

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE
UYGULAMALARI VE ALL-ON-FOUR SİSTEMİNİN
ATROFİK MANDİBULADA FRONTAL TRAVMATİK
KUVVET SONUCU OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Mustafa Seçkin YAZAR

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN**

**ERZURUM
2020**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE UYGULAMALARI VE
ALL-ON-FOUR SİSTEMİNİN ATROFİK MANDİBULADA
FRONTAL TRAVMATİK KUVVET SONUCU OLUŞAN STRESLER
ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ

Dt. Mustafa Seçkin YAZAR

Tez Savunma Tarihi : 02.07.2020
Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ertunç DAYI
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ümit YOLCU
Jüri Üyesi : Doç. Dr. Songül CÖMERT KILIÇ
Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN

ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Dental İmplantın Tanımlanması ve Tarihçesi.....	4
2.1.2. Osseointegrasyonun Tanımı	4
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	5
2.1.4. İmplant Destekli Protez Sınıflamaları.....	6
2.1.5. Tam Dişsiz Alt Çeneye Sahip Hastalarda Tedavi Seçenekleri	8
2.1.5.1. Konvansiyonel Doku Destekli Haraketli Tam Protez.....	8
2.1.5.2. Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler	8
2.1.5.2.1. Bar Ataçmanlı Overdenture Protezler.....	8
2.1.5.2.2. Ball Ataçmanlı Overdenture Protezler.....	9
2.1.5.2.3. Locator Ataçmanlı Overdenture Protezler	10
2.1.5.3. All-on-Four Sistemi	10
2.2. Kemik Değerlendirmesi ve Rezorbsiyon	10
2.2.1. Kemik Dokusu	10
2.2.2. Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması.....	11
2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu	12

2.2.4. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması.....	13
2.3. Kırık Tanımı	13
2.3.1. Kırık Tipleri ve Sınıflandırılması	13
2.3.2. Maksillofasiyal Kırık Etiyolojisi.....	14
2.3.3. Mandibula Kırık Etiyolojisi	15
2.3.4. Mandibula Biyomekaniği	16
2.3.5. Tam Dişsiz Atrofik Mandibula Kırıkları	19
2.4. Kuvvet Analizleri.....	20
2.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar	20
2.4.1.1. Kuvvet.....	20
2.4.1.2. Gerilme (Stres).....	20
2.4.1.3. Gerinim (Strain).....	22
2.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü.....	22
2.4.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	23
2.4.1.6. Homojen Cisim	23
2.4.1.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim	23
2.4.1.8. Lineer Elastik Cisim	23
2.4.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	24
2.4.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi.....	25
3. MATERYAL METOD	30
3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri.....	30
3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması	32
3.2.1. Mandibula Modellerinin Hazırlanması	32
3.2.2. Çalışma Modellerinin Hazırlanması	35
3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi.....	39

3.3.1. Materyal Özellikleri.....	39
3.3.2. Sınır Koşulları.....	40
3.3.3. Yükleme Koşulları.....	41
3.4. Nihai Modeller.....	42
4. BULGULAR.....	47
5. TARTIŞMA.....	67
6. SONUÇLAR.....	84
KAYNAKLAR.....	86
EKLER.....	109
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	109
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	110

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan çekinmeyen, mesleki becerilerimi kazanmamda üzerimde büyük hakkı olan danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün değerli öğretim üyeleri; Prof. Dr. Ümit ERTAŞ, Prof. Dr. Ertunç DAYI, Doç. Dr. Adnan KILINÇ, Doç. Dr. Songül CÖMERT KILIÇ, Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Zeynep BAYRAMOĞLU'na;

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bütün asistan arkadaşlarıma ve tüm anabilim dalı çalışanlarına;

Son olarak bugünlere gelmemde en büyük katkıyı sağlayan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini yanımda hissettiğim eşime ve aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Mustafa Seçkin YAZAR

ÖZET

İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları ve All-On-Four Sisteminin Atrofik Mandibulada Frontal Travmatik Kuvvet Sonucu Oluşan Stresler Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Amaç: Atrofik tam dişsiz hastalarda dişsizliği rehabilite etmek amacıyla implant destekli overdenture protezler ve All-on-four prosedürleri tercih edilmektedir. Ancak bu implant uygulamalarının zaten atrofi nedeniyle dayanıklılığı azalmış olan mandibulanın frontal travmatik kuvvetler karşısındaki dayanıklılığını nasıl etkilediğine dair detaylı çalışmalar bulunmamaktadır. Bu çalışma ile atrofik tam dişsiz mandibulalarda uygulanan geleneksel tam protez iki implant ve dört implant destekli overdenture protez sistemleri ile All-on-four prosedürlerinin mandibulanın frontal travmatik kuvvete karşı dayanıklılığına olan etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Materyal ve metod: İki farklı atrofi seviyesine sahip mandibula modelleri bilgisayar ortamında oluşturuldu. Bu iki modelin her birine de geleneksel tam protez, iki implant destekli locator ataçmanlı overdenture protez, dört implant destekli bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on four prosedürüne uygun protezler modellendi. Tüm modellere simfiz bölgesinden frontal düzleme dik bir şekilde 1cm çapında dairesel alandan 2000N kuvvet uygulanarak statik lineer analizler gerçekleştirildi. Analizler sonucunda mandibula üzerinde oluşan P_{max} , P_{min} ve von Mises stres değerleri elde edildi.

Bulgular: Tüm modellerde korpus ve angulus bölgelerinde oluşan streslerin kemiğin dayanıklılık seviyesinin altında olduğu görülmektedir. Bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four sisteminin uygulandığı modellerde simfiz ve kondil bölgesinde oluşan streslerin yer yer kemiğin dayanıklılık seviyesini aştığı gözlenirse de genel olarak locator ataçmanlı overdenture protez ve geleneksel tam protez uygulanan modellere göre daha az stres olduğu gözlenmiştir.

Sonuçlar: Tam dişsiz atrofik mandibulaya sahip hastalarda diğer tedavi seçeneklerine göre implantların birbirine bağlandığı bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four prosedüründe mandibulaya frontal travmatik kuvvet uygulandığında özellikle de simfiz bölgesinde daha az stres olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: All-on-four, Atrofik tam dişsiz mandibula, Dental implant, overdenture, Sonlu eleman analizi, Travmatik kuvvet

ABSTRACT

Effects Of Implant Supported Overdenture Applications And All-On-Four System On The Response To Frontal Traumatic Force In Atrophic Mandible: Three Dimensional Finite Element Analysis

Aim: Implant-supported overdenture prostheses and All-on-four procedure are preferred in order to rehabilitate toothlessness in atrophic edentulous patients. However, there are no detailed studies on how these implant applications affect the durability of the mandible, the lower jaw bone, which has already decreased endurance due to atrophy. The aim of this study is to evaluate the effects of frontal traumatic force; All-on-four procedures, traditional full denture, two implants and four implant supported overdenture systems applied in fully edentulous mandible on the durability of the mandible.

Material and method: Mandibula models with two different levels of atrophy were created in a computer environment. Both of these models were applied with traditional full prosthesis, two implant supported locator attachment overdenture prosthesis, four implant supported bar attachment overdenture prosthesis and All-on four procedures. Static linear analysis was performed by applying 2000N force from the 1 cm diameter circular area. As a result of the analyzes, Pmax and Pmin stress values on the mandible were obtained.

Results: In all models, it is seen that the stresses occurring in the corpus and angulus regions occur below the level of durability of the bone. In the models where the bar attachment overdenture prosthesis and All-on-four system are applied, it is observed that the stresses occurring in the symphysis and condyle region in places exceed the resistance level of the bone, but in general, it was observed that less stress occurred than the models with traditional full dentures and locator attachment overdenture prosthesis.

Conclusion: Although there are different treatment options in patients with a edentulous mandible, it should be taken into consideration that overdenture prosthesis with bar attachments and All-on-four procedure will give more positive results against traumatic forces.

Keywords: All-on-four, Atrophic edentulous mandible, Dental Implant, Finite element analysis, overdenture, Traumatic force

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BT	: Bilgisayarlı tomografi
cm	: Santimetre
GPa	: Gigapaskal
Kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Pmax	: Maksimum principal stres
Pmin	: Minimum principal stres
SEA	: Sonlu elemanlar analizi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No

Sayfa No

Şekil 2.1. Mandibuladaki kortikal ve spongioz kemik yapısı.....	11
Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması	12
Şekil 2.3. Cawood ve Howell'in mandibula rezorbsiyon sınıflaması	13
Şekil 2.4. Mandibular kırıkların anatomik dağılımı	16
Şekil 2.5. Mandibular simfize uygulanan kuvvet ve sonucunda bukkal tarafta oluşan basma stresi ve lingual tarafta oluşan çekme stresi	17
Şekil 2.6. Yatay olarak unfavorable kırık hattı solda favorable kırık hattı sağda	18
Şekil 2.7. Dikey olarak favorable kırık hattı solda unfavorable kırık hattı sağda	18
Şekil 2.8. Sınıf 1 atrofi.....	19
Şekil 2.9. Sınıf 2 atrofi.....	19
Şekil 2.10. Sınıf 3 atrofi.....	20
Şekil 3.1. Optik tarayıcı.....	31
Şekil 3.2. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)	32
Şekil 3.3. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi	33
Şekil 3.4. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları.....	34
Şekil 3.5 Sınıf 2 atrofiye sahip model	35
Şekil 3.6. Sınıf 3 atrofiye sahip model	35
Şekil 3.7. İmplant ve protetik parçaların tasarımları	37
Şekil 3.8. İmplantsız modeller	38
Şekil 3.9. Locator ataçmanlı overdenture modeli	38
Şekil 3.10. Bar ataçmanlı overdenture modeli	39
Şekil 3.11. All-on-four modeli	39

Şekil 3.12. Modele anterior-posterior temporal kas, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kasların eklenmiş hali	41
Şekil 3.13. Yükleme koşulları	42
Şekil 3.14. Sınıf 3 atrofi geleneksel tam protez modeli.....	42
Şekil 3.15. Sınıf 3 atrofi locator ataçmanlı overdenture protez modeli.....	43
Şekil 3.16. Sınıf 3 atrofi bar ataçmanlı overdenture protez modeli.....	43
Şekil 3.17. Sınıf 3 atrofi All-on four modeli	43
Şekil 3.18. Sınıf 2 atrofi geleneksel tam protez modeli.....	44
Şekil 3.19. Sınıf 2 atrofi locator ataçmanlı overdenture protez modeli.....	44
Şekil 3.20. Sınıf 2 atrofi bar ataçmanlı overdenture protez modeli.....	44
Şekil 3.21. Sınıf 2 atrofi All-on-four modeli	45
Şekil 3.22. Mandibulada incelenen anatomik bölgeler 01: simfiz, 02: korpus, 03: angulus, 04: kondil.....	46
Şekil 4.1. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri ...	47
Şekil 4.2. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri ...	48
Şekil 4.3. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri ..	49
Şekil 4.4. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri ..	50
Şekil 4.5. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri.	51
Şekil 4.6. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri.	52
Şekil 4.7. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri...	53
Şekil 4.8. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri...	54
Şekil 4.9. Sınıf 2 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelindeki stres dağılımı.....	55
Şekil 4.10. Sınıf 3 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelindeki stres dağılımı.....	55
Şekil 4.11. Sınıf 2 atrofiye sahip locator ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı	56

Şekil 4.12. Sınıf 3 atrofiye sahip locator ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı	56
Şekil 4.13. Sınıf 2 atrofiye sahip bar ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı	57
Şekil 4.14. Sınıf 3 atrofiye sahip bar ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı	57
Şekil 4.15. Sınıf 2 atrofiye sahip All-on-four modelindeki stres dağılımı	58
Şekil 4.16. Sınıf 3 atrofiye sahip All-on-four modelindeki stres dağılımı	58
Şekil 4.17. Geleneksel tam protez modellerinde stres dağılımları	59
Şekil 4.18. Locator ataçman modellerinde stres dağılımları	60
Şekil 4.19. Bar ataçman modellerinde stres dağılımları	61
Şekil 4.20. All-on-four modellerinde stres dağılımları.....	62
Şekil 4.21. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerdeki von Mises streslerinin dağılımı	64
Şekil 4.22. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerdeki von Mises streslerinin dağılımı.....	65

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Materyal özellikleri.....	40
Tablo 3.2. Eleman ve düğüm sayıları.....	45
Tablo 4.1. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri .	47
Tablo 4.2. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri .	48
Tablo 4.3. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri.	49
Tablo 4.4. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri.	50
Tablo 4.5. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri	51
Tablo 4.6. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri	52
Tablo 4.7. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri .	53
Tablo 4.8. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri .	54
Tablo 4.9. Kortikal kemikte oluşan von Mises stres değerleri.....	63
Tablo 4.10. Spongioz kemikte oluşan en yüksek stres değerleri	66

1. GİRİŞ

Dişsiz atrofik mandibulaya sahip olan ve hareketli protez kullanan hastalar yumuşak ve sert doku kaybının protez kullanımında ağrı, yemede-konuşmada zorluk ve stabilite problemlerine neden olması sebebiyle ciddi fonksiyonel ve psikolojik sorunlar yaşamaktadır.¹ Bu sebeple özellikle yaşlı hastalarda görülen dişsiz atrofik mandibulanın protetik rehabilitasyonlarında büyük zorluklar çekilmektedir ve yeni çözümler aranmaktadır.¹

İmplant tedavileri dişsizliğin tedavisi için yapılan protezlerin seçenek yelpazesini arttırmıştır.² İmplant destekli geleneksel sabit protez yapımı için mandibula posterior bölgede yeterli kemik yüksekliği olması gerekmektedir ve bu nedenle atrofik çenelerde ek cerrahi işlemler gerekebilmektedir. Farklı tedavi seçenekleri arasında, verilere bakıldığında implantla tedavi edilen hastalara fonksiyonel olarak etkili, memnun edici estetiği ve tutuculuğu iyi olan overdenture tipi hareketli protezler de sunulmaktadır, bu da hasta memnuniyetinde önemli artışlar göstermektedir.³

Bu tedavi alternatiflerinin çiğneme kuvvetlerinin kemiğe iletimi ile ilgili çok sayıda çalışma olmasına karşın mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin dağılımına olan etkilerinin incelendiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.⁴⁻⁶ Farklı protetik yaklaşımların mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin dağılımına olan etkilerinin değerlendirildiği bir çalışma ise bulunmamaktadır.

Dünya sağlık örgütü dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının yükseldiğini ve ilerde de yükseleceğini bildirmiştir.^{7, 8} Yaşlı hastalarda en sık görülen travma genelde düşmedir. Düşme vakalarının genellikle yaşlı hastalarda gözlemlendiği, yaşlı hastaların günlük hayatta düşmelerinin yaşlılığın fizyolojik etkileriyle, denge kaybının yaşla beraber artmasıyla, reflekslerde azalma ve sistemik patolojik şartlar sebebiyle gerçekleştiği bildirilmiştir.^{9, 10} Kemik fizyolojisi yaşlı bireylerde daha karmaşık

yapıda olup morfolojik değişimler ve kemik sertliğinde artış izlenmektedir. Yaşlı popülasyonda mandibular dişlerin kaybının kemikte atrofiye, kortikal kemik oranının artışı, vaskülaritede azalma ve beslenmede bozukluğa neden olduğu ve bu etkenlerin fraktür ihtimalini arttırdığı bildirilmiştir.¹¹ Bu durum yaşlı bireylerde yılda %4.4 oranında düşme veya kaza nedenli travmaya maruz kalma riskini arttırmaktadır.

Mandibulada kırıklar en çok sırasıyla kondil, korpus ve simfiz bölgesinde görülürken düşme ile simfize uygulanan kuvvet ile kondil kırıklarının meydana geldiği bu kırıkların simfiz kırıklarıyla kombine de olabileceği bildirilmiştir. Atrofik mandibulada ise düşmenin daha çok korpus kırıklarına neden olduğu bildirilmiştir. Ancak bu hastaların hangi yönlerden travmaya maruz kaldıkları bildirilmemiştir.¹⁰ 4 veya daha az sayıda dişi olan hastalarda korpus kırığı görülme sıklığının 10 veya daha fazla dişi olan hastalara oranla bariz şekilde daha yüksek olduğu bildirilmiştir.¹⁰ Dişsiz hastalarda korpus kırıklarının diğer bölge kırıklarına göre daha sık görüldüğü, bunun mandibulanın yüksekliğinde azalmayla beraber beslenmesindeki bozuklukla da ilişkili olduğu bildirilmiştir.¹²

Albrektsson mandibula fraktürlerinin implant uygulamalarına bağlı olarak gerçekleşebileceğini bildirmiştir.^{1, 13} İmplant yerleşimli çenelerde mandibula fraktürleri çok sık görülmemekle birlikte %0.2 olarak bildirilmiştir.^{14, 15} 1990 ile 2007 yılları arasında dişsiz mandibulada implant yerleştirilen 475000 hastada mandibula fraktür insidansı %0.05 olduğu ancak 157 hastadaki kırığın önemli bir sayı olduğu bildirilmiştir.¹⁶

İleri derecede atrofik mandibulada interforaminal bölgeye vertikal yerleştirilen implantlara okluzal ve lateral kuvvetlerin uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır.⁴⁻⁶ Mandibulada ve implant etrafında oluşan stresin literature dayanarak farklı protetik yaklaşımlar için planlanan implant sayı ve bağlantı şekillerinin kemik ve implantlarda

farklı stresler oluşturduğu kabul görmüştür ancak farklı tedavi seçeneklerinin frontal travmatik kuvvet ile değerlendirildiği çalışma bulunmaması mevcut çalışmanın ana amacını oluşturmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplantın Tanımlanması ve Tarihçesi

İmplantlar, insan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek için doku içerisine yerleştirilen ve eksik bir organ veya dokunun yerini alan aygıtlardır. Cansız dokuların ve ya biyomateryallerin insan vücudunda çeşitli fonksiyonları yerine getirmek amacıyla canlı dokuya yerleştirilmesine implantasyon denir.¹⁷ Diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan implantlar ise dental implantlar olarak adlandırılmaktadır. Dental implantoloji ise; diş hekimliğinin diş eksikliklerini dental implantlar aracılığı ile rehabilite eden dalıdır.¹⁸

Dental implantolojinin tarihi insanlık tarihi kadar eski bir sürece dayanmaktadır. Antik çağlarda taş, tahta, deniz kabuğu ve hayvan dişlerine insan dişine uygun form verilerek alt ve üst çeneye yerleştirilmesiyle ilk dental implant çalışmalarının başladığı belirtilmektedir.^{19, 20} Modern diş hekimliğindeki diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi konsepti; İsveçli Bränemark ve arkadaşlarının 1960'lı yıllarda başlatmış oldukları çalışmalar sonucunda ortaya attıkları osseointegrasyon kavramı ile birlikte ortaya çıkmış olup günümüze kadar sürekli bir ilerleme kaydedilmiştir.²¹

2.1.2. Osseointegrasyonun Tanımı

Bränemark osseointegrasyonu ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasında direkt temasın bulunması olarak tanımlamıştır.²² Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler kemiğin kalite ve kantitesi, implant materyali, implant tasarımı, yüzey özellikleri, cerrahi teknik, implant yükleme zamanları ve koşulları olarak sıralanmıştır.²³

2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Osseointegre dental implantlar:

❖ İmplant dizaynına göre;

- Transdental implantlar
- İntramukozal implantlar
- Subperiosteal implantlar
- Transosseöz implantlar
- Endosseöz implantlar

- Blade implantlar
- Ramus implantlar
- Disk implantlar
- Kök formu implantlar

❖ Makroskopik gövde dizaynına göre;

- Yivli implantlar
- Silindirik implantlar
- Solid implantlar
- Plate implantlar
- Oluklu implantlar
- Hollow implantlar
- Perfore dental implantlar

❖ İmplant yüzey özelliklerine göre;

- Düz yüzey dental implantlar
- Machined surfaced dental implantlar
- Pürüzlendirilmiş yüzey dental implantlar
- Kaplanmış yüzey dental implantlar

❖ Kullanılan materyale göre;

➤ Metal ve alaşımları

- Titanyum ve titanyum 6-alüminyum-4 vanadyum
- Kobalt-krom-molibden
- Demir-krom-nikel

➤ Seramikler

- Alüminyum oksit (alümina safir)
- Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum alüminar
- Zirkonyum oksit

➤ Karbonlar

- Polikristalin camı karbon
- Karbon-silikon

➤ Polimerler

- Polimetakrilat
- Politetraflour etilen
- Polietilen
- Silikon lastik
- Polisülfon

olarak sınıflandırılmıştır.²⁴⁻²⁸

2.1.4. İmplant Destekli Protez Sınıflamaları

İmplant destekli protezler bir çok araştırmacı tarafından değişik şekillerde sınıflandırılmıştır. Misch ise protezin sahip olduğu destek tipine göre bir sınıflama yapmıştır. Bu sınıflamaya göre:

❖ Yalnızca implant destekli üst yapı protezleri

- ❖ Diş-implant destekli üst yapı protezleri
- ❖ İmplant-doku destekli üstyapı protezleri olarak 3 gruba ayrılmıştır.²⁹

Bir diğer sınıflama, mevcut diş eksikliklerine göre yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre:

- ❖ Parsiyel diş eksikliklerinde
 - Sabit, vidalı kron protezler
 - Simante kron ve köprü protezler
 - Diş-implant destekli köprü protezleri
- ❖ Tam diş eksikliklerinde
 - İmplant üstü sabit simante köprü protezler
 - İmplant üstü hibrit vidalı protezler
 - İmplant üstü overdenture protezler³⁰

İmplant üstü protezler planlanırken implant sayısı, implantların lokalizasyonu, hastanın ağız hijyeni, interark mesafesi, mevcut kemik ve yumuşak doku miktarı gibi dikkate alınması gereken önemli noktalar vardır. Hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin avantajlarını barındıran, en az dört adet implant üzerine vida ile sabitlenen akrilik rezinden yapılan protez türüdür. Hibrit protezler, orta ve ileri derecede alveoler atrofiye sahip hastalarda kemik ve yumuşak dokuların rehabilitasyonunda, tümör rezeksiyonu sonucunda doku kaybının fazla olduğu hastalarda, düzensiz alveoler kemik rezorbsiyonunda, üst dudak desteği yetersiz olan hastalarda tercih edilmektedir.³¹

