıtlamaları sınır koşullarını oluşturmuştur. Mandibula; kemiğin posterioru ile alt kısmından üç eksenle DOF (Degree of freedom)'da hareketsiz olacak biçimde sabitlenmiştir (Şekil 26).



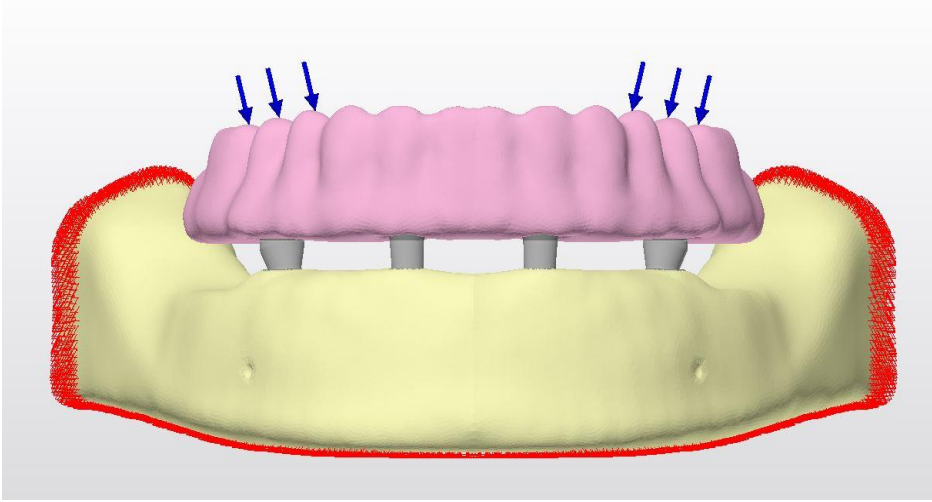
Şekil 26. Bilgisayar ortamında mandibula modelinin sabitlenmiş görüntüsü

3.3. Yükleme Koşullarının Tanımlanması

Oklüzal kuvvet 1. molar dişin mesio bukkal tüberkülü, 1. ve 2. premolar dişlerin bukkal tüberkül tepelerinden (Şekil 27) her biri 100N olmak üzere toplamda 300 N bukkolingual yönde 75 derece açıyla (oblik kuvvetin vertikal komponenti yatay komponentinden fazla) oblik ve bilateral olacak şekilde (Şekil 28) uygulanmıştır



Şekil 27. Çalışma modelinde kuvvet uygulanan bölgeler



Şekil 28. Çalışma modeline uygulanan bilateral oblik kuvvet

3.4. Modellerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 4 modele kuvvet uygulanarak 4 adet çözümleme yapılmıştır. Yapılan her bir çözümlemede implant, abutment ve alt yapılar için von mises stres (VMS) değerleri, trabeküler ve kortikal kemik tabakaları için, maksimum (Pmax) ve minimum

(Pmin) principal stres (PS) değerleri elde edilmiştir. İmplant, abutment, ve alt yapılar da meydana gelen stresler incelenirken VMS değerleri, kemikte meydana gelen stresler incelenirken ise Pmax ve Pmin PS değerleri dikkate alınmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizinde elde edilen veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar neticesinde ortaya çıktığından bu verilerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Bu nedenle çalışmada elde edilen veriler literatür destekli değerlendirilerek ve oluşturulan garfikler üzerinde incelenerek yorumlanmıştır.



4. BULGULAR

Bu çalışmada dijital ortamda oluşturulan dişsiz mandibula modellerine All-on-four tedavi konseptine göre anterior bölgede aynı çap ve geleneksel dizayna sahip implantlar dik olarak yerleştirilirken, posterior bölgede iki farklı dizayna ve çapa sahip implantlar 30 derece açıyla yerleştirilmiştir. Bu implantlar tarafından desteklenen titanyum alt yapıli akrilik hibrit protez modeli bilateral oblik (75 derece) yükleme altında SESA yöntemi ile incelenmiştir. Farklı dizayna sahip posterior implantlar ve çevre doku üzerinde meydana gelen stresler kemiğin kortikal ve spongioz bölgeleri ayrı ayrı ele alınarak ve tüm gruplar birbiriyle karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. İmplant ve kemikte oluşan stresler ve streslerin yoğunlaştığı alanlar araştırılmıştır. Ayrıca implant, abutment ve alt yapılarda oluşan VMS değerleri ile kemikte meydana gelen asal stres değerleri; tüm çalışma gruplarını içeren tablolar ve dağılım grafikleri hazırlanarak gösterilmiştir.

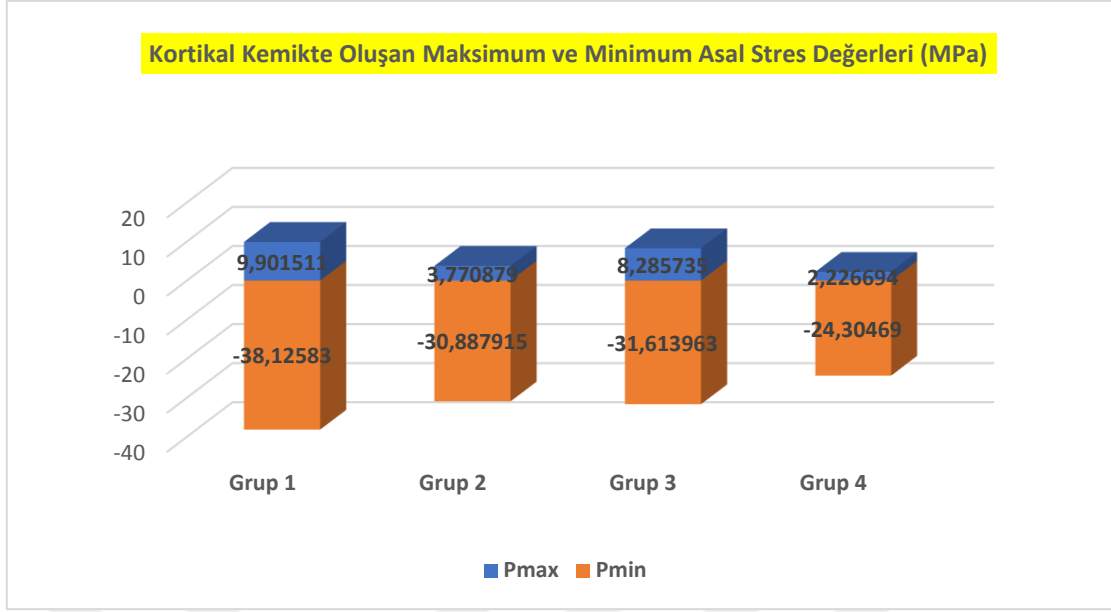
Kemik için yapılan analizlerde ‘+’ değerler maksimum asal gerilmeyi (çekme stresi), ‘-’ değerler minimum asal gerilmeyi (basma stresi) ifade etmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha yüksek ise stres elemanı o stres tipinin etkisindedir ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

4.1. Tüm Çalışma Gruplarında Kortikal ve Spongioz Kemikte Meydana Gelen Asal Streslerin İncelenmesi

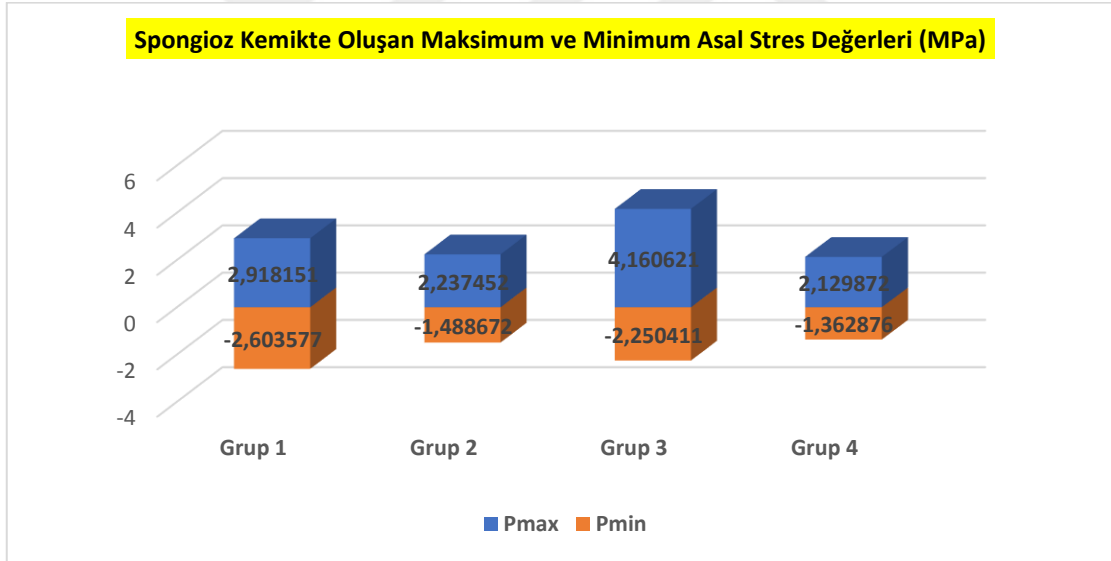
Kemikte meydana gelen asal stres değerleri (Tablo 5); tüm çalışma gruplarını içeren dağılım grafikleri (Şekil 29,30) ve görselleri (Şekil 31-34) hazırlanarak gösterilmiştir.

Tablo 5. Kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen asal stres değerleri

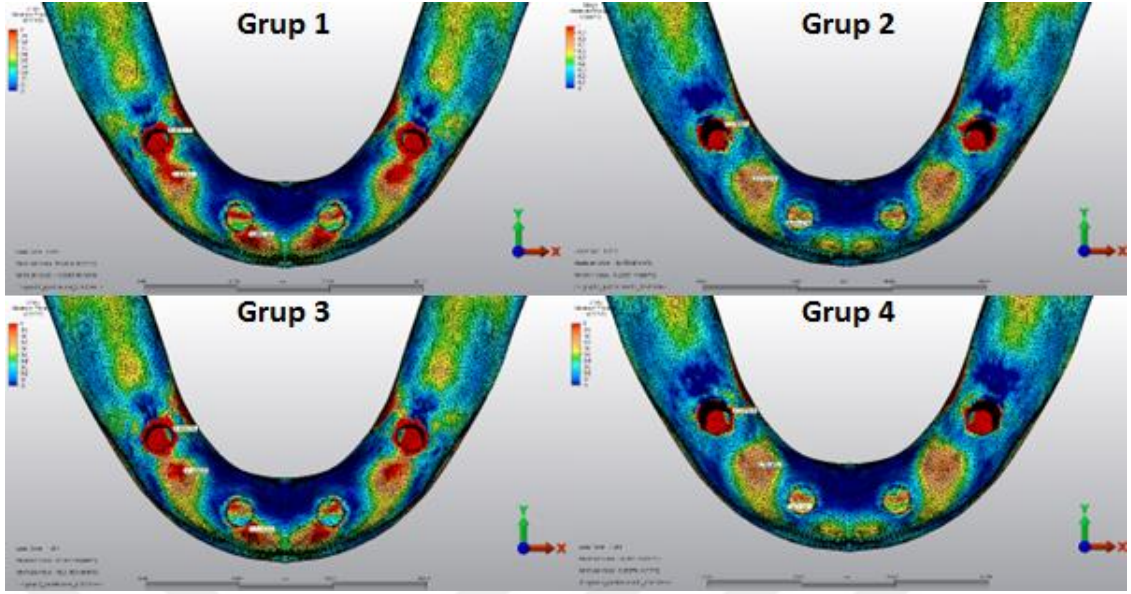
Asal Stresler (MPa)	Pmax kortikal kemik	Pmin kortikal kemik	Pmax spongioz kemik	Pmin spongioz kemik
Grup 1	9,901511	-38,125830	2,918151	-2,603577
Grup 2	3,770879	-30,887915	2,237452	-1,488672
Grup 3	8,285735	-31,613963	4,160621	-2,250411
Grup 4	2,226694	-24,304690	2,129872	-1,362876



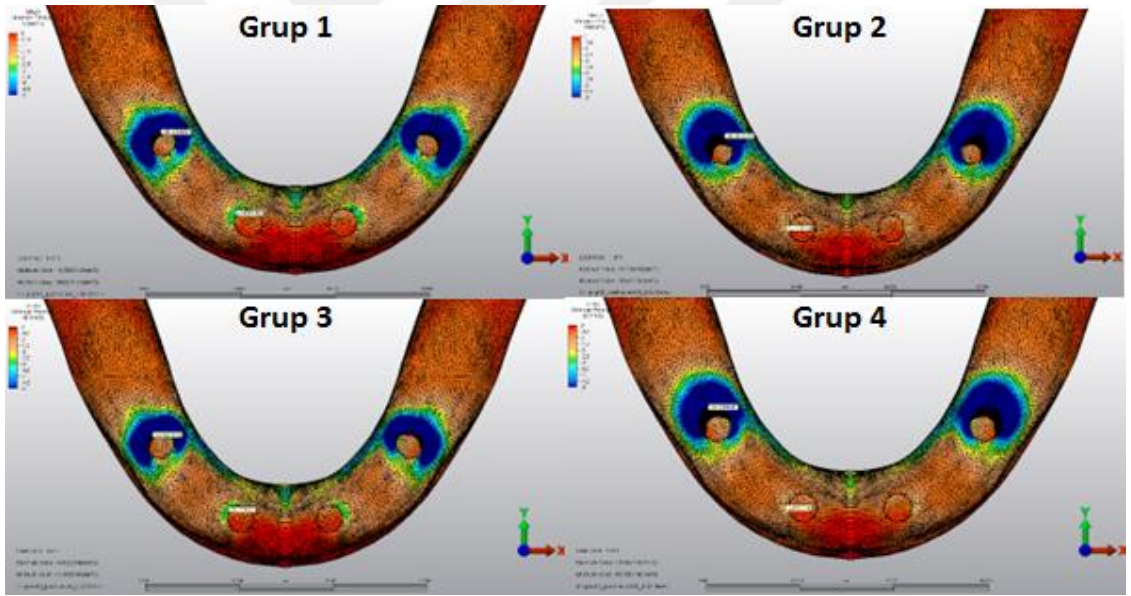
Şekil 29. Tüm gruplarda posterior implant çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen asal stres değerleri



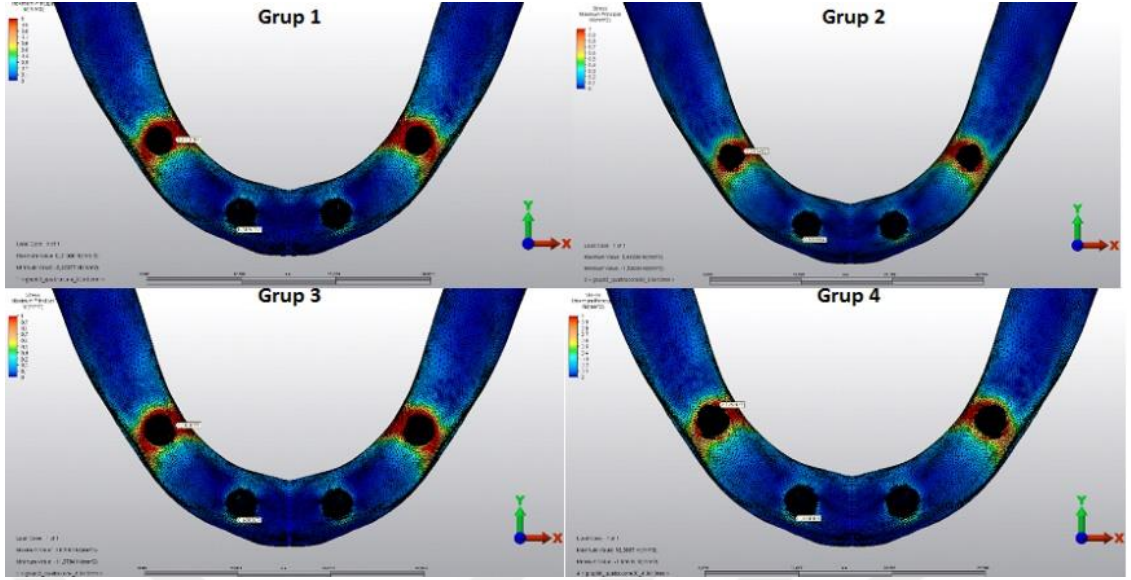
Şekil 30. Tüm gruplarda posterior implant çevresindeki spongios kemikte meydana gelen asal stres değerleri



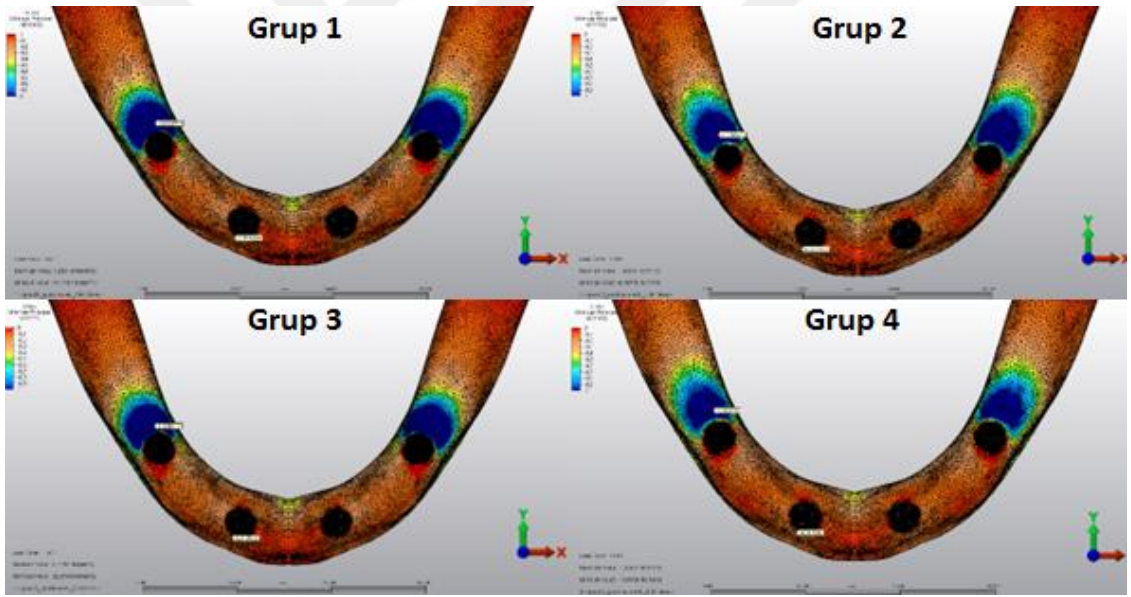
Şekil 31. Tüm gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 32. Tüm gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 33. Tüm gruplarda spongios kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımının incelenmesi



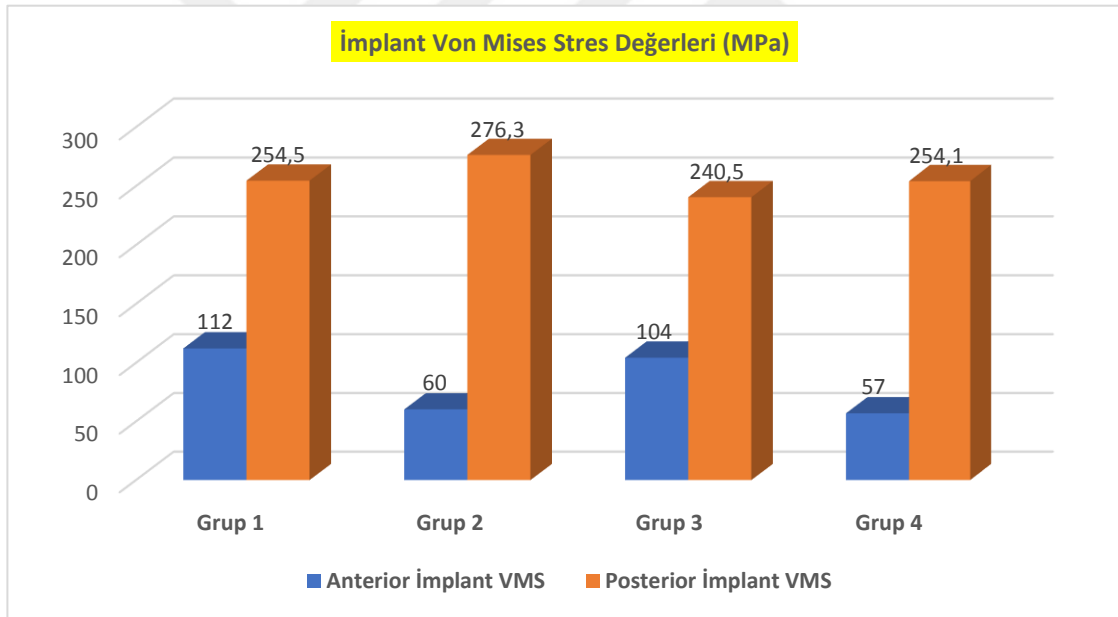
Şekil 34. Tüm gruplarda spongios kemikte oluşan minimum asal stres dağılımının incelenmesi

4.2. Tüm Çalışma Gruplarında İmplant, Abutment ve Alt Yapıda Meydana Gelen Von Mises Streslerin İncelenmesi

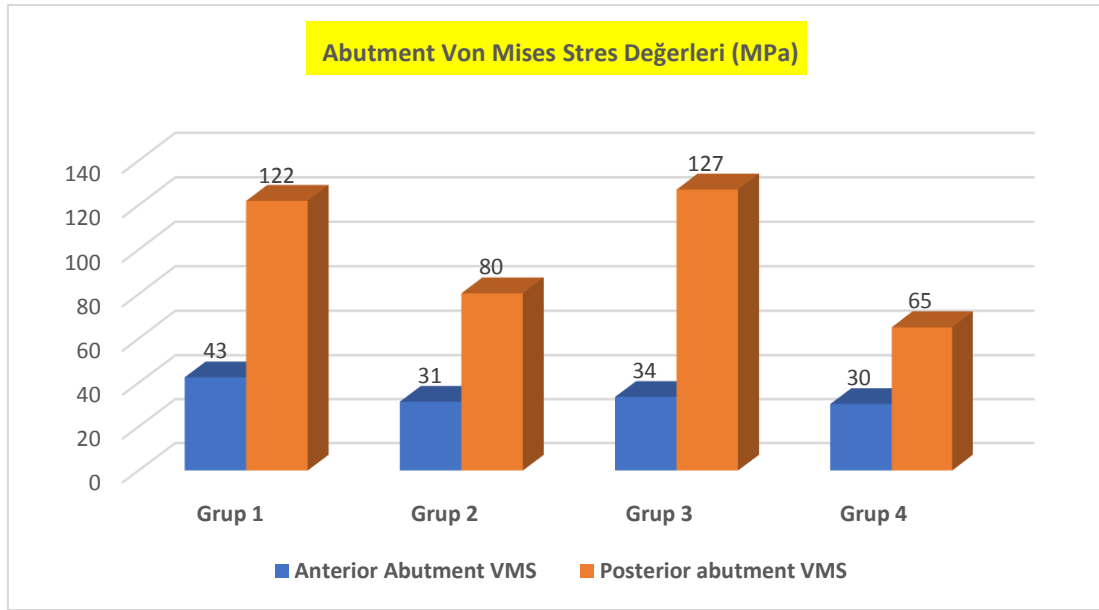
İmplant, abutment ve alt yapılarda meydana gelen VMS değerleri (Tablo 6); tüm çalışma gruplarını içeren dağılım grafikleri (Şekil 35-37) ve görselleri (Şekil 38-40) hazırlanarak gösterilmiştir.