Posterior bölgede alveoler kemik yüksekliği yetersiz olan hastalarda sabit bir protez yapabilmek için kemik augmentasyonu ve sinir lateralizasyonu gibi zorlu cerrahi işlemler gerekebilmektedir. Bu cerrahi işlemler hastalar için morbiditeyi arttırmakla birlikte tedavi süresini uzatmakta ve tedavi maliyetlerini yükseltmektedir. Bu işlemlerden kaçınmak ve overdenture protezlere alternatif olması için Malo ve ark. tarafından "All-

on-four" adı verilen bir teknik geliştirilmiştir.³² Bu tekniğe göre lateral kesici diş bölgesine paralel olarak iki adet ve premolar diş bölgesine açılı olarak iki adet implant yerleştirilmektedir. Posterior bölgede açılı yerleştirilen implantlar protetik yapıyı olabildiğince distalden destekleyerek kantilaver uzunluğunun kısa tutulmasına olanak sağlar.³³

2.1.5. Tam Dişsiz Alt Çeneye Sahip Hastalarda Tedavi Seçenekleri

2.1.5.1. Konvansiyonel Doku Destekli Hareketli Tam Protez

Tam dişsiz alt çeneye sahip hastaların geleneksel protetik tedavisi tam protezlerdir.^{34, 35} Bunun yanında hastalar bu protezlerde stabilite ve retansiyon yetersizliği gibi birçok problem ile karşılaşmaktadırlar.³⁶ Ayrıca protezin stabilitesi mandibulanın kret şekli ve yüksekliğinden etkilendiği için zamanla devam eden alveol kemik atrofisi daha önce uyumlu olan protezde stabilite bozukluğuna neden olur. Mandibular tam protezlerin yarısından fazlasında stabilite ve retansiyon problemleri olduğu bilinen bir gerçektir.^{37, 38}

2.1.5.2. Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler

Alt çene implant destekli overdenture protezleri desteklemek için interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda, uzun dönem çalışmalarda yüksek başarı oranı bildirilmiştir.³⁹ Ayrıca tüm ağızda dental implantlarda en yüksek başarı oranının alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda görüldüğü belirtilmektedir. Alt çeneye yerleştirilen implantların protetik yüklenmelerini takiben beş yıllık başarı oranı %94,5-%99 arasındadır.⁴⁰⁻⁴³

2.1.5.2.1. Bar Ataçmanlı Overdenture Protezler

İmplant destekli bar ataçmanlı overdenture protezler, hastaların geleneksel tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilite problemlerini büyük oranda çözmektedir.⁴⁴⁻⁴⁶

Bar ataçmanların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşırma, yükleri bar ve geniş protez kaidesi yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra; plak birikimi, yapım, yenilenme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları vardır.⁴⁷

Bar ataçmanlı overdenture protezlerde kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant kullanılabilir. Bunların uygulanabilmesi için yeterli dikey boyut bulunması ve barın mukozanın 2-3 mm uzağında seyretmesi gerekir. Bar ataçman overdenture proteze klips adı verilen metal ya da plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır. Bu bağlantı parçaları akrilik veya metalden yapılmış klipsler, dişi veya erkek ataçmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir. Bunların aşınma, kısıtlı rotasyonel serbestlik, fazla yer kaplama gibi dezavantajlarının yanı sıra estetik ve yumuşak doku sorunları gibi problemleri de vardır.⁴⁷

İmplant destekli overdenturelarda kullanılan barlar kesitlerine göre; armut kesitli (dolder bar), anahtar deliği kesitli (hader bar) ve dairesel kesitli olmak üzere üç başlıkta toplanabilirler.⁴⁸

2.1.5.2.2. Ball Ataçmanlı Overdenture Protezler

Bar ataçmanlara kıyasla daha az yer kaplamaları ile birlikte yeterli tutuculuk, stabilite ve destek sağlarlar. Bar ataçmanlara göre dokudan aldığı desteği daha da fazla olan ball ataçmanlar, aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilirler. Bir tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde tutuculuk ayarı ve astarlama işlemleri daha kolay olmasına rağmen, interoklüzal aralığın kısıtlı olduğu olgularda kullanılmaları güçtür ve protezin hareketi, hijyen yetersizliği gibi sebeplerle gingival marjinlere zarar verebilirler.⁴⁶

2.1.5.2.3. Locator Ataçmanlı Overdenture Protezler

İnteralveolar mesafe veya protezlerin yükseklikleri ball ataçmanların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, ataçmanlara komşu yapay dişlerde çatlamlar veya kırılmaların görüldüğü durumlarda locator tutucular tercih edilebilir. Farklı retansiyon güçlerine sahip plastik parçaları bulunmaktadır.⁴⁹ İmplantların paralel olmadığı durumlarda ataçmanları uygun bir giriş yoluyla ağız içine yerleştirmek oldukça zordur ve bu problem locator ataçmanın hareketli protez içerisindeki parça sayesinde implantlar arası açığı 40 dereceye kadar tolere edebilmesi ile çözülebilmektedir.⁵⁰ Locator ataçmanlar, laboratuarda indirekt olarak proteze yerleştirilebilirken klinikte direkt ağız içerisinde de proteze yerleştirilebilmektedir.⁵¹

2.1.5.3. All-on-Four Sistemi

Posterior bölgede yetersiz alveoler kemik yüksekliği olan hastalarda sabit bir protez yapabilmek için kemik augmentasyonu ve sinir lateralizasyonu gibi zorlu cerrahi işlemler gerekebilmektedir. Bu cerrahi işlemler hastalar için morbiditeyi arttırmanın yanı sıra, tedavi süresini uzatmakta ve tedavi maliyetlerini yükseltmektedir. Bu işlemlere alternatif olarak Malo ve ark. tarafından "All-on-four" adı verilen bir sistem geliştirilmiştir.³² Bu tekniğe göre lateral kesici diş bölgesine paralel olarak iki adet implant ve premolar diş bölgesine açılı olarak iki adet implant yerleştirilmektedir. Posterior bölgede açılı yerleştirilen implantlar protetik yapıyı olabildiğince distalden destekleyerek kantilaver uzunluğunun kısa tutulmasına imkan sağlar.³³

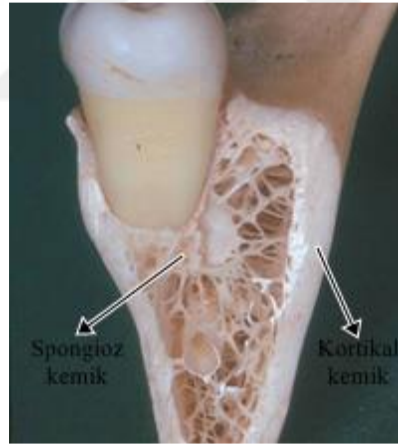
2.2. Kemik Değerlendirmesi ve Rezorbsiyon

2.2.1. Kemik Dokusu

Kemik dokusu hücreleri; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlar olmak üzere 4 çeşittir.⁵² Osteoprogenitör hücreler kondroblast veya osteoblasta dönüşebilen öncül hücrelerdir. Tip I kollajen, glikoprotein ve

proteoglikanlardan oluşan kemiğin organik matriksi osteoblastlar tarafından üretilir ve oluşan matriks sonrasında mineralize olur. Osteoblastlardan türeyen osteositler de kemik dokusunun canlı kalmasını sağlayan yapı hücreleridir. Osteoklastlar rezorbsiyondan sorumludur. Kemik dokusu ömür boyu "remodelling" adı verilen yapım ve yıkım döngüsü içerisinde. Bu döngü sistemik hormonlar ve lokal faktörler tarafından kontrol edilir.^{52, 53}

Kemik spongioz (trabeküler) ve kortikal (kompakt) olmak üzere iki farklı tabakadan oluşur. Merkezdeki spongioz kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Mekanik güç ve korumayı sağlayan kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur.(Şekil 2.1) Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir.^{52, 54}



Şekil 2.1. Mandibuladaki kortikal ve spongioz kemik yapısı⁵²

2.2.2. Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması

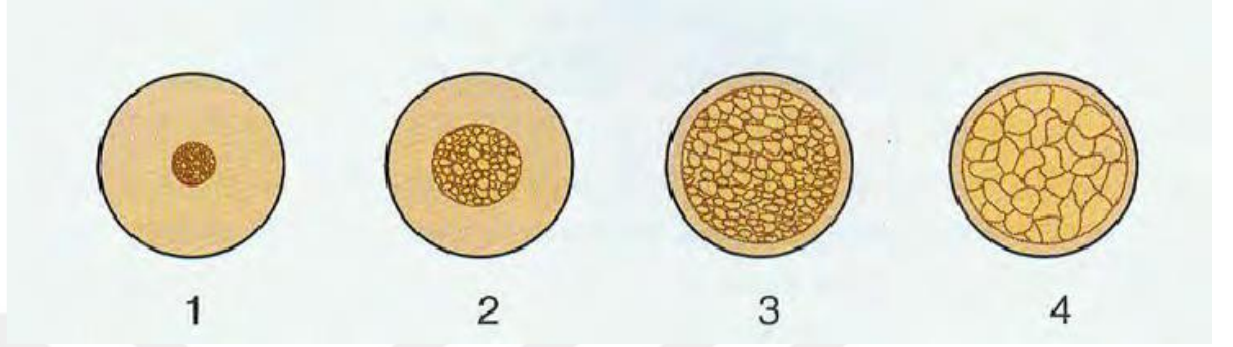
Lekholm ve Zarb'ın tarafından 1985 yılında yapılan kemik kalitesi sınıflamasına göre çene kemiği 4 farklı gruba ayrılmıştır.(Şekil 2.2)

Tip 1 (D1) : Tüm çene homojen olarak kortikal kemikten oluşur.

Tip 2 (D2) : Kalın bir kortikal kemiğin çevrelediği yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 3 (D3) : İnce bir kortikal kemiğin çevrelediği yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 4 (D4) : İnce bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta spongioz kemikten oluşur.⁵⁵



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması⁵⁵

2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu

İnsan hayatı boyunca kemik dokusu düzenli olarak rezorbe olmakta ve yerine yeni kemik dokusu oluşmaktadır. Bu alanlarda osteoklast hücreleri kemik dokusunu rezorbe ederken aynı bölgede osteoblastlar yeni kemik dokusunu oluşturmaktadırlar.⁵⁴

Wolff kanununa göre kemiğe gelen kuvvetler yeniden şekillenmeyi etkilemektedir. Kemik fonksiyon dışı kaldığında iç ve dış yapısında değişiklikler meydana gelir. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için sürekli uyarılması gerekmektedir. %4'lük gerilmenin iskelet sistemindeki yıkım ve formasyon aşamalarını dengelediği ve kemiğin devamlılığını sağladığı belirtilmiştir.⁵⁶

Rezorbsiyon; enflamatuvar, hormonal ve mekanik faktörlerin kombinasyonu sonucunda ortaya çıkan çok yönlü biyomekanik bir olaydır. Bir diş çekildiği zaman kalan kemik bölgesindeki uyarı eksikliği; ilgili bölgede trabekül ve kemik yoğunluğunun bölgede azalması ile beraber kemiğin kalınlığının ve yüksekliğinin azalmasına neden olur.⁵⁷

2.2.4. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması

Cawood ve Howell'in 1988'de yapmış oldukları maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflaması halen kullanılmaktadır.(Şekil 2.3) Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır:

Sınıf I: Dişli kret

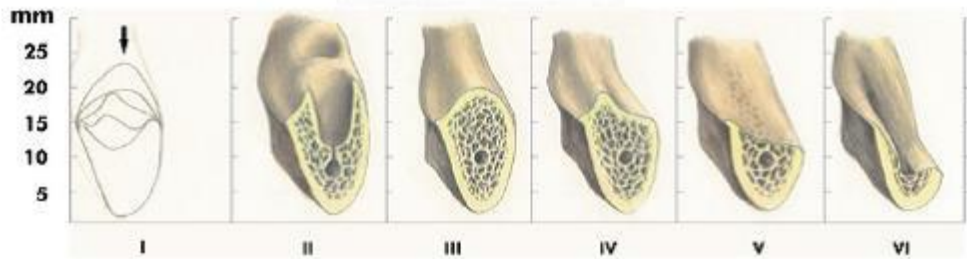
Sınıf II: Diş çekiminin ardından iyileşmesini yeni tamamlamış kret

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

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

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret.^{58, 59}



Şekil 2.3. Cawood ve Howell'in mandibula rezorpsiyon sınıflaması^{58, 59}

2.3. Kırık Tanımı

Dıştan veya içten gelen kuvvetlerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına kırık denir. Bu kuvvetlerin şiddetine ve kemiğin bu şoku absorbe edebilme yeteneğine göre kırıklar ufak bir çatlaktan, bir veya birden fazla kemiğin kırılmasına kadar değişiklik gösterebilirler.⁶⁰

2.3.1. Kırık Tipleri ve Sınıflandırılması

- ❖ Kemik dokusunun yapısına göre;
 - Normal kemikteki kırık

- Hastalıklı kemikteki kırık (patolojik)
- Stres kırığı
- ❖ Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri ile ilişkisine göre;
 - Kapalı kırık
 - Açık kırık
- ❖ Kırığın pozisyonuna göre;
 - Ayırışmış(deplase) kırıklar
 - Transvers kırık
 - Oblik kırık
 - Kopma kırığı
 - Spiral kırık
 - Parçalı kırık
 - Ayırışmamış (nondeplase) kırıklar
 - Çatlak (fissür, linear kırık)
 - Yeşil ağaç (green stick) kırığı
 - Torus (Buckle) kırığı
 - Çökme kırıkları
- ❖ Kırık sayısına göre;
 - Tek kırık
 - Parçalı kırık ⁶⁰

2.3.2. Maksillofasiyal Kırık Etyolojisi

Mandibular kırıklar genelde baş, boyun bölgesine direkt veya indirekt olarak gelen travmalardan kaynaklanır. Maksillofasiyal yaralanmalara sahip hastaların yaklaşık % 50'si en az bir mandibular kırığa sahiptir.^{61, 62} Maksillofasiyal yaralanmalar oldukça sık görülür ve her yıl yaklaşık 500.000 vakanın rapor edildiği bildirilmektedir.⁶²

2.3.3. Mandibula Kırık Etyolojisi

Mandibula, yüz iskeletinin en büyük ve en güçlü kemiği olmasına karşın, mandibula kırığı ile çok sık karşılaşilmektedir.^{63, 64} Mandibula, yüz iskeletinde daha ön pozisyonda bulunduğundan dolayı yüz bölgesinde en fazla travmaya maruz kalan kemiklerden biridir.⁶⁵

Epidemiyolojik araştırmalara göre, mandibular kırıklar en sık görülen yüz kemik yaralanmalarından biridir.^{63, 64} Mandibular kırıkların etyolojisi travmatik, iatrojenik ve patolojik kırıklar olarak üç ana kategoriye ayrılabilir. Bunlar içerisinde ise en sık görülen travmatik kırıklardır.⁶⁶

Mandibular travmanın epidemiyolojisinin gerçekçi şekilde elde etmek zordur, çünkü literatür demografik, coğrafya, ekonomi ve ortam (sivil ve askeri) arasında değişen değerlendirmelerle doludur.⁶⁷

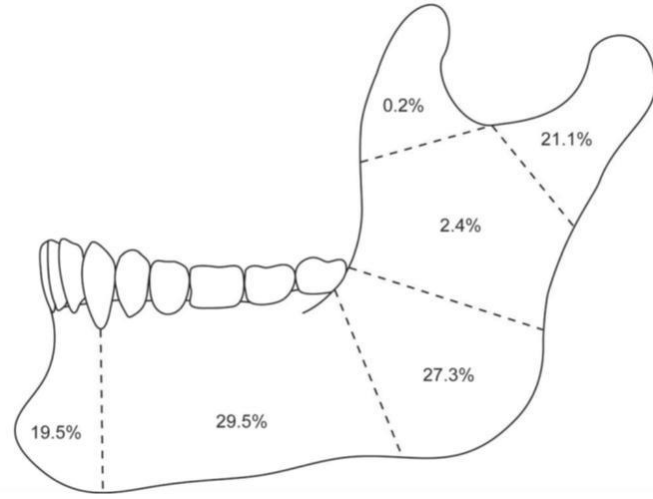
Mandibula travma sebepleri olarak motorlu taşıt kazaları, darp, düşme, spor ve iş kazaları ve dentoalveolar yaralanmalar sayılabilir.⁶²

Midfasial kırıklarla ilişkili mandibular kırıklar motorlu taşıt kazalarında daha sık görülürken izole mandibula kırıkları darp saldırılarında daha sık görülür.^{67, 68}

Trafik kazaları, gelişmekte olan ülkelerde mandibular kırıkların en sık nedenidir.^{69, 70} Gelişmiş ülkelerde kişilerarası şiddet en sık görülen sebeptir.⁷¹

Ivy ve Curtis (1926), mandibula kırıklarını simfiz, parasimfiz, angulus, ramus, kondil boynu ve koronoid proste olarak sınıflandırma yapmışlardır.⁷²

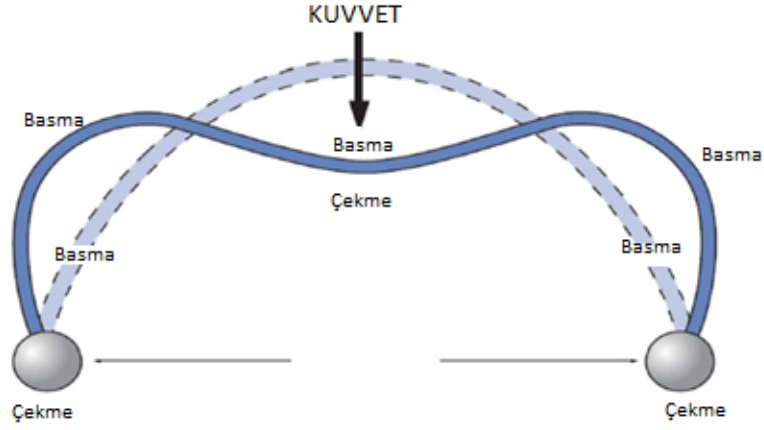
Buna göre mandibula kırıklarının bölgesel olarak görülme sıklığı; gövde (% 29.5), angulus (%27.3), kondil (% 21.1), simfiz (% 19.5), ramus (% 2.4) ve koronoid (% 0.2) dir. (Şekil 2.4)⁷²



Şekil 2.4. Mandibular kırıkların anatomik dağılımı⁷²

2.3.4. Mandibula Biyomekaniği

Mandibula, normal fonksiyonu sırasında çekme (tensile) ve basma (compressive) kuvvetleri bölgelerini geliştirir. Mandibular biyomekanik ile ilgili güncel teoriler büyük oranda Huelke ve ark. tarafından 1960'larda yapılan bir takım deneysel çalışmadan türetilmiştir.⁷³⁻⁷⁷ Farklı büyüklükteki kuvvetleri kurutulmuş kafataslarına uygulamışlardır. Gerilim ve gerinim modelini kullanarak sonuçtaki basma ve çekme kuvvetlerini gözlemlemişlerdir. Onlar, mandibula kondiler bölge hariç, deneysel olarak üretilen kırıkların basma bölgelerinden ziyade çekme stresi bölgeleri olduğunu bulmuşlardır. Kondiler kafa yaralanmalarında da, basınca bağlı olarak ramus paralel bir yük üretme eğilimindedir. Örneğin mandibulanın parasimfiz bölgesine bir kuvvet uygulandığında, bukkal yön boyunca bir basma stresi gelişir ve çekme stresi lingual yüzeyinde görülür. Mandibulanın lingual tarafında kırılma meydana gelir ve daha sonra bu kırık bukkal tarafına yayılır. Kontralateralde kondil glenoid fossaya itilir ve basma kuvvetiyle kırılır.(Şekil 2.5)⁷³⁻⁷⁷

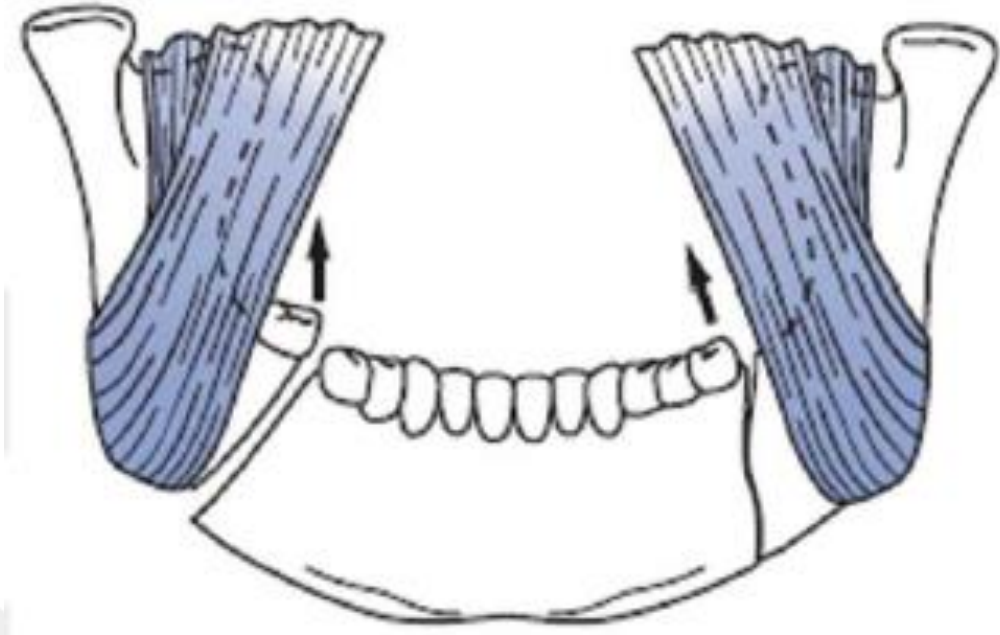


Şekil 2.5. Mandibular simfize uygulanan kuvvet ve sonucunda bukkal tarafta oluşan basma stresi ve lingual tarafta oluşan çekme stresi⁷³⁻⁷⁷

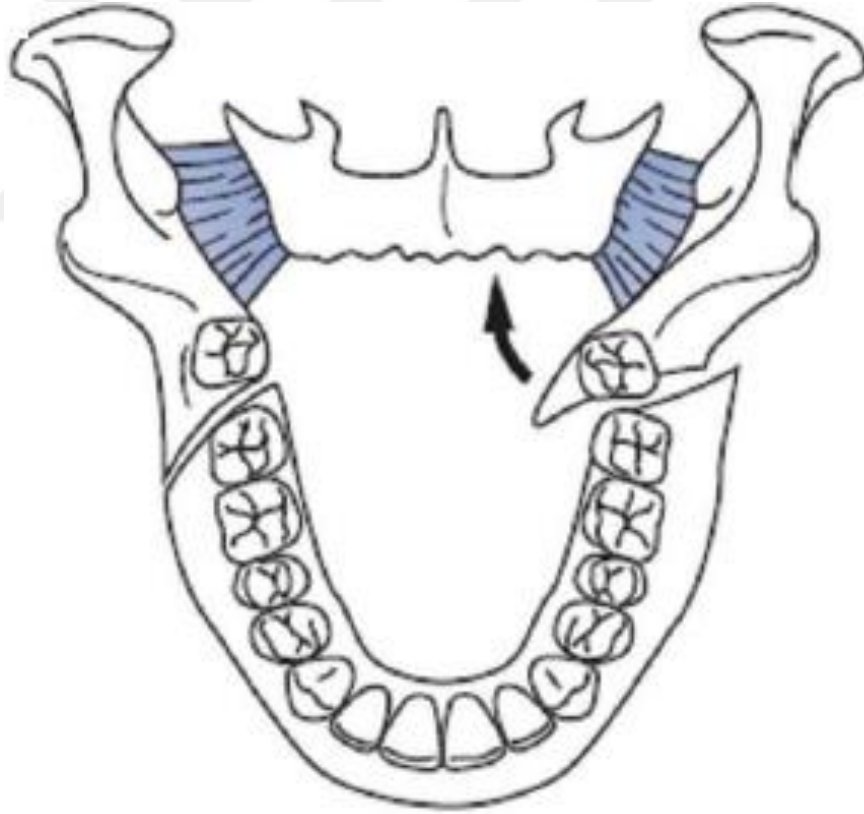
Kas ataçmanları ve onların karşı gelme güçlerinin, mandibular kırıkların yer değiştirme paternini, yönünü ve yer değiştirme derecesinin belirlenmesinde önemli rol oynadığı düşünülmektedir.⁶⁷

"Favorable" veya "unfavorable " kırığa sahip bir hasta kavramı radyograflarda yatay veya dikey düzlemde görülen kırık çizgisinin yönüne dayanarak geliştirilmiştir.

Yatay olarak favorable bir kırılma çizgisi yukarı doğru yer değiştirme kuvvetlerine karşı dirençlidir. Yatay düzlemde bakıldığında proksimal parçayı masseter ve temporalis kaslarının yukarı çekmesine direnir. Kırılma çizgisi posteriosuperiordan anterioinferiora uzanan kırıklar favorable'dır. Dikey olarak favorable çizgisi dikey düzlemde görüntülendiğinde medial pteregoidinin proksimal parçayı mediale çekişine direnir. Bu durumda kırılma çizgisi bukkoanteriordan ligulaposteriora doğrudur.(Şekil 2.6, 2.7)⁶⁷



Şekil 2.6. Yatay olarak unfavorable kırık hattı solda favorable kırık hattı sağda⁶⁷

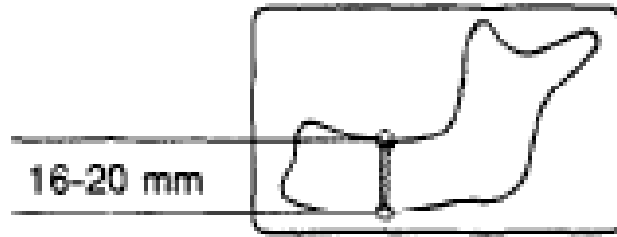


Şekil 2.7. Dikey olarak favorable kırık hattı solda unfavorable kırık hattı sağda⁶⁷

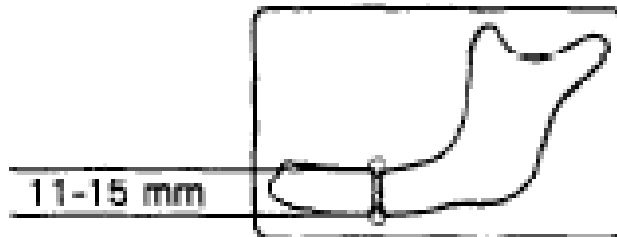
2.3.5. Tam Dişsiz Atrofik Mandibula Kırıkları

Tam dişsiz atrofik mandibula kırıkları çoğunlukla yaşlı bireylerde görülmektedir. Mandibula yüksekliği 20 mm'den az olan ve azalmış vaskülarite sebebiyle kan akımı azalmış olan dişsiz mandibulaya sahip bireyler bu grubu oluşturur.⁷⁸ Bu hastalarda kırıklar sıklıkla angulus ve korpus bölgelerinde görülmektedir.⁷⁹ Atrofik mandibula kırıklarının tedavisinde; redüksiyon zorluğu, kemik rejenerasyon kapasitesinin azalması ve anatomik değişiklikler tedaviyi daha zorlaştırmaktadır.⁸⁰ Atrofik mandibula kırıklarının en sık sebebi düşmeler ve atrofik mandibulaya uygulanan dental implantlardır.^{81,82} Ancak mandibular atrofiye sahip hastalarda geleneksel hareketli protez uygulamalarının retansiyon eksikliği, ağrı, çiğneme ve konuşmada zorlanma, estetik ve sosyal sıkıntılara yol açmasından dolayı bu hastalarda dental implant uygulamaları tercih edilebilmektedir.⁸³

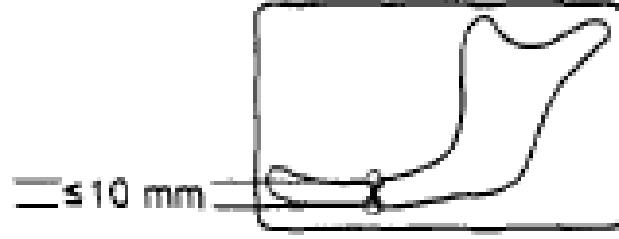
Luhr ve ark. yaptıkları tam dişsiz atrofik mandibula kırıkları sınıflandırmasında kırık bölgesindeki mandibulanın vertikal yüksekliğini referans almıştır.(Şekil 2.8-2.10)⁸⁴



Şekil 2.8. Sınıf 1 atrofi⁸⁴



Şekil 2.9. Sınıf 2 atrofi⁸⁴



Şekil 2.10. Sınıf 3 atrofi⁸⁴

2.4. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri; bir cisme gelen kuvvetlerin, cismin iç yapısında oluşturdukları stresleri belirlemek ve etkilerini değerlendirmek amacıyla yapılan analizlerdir. Kuvvet analizi yöntemlerini incelemeyen önce bu analizlerde kullanılan terimleri bilmek gerekmektedir.

2.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

2.4.1.1. Kuvvet

Kuvvet; duran bir cismi hareket ettiren, hareket halinde olan bir cismi ise durduran, cisimlerin şeklini, hareket yönünü ve doğrultusunu değiştiren etkiye denir. “N” (Newton) simgesi ile gösterilir.⁸⁵ Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve belirli bir şiddeti, yönü, doğrultusu ve süresi bulunmaktadır.⁸⁶ Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan kuvvetler de vektörel kuvvetler olup belirli yön ve şiddette uygulanır.

2.4.1.2. Gerilme (Stres)

Stres, birim alana düşen kuvvet miktarı olarak ifade edilir. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır.⁸⁷⁻⁸⁹ Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, cismin iç yapısında kuvvet ile eş miktarda fakat aksi yönde gerçekleşen bir tepki gerilmesi meydana gelir. Kuvvet sonucunda oluşan bu tepkiye stres denir. Hem uygulanan kuvvet, hem de cismin içerisindeki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılarak etki eder.⁹⁰

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Stres birimi Paskaldır ($P = N/m^2$). Ancak sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında gerilme birimi Megapaskal(MPa) olarak kullanılmaktadır. 1 MPa ise $1N/mm^2$ ye eşittir.^{91, 92} Formüle bağlı olarak stresin büyüklüğü; kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alanın kesit alanına bağlıdır. Hem kuvvetin büyüklüğü arttıkça hem de dağılan yüzey alanı azaldıkça oluşan stres miktarı artacaktır.

Aynı anda farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler daha karmaşık streslere neden olabilmektedir. Stresler üç alt tipe ayrılırlar: çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi.⁹³

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat vektörleri birbirine ters yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilme tipidir ve pozitif (+) işaret alır.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve vektörleri birbirine doğru yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilme tipidir ve negatif (-) işaret alır.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

Bütün düzlemlerde makaslama streslerinin sıfır olarak kabul edildiği, yalnızca dik olan normal streslerden oluşan stresler asal stresler (Principal stress) olarak adlandırılırlar. Asal stresler; maksimum, ara ve minimum asal stresler olarak üçe ayrılır. Ancak kuvvet uygulanan cisimlerde tek bir tip stres yerine üç tip stresin bir arada bulunduğu bileşik stresler meydana gelmektedir.^{94, 95}

Maksimum asal stres (Maximum principle): Pozitif değerlerdir ve en yüksek çekme streslerini ifade eder. Pmax ile gösterilir.

Minimum asal stres (Minimum principle): Negatif değerlerdir ve en yüksek basma streslerini ifade eder. P_{min} ile gösterilir.

Mutlak değeri daha büyük olan stres, bir düğüm noktasında etkin olan stres şeklidir.⁹⁶

Von Mises stres tipi ise enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir”.⁹⁷ Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olan gerilim değeri olarak tanımlanabilir.⁹⁸ Kırılğan maddeler için principal stres değerleri daha önemlidir. Kemik kırılğan bir yapıya sahip olduğu için üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle principal stresler kullanılır. Çekilebilir materyallerde ise von Mises stres değerleri önemlidir. Bu nedenle dental implantlarda oluşan stres değerlerinin incelenmesinde von Mises değerleri kullanılır.⁹⁶

2.4.1.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin birim boyutunda meydana gelen değişimdir. Cisme uygulanan kuvvet bir stres oluşturduğunda, aynı anda gerinim de oluşturmaktadır.⁹⁹ Gerinimin herhangi bir ölçü birimi yoktur. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir değer iken, gerinim sadece bir büyüklüktür.¹⁰⁰

2.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimleri etkileyen kuvvetin ortada kalkmasıyla, cismin eski şekline dönme yetisine elastisite denir. Üzerindeki kuvvetin ortadan kalkmasıyla eski şekline tamamen geri dönen cisimlere ise elastik cisimler denir.^{95, 100}

Elastisite modülü; stresin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Her materyalin kendine has elastisite modülü vardır.⁹⁵

Elastisite modülü azaldıkça cismin sertliği de azalır. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisimde, aynı yükün altında daha düşük elastisite modülüne sahip bir cisme göre daha az deformasyon gözlenir.¹⁰¹

2.4.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Cisme uygulanan basma veya çekmede aksiyel yükleme sırasında eş zamanlı aksiyel ve lateral boyut değişimi gerçekleşir. Çekme stresi altında yükleme yönünde materyalin boyu uzadığında çapraz kesitte azalma görülür, basma stresinde ise çapraz kesitte bir artış görülür. Poisson oranı; cisme uygulanan bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranını ifade eder.^{102, 103}

Poisson oranı 'v' ile sembolize edilir. Birimi ise tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdiren bir lastik şeridin boyunun uzadığı sırada eninin daralması örnek gösterilebilir.^{90, 104}

2.4.1.6. Homojen Cisim

İç yapısındaki her bir noktadaki elastik özelliklerin aynı olduğu cisimlerdir.⁹⁵

2.4.1.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim

İzotropi; bir cismin farklı doğrultulardaki kuvvetlere karşı aynı elastik özellikleri göstermesidir.⁹⁵ İzotropik cisimler kuvvet sonucu oluşan basma, çekme ve makaslama streslerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultulardaki kuvvetler altında farklı elastiklik modülüne sahiptirler.^{105, 106}

2.4.1.8. Lineer Elastik Cisim

Elastik cisimler için stres ve gerinim ilişkisi belirli yük sınırları içerisinde doğrusal olarak kabul edilir. Bu kanun 1678 yılında Robert Hooke adlı fizikçi tarafından

bulunmuştur ve Hooke kanunu olarak bilinmektedir.¹⁰⁷ Bu tip özellik gösteren cisimler lineer elastik cisim olarak adlandırılırlar.

2.4.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Analiz; bir maddenin veya verinin birleşiminin niteliğini ya da niceliğini anlamak için yapılan işlemlere verilen genel addır. Herhangi bir materyalin üretiminden önce tasarım aşamasında; tasarımının kontrol edilerek gerekli şartları sağlayıp sağlayamadığı, hangi kuvvetlere veya hangi şartlara dayanabildiğinin ve nesnenin uç limitlerinin ne olduğunun araştırılması gereklidir. Bunun amacı; üretilmesi planlanan materyalin zayıf yönlerinin üretim öncesinde tespit edilerek üretim aşamasında oluşabilecek sorunları ortadan kaldırmaktır. Bu amaçla da materyallerde gelen kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını, nasıl dağılım gösterdiğini ve buna göre cismin şeklinin nasıl tasarlanması gerektiğini gösteren kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır.¹⁰⁸

Bu yöntemler;

DeneySEL analizi yöntemleri:

1. Fotoelastik rezin stres analizi,
2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Holografik interferometri (Lazer Işınllı) kuvvet analizi
4. Kırılgan vernik tekniği ile kuvvet analizi.
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Sayısal analizi yöntemleri:

1. Linear & Non-linear analiz,
2. Sonlu elemanlar analizi şeklinde sıralanabilir

Dış hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, özellikle implantoloji, maksillofasiyal cerrahi ve ortodonti alanlarında sıklıkla tercih edilmektedir. İmplantoloji alanında; yerleştirilen implant yapılara fonksiyon sırasında gelen kuvvetlerin çevre alveol kemiği

üzerinde oluşturdıkları stres ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin ve bunların sonunda çenelerde ve kemik dokunun yapısında meydana gelebilecek deformasyonların öngörülebilmesi amacıyla kullanılmaktadır.^{109, 110}

2.4.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi; yapıların veya nesnelerin kuvvet, stres ve gerinme problemlerini çözen bilgisayar tabanlı bir analiz yöntemidir. Bu yöntem sayesinde karmaşık sistemler sanal ortama aktarılarak statik, dinamik, lineer ve non-lineer analiz yöntemleri kullanılarak gerçeğe en yakın sonuçlara ulaşılmaya çalışılır.^{111, 112} İlk olarak havacılık sektöründe kullanılmış olup zamanla farklı alanlara yayılarak makine, inşaat, elektrik, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının dışında tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır.¹¹³ Sonlu elemanlar analizi yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşılan bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir.¹¹⁴

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang'ın 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, bir diş farklı yönlerde kuvvetler uygulanarak yüklemelerin etkisiyle diş çevreleyen dokularda meydana gelen stresler incelenmiştir.¹¹⁵ Dental implantoloji alanında ilk kullanımı ise 1970'li yıllarda gerçekleşmiştir. Tesk ve Widera ilk defa 1973 yılında pin ve blade tipi iki farklı implantı 2 boyutlu olarak modelleyip stres ölçümleri yaparak birçok çalışmacıya yol gösterici olmuşlardır.¹¹⁶

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri:

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar ile uyumluluk
2. Farklı yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği

4. Doğruluğun güvenilirliği

5. Hesaplama verimliliği¹¹⁷

Sonlu elemanlar analizinde ilk adım incelenecek olan cismin üç boyutlu modelinin elde edilmesidir. Bu modeller hazırlanırken bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans gibi farklı görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bu şekilde görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ardından modelin oluşturulması sağlanabilirken, modellenmesi planlanan cismin üç boyutlu tarayıcılar ile hassas bir şekilde taranıp bilgisayar ortamına aktarılması veya üç boyutlu modelleme programları aracılığıyla cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile de modeller hazırlanabilir. Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) denilen basit geometrik alt yapılara ayrılırlar. Elemanlar; geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflara ayrılır. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde istenilen mekanik özellikleri gösterirler.¹¹² İstenilen model bilgisayar ortamına ana hatlarıyla aktarılıp modelin analizinin gerçeğe yakın olarak yapılabilmesi ve daha basit bir modele indirgenebilmesi için elemanlara bölme işlemine “ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)” adı verilir. Elemanlar arasındaki köşe temas noktaları ise ‘düğüm noktası (node)’ olarak ifade edilir.¹¹⁸

İkinci aşamada; ağ yapısı oluşturma işlemi ile elemanlara ayrılan modele kullanılan materyale özgü elastisite modülü, poisson oranı ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını, analiz sırasında yapılan streslerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini gösteren sınır koşulları tanımlanır. Daha sonra cisme uygulanacak olan yükleme koşulları için kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı ayarlanarak analiz işlemi yapılır.^{113, 119, 120} Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetin okluzal yükleri daha gerçekçi olarak taklit etmesi için

sadece horizontal veya aksiyel yönde değil, oblik yönde de uygulanması gerekmektedir.¹¹⁸

Analiz sonucunda her nesnenin alt elemanlarının çözümlemesi ile yapının tümünün çözümlemesi sağlanır ve elde edilen değerler yorumlanarak sonuca ulaşılır. Bu işlemler bilgisayar programları aracılığı ile yapılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinin yorumlanmasında kullanılan bazı değerler analizin sonuçlarını doğrudan etkiler. Bunlar:

1. Kemik ve implantın detaylı geometrisi
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları ve kuvvet özellikleri
4. İmplant kemik ara yüzeyinin özelliği¹¹³

Sonlu elemanlar analiz yönteminin avantajları:

1. Düzgün bir geometrisi olmayan karmaşık katı yapılar ve kendi içerisinde farklı malzeme özelliklerine sahip olan karmaşık yapılar kolaylıkla modellenebilir.
2. Düzgün geometri göstermeyen katı maddeler ve farklı malzeme özelliklerine sahip çeşitli katmanlardan oluşan nesnelerin, katmanlarının fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özellikleri tam olarak yansıtılarak gerçeğe çok yakın model elde edilebilir.
3. Farklı yüzeyler arasındaki temas, adaptasyon, sürtünme ve yapışma durumları gerçeğe en yakın şekilde belirlenebilir.
4. Gerilim (stres), gerinimler (strain) ve yer değiştirme miktarları detaylı bir şekilde elde edilebilir.
5. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak ayrı ayrı değerlendirilebilir.

6. Eleman boyutları kullanıcı tarafından ayarlanabilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
7. Gerçek ortamda madde bulunmadığı için birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı yeterli olur.
8. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin özellikleri gibi değişkenler değiştirilip, analiz istenildiği kadar tekrarlanabilir.
9. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilip ölçek renk skalasının modeller üzerinde daha net anlaşılması açısından istenildiği gibi ayarlanabilmektedir.^{111, 112, 114, 117, 121-123}

Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Dezavantajları:

1. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar analizi yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.
2. Analizlerin yapılabilmesi için ihtiyaç olan donanıma sahip bilgisayar ve yazılımların maliyetleri yüksektir.
3. Gerekli yazılımların kullanılabilmesi için ileri seviye yazılım bilgisine sahip olunması gerekmektedir.
4. Gelişen teknoloji ile doğru orantılı olarak mevcut olan programların düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.

5. Yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin ve gerekli model verilenin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesi gibi hassas kilit noktalara sahiptir.
6. Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen uygulanması zor olmaktadır.^{117,}

118, 121, 124



3. MATERYAL METOD

Araştırmamız Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Sunulan çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışmada interforaminal bölgelerinde Luhr sınıflandırmasına⁸⁴ göre sınıf 2 atrofiye sahip ve 6.3 mm bukkolingiual mesafe olacak şekilde, posterior bölgelerinde ise sınıf 2 ve sınıf 3 atrofiye sahip 2 adet tam dişsiz mandibula modelleri elde edildi. Modellerde mental foramenler arası 50 mm olarak ölçüldü.¹²⁵ Daha sonra bu modellere geleneksel tam protez, 2 implant destekli locator ataçmanlı overdenture protez, 4 implant destekli bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four sistemine uygun sabit protez uygulamaları yapılarak 8 farklı çalışma modeli elde edildi. Tüm modellerimizde protezler 6 numaralı dişlere kadar modellenmiştir. Bu çalışma modellerine mandibula simfiz bölgesinden 2000N şiddetinde kuvvet 1cm çapında dairesel alandan frontal düzleme dik bir şekilde uygulanarak kortikal ve spongioz kemikteki stres değerleri ölçüldü. Sonlu elemanlar analizi sonucunda ulaşılan veriler, her bir model için tek örnek oluşturularak ve varyansı olmayan değerlendirmeler ve hesaplamalar yapılarak elde edildiği için istatistiksel açıdan değerlendirmek mümkün olmamaktadır.

3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı model elde etmek ve sonlu elemanlar analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemciye sahip, 500gb Harddiske sahip, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemine sahip olan bir bilgisayar, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue

City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanılmıştır.(Şekil 3.1)



Şekil 3.1. Optik tarayıcı

Elde edilen modeller, VRMesh yazılımı kullanılarak geometrik olarak elde edildikten sonra analize uyumlu hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. .stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de korunması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, tüm yapıların hangi materyalden oluştuğunu yazılıma girmek gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir. Programda katı cisim özellikleri homojen, linear elastik ve izotropik olarak modellenmiştir.