Tablo 6. İmplant, abutment ve alt yapılarda oluşan VMS değerleri

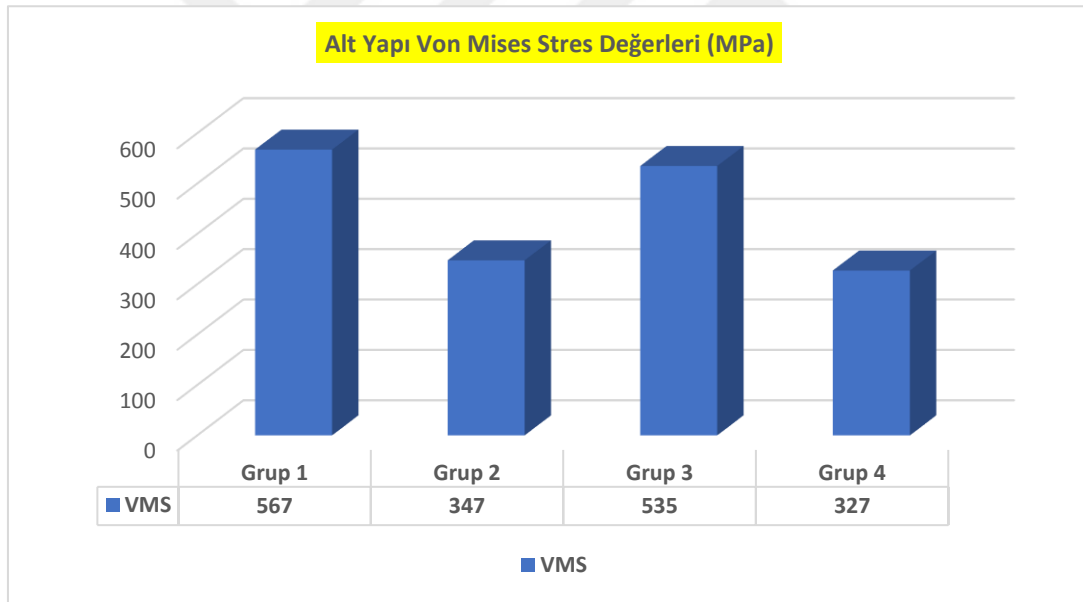
VMS (MPa)	Anterior implant	Posterior implant	Anterior abutment	Posterior abutment	Alt yapı
Grup 1	112,137849	254,536749	42,502703	121,933466	567,366000
Grup 2	60,263717	276,372508	31,398267	80,362348	347,311000
Grup 3	104,308015	240,598921	33,572095	127,016886	534,721000
Grup 4	56,976360	254,123631	30,350335	65,101296	326,974000



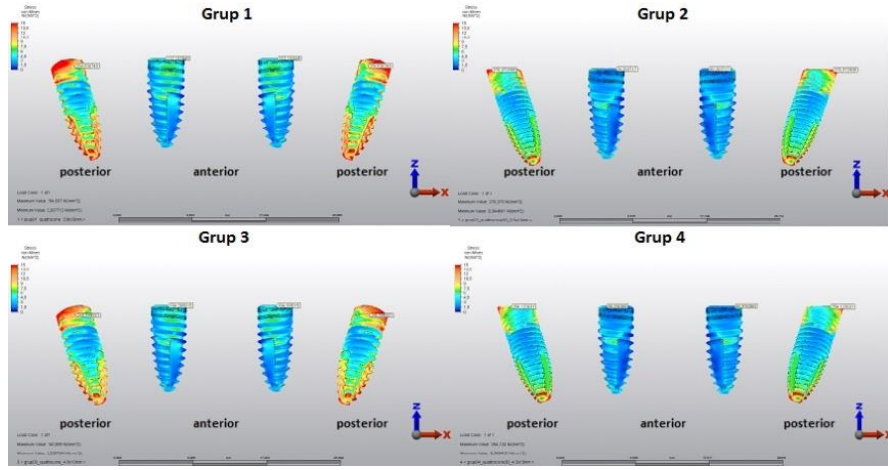
Şekil 35. Tüm gruplarda implantlarda oluşan von mises stres değerleri



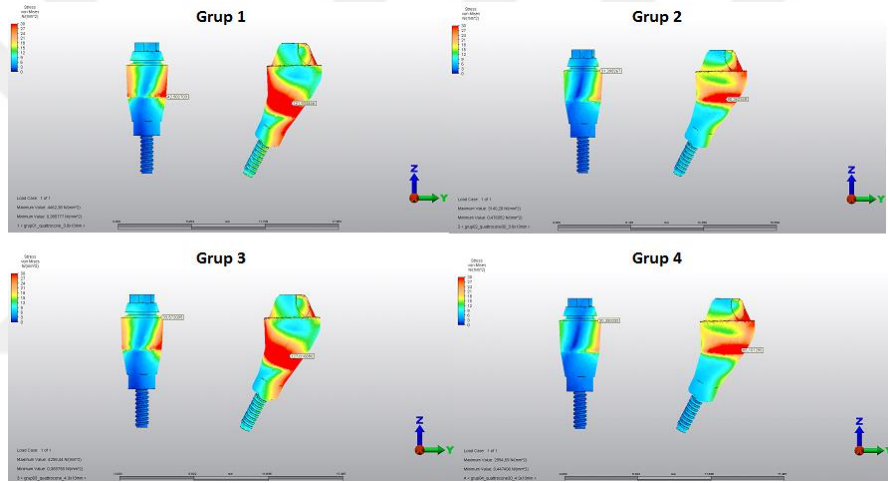
Şekil 36. Tüm gruplarda abutmentlarda oluşan asal stres değerleri



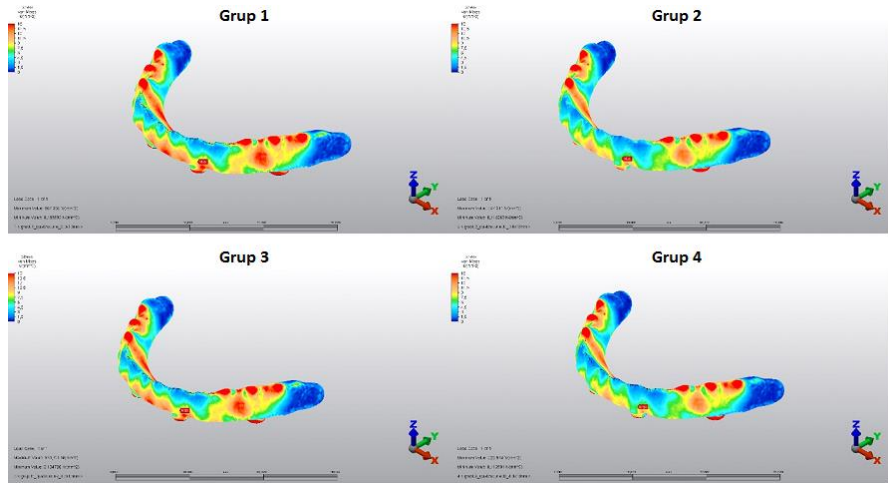
Şekil 37. Tüm gruplarda alt yapılarda oluşan asal stres değerleri



Şekil 38. Tüm gruplarda implantlarda meydana gelen von mises stres dağılımının incelenmesi



Şekil 39. Tüm gruplarda abutmentlerde meydana gelen von mises stres dağılımının incelenmesi



Şekil 40. Tüm gruplarda alt yapılarda meydana gelen von mises stres dağılımının incelenmesi

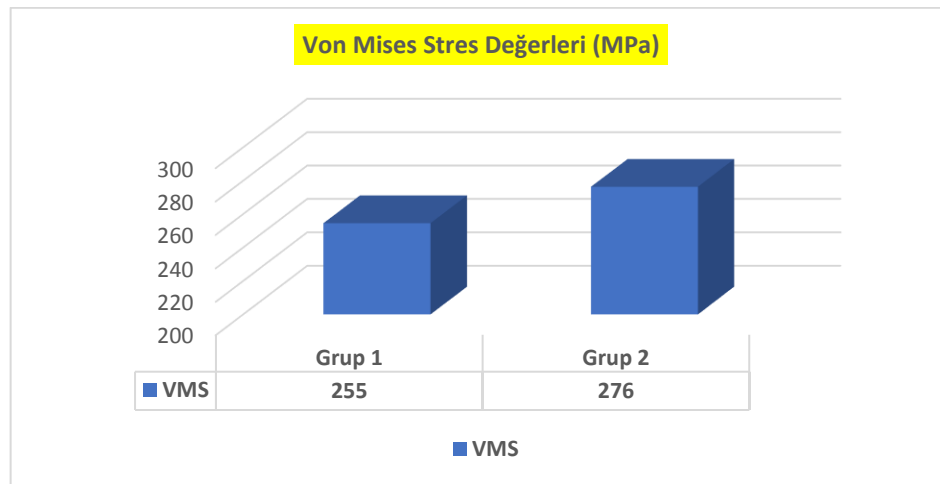
4.3. Posterior İmplant ve Çevre Kemikte Meydanda Gelen Streslerin Gruplar Arasında Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi

4.3.1. Posterioriorda Aynı Çapta (3.8mm) Farklı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 2)

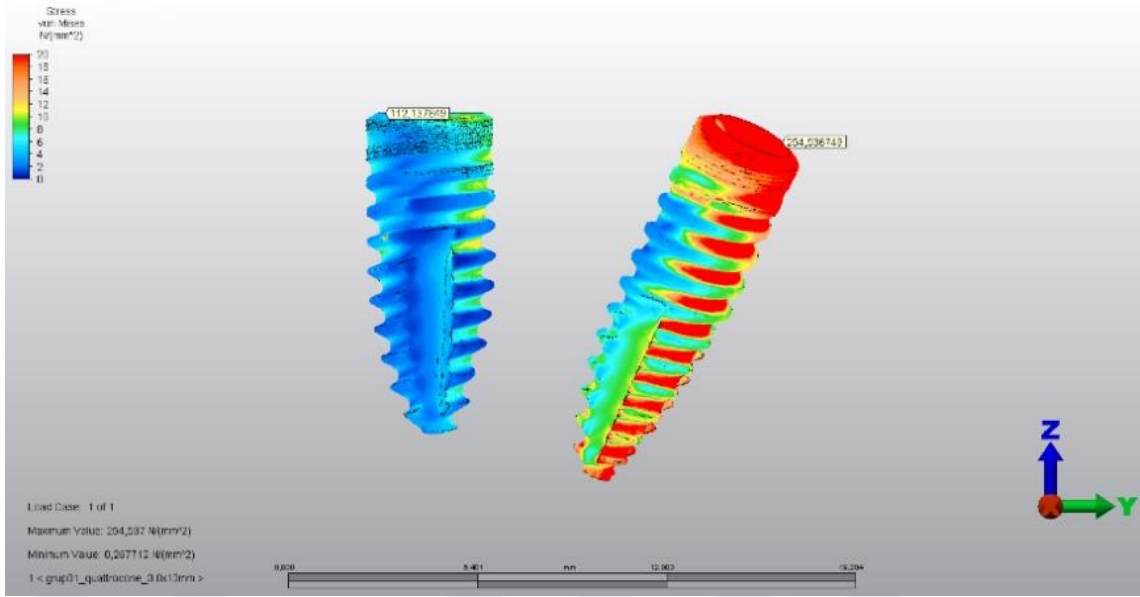
Bilateral oblik yükleme koşullarında Grup 1’de geleneksel dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 254.53 MPa görülürken, Grup 2’de teknik için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 276.73 MPa görülmüştür. Posteriora yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 9.90 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.23 MPa olarak Grup 2 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 38.12 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmin değeri 1.48 MPa olarak Grup 2 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda VMS değerinin Grup 2’de, gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin ise Grup 1’de daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 7), grafikler ve görseller (Şekil 41-49) hazırlanıp karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Tablo 7. Grup 1 ve Grup 2’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

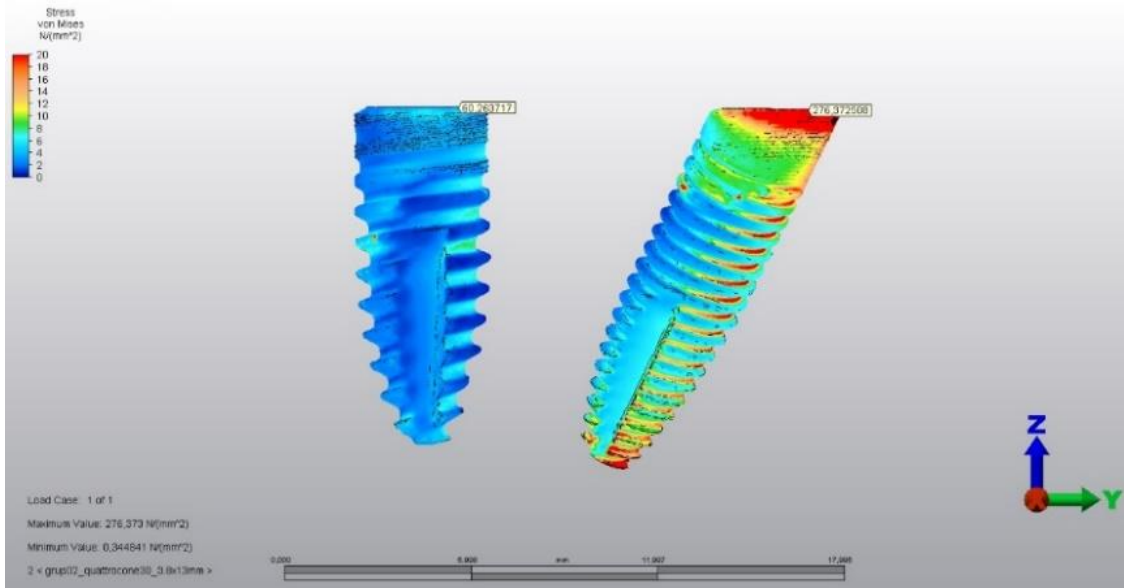
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 1	2,918151	9,901511	-2,603577	-38,125830	254.537
Grup 2	2,237452	3,770879	-1,488672	-30,887915	276.373



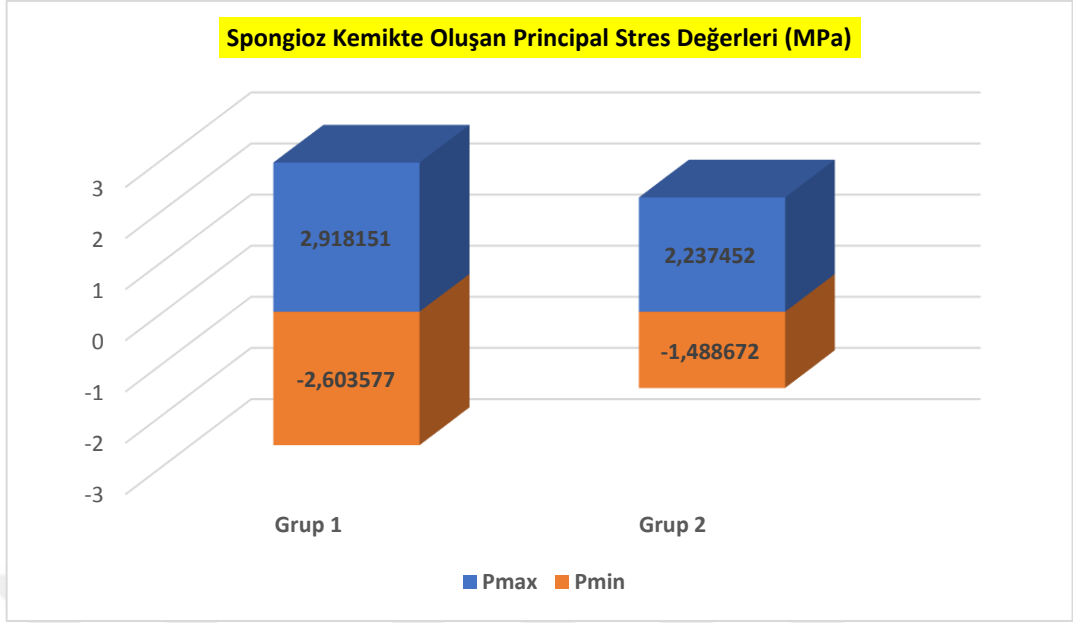
Şekil 41. Grup 1 ve Grup 2’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



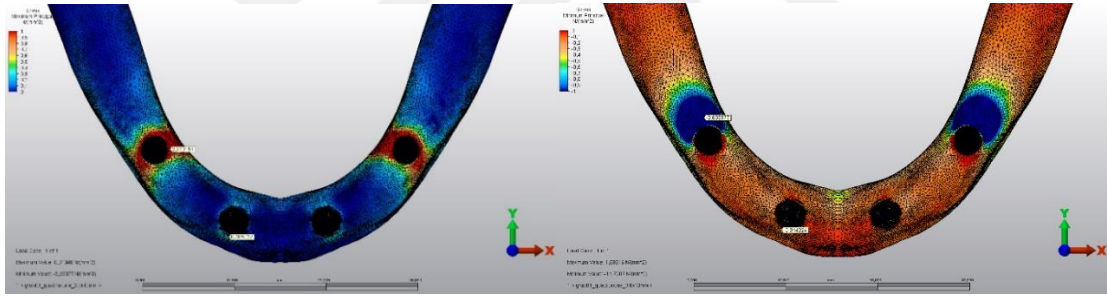
Şekil 42. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



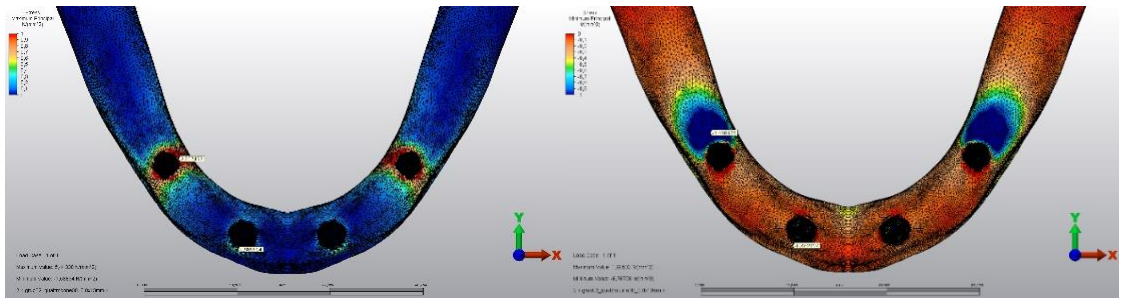
Şekil 43. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



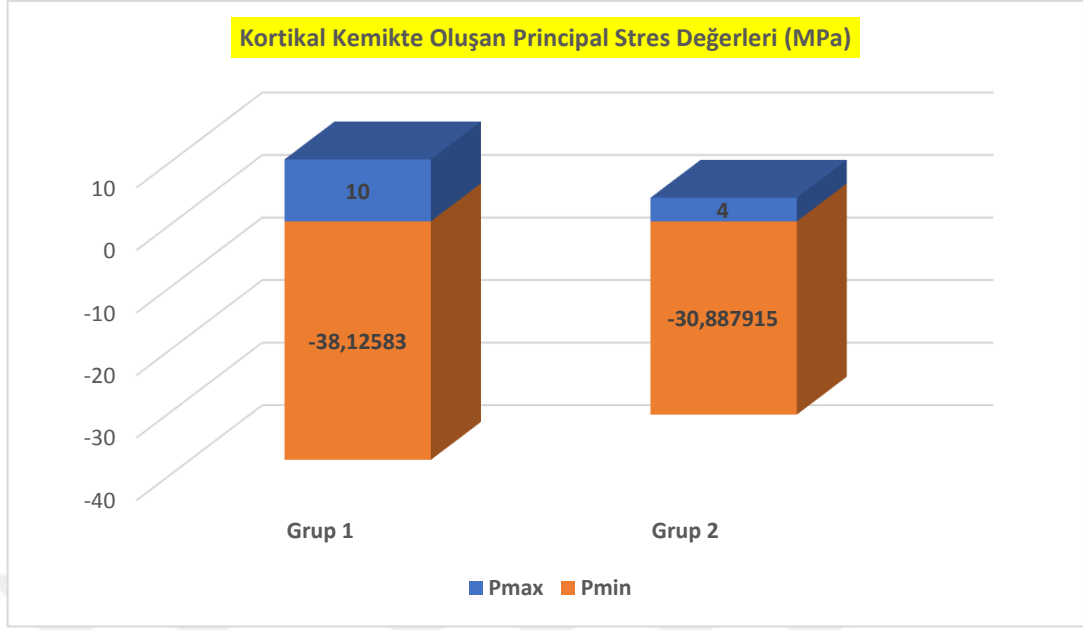
Şekil 44. Grup 1 ve Grup 2’de distal açılı implant çevresinde spongios kemikte oluşan principal stres değerleri