3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması

3.2.1. Mandibula Modellerinin Hazırlanması

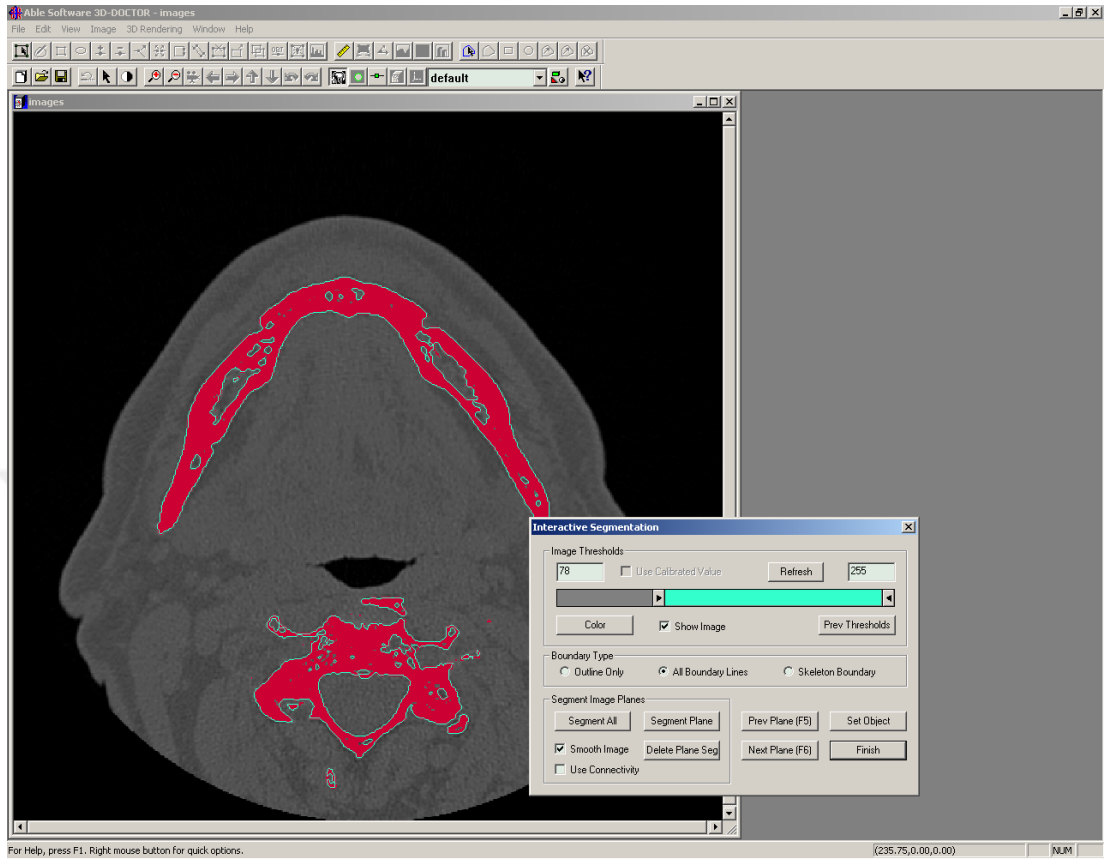
Çalışmada Nobel Active(Nobel Biocare, İsveç) markasının implantlarından 4.3 mm çapa sahip 10 ve 13 mm boya sahip implantlar ve protetik parçaları 3 boyutlu tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranarak .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarıldı. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik dokularının modellenebilmesi için, öncelikle bir hastadan maksillofasiyal tomografi çekildi. Tomografi çekimi 3M Iluma CBCT cihazı ile 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılarak gerçekleştirildi.(Şekil 3.2)



Şekil 3.2. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)

Elde edilen veriler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada Hounsfield Değerlerine bakılarak “Interactive Segmentation” yöntemiyle kemik dokusu ayrıştırıldı.(Şekil 3.3)

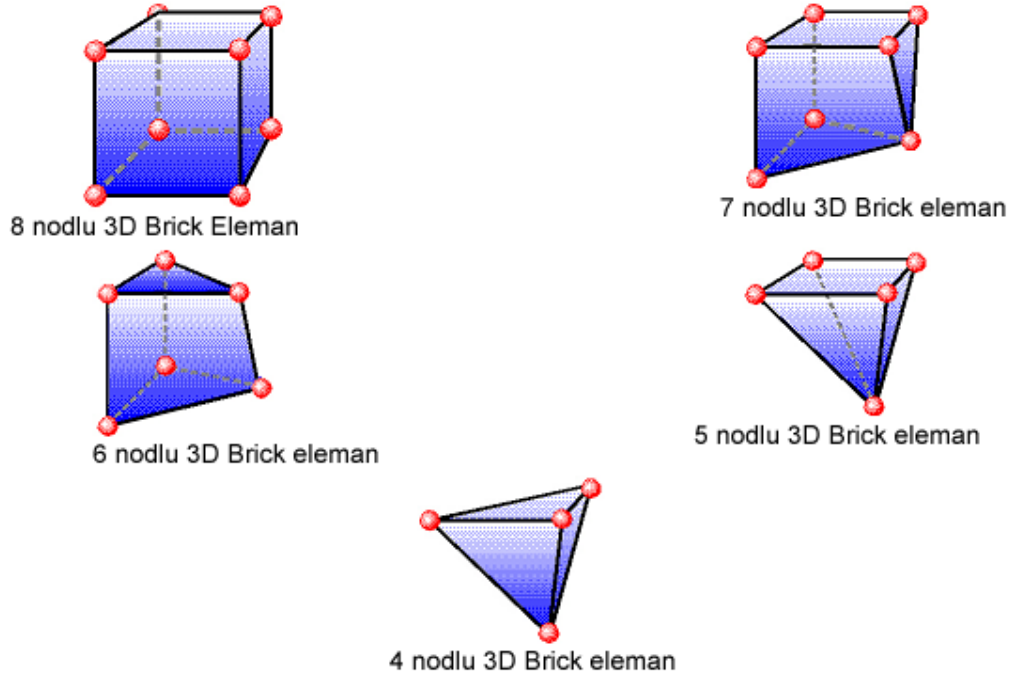


Şekil 3.3. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi

VR Mesh’de yapılan modeller, Algor yazılımına yüzey görüntüsü olarak .stl şeklinde aktarılmıştır. Daha sonra analizlerinin yapılabilmesi için modeller içi dolu olacak şekilde meshlenmiştir.

Meshleme işleminde, modellerde mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlar kullanılmıştır. Modellerin daha iç bölgelerinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktasına sahip elemanlar kullanılmıştır. Bu teknik ile hesaplamayı kolaylaştırmak amacıyla mümkün olan en fazla düğüm noktasına elemanlar ile en iyi kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır. Çene modellerinde var olan ve analizi zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan temizlenerek düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde mümkün olduğunca 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmakta zorlandığı durumlarda daha düşük sayıda noda sahip elemanlar kullanıldı.(Şekil 3.4)

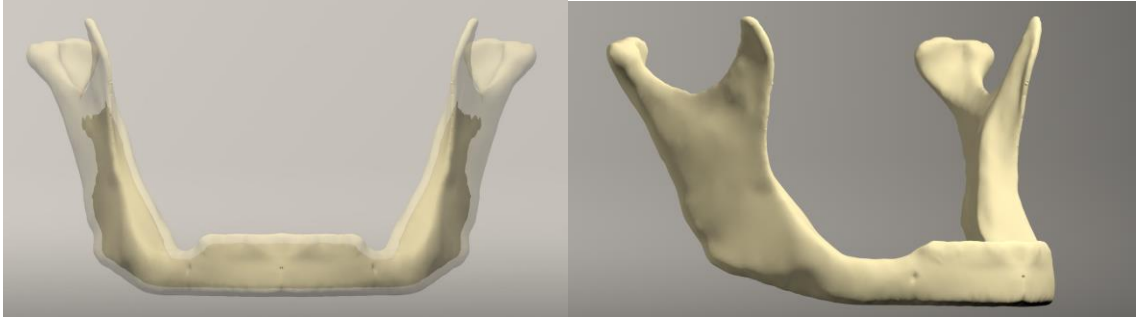


Şekil 3.4. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları

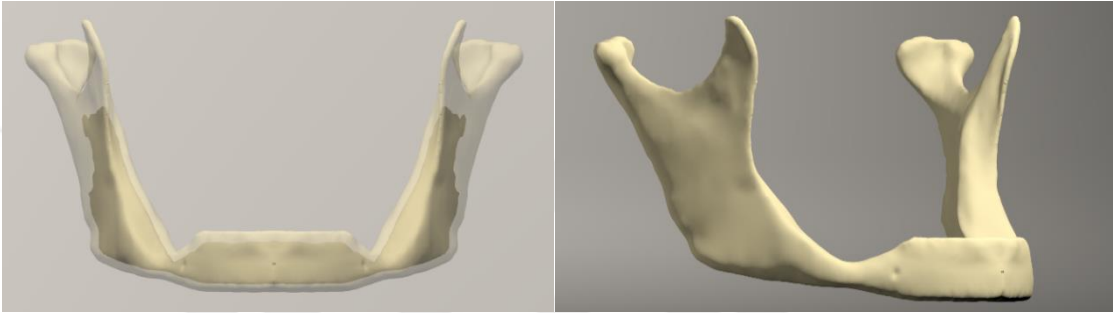
Tüm modeller homojen, lineer ve izotropik olacak şekilde modellendi. Bir materyalin mekanik özelliklerinin tüm elemanlarda aynı olması homojen olması anlamına gelmektedir. İzotropi ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olması durumudur. Yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesi linear elastisite anlamına gelmektedir.

Çalışmada daha doğru sonuçlar elde etmek amacıyla programın imkan sağladığı oranda, mandibula modelinin boyutları da dikkate alınarak mümkün olduğunca fazla sayıda eleman oluşturulmuştur.

Ayrıştırma işleminin ardından “3d Complex Render” yöntemiyle üç boyutlu model oluşturuldu ve kemik dokusu modellenmiş oldu.(Şekil 3.5, 3.6)



Şekil 3.5 Sınıf 2 atrofiye sahip model



Şekil 3.6. Sınıf 3 atrofiye sahip model

3.2.2. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Çalışmamızda öncelikle 2 farklı seviyede atrofiye sahip olan mandibula modelleri bilgisayar ortamında oluşturuldu. Daha sonra bu modellere aynı konum, boy ve açıda implant ve protez uygulamaları yapıldı.

İmplant uygulanmamış modeller: geleneksel tam protez uygulandı.

Locator ataçmanlı overdenture protez modeli: lateral kesici diş bölgelerine gelecek şekilde orta hattın 7 mm sağında ve solunda olmak üzere 4.3 mm çapında 10 mm boyunda iki adet titanyum implant paralel bir şekilde yerleştirildi. Ve bu implantlara locator ataçmanlar yerleştirilerek overdenture protez yapıldı.

Bar ataçmanlı overdenture protez modeli: anteriora orta hattın 5 mm sağında ve solunda, posteriora ise orta hattın 15 mm sağında ve solunda olmak üzere 4.3 mm çapında 10 mm boyunda dört adet titanyum implant paralel bir şekilde yerleştirildi. Bu

implantların üzerine düz multiunit abudmentlerden destek alan dolder tipi bar yerleştirilerek overdenture protez yapıldı.

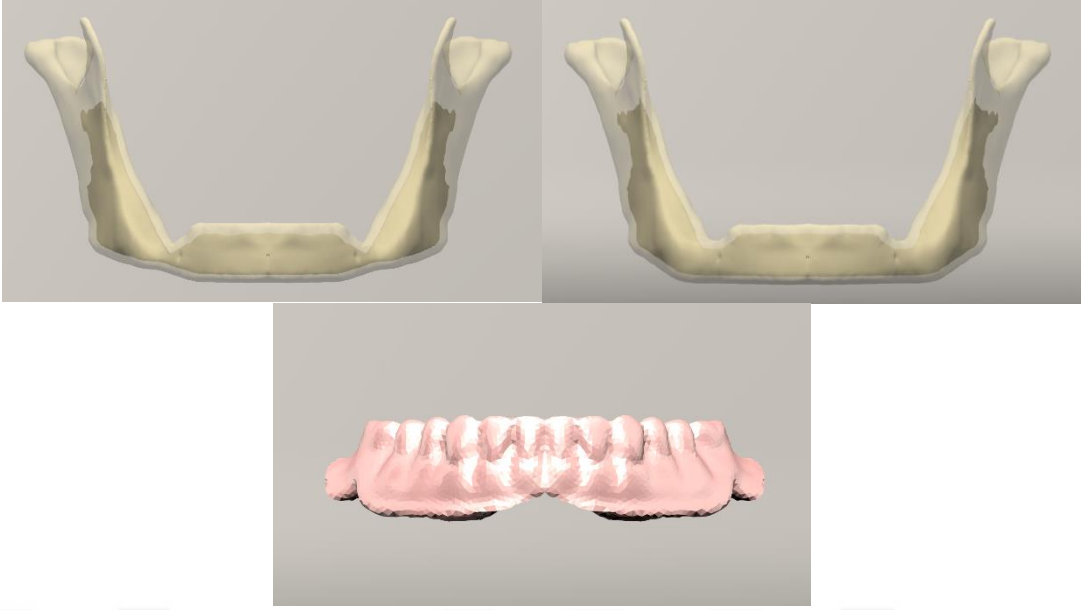
All-on-four modeli: anteriora orta hattın 7 mm sağında ve solunda olmak üzere 4.3 mm çapında 10 mm boyunda iki adet titanyum implant paralel bir şekilde yerleştirildi. Posteriora ise mental foramanlerin 5 mm önünden¹²⁵ geçecek şekilde 4.3 mm çapında 13 mm boyunda iki adet titanyum implant anterior implantlarla 30 derecelik açı yapacak bir şekilde yerleştirildi. Anterior implantlara düz, posterior implantlara ise 30 derece açılı multiunit abudmentler yerleştirilerek üzerine kesilmiş diş formları verilmiş titanyum altyapı yerleştirildi. Üst yapı monolitik lityum disilikat tek tek kronlardan oluşacak şekilde modellendi. Diş eti kısmı akrilik rezinden tasarlandı. .

İmplant ve ilgili protetik parçalarda Nobel Active (Nobel Biocare, İsveç) markasının tasarımları kullanılmıştır.(Şekil 3.7) Firmanın önerileri doğrultusunda düz multi-unit abudmentler 35N/cm, açılı multunit abudmetler, locator ataçman ve protetik vidalar 15N/cm torklanmıştır.

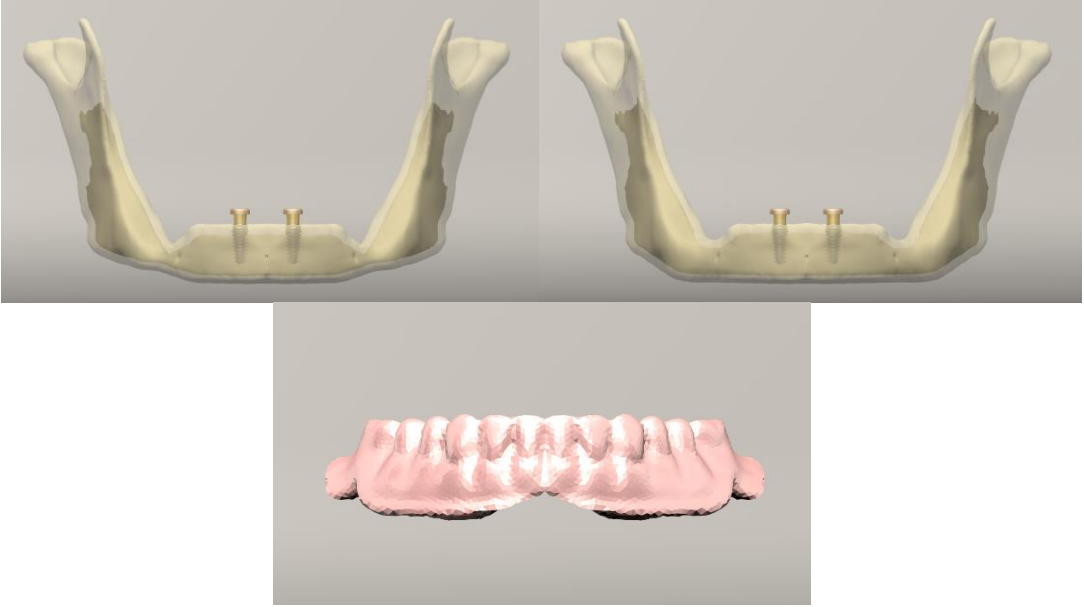


Şekil 3.7. İmplant ve protetik parçaların tasarımları

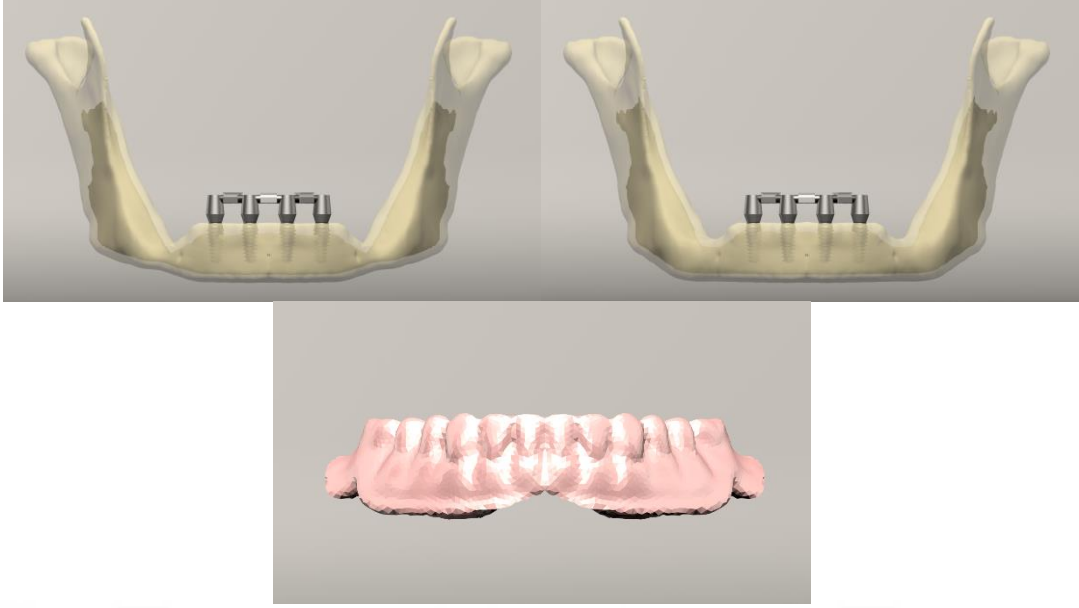
Ve bu şekilde 8 adet çalışma modeli elde edilmiş olundu.(Şekil 3.8-3.10)



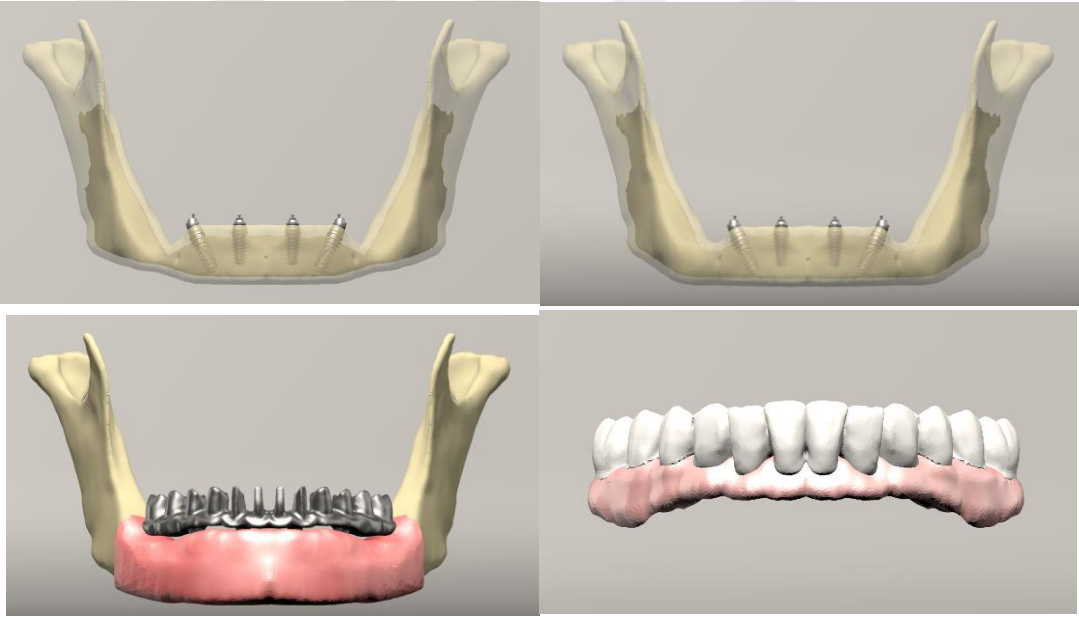
Şekil 3.8. İmplantsız modeller



Şekil 3.9. Locator ataçmanlı overdenture modeli



Şekil 3.10. Bar ataçmanlı overdenture modeli



Şekil 3.11. All-on-four modeli

3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi

3.3.1. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve

dağılımlarını etkileyen ana etkenlerdir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, lineer ve elastik davranış özellikleri iki karakteristik özellik ile tanımlanır. Bunlar elatisite modülü(Young's modülü) ve poission oranı(Poission's ratio).

Çalışmadaki materyallerin türleri ve karakteristik özellikleri aşağıda gösterilmektedir.(Tablo 3.1) ¹²⁶⁻¹³⁰

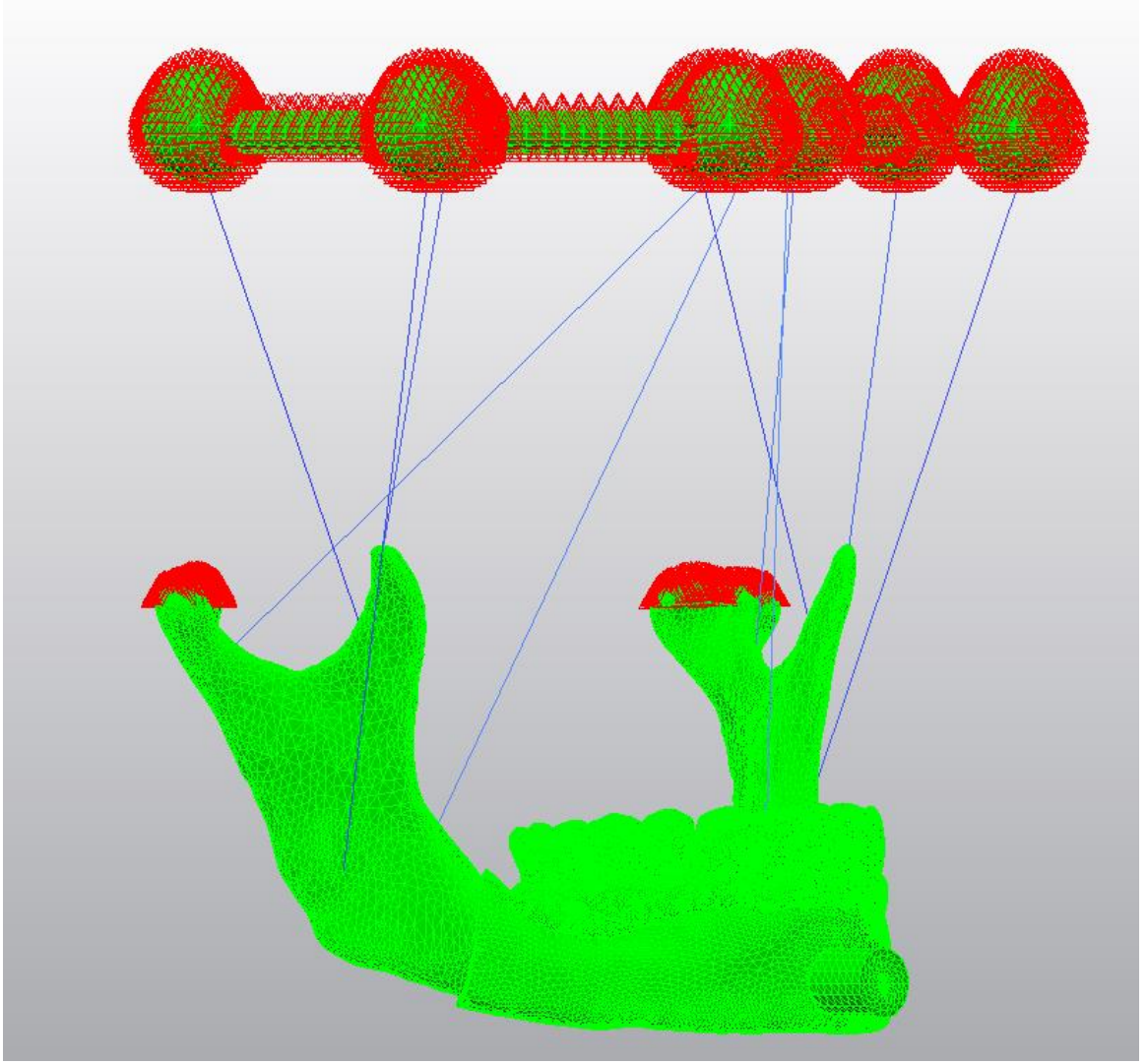
Tablo 3.1. Materyal özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Titanium İmplant ve parçalar	110 000	0.35
Kortikal kemik	13 700	0.30
Spongioz kemik	1 370	0.30
Co-Cr Alaşım (Bar ataçman)	218 000	0,33
Porselen (Monolitik Lityum disilikat)	95 000	0,23
Akrilik Dişler ve Rezin	2700	0,35
Mukoza	10	0,40
Barın Klipsi	3000	0,28
Locatorun Plastik Klipsi	5	0,45

3.3.2. Sınır Koşulları

Model her iki taraflı kondil kısmından DOF (Degree of freedom)'da hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir.

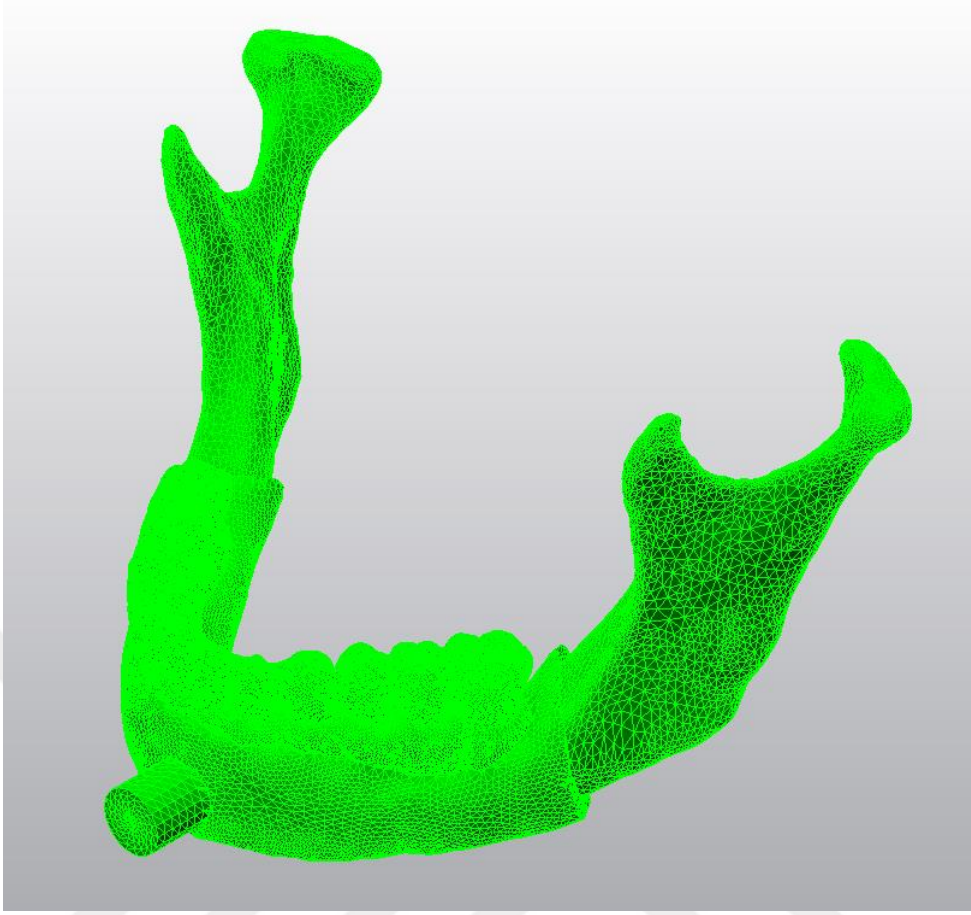
Çiğneme kaslarının deformasyona etkisinden dolayı daha önceden tarif edildiği gibi modelde oluşturulmuştur.¹³¹ Modelde anterior posterior temporal kaslar, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kaslar seçilmiştir. Bu kaslar, sıkıştırma sırasında direnç göstermeyen yaylar olarak modellenmiştir. Yay gerilimi sertlik değerleri literatürden alınmıştır: lateral pterygoid kas: 12 N/mm, medial pterygoid kas: 15 N/mm, masseter kas: 16.35 N/mm, anterior temporal kas: 14 N/ mm, posterior temporal kas: 13 N/mm. (Şekil 3.12) ^{132, 133}



Şekil 3.12. Modele anterior-posterior temporal kas, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kasların eklenmiş hali

3.3.3. Yükleme Koşulları

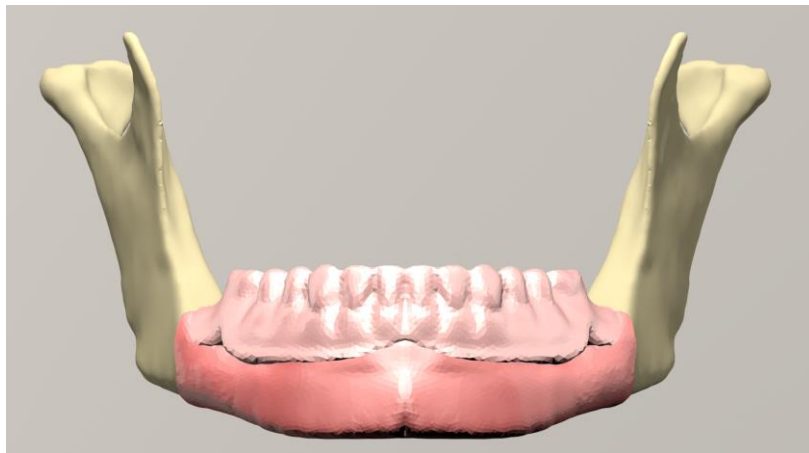
Her bir modele 2000 N'luk künt travma kuvveti uygulanmıştır. Kuvvet simfizden frontal düzleme dik bir şekilde 1 cm çapında dairesel alandan uygulanmıştır.(Şekil 3.13) 2000 N'luk kuvvet değeri, mandibulada daha önce yapılmış sonlu eleman analizi çalışmalarında kullanıldığı için bizim çalışmamızda da tercih edilmiştir.^{132, 134, 135}



Şekil 3.13. Yükleme koşulları

3.4. Nihai Modeller

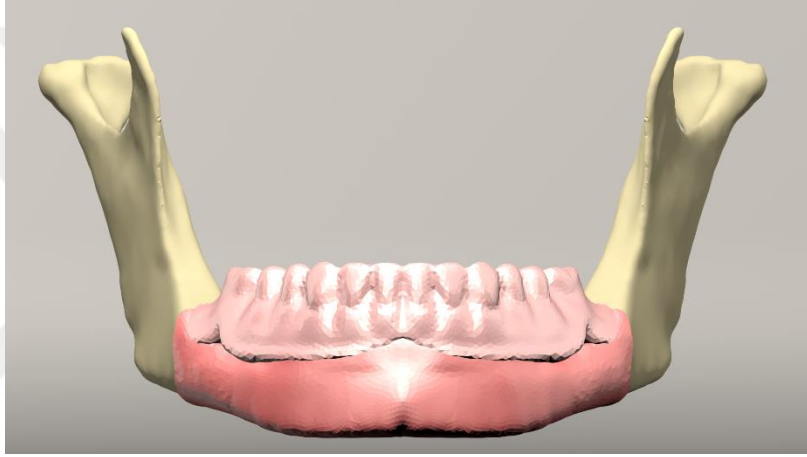
Tüm çalışma modelleri şekillerle gösterilmiştir(Şekil 3.14-3.21).



Şekil 3.14. Sınıf 3 atrofi geleneksel tam protez modeli



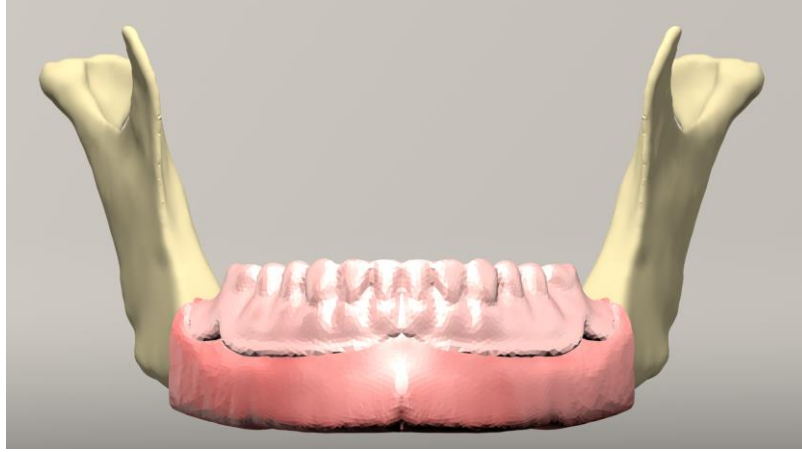
Şekil 3.15. Sınıf 3 atrofi locator ataçmanlı overdenture protez modeli



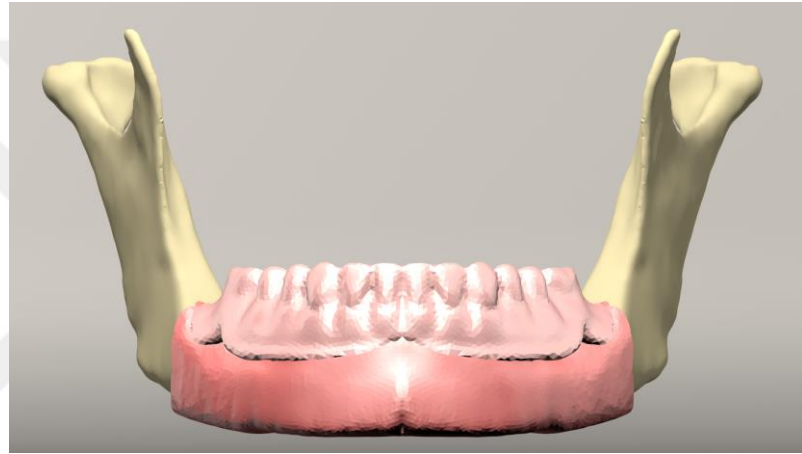
Şekil 3.16. Sınıf 3 atrofi bar ataçmanlı overdenture protez modeli



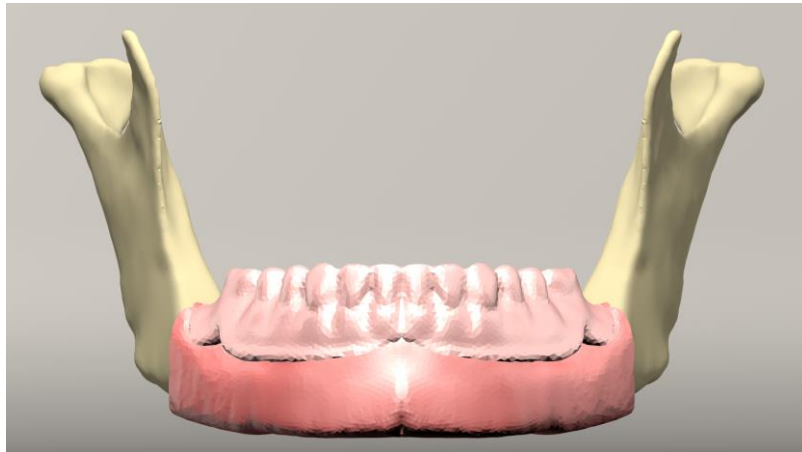
Şekil 3.17. Sınıf 3 atrofi All-on four modeli



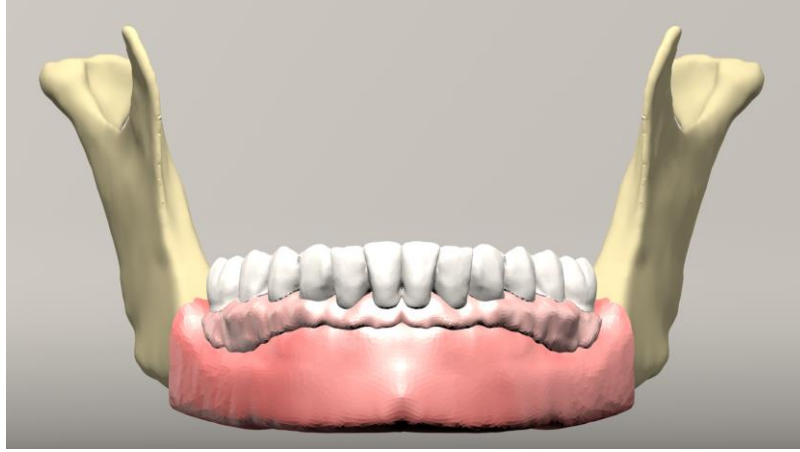
Şekil 3.18. Sınıf 2 atrofi geleneksel tam protez modeli



Şekil 3.19. Sınıf 2 atrofi locator ataçmanlı overdenture protez modeli



Şekil 3.20. Sınıf 2 atrofi bar ataçmanlı overdenture protez modeli



Şekil 3.21. Sınıf 2 atrofi All-on-four modeli

Modellerimizdeki eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir (Tablo 2)

Tablo 3.2. Eleman ve düğüm sayıları

	Eleman ve Düğüm Sayısı	
	Sınıf 3 atrofi	Sınıf 2 atrofi
Geleneksel tam protez modeli	Düğüm sayısı = 86.324 Eleman sayısı = 385.043	Düğüm sayısı = 90.398 Eleman sayısı = 387.358
Locator ataçmanlı overdenture protez modeli	Düğüm sayısı = 146.542 Eleman sayısı = 702.727	Düğüm sayısı = 152.742 Eleman sayısı = 707.007
Bar ataçmanlı overdenture protez modeli	Düğüm sayısı = 216.497 Eleman sayısı = 1.044.944	Düğüm sayısı = 222.361 Eleman sayısı = 1.048.250
All-on-four modeli	Düğüm sayısı = 332.009 Eleman sayısı = 1.510.199	Düğüm sayısı = 339.284 Eleman sayısı = 1.505.641

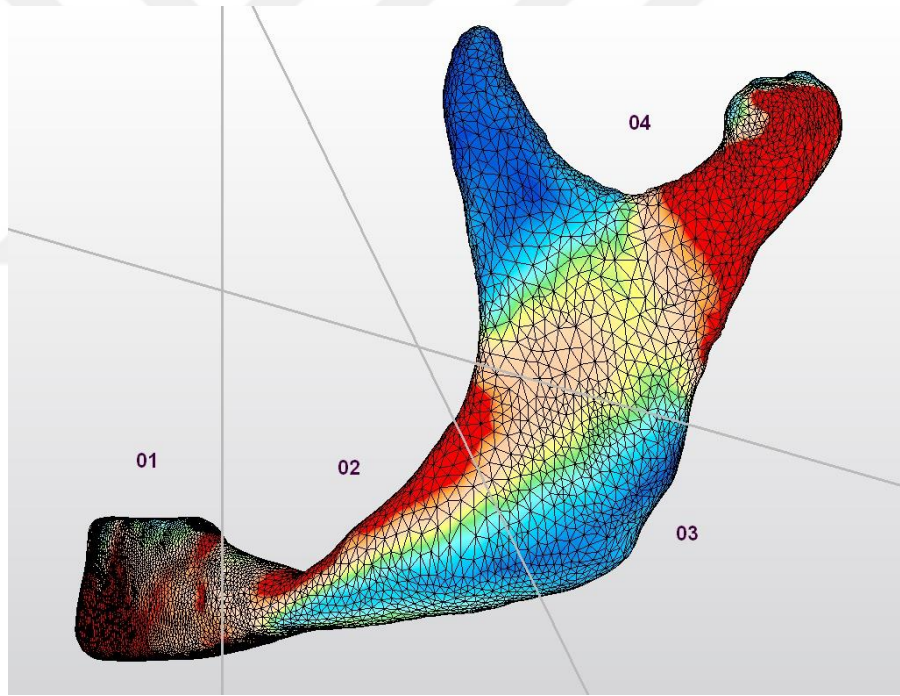
Sonlu elemanlar analizlerinde ulaşılan veriler, değişkeni olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu elde edildiğinden istatistiksel analizler yapmak mümkün olmaz. Esas önemli nokta, kesitsel görüntüler ve düğümlerdeki stres değerlerinin ve dağılımlarının doğru bir şekilde değerlendirilip yorumlanmasıdır.

Analiz sonuçlarına bakıldığında pozitif veriler çekme streslerini, negatif veriler de basma streslerini göstermektedir. Bir elemanda hangi stres tipinin baskın olduğunu mutlak değeri daha yüksek olan stres tipi belirler.

Kırılgan maddeler değerlendirilirken principal stres değerleri daha önemlidir. P_{max} materyalin çekme dayanıklılığıyla aynı veya daha yüksek değerde olunca ve P_{min} 'in mutlak değeri, materyalin basma dayanıklılığıyla aynı veya daha yüksek olunca kırık oluşur.

Von Mises stres, çekilebilir maddeler için, deformasyonun başladığı nokta şeklinde değerlendirilmiştir. Ayrıca von Mises stresi bölgesel stres dağılımlarını görmek ve stres yoğunlaşmalarını genel olarak değerlendirmek için kullanılabilir.

Bu çalışmamız da tüm modellerde kortikal ve spongios kemite bölgesel olarak en yüksek değerde oluşan maksimum, minimum principal ve von Mises stresleri incelendi.



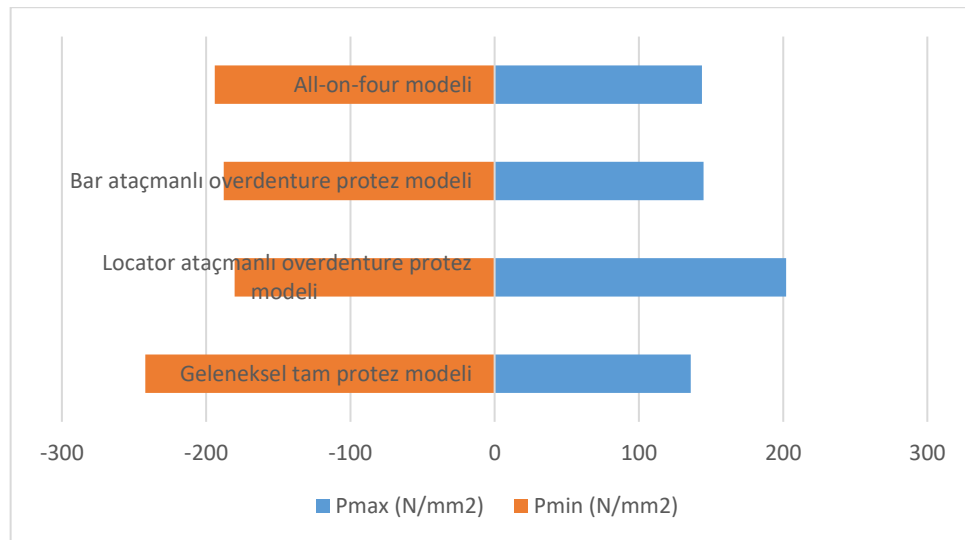
Şekil 3.22. Mandibulada incelenen anatomik bölgeler 01: simfiz, 02: korpus, 03: angulus, 04: kondil

4. BULGULAR

Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 202,019 N/mm² ile locator ataçman destekli overdenture protez modelinde en düşük ise 136,038 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde simfiz bölgesinde en fazla -242,226 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise -180,339 N/mm² ile locator ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür.(Tablo 4.1)

Tablo 4.1. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri

Simfiz	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 2 atrofi – Geleneksel tam protez	136,038	-242,226
Sınıf 2 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	202,019	-180,339
Sınıf 2 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	144,883	-187,909
Sınıf 2 atrofi - All-on-four	143,682	-194,033



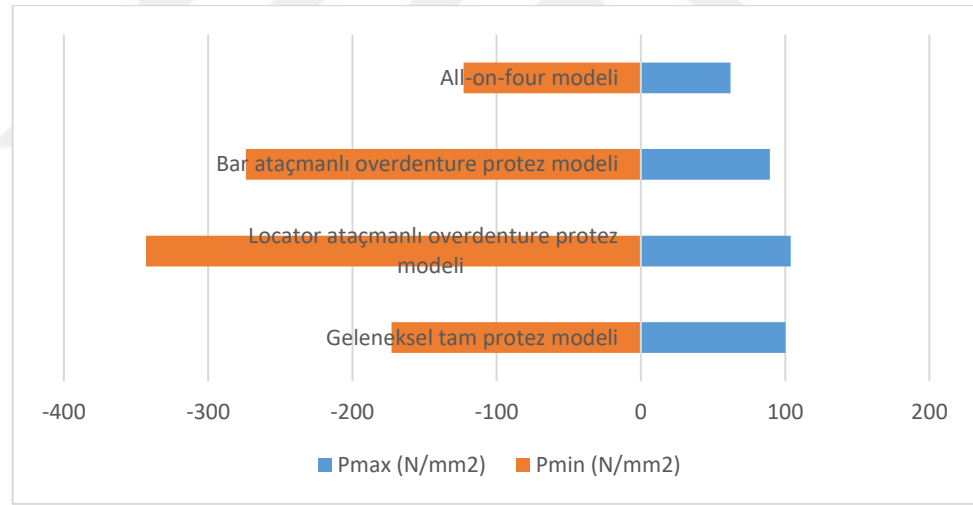
Şekil 4.1. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 103,824 N/mm² ile locator ataçman destekli

overdenture protez modelinde en düşük ise 62,2157 N/mm² ile All-on-four modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 3 atrofiye sahip modelde simfiz bölgesinde en fazla -343,082 N/mm² ile locator ataçmanlı overdenture protez modelinde en düşük ise -122,88 N/mm² ile All-on-four modelinde stres olduğu görülmüştür (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri