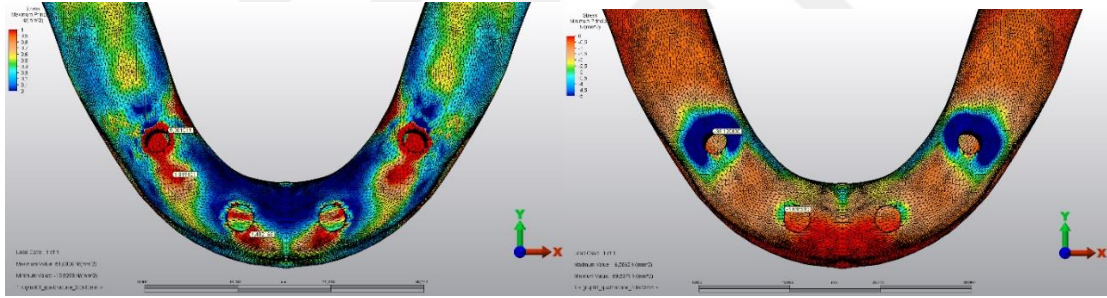
Şekil 45. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



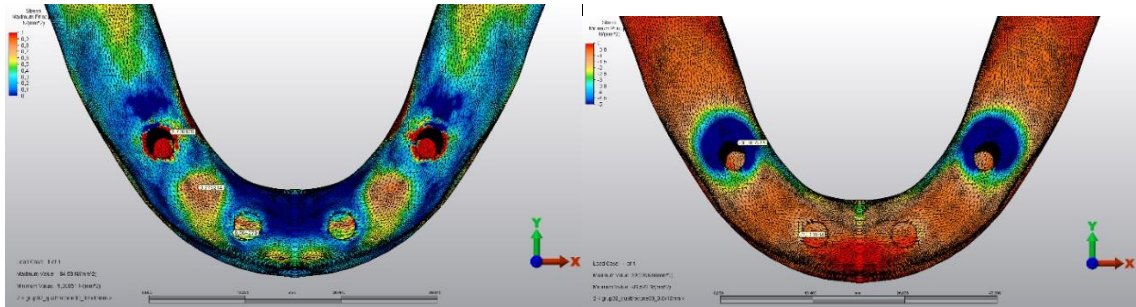
Şekil 46. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 47. Grup 1 ve Grup 2’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 48. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



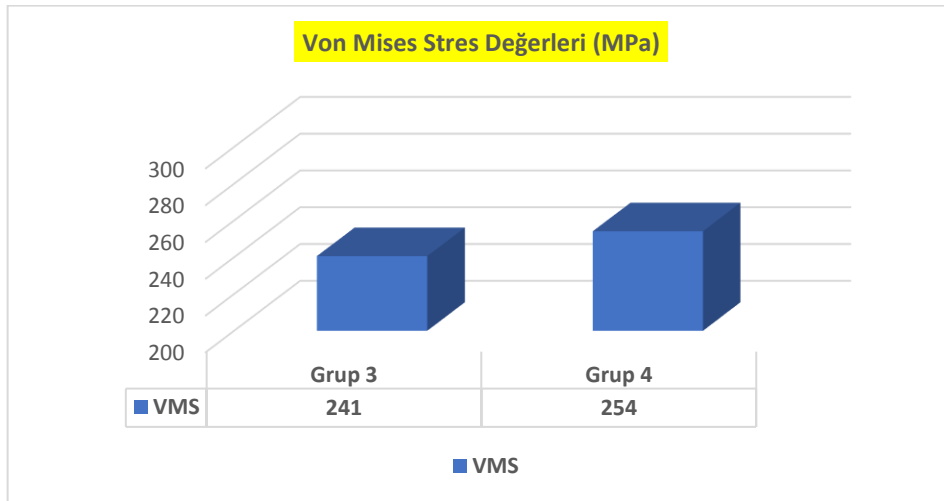
Şekil 49. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

4.3.2. Posteriorda Aynı Çapta (4.3mm) Farklı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 3 - Grup 4)

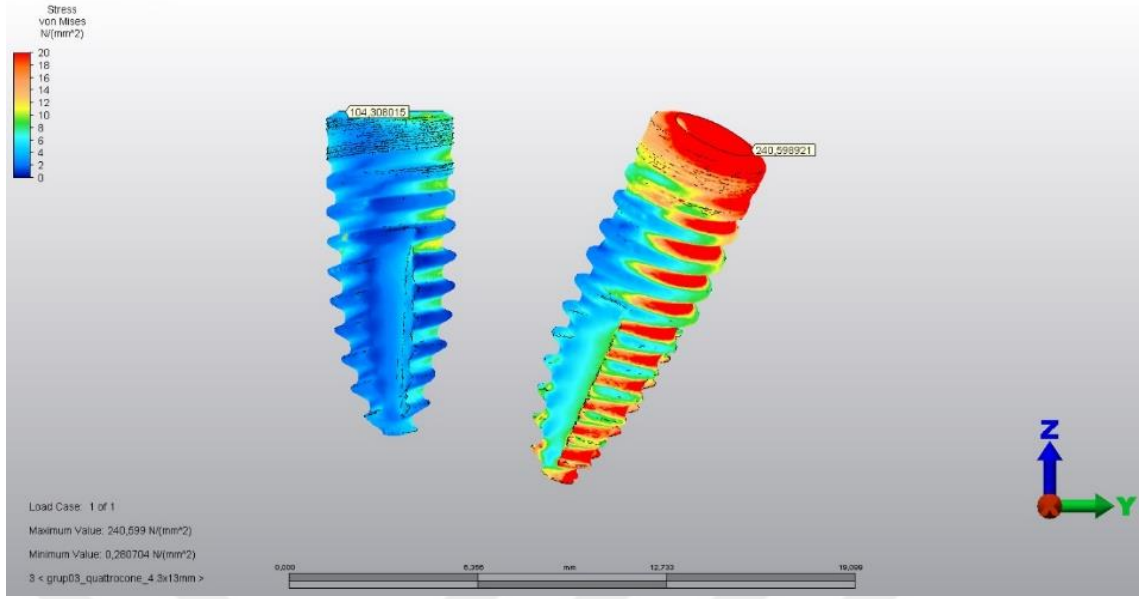
Bilateral oblik yükleme koşulları altında Grup 3’de geleneksel dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 240.59 MPa görülürken, Grup 4’de teknik için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 254.12 MPa görülmüştür. Posteriora yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 8.28 MPa olarak Grup 3 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.12 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 31.61 MPa olarak Grup 3 kortikal kemikte ölçülürken, en düşük Pmin değeri 1.36 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda VMS değerinin Grup 4’de, gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin ise Grup 3’de daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 8), grafikler ve görseller (Şekil 50-58) hazırlanıp karşılaştırmalı bir biçimde gösterilmiştir.

Tablo 8. Grup 3 ve Grup 4’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

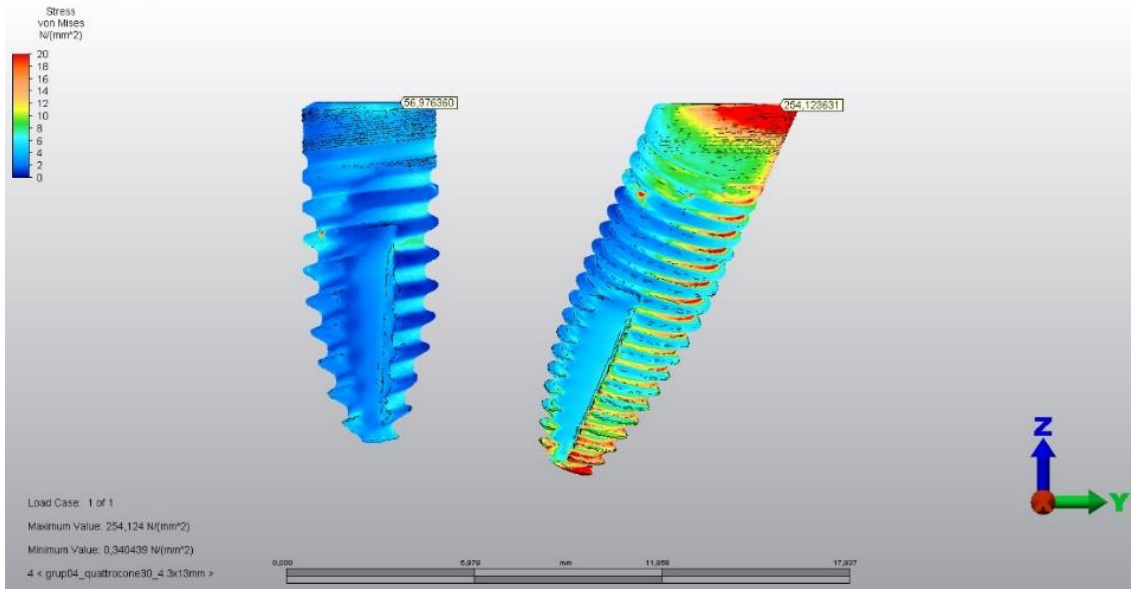
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 3	4,160621	8,285735	-2,250411	-31,613963	240.599
Grup 4	2,129872	2,226694	-1,362876	-24,304690	254.124



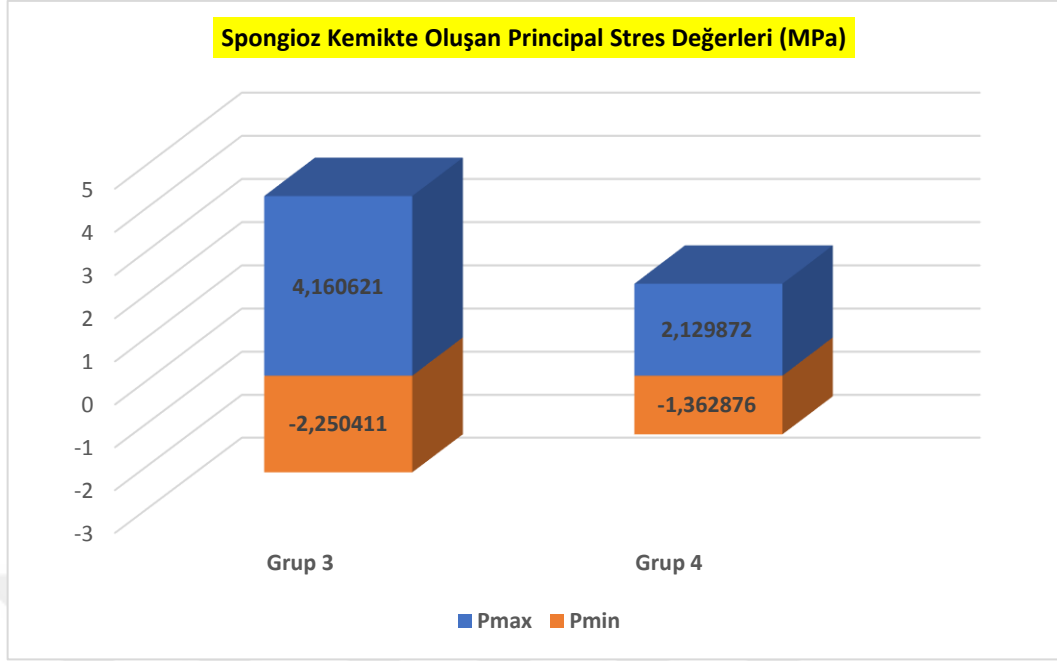
Şekil 50. Grup 3 ve Grup 4’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



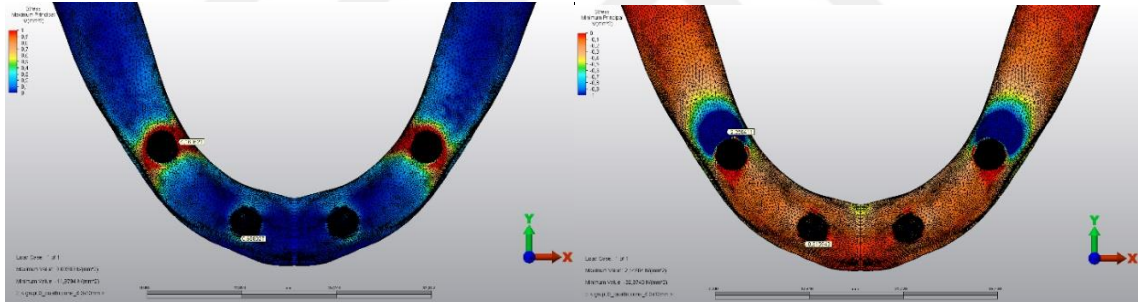
Şekil 51. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



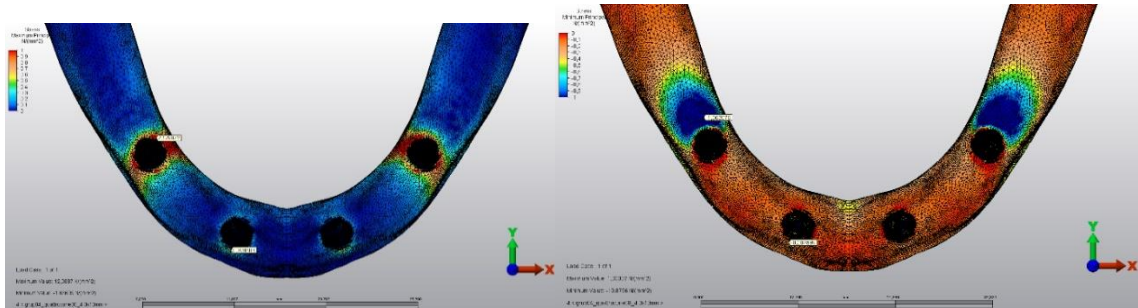
Şekil 52. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



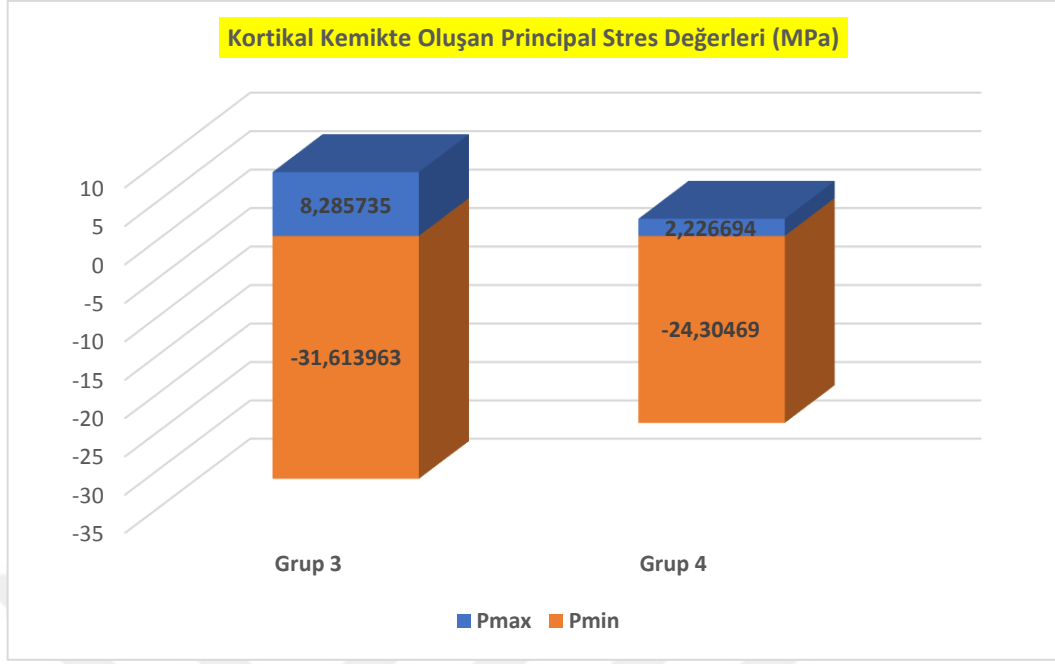
Şekil 53. Grup 3 ve Grup 4’de distal açılı implant çevresinde spongios kemikte oluşan principal stres değerleri



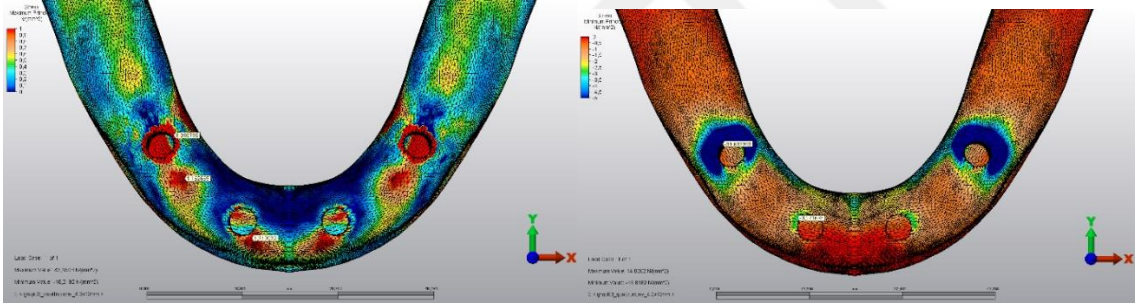
Şekil 54. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



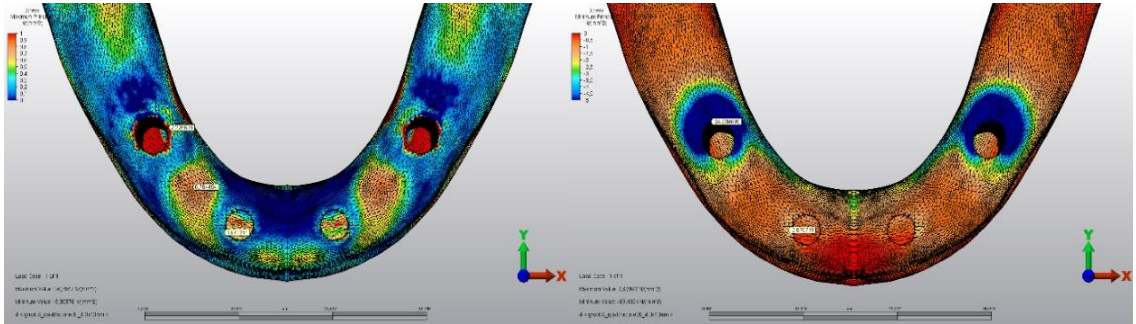
Şekil 55. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 56. Grup 3 ve Grup 4’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 57. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



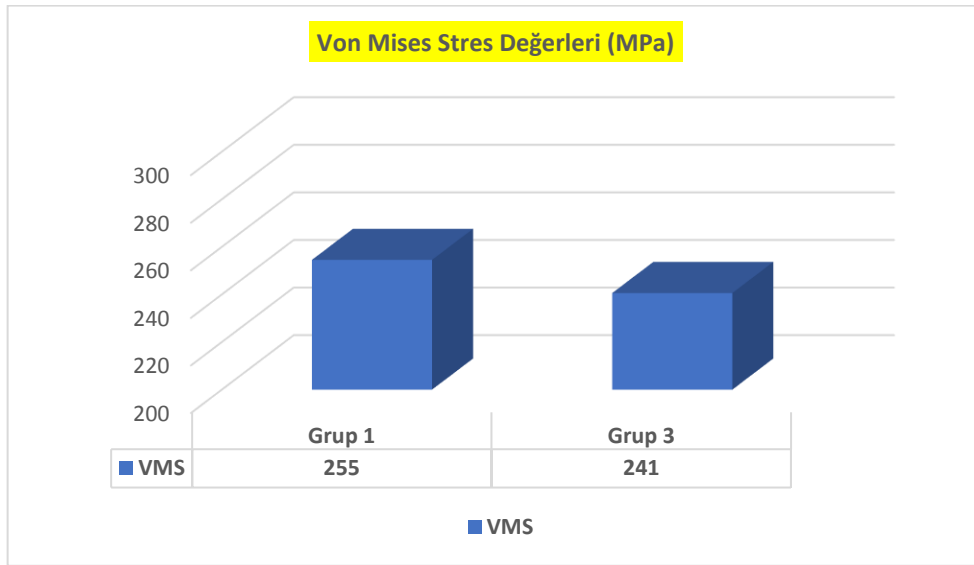
Şekil 58. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

4.3.3. Posterioriorda Farklı Çapta (3.8mm/4.3mm) Geleneksel Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 3)

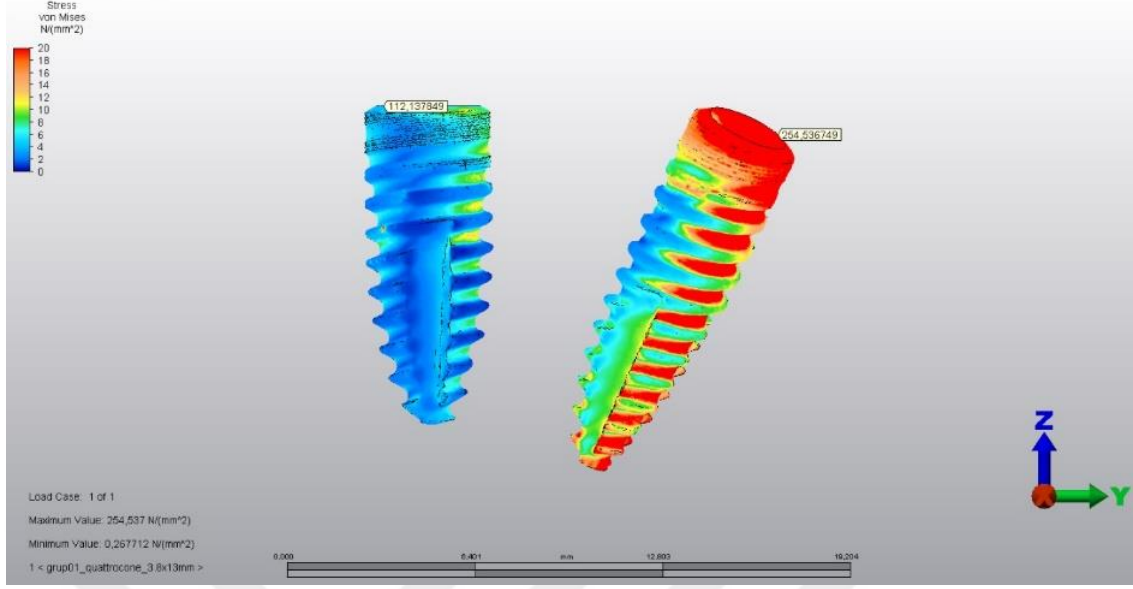
Bilateral oblik yükleme koşulları altında Grup 1’de 3.8mm çapta geleneksel dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 254.53 MPa görülürken, Grup 3’de 4.3mm çapta aynı dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 240.59 MPa görülmüştür. Posteriora yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 9.90 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.91 MPa olarak Grup 1 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 38.12 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmin değeri 2.25 MPa olarak Grup 3 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda Grup 1’de gerek VMS değerinin gerek ise gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin Grup 3’e göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 9), grafikler ve görseller (Şekil 59-67) hazırlanıp karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Tablo 9. Grup 1 ve Grup 3’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

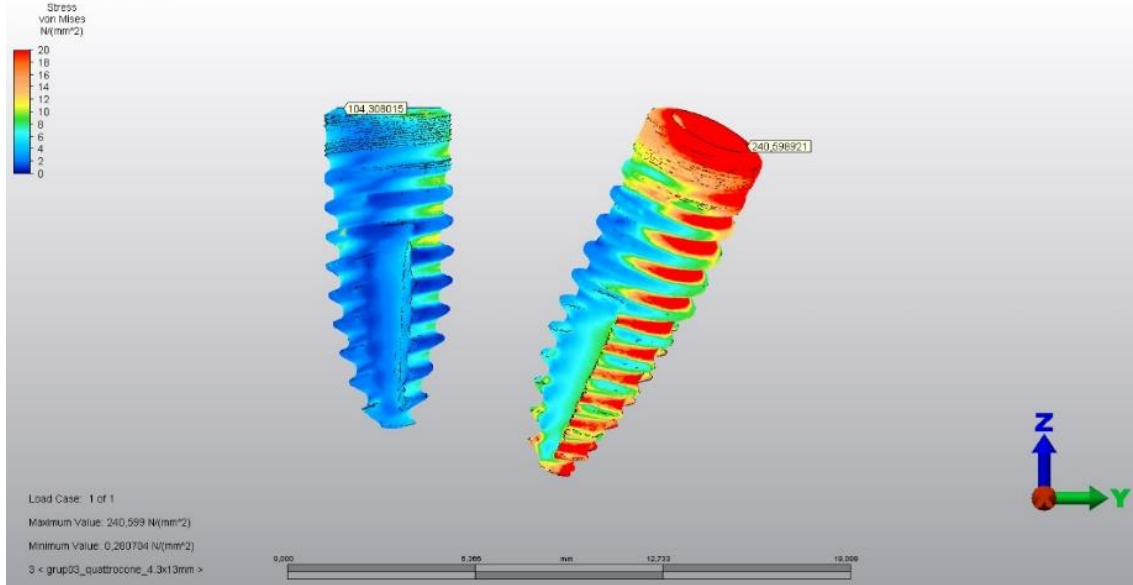
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 1	2,918151	9,901511	-2,603577	-38,125830	254.537
Grup 3	4,160621	8,285735	-2,250411	-31,613963	240.599



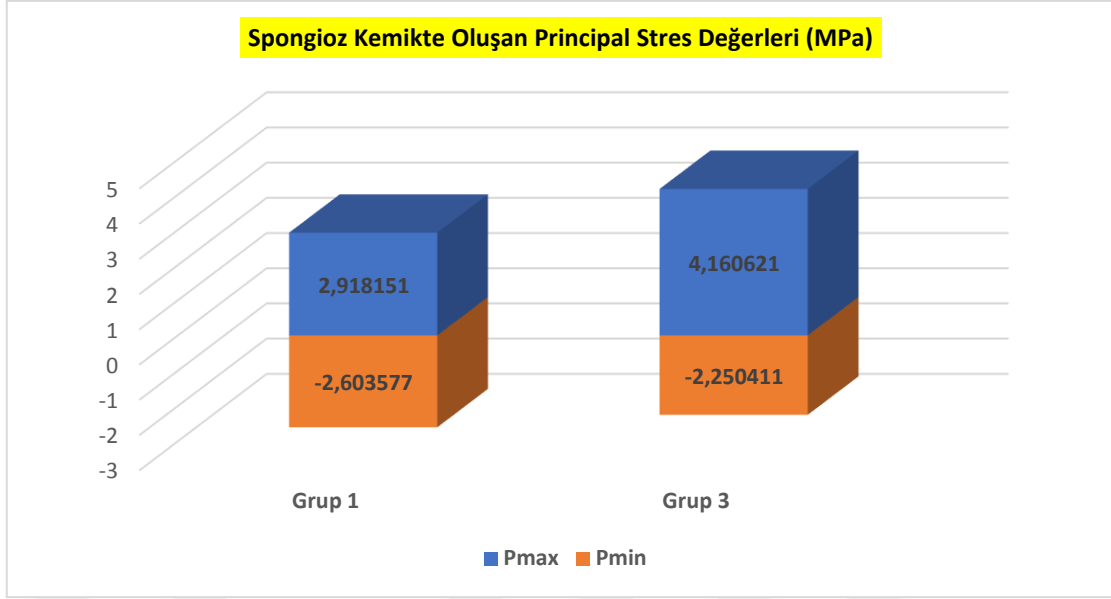
Şekil 59. Grup 1 ve Grup 3’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



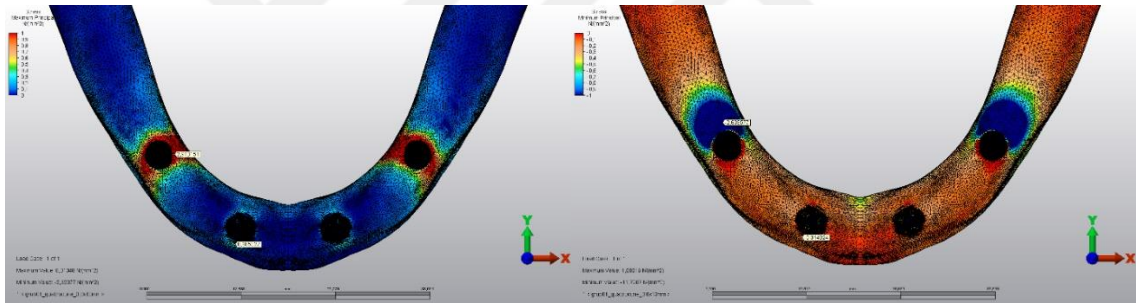
Şekil 60. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



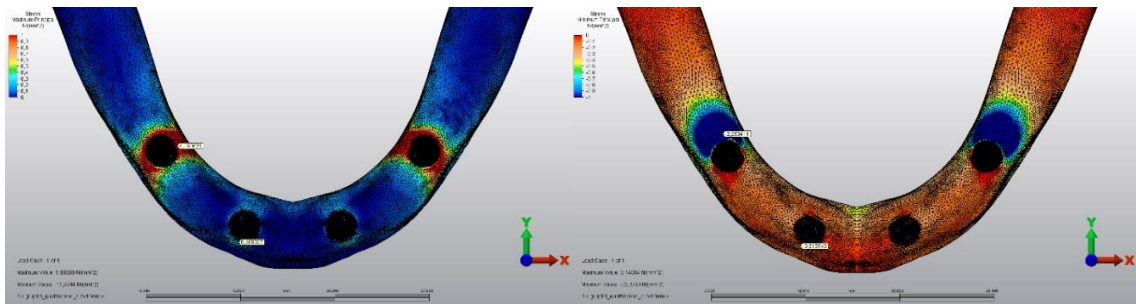
Şekil 61. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



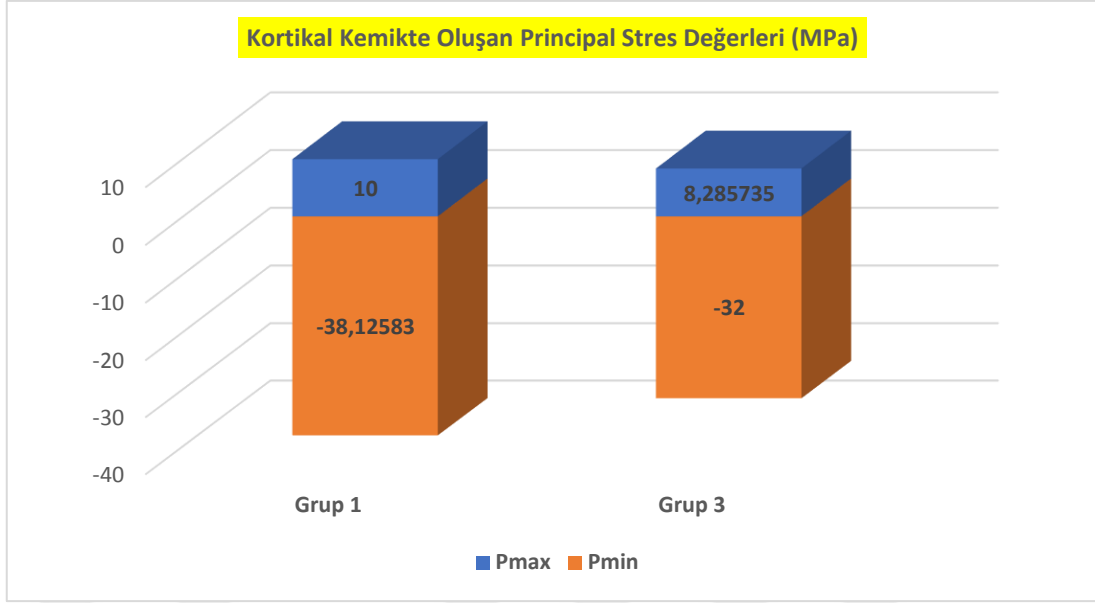
Şekil 62. Grup 1 ve Grup 3’de distal açılı implant çevresinde spongios kemikte oluşan principal stres değerleri



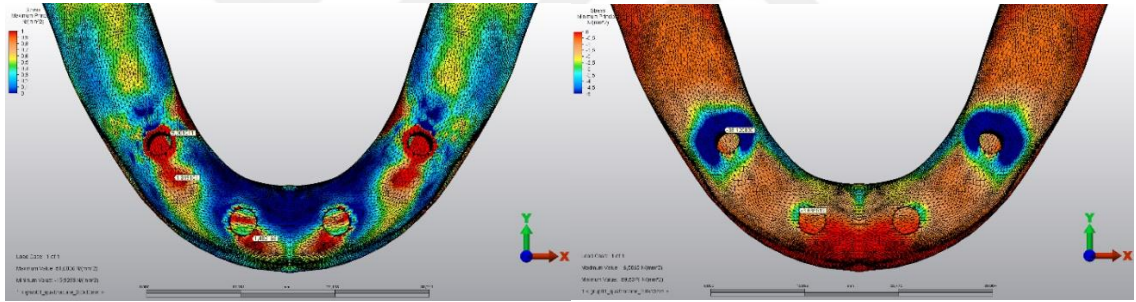
Şekil 63. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



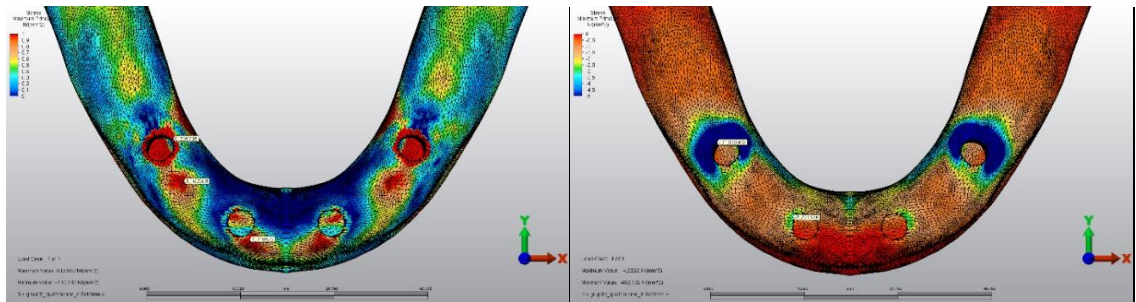
Şekil 64. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 65. Grup 1 ve Grup 3’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 66. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



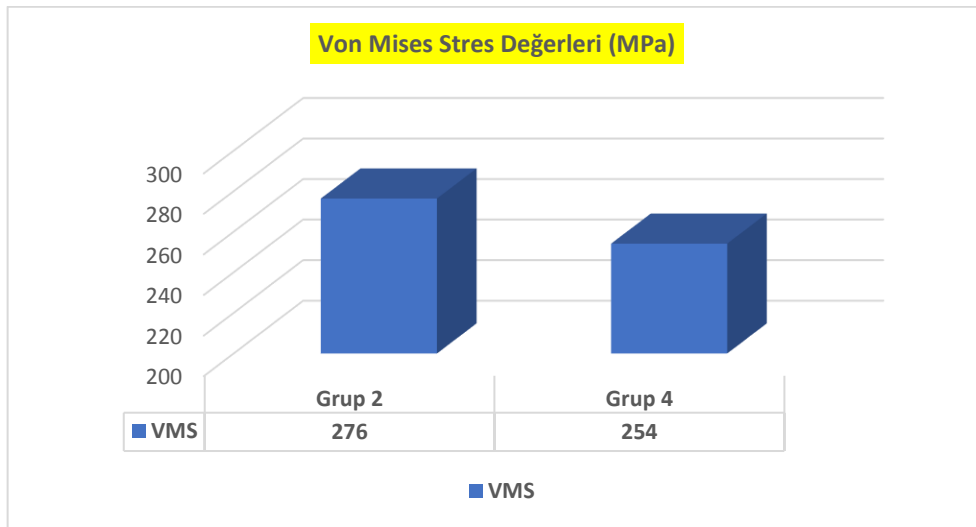
Şekil 67. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

4.3.4. Posteriorıda Farklı Çapta (3.8mm/4.3mm) Teknik için Özel Olarak Geliştirilmiş 30 Derece Açılı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 2 - Grup 4)

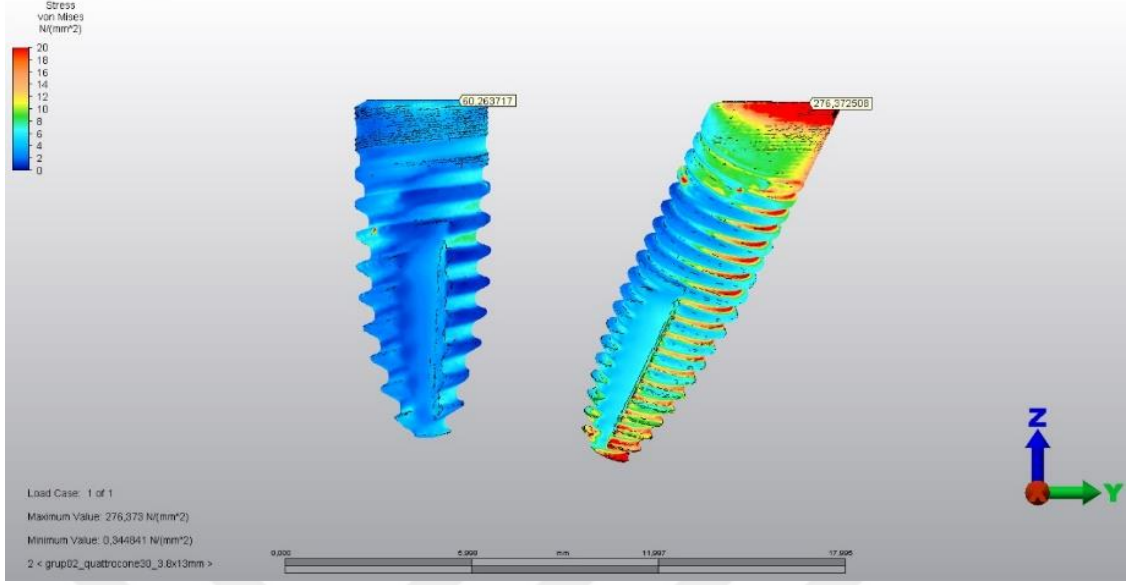
Bilateral oblik yükleme koşulları altında Grup 2’de 3.8mm çapta teknik için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 276.37 MPa görülürken, Grup 4’de 4.3mm çapta aynı dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 254.12 MPa görülmüştür. Posteriora yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 3.77 MPa olarak Grup 2 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.12 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 30.88 MPa olarak Grup 2 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmin değeri 1.36 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda Grup 2’de gerek VMS değerinin gerek ise gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin Grup 4’e göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 10), grafikler ve görseller (Şekil 68-76) hazırlanıp karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Tablo 10. Grup 2 ve Grup 4’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

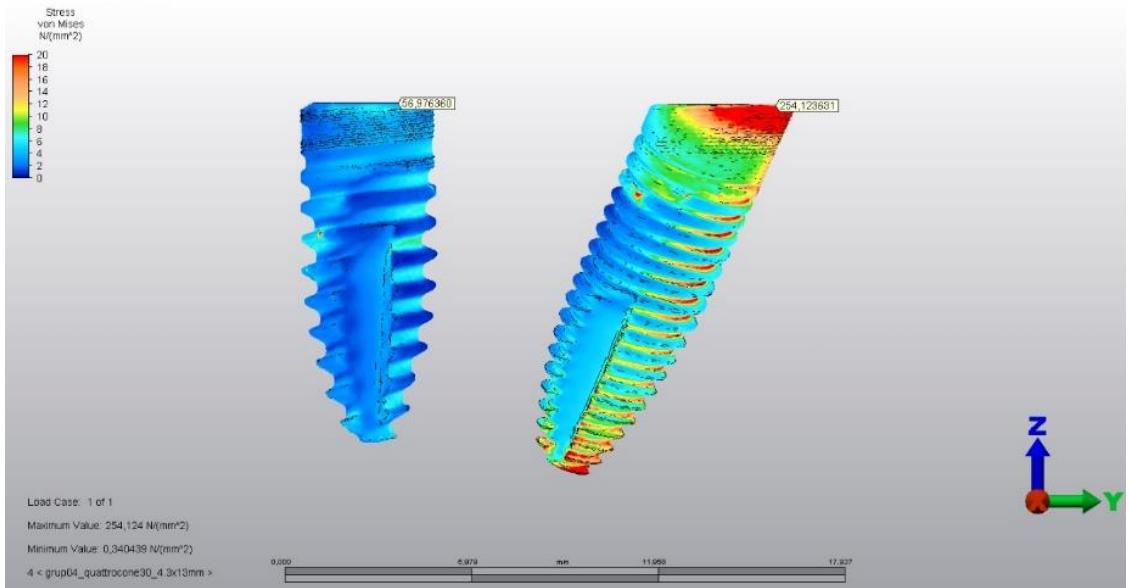
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 2	2,237452	3,770879	-1,488672	-30,887915	276.373
Grup 4	2,129872	2,226694	-1,362876	-24,304690	254.124



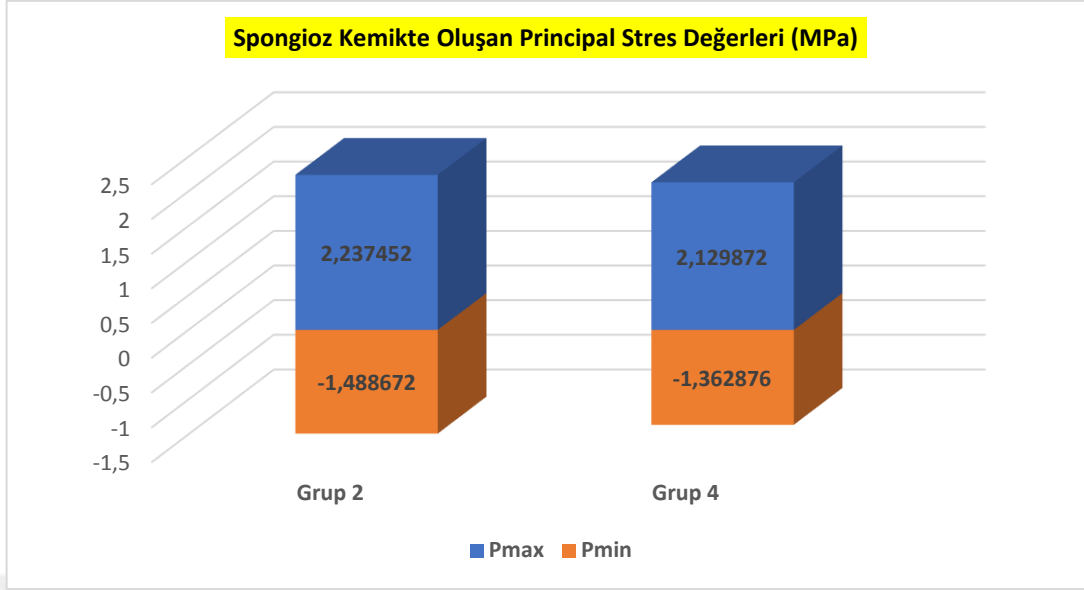
Şekil 68. Grup 2 ve Grup 4’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