Simfiz	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 3 atrofi – Geleneksel tam protez	100,399	-172,819
Sınıf 3 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	103,824	-343,082
Sınıf 3 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	89,376	-273,892
Sınıf 3 atrofi - All-on-four	62,216	-122,880



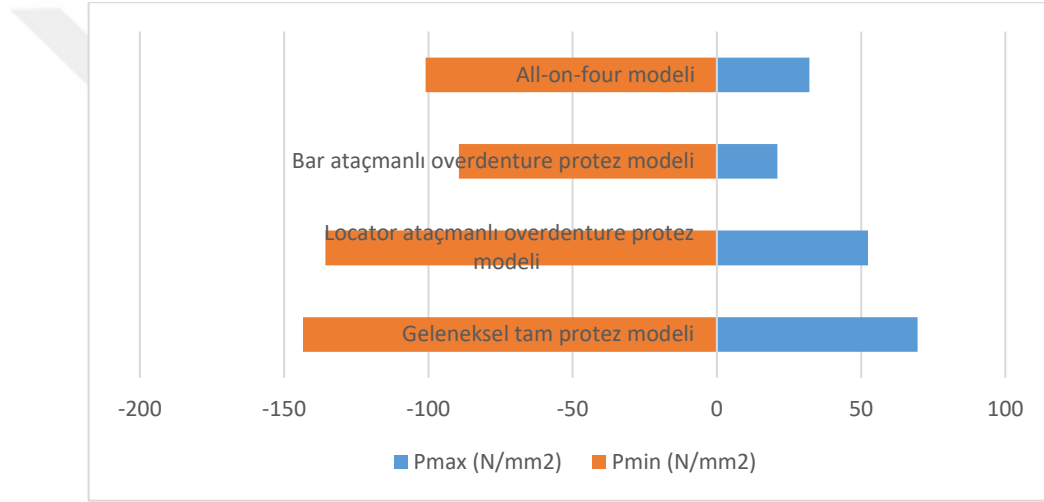
Şekil 4.2. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde simfiz bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 69,5911 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise 21,0062 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde korpus bölgesinde en fazla -143,468 N/mm² ile geleneksel tam protez

modelinde en düşük ise $-89,4183 \text{ N/mm}^2$ ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri

Korpus	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 2 atrofi – Geleneksel tam protez	69,591	-143,468
Sınıf 2 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	52,395	-135,706
Sınıf 2 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	21,006	-89,418
Sınıf 2 atrofi - All-on-four	32,051	-101,015

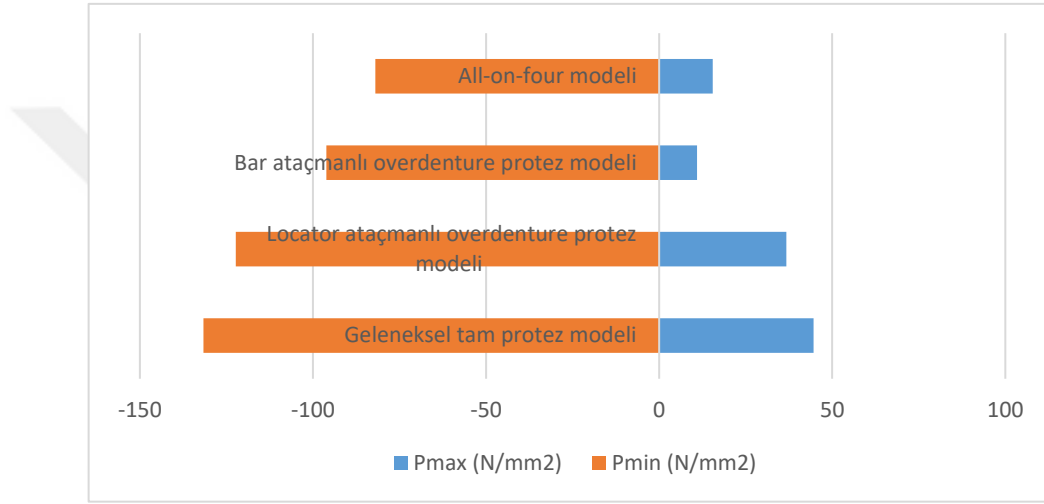


Şekil 4.3. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla $44,5811 \text{ N/mm}^2$ ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise $10,9124 \text{ N/mm}^2$ ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 3 atrofiye sahip modelde korpus bölgesinde en fazla $-131,625 \text{ N/mm}^2$ ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise $-82,0002 \text{ N/mm}^2$ ile All-on-four modelinde stres olduğu görülmüştür (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri

Korpus	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 3 atrofi – Geleneksel tam protez	44,581	-131,625
Sınıf 3 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	36,723	-122,285
Sınıf 3 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	10,912	-96,095
Sınıf 3 atrofi - All-on-four	15,474	-82,000

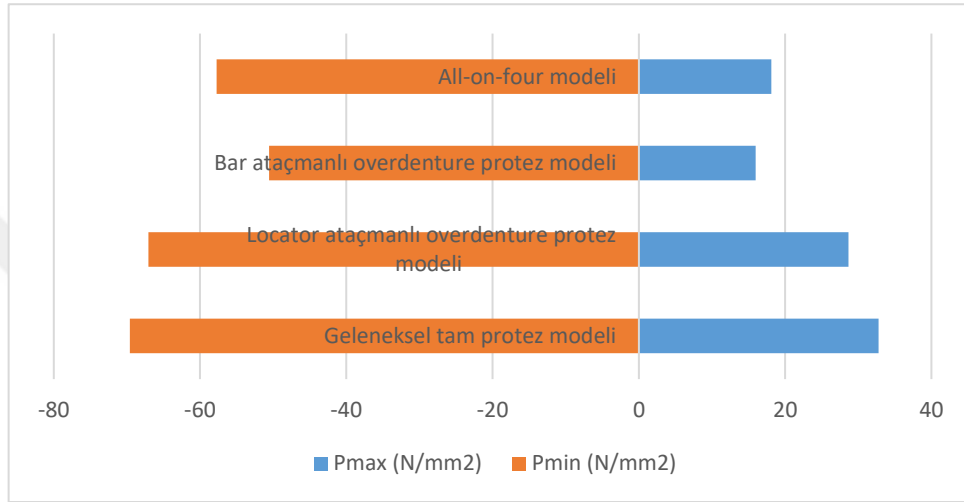


Şekil 4.4. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde korpus bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 32,7902 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise 15,9823 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde angulus bölgesinde en fazla -69,6188 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise -50,5492 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür.(Tablo 4.5)

Tablo 4.5. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri

Angulus	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 2 atrofi – Geleneksel tam protez	32,790	-69,619
Sınıf 2 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	28,647	-67,072
Sınıf 2 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	15,982	-50,549
Sınıf 2 atrofi - All-on-four	18,091	-57,749

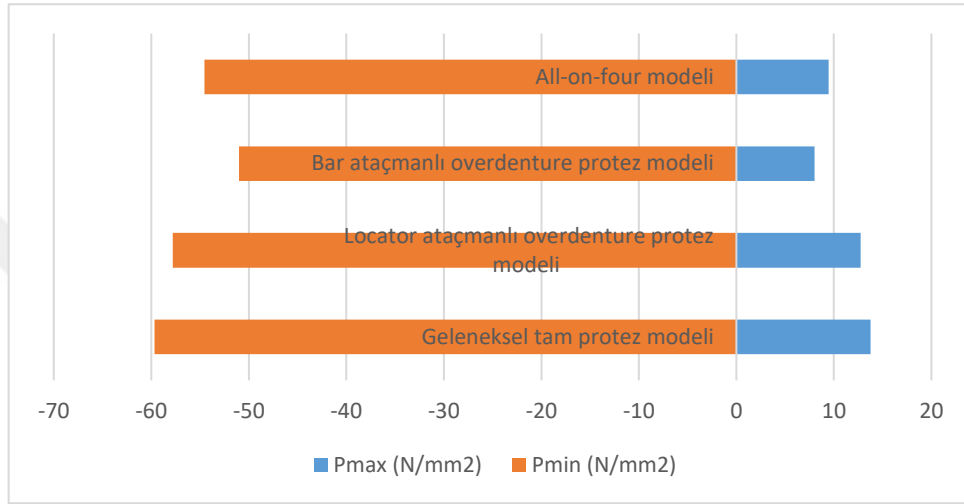


Şekil 4.5. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 13,7622 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise 8,02166 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 3 atrofiye sahip modelde angulus bölgesinde en fazla -59,6612 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise -51,0169 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri

Angulus	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 3 atrofi – Geleneksel tam protez	13,762	-59,661
Sınıf 3 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	12,750	-57,798
Sınıf 3 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	8,022	-51,017
Sınıf 3 atrofi - All-on-four	9,458	-54,569

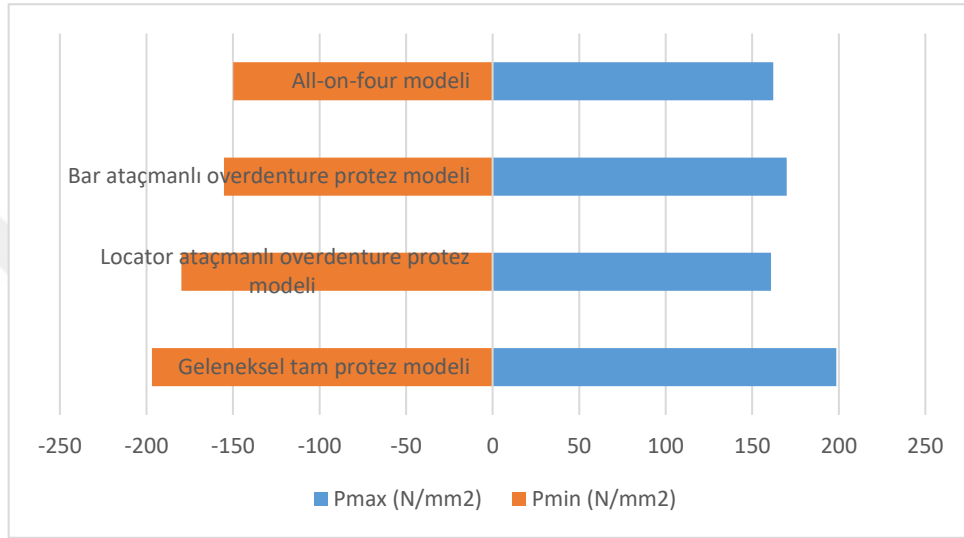


Şekil 4.6. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde angulus bölgesinde oluşan stres değerleri

Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 198,591 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise 160,882 N/mm² ile locator ataçmanlı overdenture protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde kondil bölgesinde en fazla -196,775 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde en düşük ise -149,907 N/mm² ile all-on-four modelinde stres olduğu görülmüştür.(Tablo 4.7)

Tablo 4.7. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri

Kondil	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 2 atrofi – Geleneksel tam protez	198,591	-196,775
Sınıf 2 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	160,882	-179,734
Sınıf 2 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	169,841	-155,192
Sınıf 2 atrofi - All-on-four	162,164	-149,907

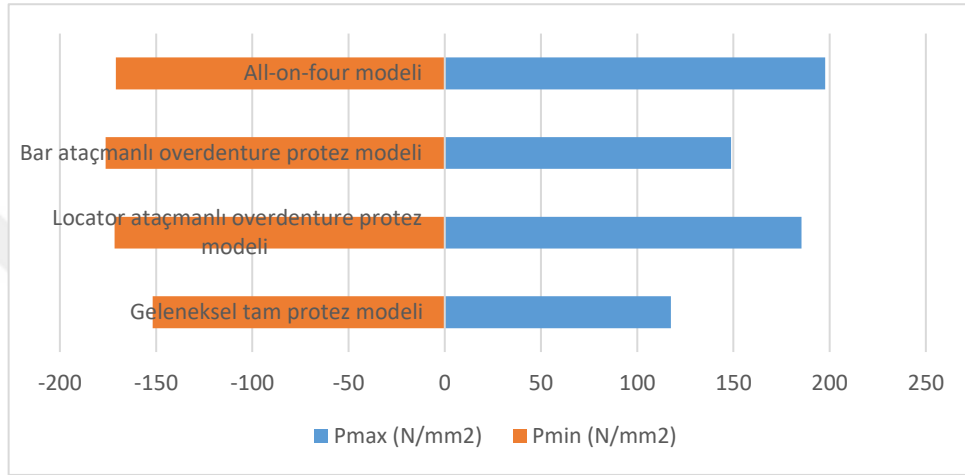


Şekil 4.7. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri

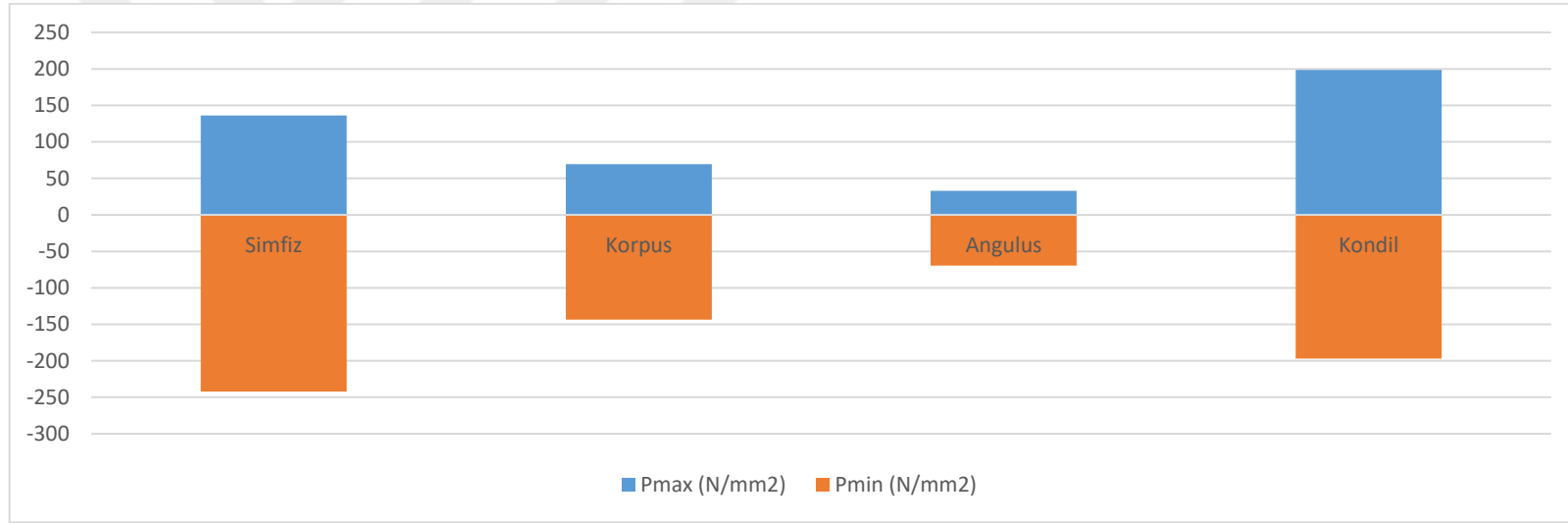
Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan en yüksek Pmax stres değerleri incelendiğinde; en fazla 197,616 N/mm² ile All-on-four modelinde en düşük ise 117,476 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde stres olduğu görülmüştür. En yüksek Pmin stres değerleri incelendiğinde sınıf 3 atrofiye sahip modelde kondil bölgesinde en fazla -176,332 N/mm² ile bar ataçmanlı overdenture protez modelinde en düşük ise -151,849 N/mm² ile geleneksel tam protez modelinde stres olduğu görülmüştür (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri

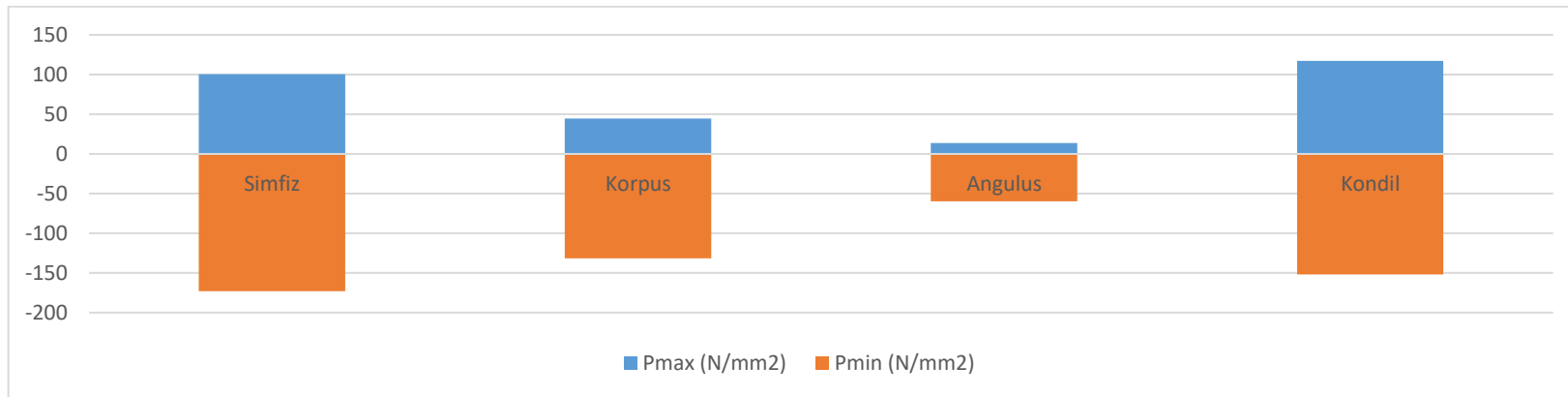
Kondil	Pmax (N/mm ²)	Pmin (N/mm ²)
Sınıf 3 atrofi – Geleneksel tam protez	117,476	-151,849
Sınıf 3 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	185,311	-171,527
Sınıf 3 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	148,815	-176,322
Sınıf 3 atrofi - All-on-four	197,616	-170,908



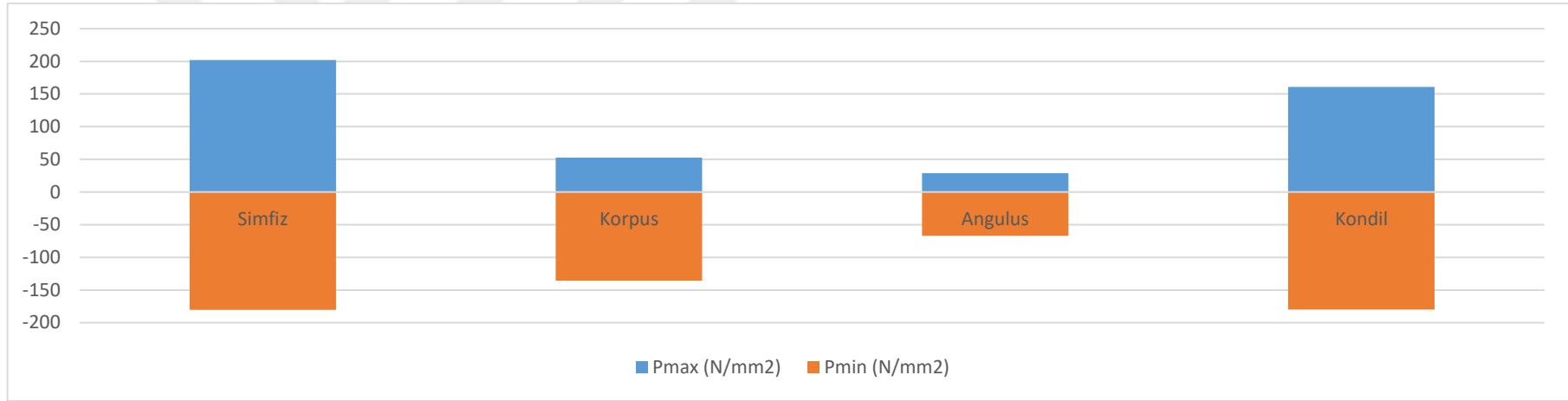
Şekil 4.8. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde kondil bölgesinde oluşan stres değerleri



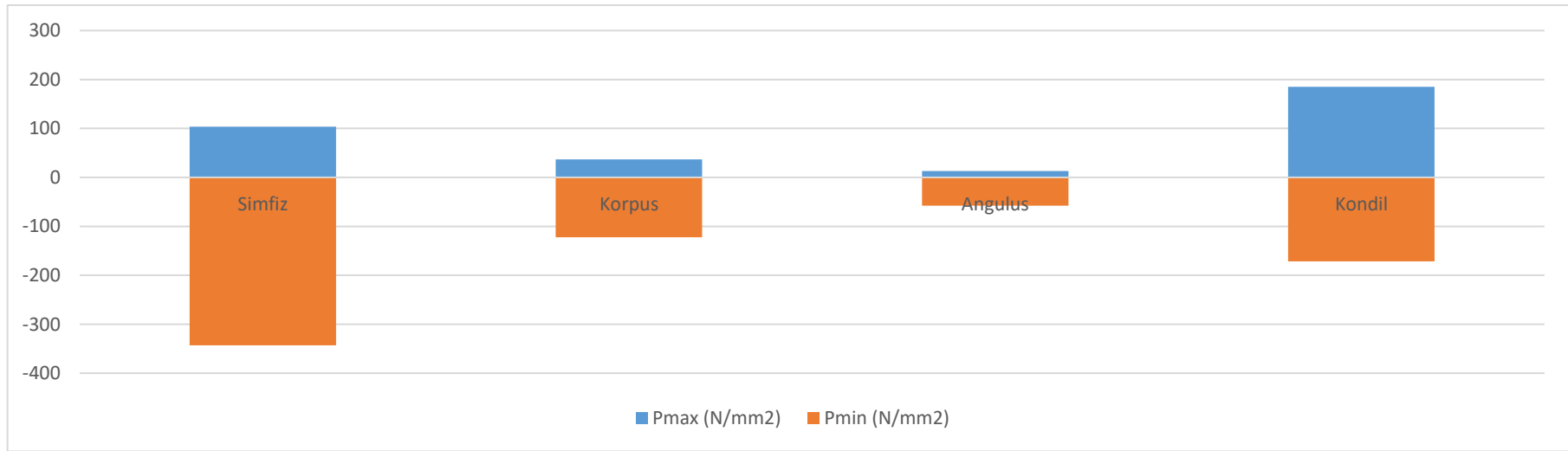
Şekil 4.9. Sınıf 2 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelindeki stres dağılımı