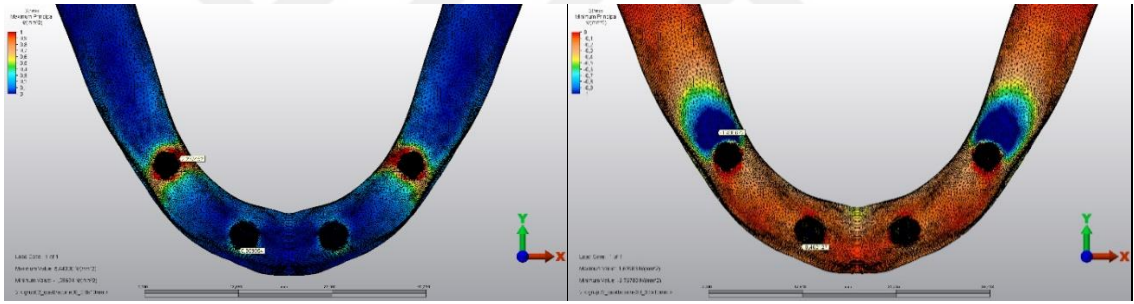
Şekil 69. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



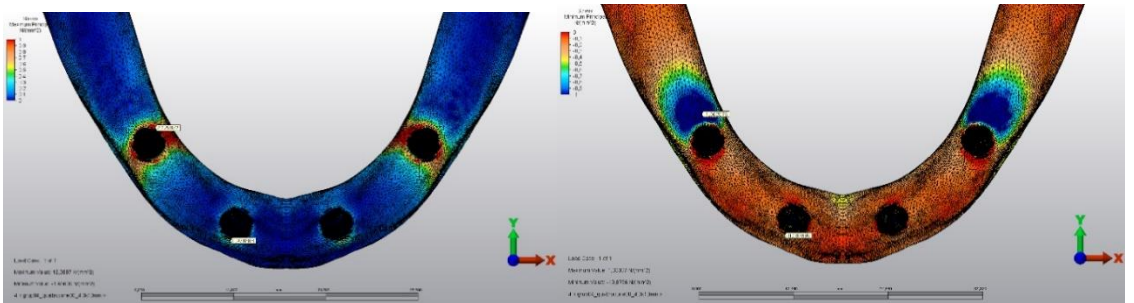
Şekil 70. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



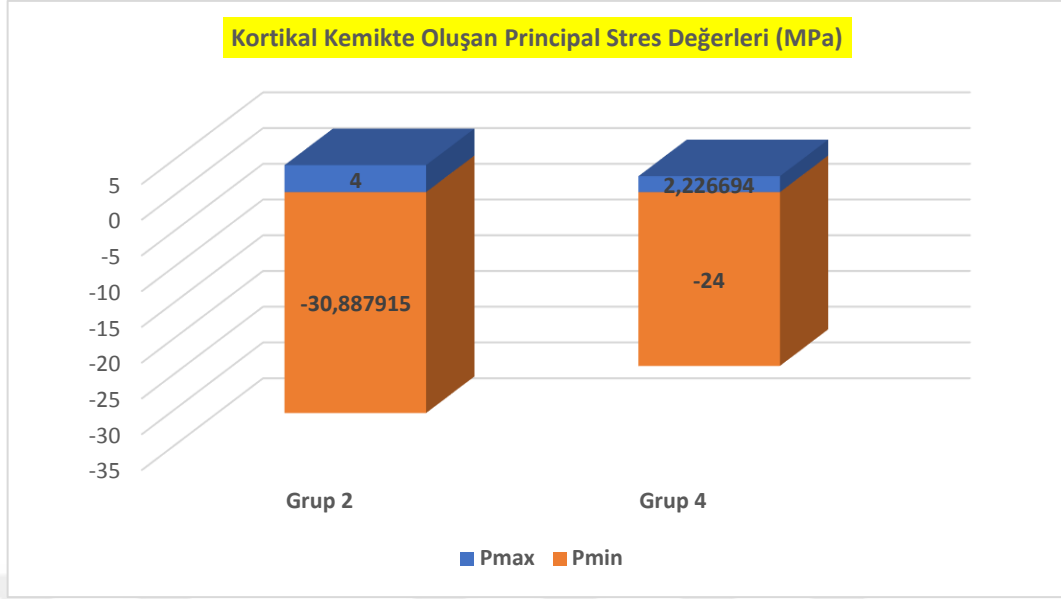
Şekil 71. Grup 2 ve Grup 4’de distal açılı implant çevresinde spongioz kemikte oluşan principal stres değerleri



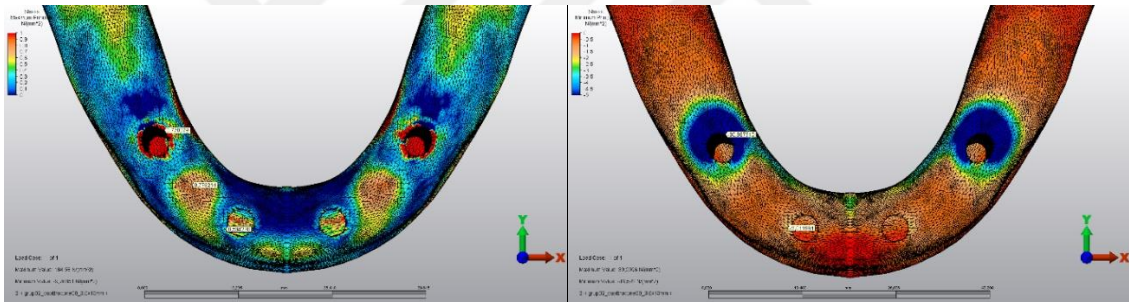
Şekil 72. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



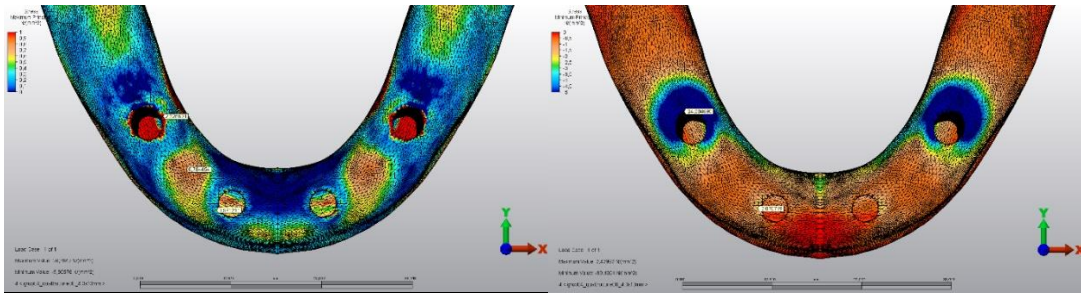
Şekil 73. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 74. Grup 2 ve Grup 4’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 75. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



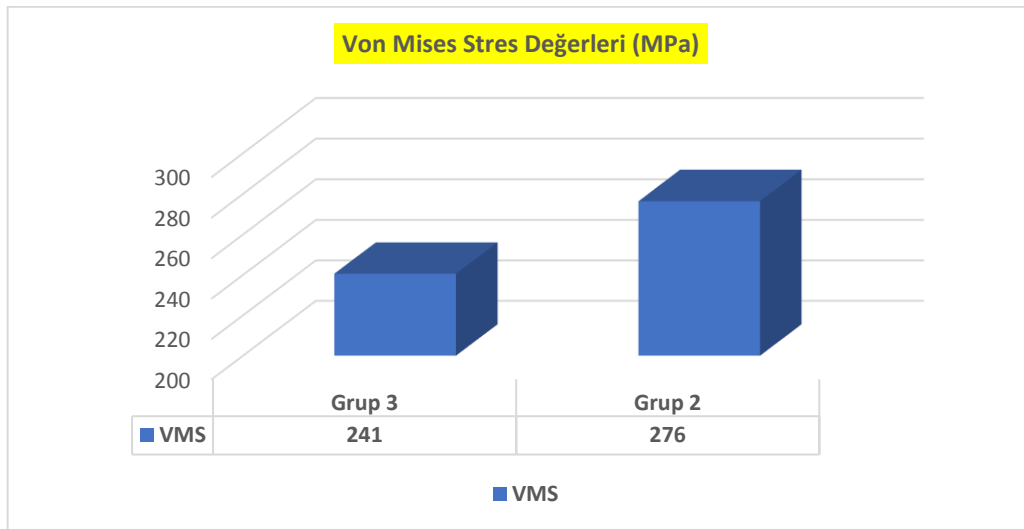
Şekil 76. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

4.3.5. Posteriorda 3.8 mm Çapta Teknik için Özel Olarak Geliştirilmiş 30 Derece Açılı Dizayna Sahip İmplant ile 4.3mm Çapta Geleneksel Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 2 - Grup 3)

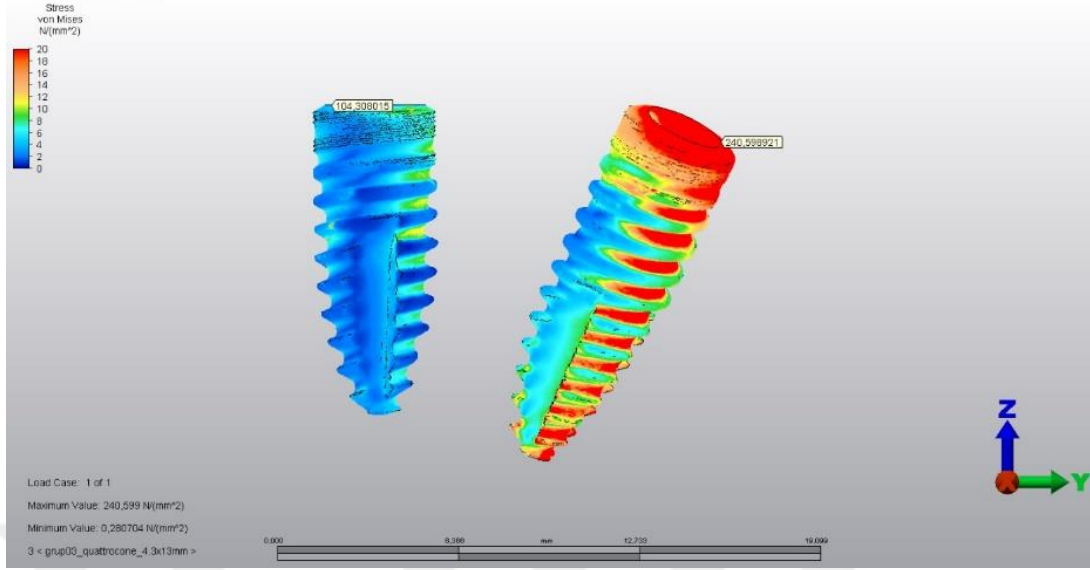
Bilateral oblik yükleme koşulları altında Grup 2’de 3.8mm çapta teknik için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 276.37 MPa görülürken, Grup 3’de 4.3mm çapta geleneksel dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 240.59 MPa görülmüştür. Posteriore yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 8.28 MPa olarak Grup 3 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.23 MPa olarak Grup 2 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 31.61 MPa olarak Grup 3 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmin değeri 1.48 MPa olarak Grup 2 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda VMS değerinin Grup 2’de daha yüksek, gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin ise Grup 3’de daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 11), grafikler ve görseller (Şekil 77-85) hazırlanıp karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Tablo 11. Grup 3 ve Grup 2’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

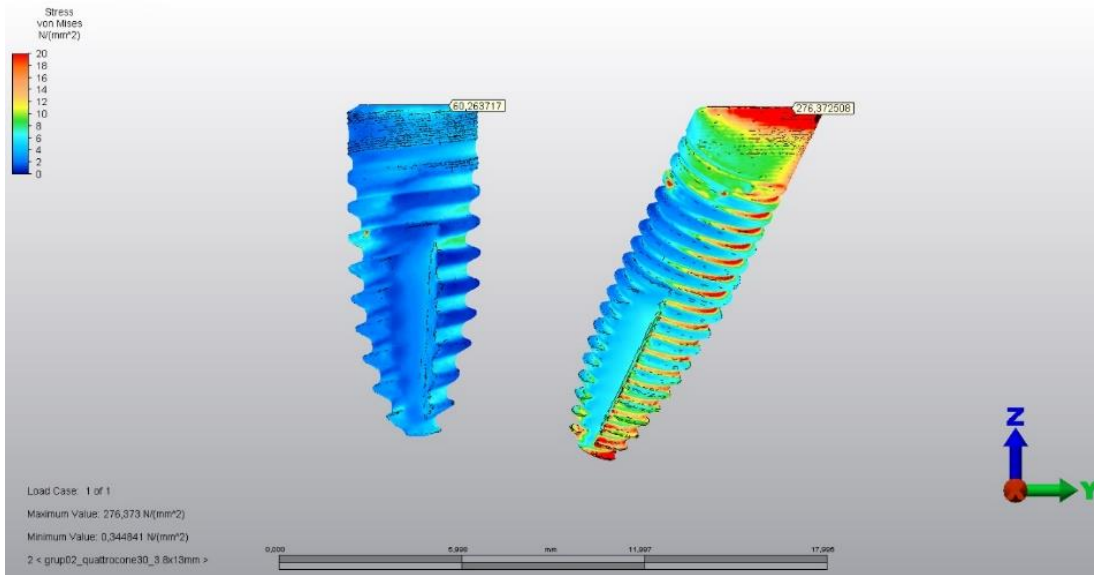
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 3	4,160621	8,285735	-2,250411	-31,613963	240.599
Grup 2	2,237452	3,770879	-1,488672	-30,887915	276.373



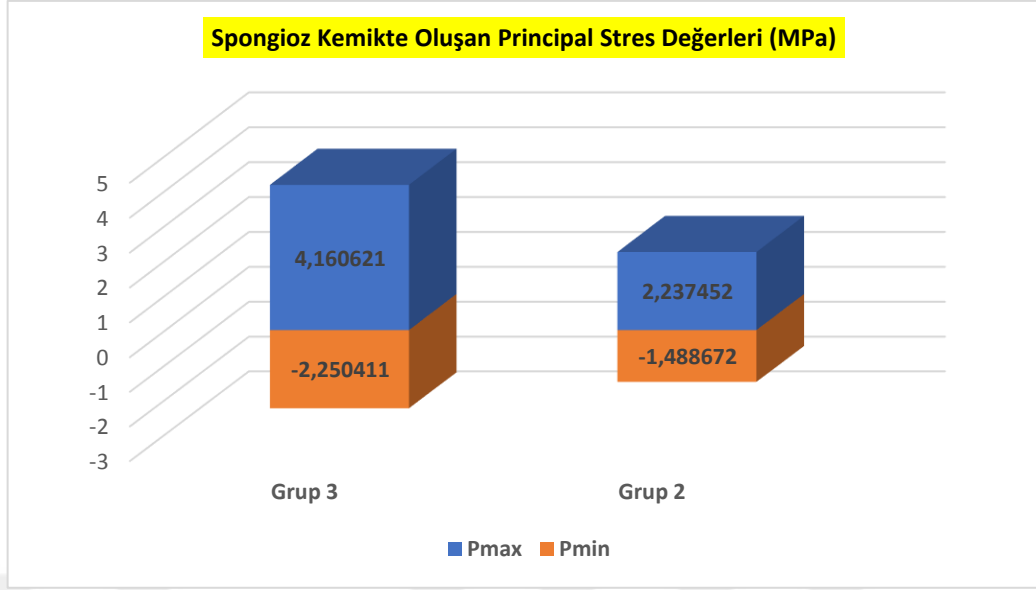
Şekil 77. Grup 3 ve Grup 2’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



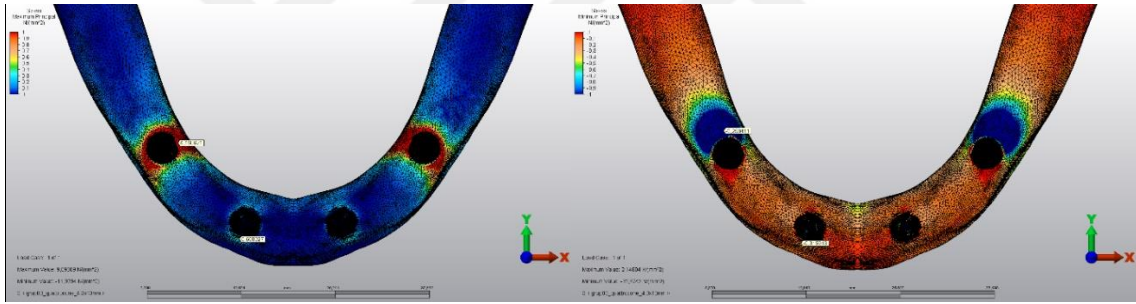
Şekil 78. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



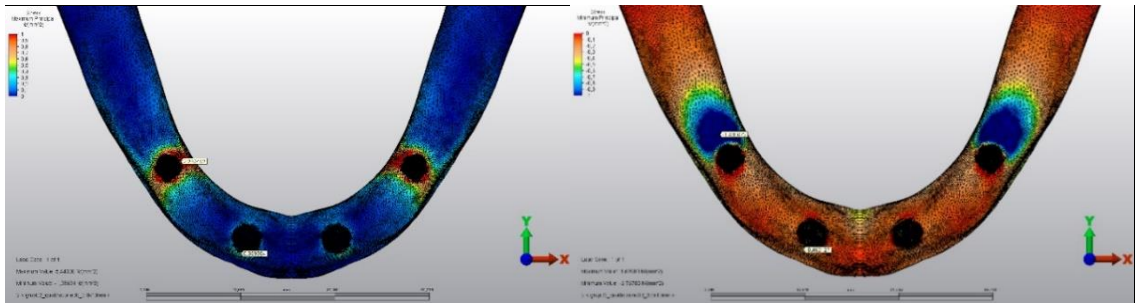
Şekil 79. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



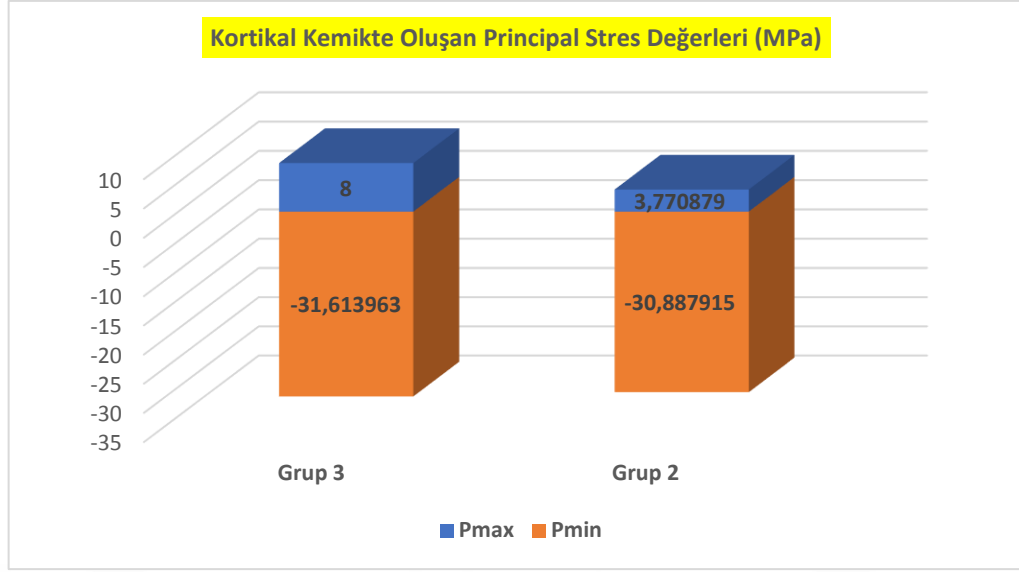
Şekil 80. Grup 3 ve Grup 2’de distal açılı implant çevresinde spongios kemikte oluşan principal stres değerleri



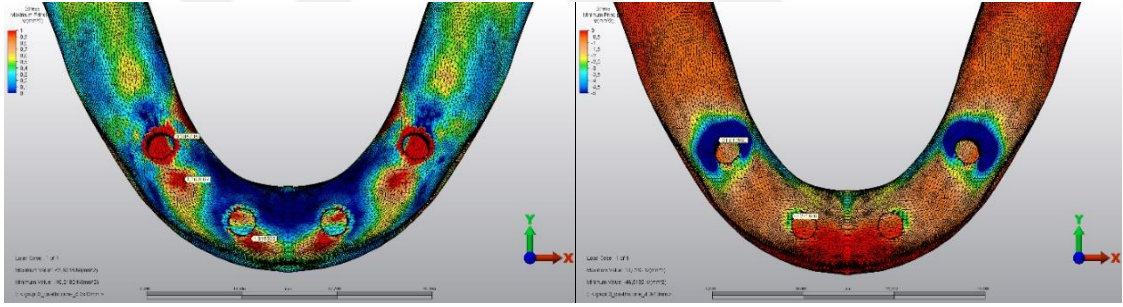
Şekil 81. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



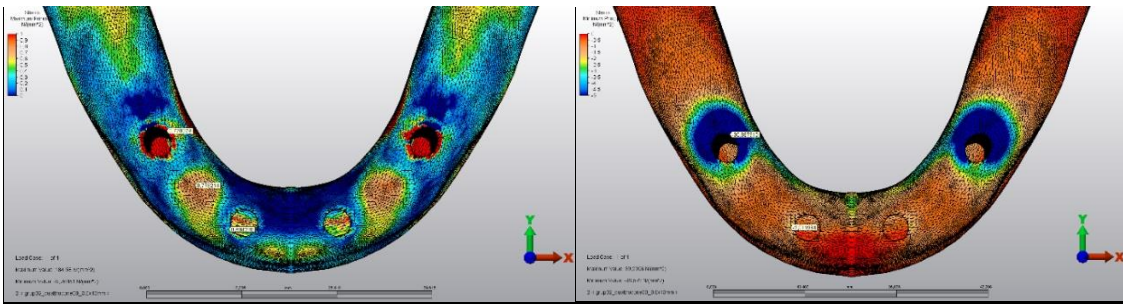
Şekil 82. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 83. Grup 3 ve Grup 2’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 84. Grup 3’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