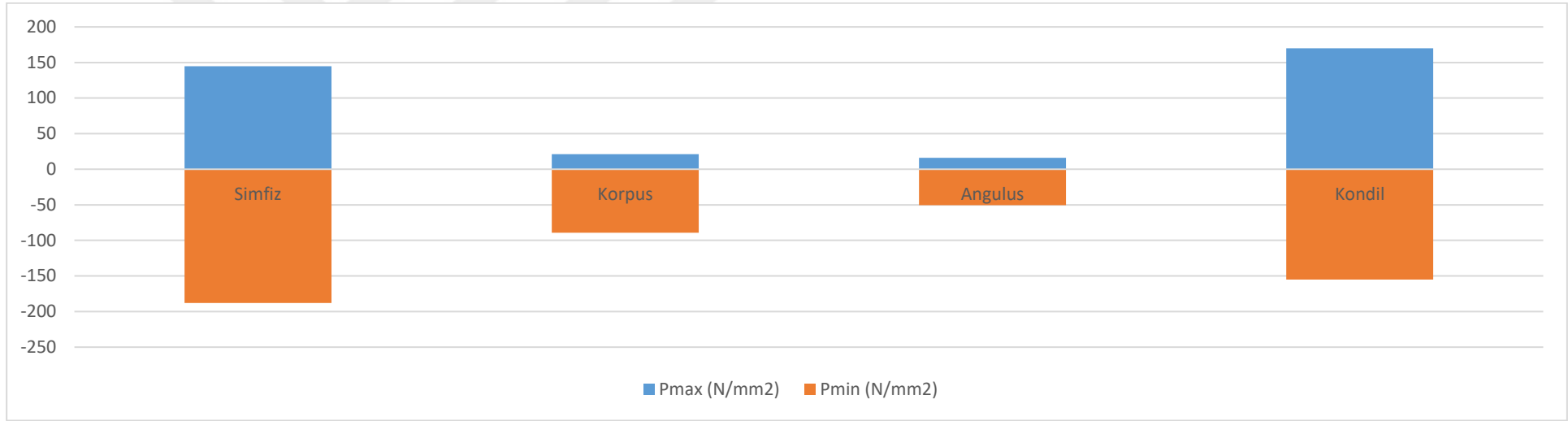
Şekil 4.10. Sınıf 3 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelindeki stres dağılımı



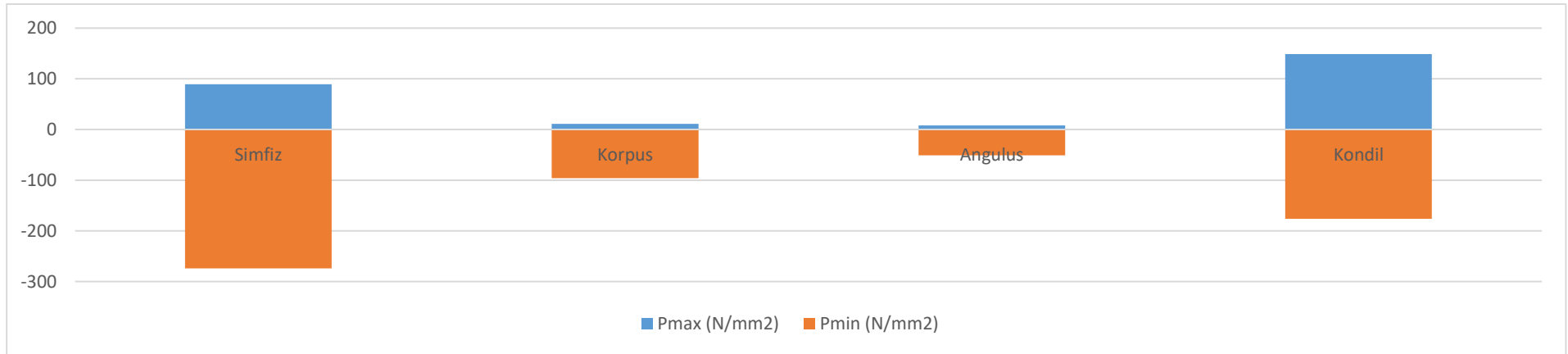
Şekil 4.11. Sınıf 2 atrofiye sahip locator ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı



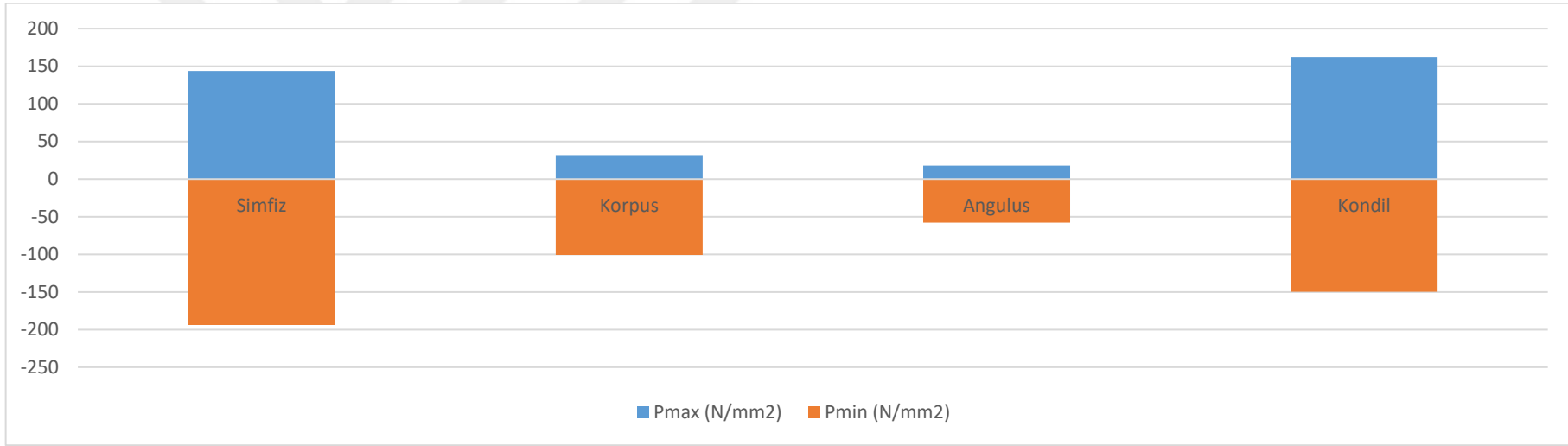
Şekil 4.12. Sınıf 3 atrofiye sahip locator ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı



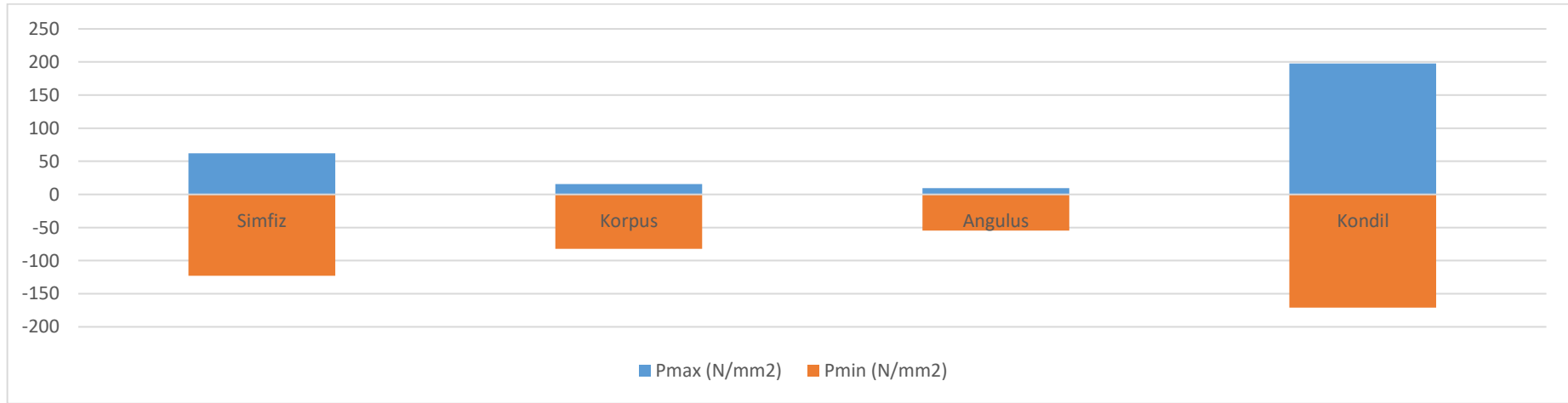
Şekil 4.13. Sınıf 2 atrofiye sahip bar ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı



Şekil 4.14. Sınıf 3 atrofiye sahip bar ataçmanlı overdenture protez modelindeki stres dağılımı



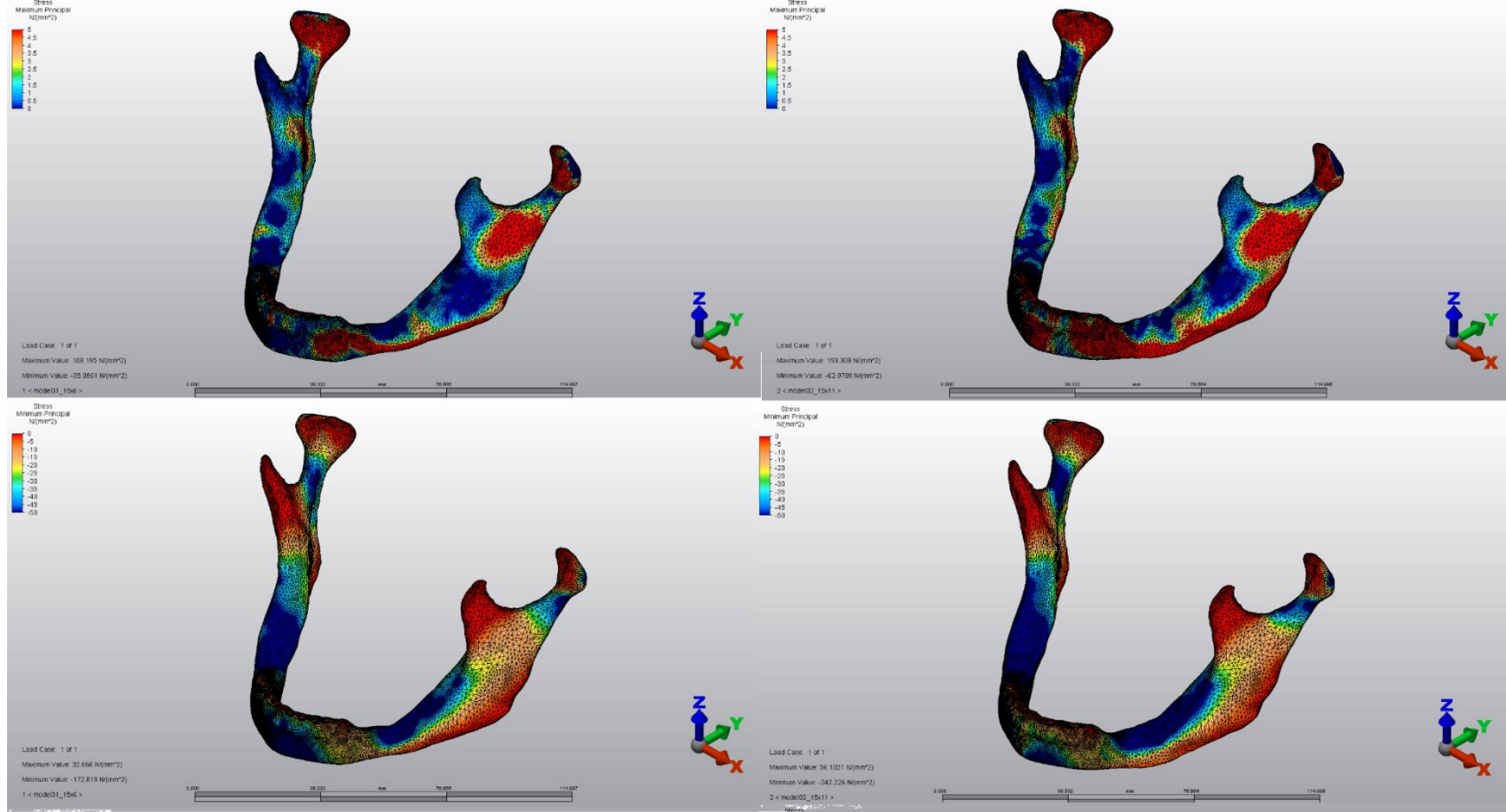
Şekil 4.15. Sınıf 2 atrofiye sahip All-on-four modelindeki stres dağılımı



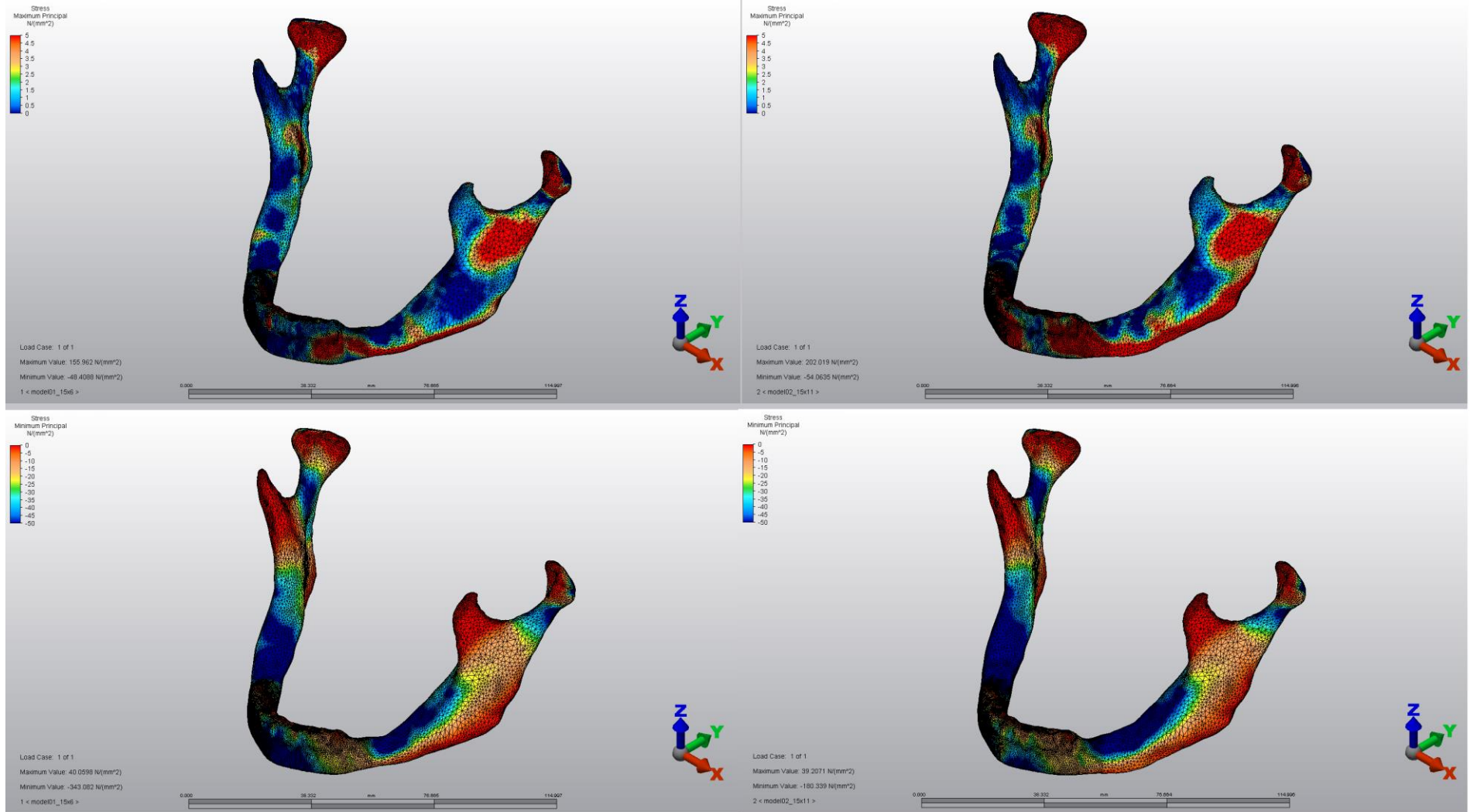
Şekil 4.16. Sınıf 3 atrofiye sahip All-on-four modelindeki stres dağılımı

Sonlu elemanlar analizi bulguları değerlendirilirken sadece rakamsal değerlendirme değil görsel değerlendirme de yapılması gerekmektedir.

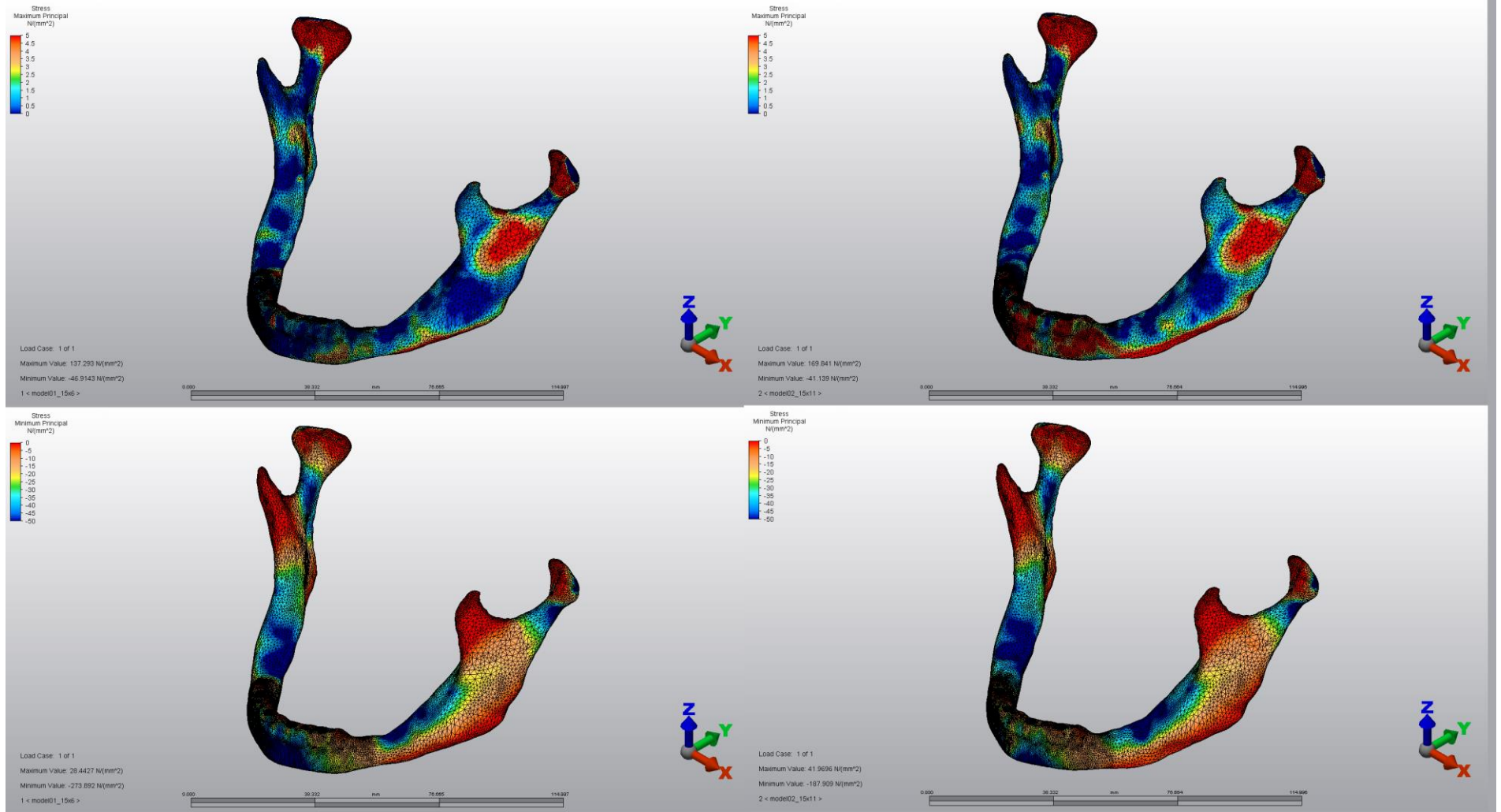
Modellerideki stres dağılımlarının skala ve görselleri şekillerde verilmiştir.(Şekil 32-35)



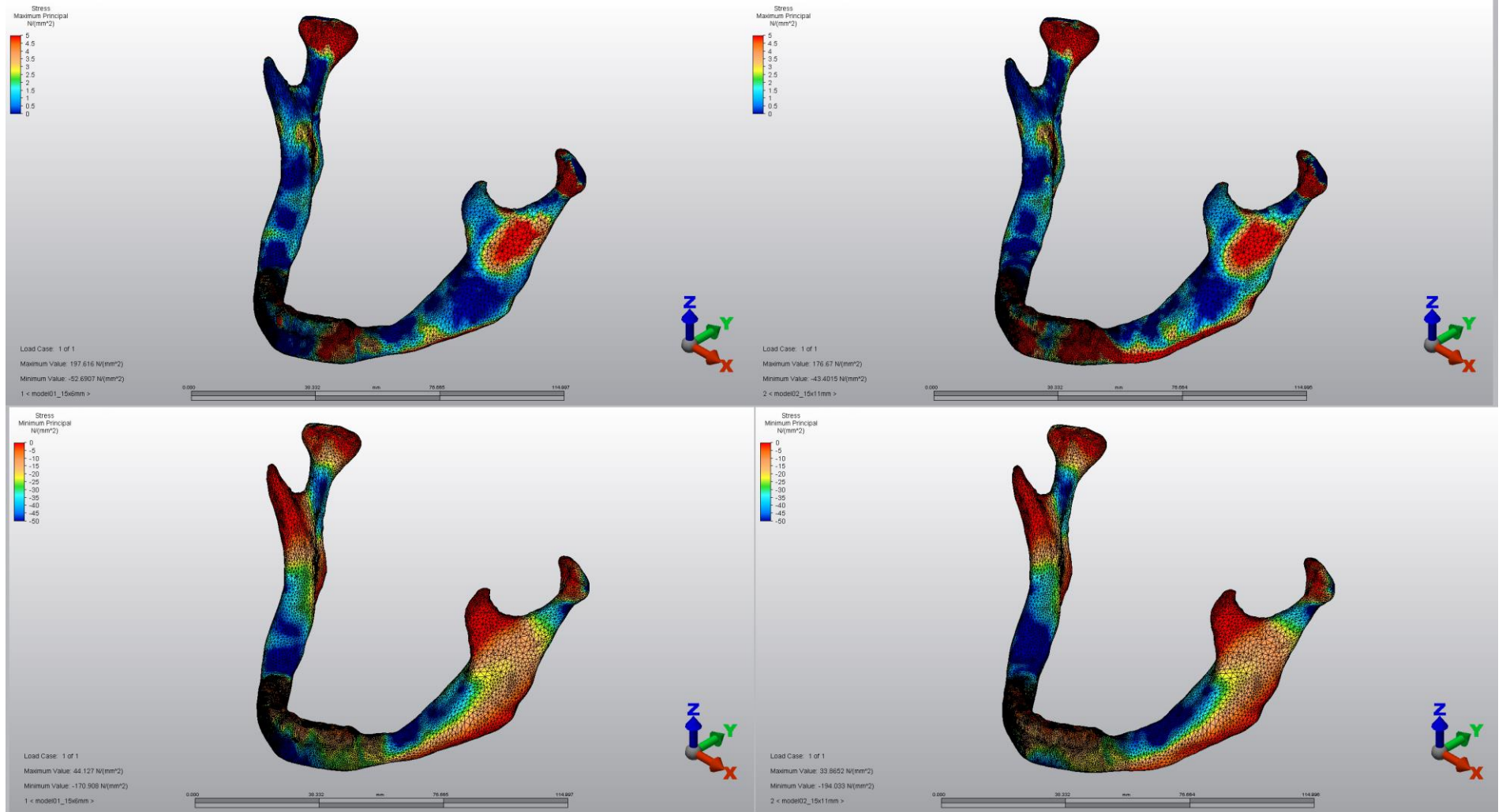
Şekil 4.17. Geleneksel tam protez modellerinde stres dağılımları