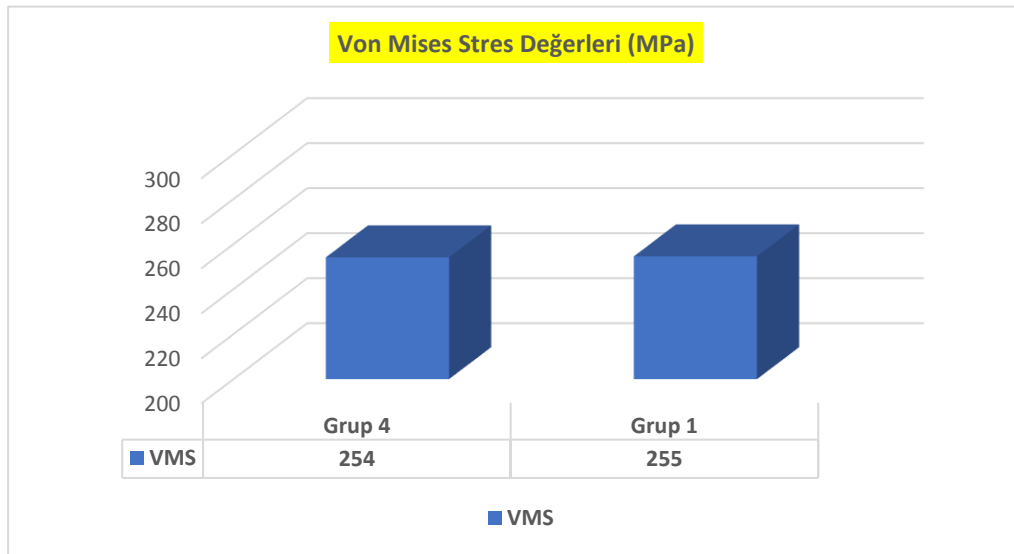
Şekil 85. Grup 2’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

4.3.6. Posteriorda 3.8 mm Çapta Geleneksel Dizayna Sahip İmplant ile 4.3mm Çapta Teknik için Özel Olarak Geliştirilmiş 30 Derece Açılı Dizayna Sahip İmplant Uygulanmış “All-on-four” Gruplarında Distal Açılı İmplant ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Grup 1 - Grup 4)

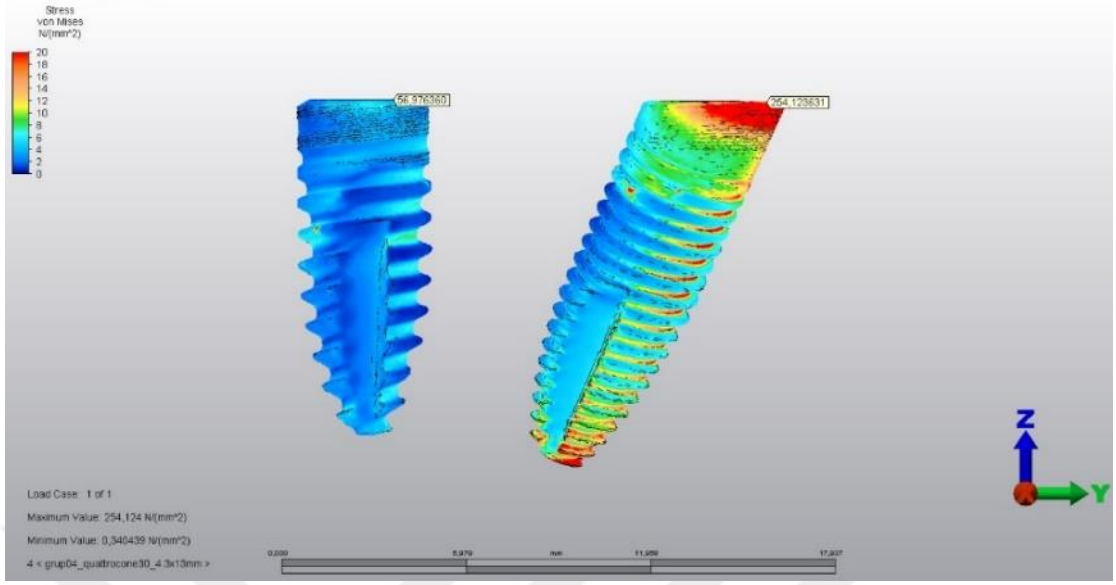
Bilateral oblik yükleme koşullarında Grup 4’de 4.3mm çapta teknik için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip distal açılı implant üzerinde VMS değeri 254.124 MPa görülürken, Grup 1’de 3.8mm çapta geleneksel dizayna sahip distal açılı implant üzerinde 254.537 MPa görülmüştür. Posteriora yerleştirilen açılı implant çevresindeki kemikte oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek Pmax değeri 9.90 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmax değeri 2.12 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. En yüksek Pmin değeri 38.12 MPa olarak Grup 1 kortikal kemikte ölçülürken en düşük Pmin değeri 1.36 MPa olarak Grup 4 spongios kemikte ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda VMS değerinin Grup 4 ve Grup 1’de birbirine oldukça yakın olduğu, fakat gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin Grup 1’de daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda oluşan stres değerleri ile stres dağılımı; tablolar (Tablo 12), grafikler ve görseller (Şekil 86-94) hazırlanıp karşılaştırmalı bir biçimde gösterilmiştir.

Tablo 12. Grup 4 ve Grup 1’de distal açılı implant ve çevre kemikte oluşan asal gerilimler

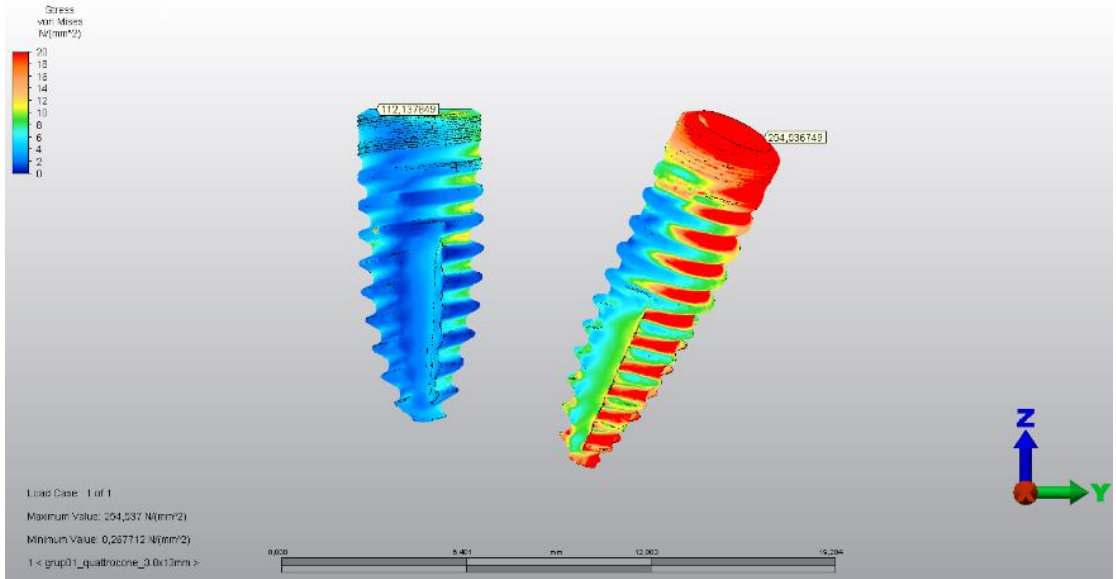
	Pmax(spongios)	Pmax(kortikal)	Pmin (spongios)	Pmin(kortikal)	Von-Mises
Grup 4	2,129872	2,226694	-1,362876	-24,304690	254.124
Grup 1	2,918151	9,901511	-2,603577	-38,125830	254.537



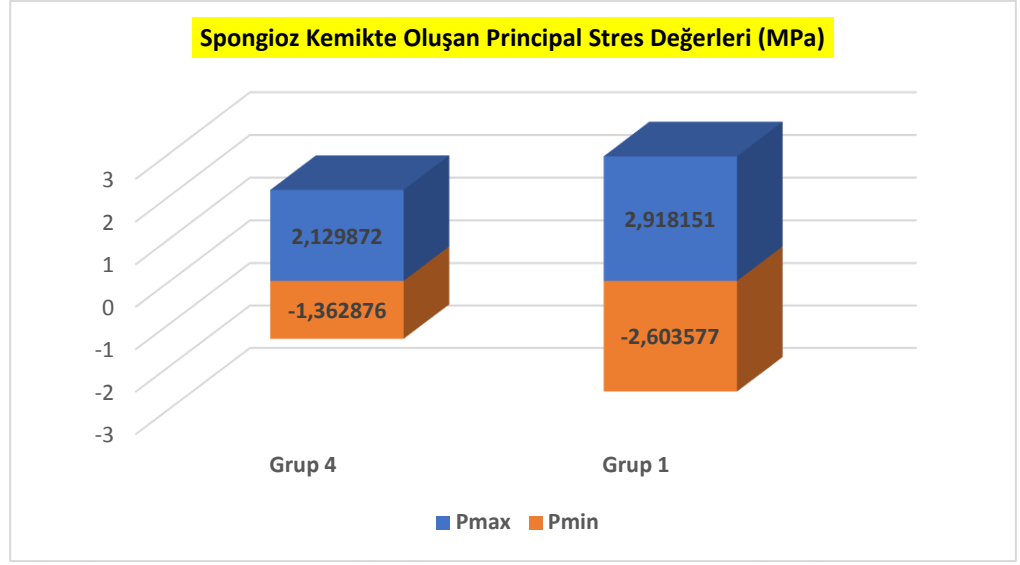
Şekil 86. Grup 4 ve Grup 1’de distal açılı implantlarda oluşan Von Mises değerleri



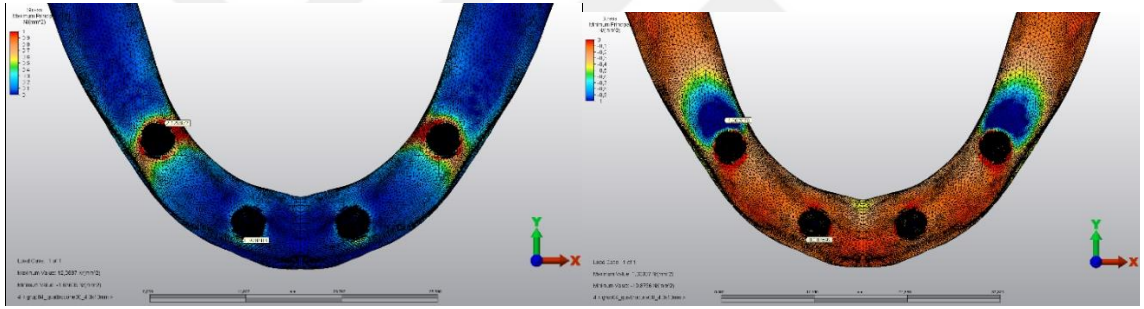
Şekil 87. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



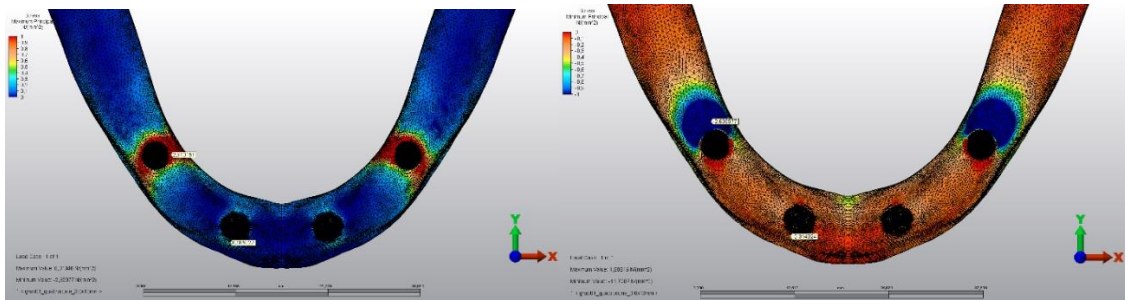
Şekil 88. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında implantlarda oluşan VMS dağılımının incelenmesi



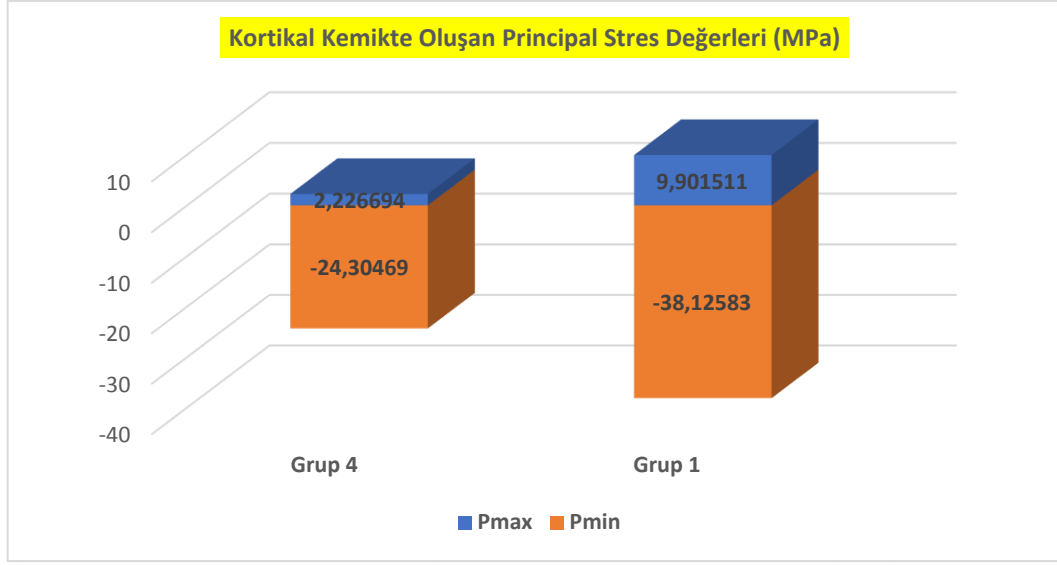
Şekil 89. Grup 4 ve Grup 1’de distal açılı implant çevresinde spongios kemikte oluşan principal stres değerleri



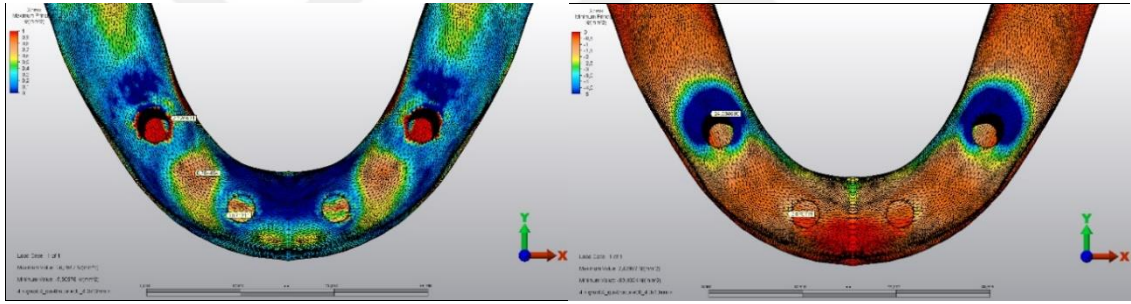
Şekil 90. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



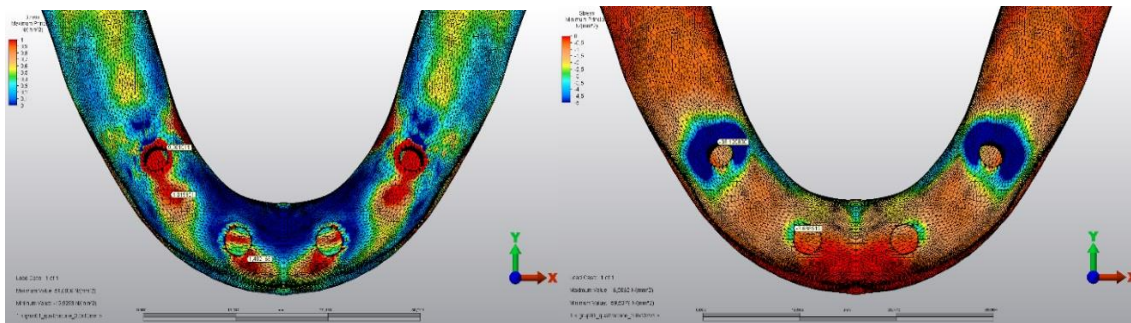
Şekil 91. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 92. Grup 4 ve Grup 1’de distal açılı implant çevresinde kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri



Şekil 93. Grup 4’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi



Şekil 94. Grup 1’de oblik yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres dağılımının incelenmesi

Tüm bu bulgulardan elde edilen verilere göre; “All-on-Four” tekniği için özel olarak geliştirilmiş boyun yapısına ve 30° açuya sahip implant tasarımının, aynı çaptaki geleneksel dizayna sahip implant tasarımına kıyasla çevre kortikal kemikte daha az strese neden olduğu gözlemlenmiştir. Dolayısıyla çalışmamız hipotezimizi doğrulamıştır.



5. TARTIŞMA

Çalışmamızda total dişsiz alt çene modellerine "all-on-four" tekniğine göre posteriora iki farklı boyun tasarımına ve çapa sahip implantlar yerleştirilmiştir. Restorasyon bu implantlar tarafından desteklenen titanyum alt yapıli akrilik (vidalı) hibrit protez ile tamamlanmıştır. Proteze oblik yükleme yapılarak iki farklı tasarıma sahip olan posterior implantlar ile çevresindeki kemiğe gelen stres değerleri karşılaştırmalı olarak; anterior implant, abutment ve alt yapıya gelen stres değerleri ise tüm gruplarla birlikte genel olarak SESA yöntemiyle incelenmiştir.

Dental implantlar tam dişsiz ve kısmi diş eksikliği bulunan hastaların rehabilitasyonunda uzun zamandır yaygın olarak kullanılmaktadır. Dişsiz çenelerin tedavisinde kullanılan implant destekli sabit protezler, gelişmekte olan ve uzun süreli klinik çalışmalarda yüksek başarı oranı gösteren bir tedavi yöntemidir.¹³¹ Çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvveti açısından karşılaştırıldığında implant destekli sabit protezlerin, overdenture implant destekli protezlere göre daha avantajlı olduğu belirtilmektedir.¹³²

Total dişsizlik vakalarında meydana gelen çene kemiğinin ileri derece rezorpsiyonunda; implant destekli protetik restorasyon uygulamak için standart uzunluğa sahip implant kullanılmak istendiğinde, bölgedeki kemik hacmini artırmak için greftleme yöntemleri, distraksiyon osteogenezi ve inferior alveoler sinir transpozisyonu gibi yöntemler uygulanabilmektedir. Bu yöntemler uygulandığında hastanın morbiditesi artmakta, intraoperatif ve postoperatif komplikasyonlar meydana gelebilmekte, maliyet artışının yanında tedavi süresinin uzaması da söz konusu olabilmektedir.¹⁰⁰

Atrofik çenelere implant uygulamasını güçleştiren bu dezavantajları elemine etmek için Malo ve ark.⁴ 2003'te 'All-on Four' olarak adlandırdıkları bir tedavi konsepti geliştirmişlerdir. Bu konseptte tamamen dişsiz hastaların sabit protezle tedavisi için her çene için 4 adet implant kullanılmaktadır. Alveolar kemikte anterior bölgeye 2 adet implant vertikal olarak yerleştirilirken, posterior bölgeye 2 adet implant açılı olarak yerleştirilmektedir.⁵ Bu çalışmada da mandibula anteriora tüm modellerde 2 adet vertikal olarak aynı çapta geleneksel dizayn (Quattrocone, Medentika) implant yerleştirilirken, mandibula posteriora ise 2 adet 30 derece açıyla iki farklı çapta geleneksel dizayn (Quattrocone, Medentika) ve özel olarak geliştirilmiş 30 derece açılı dizayn (Quattrocone30, Medentika) implantlar yerleştirilmiştir.

Malo ve ark.¹⁰⁷ alt çenede All-on-four konseptiyle uygulanan implantların 10 yıllık klinik takibini içeren bir çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmada 245 hastaya 980 implant uygulanmıştır. Yapılan 10 yıllık klinik takip neticesinde, 13 hastada toplam 21 implant kaybı yaşandığı bildirilmiştir. İmplantların 10 yıllık başarı oranını %94,8 olarak, protetik başarı oranı ise %99,2 olarak rapor edilmiştir.

Malo ve ark.¹³³ 2014 yılında yaptıkları başka bir çalışmada ise 324 hastaya immediat yükleme protokolüyle toplam 1296 adet implant yerleştirmişlerdir. Yapılan 7 yıllık klinik takip neticesinde sadece 18 adet implant kaybı gerçekleştiği rapor edilmiştir. Çalışmada implantların 7 yıllık sağkalım oranı %95.4 olarak, protez sağkalım oranı ise %99.7 olarak bildirilmiştir.

Literatüre göre All-on-four konsepti ile yerleştirilen implantların uzun süreli klinik takibini içeren çalışmalarda yüksek başarı oranına sahip oldukları gösterilmiştir.^{101,134,135}

Çiğneme sırasında, implantların çevresinde bulunan kemikte meydana gelen stresler kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Dolayısıyla implantlar çevresindeki kemikte oluşan streslerin hangi bölgede yoğunlaştığını belirlemek önemlidir. Kemikte oluşan stres ve gerinim dağılımlarını klinik olarak değerlendirmek oldukça zordur.^{136,137} İmplant çevresindeki bölgede meydana gelen gerinim ve stresi sayısal açıdan değerlendirmek, tedavinin hem devamlılığını hem de etkinliğini artırmaktadır. Ayrıca aşırı yükleme riski ve yük transferini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü de kolaylaştırabilmektedir.¹³⁸

Ağız içerisindeki bir dokuya kuvvet uygulandığında deformasyon ve stres oluşabilmektedir. Vital dokularda bu kuvvetlerin ölçülmesi ve yapısal bozukluğa nasıl neden olduğunun tespiti mümkün olmayabilir. Vital dokuların karmaşık biyomekanik yapısı mühendislik dalının bilgisayar tabanlı analiz yöntemleriyle in vitro olarak incelenebilmektedir.¹³⁹

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapıların bünyesinde meydana gelen kırılma, gerilme ve elastik deformasyon gibi değişimler matematiksel olarak değerlendirilebilir.¹⁴⁰ Literatürde son zamanlarda SESA yöntemine araştırmacıların yoğun ilgi gösterdiği ve implantolojideki çalışmalarda sıklıkla tercih ettiği görülmüştür.¹³⁹ Marcian ve ark.¹⁴¹ implant uygulaması öncesi SESA yönteminin kullanılması ile implantın sağ kalım süresinin öngörülebileceğini bildirmiştir. Vollmer ve

ark.¹⁴² SESA yönteminin kompleks biyomekaniğe sahip mandibulanın kuvvetler altındaki davranışının incelenmesinde, kemikte meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde faydalı ve yeterli bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu gibi avantajlarından dolayı çalışmamızda da kemikteki stresleri ve implantın uzun dönem başarısını değerlendirmek için SESA yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi düşünülen yapının 2 boyutlu veya 3 boyutlu analizini yapmak mümkün olabilmektedir. Meijer ve ark.¹⁴³ SESA yöntemini kullanarak 2 ve 3 boyutlu modeller elde edip bu modelleri birbirleriyle karşılaştırmıştır. Çalışmada 3 boyutlu modellerin stresin yoğunlaştığı alanları göstermede daha doğru ve daha gerçekçi sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin kompleks yapısı, çeşitliliği ve morfolojisi göz önüne alındığında, bu yapıların incelenmesi için 3 boyutlu SESA yönteminin kullanılması tavsiye edilmektedir. Bizim çalışmamızda da daha doğru ve gerçekçi sonuçlar elde etmek amacıyla 3 boyutlu SESA yöntemi kullanılmıştır.¹⁴⁴

Sonlu elemanlar stres analizinde yükleme koşullarında oluşan stres dağılımını etkileyen faktörlerin başında yapıların materyal özellikleri gelmektedir. Poisson oranı ve Elastisite modülü; homojen, lineer elastik ve izotropik özelliğe sahip materyallerde iki önemli ayırt edici özelliktir. Doğru verilerin elde edilebilmesi için bu özelliklerin olabildiğince gerçeğe yakın değerlerde belirlenmesi gerekmektedir.^{125,145} Araştırmacı tarafından belirlenen bu değerler sonrasında bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Çalışmamızda da literatür göz önünde bulundurularak; kortikal kemik, spongios kemik, implant, abutment, vida, altyapı ve üstyapı materyali için belirlenen değerler (Elastisite modülü ve Poisson oranı) sisteme aktarılmıştır.^{146,147} Ayrıca tüm çalışma modelleri izotropik, homojen ve lineer materyaller olarak kabul edilmiştir.

Literatürdeki çalışmalarda, SESA yöntemi ile daha başarılı veriler elde edilebilmek için anatomik yapının uygun bir biçimde modellenmesi gerektiği belirtilmektedir. İdeal bir modellemede düğüm ve eleman sayısının minimum 30.000-200.000 aralığında belirlenmesi gerekmektedir.^{148,149} Çalışmamızda kullanılan en az eleman ve düğüm sayısına sahip model bile 4141434 eleman ve 905460 düğüm noktasından oluşmaktadır. Bu sayılar, SESA yöntemiyle gerçekleştirilen çoğu çalışmada kullanılan eleman ve düğüm sayısı sayısına göre oldukça fazladır.^{150,151} Dolayısıyla çalışmamızda elde edilen verilerin gerçeğe yakın olduğu düşünülebilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle yapılan çalışmalarda oluşturulan geometrik modeller de önem taşımaktadır. Gautam ve ark.¹⁵² analiz yapmak üzere modellenmesi düşünülen doğal diş, kemik ve benzeri yapıların tetrahedral eleman şeklinde modellemesini önermiştir. Bizim çalışmamızda da modeller katı modele çevrilirken Tetrahedral ve Bricks tip elemanlardan yararlanılmıştır. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, olabildiğince 8 nodlu elemanlar kullanılmış olup, 8 nodlu elemanlar gerekli detaya ulaşamadığında 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlardan yararlanılmıştır.

İmplantlarla ilgili yapılan SESA çalışmalarında genellikle implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu kabul edilmektedir. Ancak hücresele seviyede %100 kemik ve implant teması mümkün değildir.¹²⁵ Bizim çalışmamızda da literatürdeki diğer çalışmalar gibi implant kemik bağlantısı %100 osseointegre kabul edilerek modelleme yapılmıştır. Bu nedenle SESA'nin bu sınırlaması göz önünde bulundurularak veriler değerlendirilmiştir.

Kortikal kemik kalınlığının farklı olması gerek kortikal kemikte gerek ise spongios kemikte farklı gerilmelere sebep olarak analiz sonuçlarını etkilemektedir. Kortikal kemik kalınlığı ile gerilme değerleri arasında ters orantı bulunmaktadır.¹⁵³ Çalışmamızda homojenlik sağlamak amacıyla kortikal kemiğin kalınlığı her bölgede 1.8 mm olarak kabul edilmiştir. Sonuçların değerlendirilmesinde farklı kortikal kemik kalınlıkları farklı gerilmelere neden olabileceğinden, standart sağlanılmaya çalışılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları statik ve dinamik yükleme koşulları altında yapılmaktadır. Statik yüklemede kuvvet sürekli ve sabit bir şekilde uygulanırken, dinamik yüklemede kuvvetin zamanla niteliği ve niceliği değişebilmektedir. Tavşanlarda yapılan bir çalışmada, implantlar dinamik ve statik yükleme koşulları altında incelenmiştir. Çıkan sonuçlara göre statik yükleme koşullarında implantlarda çevresel kemik korunurken, dinamik yükleme koşullarında implant çevresindeki kemikte rezorpsiyon gerçekleştiği bildirilmiştir.¹⁵⁴ Gotfredsen ve ark.¹⁵⁵ implantlar üzerine lateral statik yükleme yaparak gerçekleştirdikleri bir hayvan çalışmasında, implantlar etrafında daha yüksek yoğunluğa sahip kemik oluştuğunu ve kemik-implant temasının daha yüksek oranda mineralize olduğunu bildirmişlerdir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılması düşünülen yükleme tipi çalışmanın amacına uygun olarak seçilmektedir. Çalışmamızda kemik ve implant bünyesinde meydana gelecek maksimum stres dağılımlarını incelenmek amaçladığından, statik yüklemeler tercih edilmiştir.

İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarısında oklüzal yüklerin önemli bir etken olduğu bilinmektedir.¹⁵⁶ Bununla birlikte çoğu çalışma oklüzal yükleri yansıtmakta oblik kuvvetlerin daha etkin olduğunu bildirmektedir.^{99,116} Çalışmamızda da oklüzal yükleri daha iyi taklit ettiğinden bukkal-lingual yönde oklüzal planla 75° açı yapacak şekilde oblik kuvvetler kullanılarak yükleme yapılmıştır.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde çeşitli büyüklükteki kuvvetlerin uygulandığı görülmektedir. Naini ve ark.¹⁵⁷ yapmış oldukları 3 boyutlu SESA çalışmasında, All-on-four konseptine göre oluşturdukları modelde birinci büyük azı bölgesine her biri 100 N olmak üzere toplamda 300 N kuvvet uygulamışlardır. Doğan ve ark.⁹⁹ All-on-four konseptinde, kuvvetlerin implantlardaki ve çevre kemik dokudaki etkisini inceledikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, lingual taraftan birinci molar dişin ve premolar dişlerin bukkal tüberküllerine oklüzal planla 75° açı olacak şekilde her biri 100 N olmak üzere, toplamda 300 N kuvvet uygulamışlardır. Malhotra ve ark.¹⁵⁸ All-on-four konseptinde distal implanttaki farklı açılanmanın ve farklı kantilever uzunluğunun stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında 350 N kuvvet uygulamışlardır. Bununla birlikte Holmes¹⁵⁹ maksimum ısırma kuvvetine yakın değerlerde kuvvet uygulanmasıyla analizlerde daha doğru sonuçların elde edildiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek için literatür ile benzer olarak; 1. premolar ve 2. premolar dişlerin bukkal ve 1. molar dişin mesio-bukkal tüberkülüne her biri 100 N olmak üzere toplamda 300 N oblik kuvvet bilateral olarak uygulanmıştır.

Aktaş ve ark.¹⁶⁰ 2021 yılında yaptıkları SESA çalışmasında, All-on-four tekniğinde boyun kısmı açılı implant tercihinin meydana gelen stresler üzerine etkisini incelemişlerdir. Yüklemede 250 N kuvveti 30 derece açıyla unilateral olarak uygulamışlardır. Boyun bölgesi açılı implantlarda daha düşük VMS değerleri görülürken üzerindeki abutmentta daha yüksek VMS değerleri görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise 300 N kuvvet 75 derece açıyla bilateral olarak uygulanmıştır. Çalışmamızda özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantlarda VMS değerleri daha yüksek iken üzerlerindeki abutmentlarda daha düşüktür. Bu farkın oluşmasında kuvvetlerin uygulanma şekli (unilateral/bilateral) ve açısının (30 derece/75 derece) etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Çiğneme kasları tarafından implantlara ve protetik parçalara iletilen kuvvetler çift taraflı olduğu için, SESA çalışmalarında kuvvetlerin bilateral uygulanmasıyla daha doğru

veriler elde edilebileceği ifade edilmiştir.^{161,162} Çalışmamızın mümkün olduğunca gerçekçi sonuç vermesini hedeflediğimizden kuvvetler bilateral olarak uygulanmıştır.

Kim ve ark.¹⁶³ yaptıkları çalışmada, “All-on-four” konseptinde distal implantın açısının stres dağılımına etkisini fotoelastik analiz yöntemiyle incelemişlerdir. Literatürdeki diğer çalışmalara benzer olarak 30° açıyla yerleştirilen implantların vertikal olarak yerleştirilen implantlara göre posterior implantın distal krestal kemiğinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerini yaklaşık %17 azalttığını bildirmişlerdir. Bevilacqua ve ark.¹⁶⁴ yaptıkları çalışmada, distale açılı olarak yerleştirilen implantın daha ideal bir yük dağılımı sağlandığını bildirmişlerdir. Sabit protezlerde distal implantların 30°'lik açıyla yerleştirilmesinin, vertikal olarak yerleştirilmesine göre kortikal kemikte %52, trabeküler kemikte ise %47,6 oranında daha az streslere neden olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda özel olarak geliştirilmiş 30° derece eğimli implant dizaynını geleneksel implant dizayn ile karşılaştırdığımızdan tüm gruplarda posterior implantlar 30° distale açılı olarak yerleştirilmiştir. Böylece tüm çalışma gruplarında açı sabit tutularak standart sağlanmaya çalışılmıştır.

Himmlova ve ark.¹⁶⁵ implant çapının ve uzunluğunun stres dağılımına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, implant etrafındaki stres dağılımında çapın uzunluktan daha etkili olduğunu ve implant çapı sabit iken uzunluğunun artması ile strese çok az miktarda azalma meydana geldiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da gruplar arasındaki değişkenlere baktığımızda; implant çapı değişken olarak belirlenirken uzunluk sabit tutulmuştur. Bu da çalışma gruplarımızın literatür ışığında efektif olarak belirlendiğini göstermektedir.

Literatüre bakıldığında implant çapının 5 mm'yi aştığı durumlarda, implant yuvası hazırlanması sırasında kemikte oluşan yüksek miktarda ısı nedeniyle başarısızlık oluşabileceği ifade edilmiştir.⁶⁰ Bu nedenle çalışmamızda ısı artışına bağlı başarısızlık riskini elemine etmek için 3.8 mm ve 4.3 mm çapta implantlar tercih edilmiştir.

Yapılan klinik çalışmalar diş çekimi sonrası krette horizontal yönde önemli miktarda rezorpsiyon gerçekleştiğini ve bu rezorpsiyonun bukkal tarafta linguale göre daha belirgin olduğunu bildirilmiştir.^{166,167} Araujo ve Lindhe'nin¹⁶⁸ 2005 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında da histolojik olarak benzer sonuçlar gösterilmiştir. Dolayısıyla diş çekimi sonrası iyileşmiş alveol kretindeki kemik seviyesi bukkolingual olarak uyumsuzluk göstermektedir. Uyumsuz implant kemik ilişkisi ise implant

çevresinde periodontal cebin derinleşmesine ve marjinal kemik kaybı görülmesine neden olabilmektedir. Bu uyumsuzluğu elemine etmek ve implant çevresindeki sert ve yumuşak dokuyu korumak için bukkolingual olarak eğimli implant konfigürasyonları dizayn edilmiştir.

Carmagnola ve ark.¹⁶⁹ 1999 yılında köpeklerde yapmış oldukları bir çalışmada, bukkolingual olarak 4 mm uyumsuzluk olan krete implant uygulayarak 7 ay sonra değerlendirmiştir. İmplantların lingualindeki kemikte rezorpsiyon meydana gelirken, bukkolingual kemik seviyesi arasındaki fark korunmuştur. Welander ve ark.¹⁷⁰ tarafından 2009 yılında köpekler üzerinde yapılan başka bir çalışmada da bukkolingual kemik seviyesi arasındaki farkın iyileşme döneminden sonra da korunduğu bildirilmiştir. Abrahamsson ve ark.¹⁷¹ 2012 yılında köpekler üzerinde yaptıkları benzer bir çalışmada; boyun bölgesi eğimli implant kullanıldığında iyileşme döneminde kemikteki bukkolingual kemik seviyesi farkının korunduğunu ve yumuşak doku marjinin pozisyonunun diğer iki çalışmada da olduğu gibi bu farktan etkilenmediğini bildirmişlerdir.

Calvo Guirado ve ark.¹⁷² 2018’de köpekler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, All-on-Four konseptine göre alt çenede çekilen dişlerin yerine immediat olarak yerleştirilen boyun bölgesi eğimli dizayn implant ile boyun bölgesi düz dizayn implantı karşılaştırmışlardır. Marjinal kemik kaybı açısından iki dizaynın benzer davranışlar gösterdiğini fakat boyun bölgesi eğimli dizaynın yumuşak doku kalınlığı kazanma yönünden daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bu hayvan çalışmasında, bizim kullandığımız implantların aynısı tercih edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise; posteriorda boyun bölgesi düz implant yerine boyun bölgesi eğimli implant kullanıldığında kortikal kemikte oluşan asal stres değerlerinin azaldığı gözlemlenmiştir. Ancak her iki dizaynda da bu değerlerin rezorpsiyon sınırının altında kaldığı görülmüştür. Çalışmamız SESA çalışması olduğundan yumuşak doku kazancı değerlendirilememiştir.

Puisys ve ark.¹⁷³ 2020 yılında yaptıkları prospektif karşılaştırmalı klinik çalışmada, 10 hastaya toplam 40 implant uygulayarak belirli periyotlarla radyografik olarak takip etmişlerdir. Mandibulaya flepsiz cerrahiyle yerleştirilen geleneksel ve 30 derece eğimli implantların mesial ve distal bölgesinde kemik kaybı yönünden anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu klinik çalışmada bizim kullandığımız implantların

aynısı tercih edilmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak her iki dizaynda da rezorpsiyon için sınır kabul edilen değer aşılmamıştır.

Noelken ve ark.¹⁷⁴ 2012 yılında yaptıkları prospektif çalışmada, bukkolingual olarak kemik seviyesi farkı bulunan bölgelere yerleştirilen boyun bölgesi eğimli implantların 1 yıllık takibini yapmışlardır. Yapılan radyolojik ve klinik değerlendirmeler sonucu, iyileşme sürecinde yumuşak ve sert doku değişikliğinin minimal olduğunu bildirmişlerdir. Noelken ve ark.¹⁷⁵ 2016 yılında yaptıkları diğer bir prospektif çalışmada ise, bukkolingual seviye farkı olsun ya da olmasın çekim soketlerine immediat olarak uyguladıkları boyun bölgesi eğimli implantların 3 yıllık takibini yapmışlardır. Yapılan klinik değerlendirmelerde çalışmada kullanılan boyun bölgesi eğimli implantların implant başarısını (sağ kalımını) artırdığı, marjinal kemik stabilitesini koruduğu ve yumuşak doku estetiğini sağladığı bildirilmiştir.

Schiegnitz ve ark.¹⁷⁶ 184 hastaya uygulanan 238 implantı değerlendirdikleri çalışmada, düzensiz alveol kemik yapısına yerleştirilen boyun bölgesi açılı dizayn implantın standart dizayn implantlardan daha başarılı olduğunu bildirmiştir. İki yıl boyunca çeşitli zamanlarda yapılan klinik değerlendirmeler sonucunda boyun bölgesi eğimli implantların; implant boynu çevresindeki hem sert hem de yumuşak dokuyu desteklediğini, implant çevresindeki keratinize mukozanın yeniden kazanılmasına imkan tanıdığını ve yüksek sağkalım oranı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Rojas-Vizcaya ve ark.¹⁷⁷ yayınlamış oldukları klinik raporda, 53 yaşında kadın hastanın maksillasına ve mandibulasına 4'er adet implant uygulayarak immediat yükleme yapmışlardır. Posteriori boyun bölgesi eğimli implant kullandıkları bu çalışmada 3 yılın sonunda kemik seviyesinin implantlar seviyesinde stabil olduğunu, remodelling ile kret seviyesinin azaldığını fakat implant yivlerinin açığa çıkmadığını ve marjinal kemik kaybının oluşmadığını bildirmişlerdir. Kemik ve implant arasındaki uyumsuzluk, biyolojik olarak arzu edilmeyen sonuçları da beraberinde getirebilir. Periimplant alanlarında daha derin ceplere ve/veya marjinal kemik kaybına neden olabilir. İmplant platformu ile alveoler kemik arasındaki uyumsuzluğu en aza indirmek için eğimli implant açılı olarak kullanılmaktadır. Böylece istenmeyen biyolojik sonuçların önüne geçilmektedir. Aynı zamanda kemikteki redüksiyon ihtiyacı azaltılmakta veya elemine edilmektedir. Fakat implantın kemik seviyesinde sonlanması sağlamak için yuvanın ekstra drillenmesi ve implantın bir miktar daha döndürülmesi gerekebilir.

Karasan ve ark.¹⁷⁸ 2018 yılında SESA yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, bukkolingual olarak kemik seviyesi farkı bulunan hastalara uyguladıkları boyun bölgesi eğimli implantların, geleneksel implantlarla benzer stres dağılımı ve sonuçları gösterdiğini bildirmişlerdir.

Lofaj ve ark.¹⁷⁹ 2018 yılında yaptıkları çalışmada; mandibula modeline All-on-four konseptine göre anteriora standart dizayn ve posteriora 45 derece eğimli dizayn implantlar yerleştirerek SESA yöntemiyle incelemişlerdir. Posteriora boyun bölgesi eğimli implant uygulanmasıyla kortikal kemikteki Pmax değerlerinde 2 ila 4 kat azalma sağlanmıştır. All-on-four konseptinde stres miktarının azalmasıyla; protetik altyapı materyalindeki deformasyonun azalması, yumuşak dokudaki atrofinin azalması, marjinal alveolar kemikteki rezorpsiyon miktarının azalması ve implant destekli protez tedavisinin ömrünün uzaması beklenmektedir. Boyun bölgesi açılı implant uygulamasının kortikal kemikteki stresleri azaltmada oldukça basit ve etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Çalışmada kullanılan boyun bölgesi eğimli implant dizaynının ilk olarak vertikal yöndeki bukkolingual kemik seviyesi farkı için kullanılmış olmasına rağmen, All-on-four konseptinde de başarılı bir şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir.

Kortikal kemiğin elastisite modülü spongioz kemiğe göre daha yüksektir. Yapılan birçok çalışmaya göre kemikte stres yoğunluğunun en fazla görüldüğü yer implantın boyun bölgesidir.^{150,180} Bizim çalışmamızda da bütün gruplarda streslerin en fazla görüldüğü alan implantların boyun bölgesine karşılık gelen kortikal kemik bölgesidir. Bu bakımdan çalışmamız literatür ile uyumluluk göstermektedir.

Rubo ve ark.¹⁸¹ uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen streslerin en fazla kuvvete en yakın konumda bulunan implant ve çevresindeki kortikal kemikte oluştuğunu belirtmişlerdir. Benzer olarak çalışmamızda da bütün gruplarda en yüksek stres değerleri oblik kuvvetin uygulandığı yere en yakın konumda bulunan posterior implant ve çevresindeki kortikal kemikte gözlenmiştir. Bu yönden çalışmamız literatür tarafından desteklenmektedir.

Özil ve ark.¹⁸² 2021 yılında yaptıkları çalışmada All-on-four tekniği kullanılarak yerleştirdikleri implantlara ilave olarak posteriora kısa implantlar uygulamışlardır. Çalışmada total dişsizlik vakasının "all-on-four" tekniğiyle yapılan tedavisinde posteriora

uygulanan kısa implantların, distal açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen basma streslerini ciddi oranda azalttığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise implant sayısını artırmadan distal açılı implant çevresindeki kemikte meydana gelen stresi azaltmak için özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantlar tercih edilmiştir.

Kemik gibi kırılgan materyaller için Principal Stres (P_{max} , P_{min}) değerleri önem arz etmektedir. Çünkü Maksimum Principal Stres değeri kemiğin en yüksek çekme dayanımına eşit ya da ondan daha büyük değere sahip veya Minimum Principal Stress değeri en yüksek basma dayanımına eşit ya da ondan büyük değere sahip ise başarısızlık meydana gelir.¹⁸³ Kortikal kemiğin basma ve çekme streslerine karşı dayanma limiti sırasıyla 170-190 MPa ve 100-130 MPa'dır.¹³⁶ Çalışmamızda posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek Maksimum ve Minimum Principal Stres değerleri sırasıyla 9,90 MPa ve -38,12 MPa olarak 3.8 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülürken kemikte kırılma beklenmemektedir.

Kemiğin dayanımın sınırını gösteren bu değerler spongioz kemik için daha düşüktür. Spongioz kemiğin hem basma hem de çekme dayanımı için literatürde belirlenen sınır değer 5 MPa'dır.¹⁸⁴⁻¹⁸⁶ Çalışmamızda posterior implant çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen en yüksek Maksimum Principal Stres değeri 4,16 MPa olarak 4.3 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülmektedir. En yüksek Minimum Principal Stres değeri ise -2,60 MPa olarak 3.8 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülmektedir. Çalışmamızda bütün modellerde hem kortikal hem de spongioz kemikte çekme ve basma streslerine olan üst dayanım sınırı aşılmamıştır.

SESA ile kemik rezorpsiyonu değerlendirilmesinde kortikal kemikteki basma gerilimleri referans olarak kullanılmaktadır. Rezorpsiyon oluşmadan kemiğin devamlılığını sürdürebilmesi için literatürde kabul edilen sınır değer 56 MPa'dır.¹⁸⁷ Çalışmamızda en yüksek basma gerilimleri sınır değeri aşmamakla birlikte -38,12 MPa olarak 3.8 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülmektedir.

Çalışmamızın sınırları dahilinde posterior implantı çevreleyen kemikte oluşan asal stres değerleri; özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların bulunduğu gruplarda daha düşük bulunmakla birlikte, tüm gruplarda gerek kırık riski açısından gerek ise rezorpsiyon açısından kritik değerin altında kalmıştır. Ancak bu implant çevresindeki

kemikte oluşan gelen streslerin rezorpsiyona neden olmayacağı anlamına gelmemektedir. Sürekli bir biçimde aynı noktada meydana gelen streslerin rezorpsiyon riskini arttırdığı unutulmamalıdır.¹⁸⁸

Genellikle yük aktarım ve dağılım mekanizmalarını karakterize etmek amacıyla evrensel bir stres göstergesi olarak VMS değerleri kullanılmaktadır. İmplant materyalinin akma (yield) noktasını aşan VMS değerleri kırık riski oluşturabilir. Bu nedenle implantlarda meydana gelen VMS değerlerinin yorumlanması önem arz etmektedir.¹⁸³ Çalışmamızda posterior implantlarda meydana gelen en yüksek VMS değerleri 276,37 MPa olarak 3.8 mm çapında özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantlarda görülürken, en düşük VMS değerleri 240,59 MPa olarak 4.3 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantlarda görülmektedir. Çalışmamızda anterior implantlarda meydana gelen en yüksek VMS değerleri 112,13 MPa olarak 3.8 mm çapında geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülürken, en düşük VMS değerleri 56,97 MPa olarak 4.3 mm çapında özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların kullanıldığı grupta görülmektedir. Bütün gruplarda anterior ve posterior implantlarda oluşan stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 1119 MPa'ı geçmediğinden implant bünyesinde bir başarısızlık meydana gelmesi beklenmemektedir.¹⁸⁹

Çalışmamızda anterior abutment, posterior abutment ve alt yapıda oluşan en yüksek VMS değerleri sırasıyla 42,50 MPa, 127,01 MPa ve 567,36 MPa olarak geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplarda görülürken; en düşük VMS değerleri ise sırasıyla 30,35 MPa, 65,10 MPa ve 326,97 MPa olarak özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplarda görülmektedir. Tüm modellerde titanyum alt yapı ve abutmentlerde meydana gelen stresler titanyumun nihai dayanıklılık değeri olan 1119 MPa'ı ve yaklaşık gerilme dayanımı olan 700 MPa'yı aşmadığından abutmentlerde başarısızlık, alt yapıda ise kırılma beklenmemektedir.^{52,189}

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1) Çalışmada elde edilen verilere göre tüm gruplarda implantların boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte spongioz kemiğe göre stres değerlerinin daha yüksek olduğu ve basma kuvvetlerinin çekme kuvvetlerinden daha baskın olduğu belirlenmiştir.

2) Özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplarda posterior implantlarda meydana gelen VMS değerleri, aynı çapta geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplara göre bir miktar daha yüksek bulunmuştur.

3) Posteriori özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların kullanılması ile anterior implantlarda meydana gelen VMS değerleri bir miktar azalmıştır.

4) Tüm çalışma gruplarında anterior ve posterior implantlarda meydana gelen stresler titanyumun nihai dayanım limitini aşmadığından implant bünyesinde başarısızlık görülme ihtimalinin düşük olduğunu düşünmekteyiz.

5) Posterior bölgeye yerleştirilen özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantlarda daha yüksek VMS değerleri görülmesine rağmen, çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen asal stres değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

6) Gerek geleneksel dizayn gerek ise özel olarak geliştirilmiş dizayn implantların kullanıldığı gruplarda kortikal kemikte elde edilen stres değerlerinin rezorpsiyon için öngörülen kritik değerin altında olduğu gözlemlenmiştir.

7) Özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplarda anterior abutment, posterior abutment ve alt yapılarda meydana gelen VMS değerleri, aynı çapta geleneksel dizayna sahip implantların kullanıldığı gruplara göre daha düşük bulunmuştur.

8) Protez planlamasında kantilever stresi arttıran ve implant ömrünü kısaltan bir faktördür. Klinik pratiğinde all-on-four konseptinde distal kantilever etkisini azaltmak amacıyla eğimli implantların mandibulada kullanılması bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

9) Kortikal kemikte; özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implant, kendisinden daha geniş çaptaki geleneksel dizayna sahip implanttan daha az stres oluşturduğundan, klinik pratiğinde daha düşük kemik kalınlığına sahip vakalarda da all-on-four konsepti uygulaması mümkün olabilir.

10) Posteriora yerleştirilen özel olarak geliştirilmiş dizayna sahip implantın stres azaltma etkinliğinin; daha düşük çap ve farklı uzunluklara sahip implantlar, daha düşük kemik kalınlığına sahip mandibula modeli ve farklı kantilever uzunlukları kullanılarak SESA yöntemiyle incelenmesinin çalışmamıza katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

11) alışmamız SESA olduğundan sürtünmenin ihmal edilmesi vb. gibi var sayımlar, alınan sonuçları olumsuz yönde etkilemektedir. Bu yüzden daha çok in vivo çalışmalar yapılmasına ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Dalkız M. Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi. 1 ed. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık; 2010. 24-7, 33-53, 147-64, 484-8 p.
2. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011;16(1):e42-4.
3. Aktaş Ü. KA (2010). Dental implant cerrahisinde anatomik oluşumların önemi. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics.1(1):8-15.
4. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5 Suppl 1:2-9.
5. Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016;69:715-25.
6. Cowin SC. Bone mechanics handbook: CRC press; 2001.
7. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):15-46.
8. Bathe K-J. Finite element procedures: Klaus-Jurgen Bathe; 2006.
9. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry: Springer Science & Business Media; 2008.
10. Şenel FV, Soydan DSS, Ersöz DE, Yılmaz D. Farklı Tipte Endosteal İmplantların, Farklı Kuvvetler Altında Çevre Kemikte Oluşturduğu Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;2010(1):25-33.
11. Chattman R. Implantology: history and review. Bull Plainfield Dent Soc. 1970;2(2):15-9.
12. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5s):e1-e105.
13. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. J Calif Dent Assoc. 2001;29(11):737-45.
14. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 2008;17(1):5-15.
15. Derome J. [A bit of history and dental implantology today]. Promot Dent. 1973(20):12-8 passim.
16. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. J Clin Periodontol. 1991;18(6):474-81.
17. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J. 2003;53(6 Suppl 2):409-43.
18. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. Scand J Clin Lab Invest. 1959;11 Supp 38:1-82.
19. Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:59-68.
20. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1(1):11-25.
21. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4(4):333-40.

22. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. Quintessence Int. 1985;16(1):39-42.
23. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am. 1986;30(1):151-74.
24. Palacci P, Ericsson I. Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management: Quintessence Chicago. IL; 2001.
25. Bancroft J, Stevens A, Turner D. edition 4. Theory and practice of histological technique New York Churchill, Livingstone. 1996.
26. Misch CE. (2005) Dental Implant Prosthetics. 1th ed. St. Louis: Mosby, Inc. Chapter 14-19-20. .
27. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry: Quintessence Pub Co; 1985
28. Misch CE. Dental implant prosthetics. Elsevier Mosby; 2005.
29. Misch CE. Dental implant prosthetics-E-book, Place, Elsevier Health Sciences, Published 2005.
30. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. Clin J Am Soc Nephrol. 2008;3 Suppl 3(Suppl 3):S131-9.
31. Kalender O. Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. TOTBİD; 2008.
32. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(3):482-90.
33. Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. Oral Dis. 2011;17(1):33-44.
34. Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. Int J Oral Maxillofac Surg. 1991;20(2):75-82.
35. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988;17(4):232-6.
36. Hakkı S, Ertuğrul A. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. SÜ Diş Hek Fak Derg. 2009;18:336-41.
37. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. J Periodontol. 1992;63(11):859-70.
38. Protezler CST. 2. cilt, Profitez Akademisi ve Gnatoloji Dernegi 2. Bilimsel yayini. 1988.
39. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(5):639-45.
40. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2013;23(1):145-52.
41. Sidambe AT. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. Materials (Basel). 2014;7(12):8168-88.
42. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today. 1989;8(4):39-44.
43. López CS, Saka CH, Rada G, Valenzuela DD. Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. BMJ Open. 2016;6(2):e009288.
44. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(6):836-55.
45. Lefebvre C. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent 2005, 94: 76
46. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. Open Dent J. 2014;8:85-94.

47. Galloza A, Torres JJ, Torres J, Vargas VM, Vega OM, (2004). Biomechanics of implants and dental materials. *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, 5: 1-17.
48. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 1st ed 2005.
49. Misch CE. A scientific rationale for dental implant design. *Contemporary implant dentistry*. 1999.
50. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):436-40.
51. Chowdhary R, Hosadettu SR, Chandrakar N. A survey on the use of techniques, materials in dental implantology practice. *Indian J Dent Res*. 2012;23(2):297.
52. Khan SN, Ramachandran M, Kumar SS, Krishnan V, Sundaram R. Osseointegration and more—A review of literature. *Indian Journal of Dentistry*. 2012;3(2):72-6.
53. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*. 1996;23(2):79-90.
54. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996;27(6):401-8.
55. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):377-81.
56. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002;29(6):565-74.
57. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol*. 1990;6(2):23-31.
58. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 1st Edition ed. St. Louis: Elsevier Health Books; 2004.
59. Misch CE. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry* St Louis: Mosby. 1993:33-66.
60. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(2):173-80.
61. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
62. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
63. Ademhan O, Küçükkurt S, Çetiner S. Biomechanical comparison of stresses generated through two different dental implant designs to be applied in augmented maxillary sinus. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2017;27(3):154-60.
64. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(3):215-23.
65. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-17.
66. Uzun D, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Supplement 2* (2007). 2012.
67. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):536-43.
68. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005;74(1):49-58.
69. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):97-102.

70. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226-9.
71. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):101-8.
72. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-72.
73. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50(12):1284-8.
74. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol.* 1991;36(7):535-9.
75. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):671-6.
76. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3 [sup] rd ed. St Louis, MO: Mosby Elsevier. 2008:94.
77. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):38-45.
78. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537-52.
79. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.
80. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(4):513-22.
81. Marx RE. Clinical application of bone biology to mandibular and maxillary reconstruction. *Clin Plast Surg.* 1994;21(3):377-92.
82. G n pınar  ,  eng n MC, Sevin  AS. İnf rior Alveolar Sinir Transpozisyonu ile E  zamanlı Dental İmplant Yerle tirilmesi: 4 Yıl Takipli Bir Vaka Raporu. *Selcuk Dental Journal.* 8(3):832-8.
83. Saruhan N, Erta   . Atrofik Alveolar Kretlerin Ogmentasyonunda Ekstraoral Otojen Kemik Grefti Uygulamaları. *T rkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics.* 2012;3(3):18-28.
84. Movahed R, Pinto LP, Morales-Ryan C, Allen WR, Wolford LM. Application of cranial bone grafts for reconstruction of maxillofacial deformities. *Proc (Bayl Univ Med Cent).* 2013;26(3):252-5.
85. Rogers GF, Greene AK. Autogenous bone graft: basic science and clinical implications. *J Craniofac Surg.* 2012;23(1):323-7.
86. McAllister BS, Haghighat K. Bone augmentation techniques. *J Periodontol.* 2007;78(3):377-96.
87. Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31(2):163-91.
88.  ngelo DF, Vieira Ferreira JR. The Role of Custom-made Subperiosteal Implants for Rehabilitation of Atrophic Jaws - A Case Report. *Ann Maxillofac Surg.* 2020;10(2):507-11.
89. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:237-59.

90. Urbani G, Lombardo G, Santi E, Consolo U. Distraction osteogenesis to achieve mandibular vertical bone regeneration: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999;19(4):321-31.
91. McAllister BS. Histologic and radiographic evidence of vertical ridge augmentation utilizing distraction osteogenesis: 10 consecutively placed distractors. *J Periodontol*. 2001;72(12):1767-79.
92. Alkan A, Baş B, Inal S. Alveolar distraction osteogenesis of bone graft reconstructed mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100(3):e39-42.
93. Herford AS, Audia F. Maintaining vector control during alveolar distraction osteogenesis: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(5):758-62.
94. Smiler DG. Repositioning the inferior alveolar nerve for placement of endosseous implants: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(2):145-50.
95. Lorean A, Kablan F, Mazor Z, Mijiritsky E, Russe P, Barbu H, et al. Inferior alveolar nerve transposition and reposition for dental implant placement in edentulous or partially edentulous mandibles: a multicenter retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42(5):656-9.
96. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.
97. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241-7.
98. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont*. 2009;22(2):155-7.
99. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501-10.
100. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol*. 2011;37(4):431-45.
101. Maló P, Rangert B, Nobre M. 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*. 2005;7 Suppl 1:S88-94.
102. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. 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. *Private Practice*, 1-10 2007.
103. Ho C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J*. 2012;23:138-48.
104. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(10):Ze16-9.
105. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR, 3rd. The all on 4 shelf: mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(1):175-81.
106. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The "All-on-four" immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res*. 2014;2:78-81.
107. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. 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*. 2011;142(3):310-20.
108. Nicholson DW. Finite element analysis: thermomechanics of solids: CRC press; 2008.

109. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-3.
110. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A. Application of the finite element method in dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia.* 2013;10(4):369-77.
111. Güler M, Sadri Ş. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi.* 2015;5(1):56-66.
112. Brauer J. What every engineer should know about finite element analysis: CRC Press; 1993. 2-22 p.
113. Logan DL. A first course in the finite element method cengage learning. Inc; 2011. p. 19-23.
114. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334-41.
115. Moratal D. Finite element analysis: BoD–Books on Demand; 2010.
116. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. 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.* 1998;24(2):80-8.
117. Caputo A. Standlee, "Biomechanics in clinical dentistry", Chicago. Quintessence. 1987:19-23.
118. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of biomechanics. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics: Elsevier;* 2005. p. 1-16.
119. Wiesel SW, Delahay JN. Principles of orthopaedic medicine and surgery: Saunders; 2001.
120. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone.* 1993;14(4):595-608.
121. Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook. A Wiley-Interscience publication. Wiley; 1998.
122. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
123. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e: Pearson Education India; 2011. 22-85 p.
124. Shigley JE. (2011). Shigley's mechanical engineering design. Tata McGraw-Hill Education, 1-22.
125. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
126. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;11(1):18-23.
127. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(6):648-57.
128. Inan M. Cisimlerin Mukavemeti, IT Ü Yayınları, 6. Baskı; 1988.
129. Craig RG. Craig's restorative dental materials: Mosby; 2006.
130. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
131. Ayna M, Gülses A, Açıl Y. Comprehensive Comparison of the 5-Year Results of All-on-4 Mandibular Implant Systems With Acrylic and Ceramic Suprastructures. *J Oral Implantol.* 2015;41(6):675-83.
132. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the

- restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):511-7.
133. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. 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*. 2015;17 Suppl 2:e531-41.
 134. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. 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*. 2010;21(5):459-65.
 135. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. 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*. 2015;17(5):831-43.
 136. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013;109(1):9-21.
 137. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):663-71.
 138. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006;9(4):257-70.
 139. Gümrükçü Z, Sevdâ K. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı.. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(3):534-41.
 140. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):321-9.
 141. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830-6.
 142. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vègh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg*. 2000;28(2):91-6.
 143. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil*. 1996;23(11):757-63.
 144. Moeen F, Nisar S, Dar N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
 145. Hsu M-L, Chang C-L. Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis*. 2010;5:43-60.
 146. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(3):295-302.
 147. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio E, Jr., Vaz LG, Vander Sloten J, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1279-87.
 148. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):36-44.
 149. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998;25(4):299-303.

150. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29(4):350-6.
151. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(4):444-54.
152. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):507-15.
153. Medetalibeyoğlu F, Kaymaz İ, Korkmaz İH, Dağsuyu İM, Akpınar N. Mini vida yerleştirilmiş manbidulada kortikal kemik kalınlığına bağlı olarak gerilmelerin incelenmesi. *Sakarya Uni. J. Science.* 2012;16:294-302. .
154. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):207-18.
155. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):1-8.
156. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):e27-38.
157. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776-81.
158. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J.* 2012;57(4):440-5.
159. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):104-11.
160. Aktaş T. Dört implant destekli (All-on four) tedavi konseptinde boyun bölgesi açılı implant kullanımının oluşan stresler üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. *Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, Uzmanlık Tezi,* 2021; 37-40.
161. Faverani LP, Barão VA, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Júnior IR, et al. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;37:164-70.
162. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;38:306-14.
163. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):976-84.
164. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):539-42.
165. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
166. Pietrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent.* 1967;17(1):21-7.

167. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;23(4):313-23.
168. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*. 2005;32(2):212-8.
169. Carmagnola D, Araújo M, Berglundh T, Albrektsson T, Lindhe J. Bone tissue reaction around implants placed in a compromised jaw. *J Clin Periodontol*. 1999;26(10):629-35.
170. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. Placement of two-part implants in sites with different buccal and lingual bone heights. *J Periodontol*. 2009;80(2):324-9.
171. Abrahamsson I, Welander M, Linder E, Berglundh T. Healing at implants placed in an alveolar ridge with a sloped configuration: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(1):62-9.
172. Calvo Guirado JL, Lucero-Sánchez AF, Boquete Castro A, Abboud M, Gehrke S, Fernández Domínguez M, et al. Peri-Implant Behavior of Sloped Shoulder Dental Implants Used for All-On-Four Protocols: An Histomorphometric Analysis in Dogs. *Materials (Basel)*. 2018;11(1).
173. Puisys A, Auzbikaviciute V, Vindasiute-Narbutė E, Zukauskas S, Vaicekauskas K, Razukevicius D. Crestal bone stability after flapless placement of sloped implants with immediate temporization in edentulous mandible. A prospective comparative clinical trial. *Clin Exp Dent Res*. 2021;7(2):131-6.
174. Noelken R, Donati M, Fiorellini J, Gellrich NC, Parker W, Wada K, et al. Soft and hard tissue alterations around implants placed in an alveolar ridge with a sloped configuration. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(1):3-9.
175. Noelken R, Oberhansl F, Kunkel M, Wagner W. Immediately provisionalized OsseoSpeed™ Profile implants inserted into extraction sockets: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(6):744-9.
176. Schiegnitz E, Noelken R, Moergel M, Berres M, Wagner W. Survival and tissue maintenance of an implant with a sloped configured shoulder in the posterior mandible-a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(6):721-6.
177. Rojas-Vizcaya F, Zadeh HH. Minimizing the discrepancy between implant platform and alveolar bone for tilted implants with a sloped implant platform: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):319-24.
178. Karasan D, Güncü MB, Ersu B, Canay Ş. Biomechanical Behavior of Implants with a Sloped Marginal Configuration. *Int J Prosthodont*. 2018;31(6):587-90.
179. Lofaj F, Kučera J, Németh D, Minčík J. Optimization of Tilted Implant Geometry for Stress Reduction in All-on-4 Treatment Concept: Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(6):1287-95.
180. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):328-34.
181. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*. 2008;34(5):248-55.
182. Özil E. Posterior bölgeye yerleştirilen kısa implantların "All-On-Four" tekniğine göre uygulanan distal açılı implantlar üzerindeki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun, Uzmanlık Tezi*, 2021; 82-84
183. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(5):722-30.
184. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal

- bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-31.
185. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory.* 2008;16(8):971-87.
186. Natali A, Hart R, Pavan P, Knets I. Mechanics of bone tissue. *Dental biomechanics*: CRC Press; 2003. p. 19-37.
187. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, Vasconcellos RJ. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(2):335-42.
188. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992;1(4):289-94.
189. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's restorative dental materials* (13 bs.): Elsevier Mosby. 2011.