Şekil 4.18. Locator ataçman modellerinde stres dağılımları



Şekil 4.19. Bar ataçman modellerinde stres dağılımları

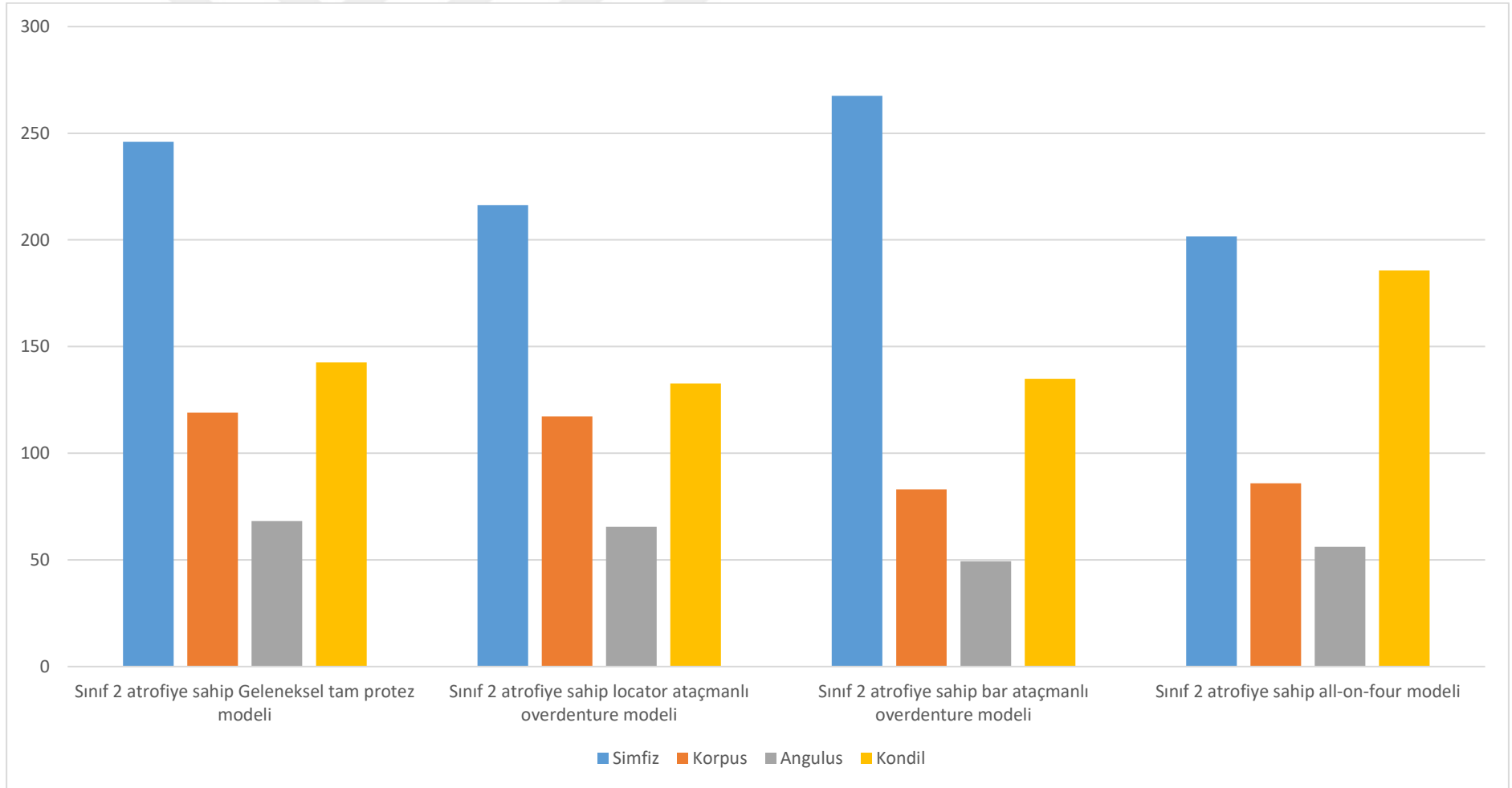


Şekil 4.20. All-on-four modellerinde stres dağılımları

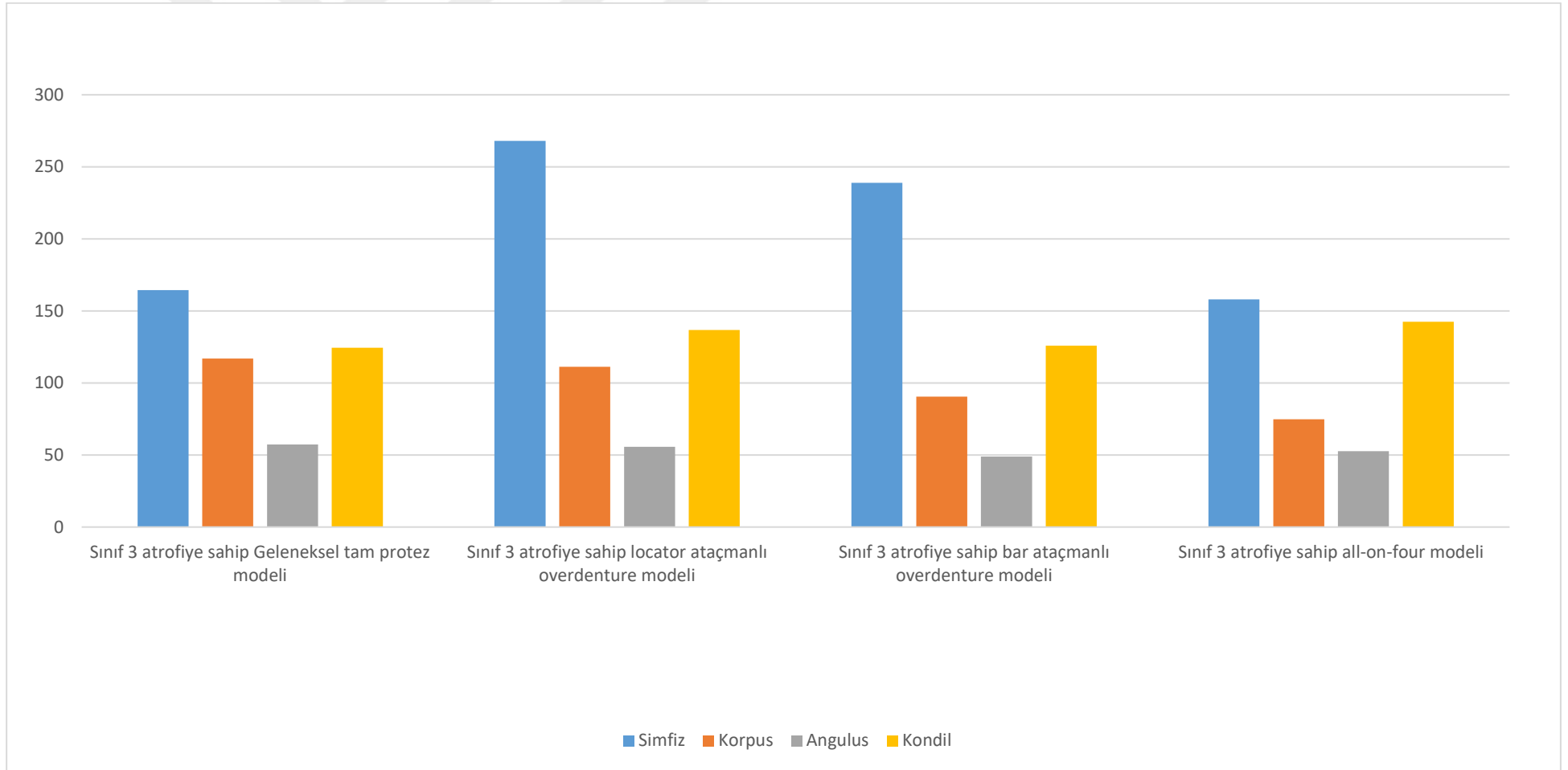
Tablo 4.9. Kortikal kemikte oluşan von Mises stres değerleri

von Mises	Simfiz	Korpus	Angulus	Kondil
Sınıf 2 atrofiye sahip Geleneksel tam protez modeli	245,948	119,014	68,219	142,541
Sınıf 2 atrofiye sahip Locator ataçmanlı overdenture modeli	216,316	117,237	65,511	132,725
Sınıf 2 atrofiye sahip Bar ataçmanlı overdenture modeli	267,559	82,965	49,440	134,862
Sınıf 2 atrofiye sahip All-on-four modeli	201,565	85,915	56,121	185,763
Sınıf 3 atrofiye sahip Geleneksel tam protez modeli	164,488	116,886	57,315	124,526
Sınıf 3 atrofiye sahip Locator ataçmanlı overdenture modeli	268,007	111,172	55,726	136,694
Sınıf 3 atrofiye sahip Bar ataçmanlı overdenture modeli	238,939	90,540	48,860	125,833
Sınıf 3 atrofiye sahip All-on-four modeli	158,056	74,889	52,635	142,500

Tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde değerler tablodaki gibidir.



Şekil 4.21. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerdeki von Mises streslerinin dağılımı



Şekil 4.22. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerdeki von Mises streslerinin dağılımı

Tablo 4.10. Spongioz kemikte oluşan en yüksek stres değerleri

	Simfiz			Korpus			Angulus		
	Pmax	Pmin	Von Mises	Pmax	Pmin	Von Mises	Pmax	Pmin	Von Mises
Sınıf 2 atrofi – Geleneksel tam protez	4,597	-5,076	6,5651	3,359	-8,319	6,865	3,556	-6,346	6,005
Sınıf 2 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	11,955	-12,717	10,002	2,980	-7,397	6,565	2,728	-6,436	5,705
Sınıf 2 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	26,193	-15,947	19,905	1,782	-5,997	5,017	2,659	-4,194	4,478
Sınıf 2 atrofi - All-on-four	14,417	-17,548	15,899	1,560	-6,013	5,278	1,544	-5,258	4,717
Sınıf 3 atrofi – Geleneksel tam protez	5,961	-8,757	7,2532	1,602	-7,400	6,798	2,219	-5,219	4,853
Sınıf 3 atrofi – Locator ataçmanlı overdenture protez	18,119	-17,989	16,282	2,580	-7,548	6,299	2,453	-5,084	4,823
Sınıf 3 atrofi – Bar ataçmanlı overdenture protez	28,994	-25,954	23,667	1,844	-6,707	5,482	2,329	-4,383	4,046
Sınıf 3 atrofi- All-on-four	12,831	-19,705	16,939	0,947	-6,156	4,895	1,155	-4,646	4,391

Spongioz kemikte oluşan en yüksek stres değerleri tablodaki gibidir. (Tablo 4.10)

5. TARTIŞMA

Dünya Sağlık Örgütü yaşam kalitesini “insanın amaçları, beklentileri, standartları, ilgileri ile bağlantılı olarak kişilerin yaşadığı ortamın kültür ve değerlerinin bütünü içinde durumlarını algılama biçimi” şeklinde tanımlamayarak aslında kişinin yaşadığı çevrede sosyokültürel anlamda sağlığını kendi öznel anlayışı şeklindedir belirtmiştir. Bu durumun subjektif olması nedeniyle sağlık hizmetlerindeki temel hedef kişinin fiziksel, psikolojik ve sosyokültürel olarak memnuniyetinin sağlanmasıdır.¹³⁶

Diş kaybı da konuşma, çiğneme, beslenmeyle ilgili problemler, sosyal ilişkilerde problemler ve hatta emosyonel sorunlar nedeniyle kişinin yaşam kalitesini etkileyen bir durumdur.¹³⁷ Dişsizlik bireylerde estetik, konuşma ve beslenme zorluğu gibi önemli sorunlara neden olması sebebiyle rehabilite edilmesi gerekmektedir. Dişsiz rezorbe mandibulada geleneksel hareketli protez kullanan hastalar ciddi fonksiyonel ve psikolojik problemler yaşamaktadır. Yumuşak ve sert doku kaybı protez kullanımında ağrı, yemede zorluk ve stabilite problemlerine neden olmaktadır. Özellikle yaşlı hastalarda görülen dişsiz rezorbe mandibulanın protetik rehabilitasyonlarında büyük zorluklar çekilmektedir ve yeni çözümler aranmaktadır.¹ Yaşlanma diş kaybının bir nedeni olmamasına rağmen ilerleyen yaşla birlikte görülen fonksiyonel yetersizlik, yüksek dental ve sistemik hastalık sıklığı yaşlı hastalarda dişsizlik için yatkınlık oluşturabilir.^{137, 138}

İmplant tedavileri dişsizliğin tedavisi için yapılan protezlerin seçenek yelpazesini artırmıştır.² İmplant destekli geleneksel sabit protez yapımı için mandibula posterior bölgede yeterli kemik yüksekliği olması gerekmektedir ve bu nedenle atrofik çenelerde ek cerrahi işlemler gerekebilmektedir. Farklı tedavi seçenekleri arasında, verilere bakıldığında implantla tedavi edilen hastalara fonksiyonel olarak etkili, memnun edici estetiği ve tutuculuğu iyi olan overdenture tipi hareketli protezler de sunulmaktadır, bu da hasta memnuniyetinde önemli artışlar göstermektedir.³ Bu tedavinin yaygın kabulüne

rağmen, protezin dizaynı, uygun bağlantı ataçmanı seçimi, maliyet-performans gibi konularda hâlâ bazı tartışmalar devam etmektedir.¹³⁹

İmplant destekli overdenture tarzı tam protez uygulamalarında bar-klips, ball, O-ring ve magnet ataçman gibi çeşitli tutucu tasarımları kullanılmaktadır.¹⁴⁰ Tutucu çeşidi seçiminde; mevcut kemiğin hacmi, implant sayısı, implantların yerleşimi ve tahmini protez hareketleri etkili olmaktadır.¹⁴¹ Bu tutucu sistemlerinin, mandibular overdenture protezlerdeki stres dağılımı üzerine etkileri birçok çalışmada karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Protezler üzerine gelen çiğneme kuvvetleri, kemiğe tutucu parçalar, implantlar ve mukoza aracılığıyla iletilmektedir.^{140, 142, 143} İmplantların sayısının da kuvvetlerin dağılımında değişikliğe neden olarak implantlar etrafındaki stresleri etkilediği düşünülmektedir.^{118, 142, 144, 145} Bu düşünceden yola çıkılarak yapılan uzun dönem klinik çalışmalarda implantların sağkalım oranlarında implant sayısı veya tutucu tipinin farklılık yaratmadığı belirtilmiştir.^{42, 146-149} Bunun yanında implantların sayısı ve kullanılan tutucu tipinin, implant çevresindeki kemikte meydana gelen streslere etkisinin incelenmesine yönelik yapılan in vitro çalışmalarda bunların kemikte oluşan streslerde etkili olduğu bildirilmiştir.^{140, 143, 150-160} Ancak hangi tutucu tipinin daha uygun olduğu ve uygulanacak ideal implant sayısı ile ilgili fikir birliğine varılamadığı görülmektedir.

Atrofik tam dişsiz mandibulya sahip hastalarda overdenture protezlere alternatif olarak All-on-four sistemi de gittikçe yaygınlaşmıştır. Dişsiz hastalar için All-on-four sistemi de son derece başarılı bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.³² Cerrahi morbidite ve maliyetle ilişkili olan greftleme işlemleri olmadan protetik rehabilitasyona imkan sağlar. Azaltılmış implant ve komponent sayısı, geleneksel implant rekonstrüksiyonlarıyla karşılaştırıldığında maliyet açısından ikinci bir avantajda oluşturmaktadır.¹⁶¹

Bu tedavi alternatiflerinin çiğneme kuvvetlerinin kemiğe iletimi ile ilgili çok sayıda çalışma olmasına karşın mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin dağılımına olan etkilerinin incelendiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.⁴⁻⁶ Farklı protetik yaklaşımların mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin dağılımına olan etkilerinin değerlendirildiği bir çalışma ise bulunmamaktadır.

Dünya sağlık örgütü dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmiştir.^{7, 8} Özellikle yaşlı hastalarda mandibular travmaların azımsanmayacak bir oranla gözlemlendiği, yaşlı hastaların günlük hayatta düşmelerinin yaşlılığın fizyolojik etkileriyle, denge kaybının yaşla beraber artmasıyla, reflekslerde azalma ve sistemik patolojik şartlar sebebiyle gerçekleştiği bildirilmiştir. Bu durum yaşlı bireylerde yılda %4.4 oranında düşme veya kaza nedeni travmaya maruz kalma riskini arttırmaktadır.^{9, 10} Kemik fizyolojisi yaşlı bireylerde kompleks yapıda olup morfolojik değişimler ve kemik sertliğinde artış izlenmektedir. Yaşlı popülasyonda mandibular dişlerin kaybının kemikte atrofiye, kortikal kemik oranda artışa, vaskülaritede azalma ve beslenmede bozukluğa neden olduğu ve bu etkenlerin fraktür ihtimalini artırdığı bildirilmiştir.¹¹

Mandibulada kırıklar en çok sırasıyla kondil, korpus ve simfiz bölgesinde görülürken düşme ile simfize uygulanan kuvvet sonucu kondil kırıklarının meydana geldiği bu kırıkların simfiz kırıklarıyla da birlikte görülebileceği bildirilmiştir. Atrofik mandibulada ise düşme ile daha çok korpus kırıklarının görüldüğü bildirilmiştir. Ancak bu hastaların hangi yönlerden travmaya maruz kaldıkları bildirilmemiştir.¹⁰ Biz de çalışmamızda tüm modellerimize simfizden frontal travmatik kuvvet uyguladık ve streslerin daha çok simfiz ve kondil bölgelerinde yoğunlaştığını belirledik. 4 veya daha az dişi olan hastalarda korpus kırığının görülme olasılığının 10 veya daha fazla dişi olan hastalara oranla bariz şekilde daha fazla olduğu bildirilmiştir.¹⁰ Dişsiz hastalarda korpus

kırıklarının diğer bölge kırıklarına göre daha sık görüldüğü, bunun mandibulanın yüksekliğinde azalmayla beraber beslenmesindeki bozuklukla ilişkili olduğu bildirilmiştir.¹²

Albrektsson mandibula kırıklarının implant uygulamalarına bağlı olarak da gerçekleştirebileceğini bildirmiştir.^{1,13} İmplant yerleşimli çenelerde mandibula kırıkları çok sık görülmemekle birlikte %0.2 olarak bildirilmiştir.^{14,15} 1990 ile 2007 yılları arasında dişsiz mandibulada implant yerleştirilen 475000 hastada mandibula kırık insidansı %0.05 olduğu ancak 237 hastadaki kırığın dikkate değer bir sayı olduğu bildirilmiştir.¹⁶

İmplant yerlerinin freze edilmesinden sonra labial ve lingual bölgede 1-2 mm kortikal kemik kalmasının ideal olduğu ve bunun 3 boyutlu planlama ile cerrahi öncesi tasarlanması gerektiği; mandibular yüksekliğin de en az 6-7 mm olması gerektiği bildirilmiştir. Bu yüksekliğin olmadığı durumlarda mandibulanın güçlendirilmesi için augmentasyon teknikleri önerilmiştir.¹⁶² Atrofik mandibulanın augmented edilmesinin temel nedenlerinden biri implant yerleşimi için hacim kazandırmak ve estetik kriterleri göz önünde bulundurmak olsa da, bu işlemlerin yapılmadığı takdirde mandibulada kırık riskinin arttığı da göz önünde bulundurulmalıdır.¹⁶³ Aşırı atrofik mandibulada implant cerrahisi sırasında mandibulanın bütünlüğünün implant yuvası hazırlanırken bozulmasının kırık oluşturma olasılığını artırdığı bilinmektedir.¹⁶² Yetersiz mandibular yüksekliğin, implant bölgesindeki patolojilerin, osseoentegrasyon yetersizliğinin ve yanlış cerrahi tekniğin de mandibular kırıklara neden olabileceği ileri sürülmektedir.^{162,}

164

İleri derecede atrofik mandibulada interforaminal bölgeye vertikal yerleştirilen implantların uygulandığı ve mandibulaya okluzal, lateral ve frontal kuvvet uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır.⁴⁻⁶ Literatürde farklı protetik yaklaşımlar için planlanan implant sayısı ile bağlantı şekillerinin kemik ve implantlarda farklı stresler oluşturduğu kabul

görmüştür ancak farklı implant planlamalarının frontal travmatik kuvvet sonucu oluşan streslere olan etkilerinin değerlendirildiği çalışma bulunmaması mevcut çalışmanın ana amacını oluşturmaktadır.

İnsan mandibulasında deneysel çalışmaların kısıtlamaları göz önüne alındığında, çalışmalarda sonlu eleman analizi kullanılarak elde edilen sayısal simülasyonlar ve sanal modeller kullanılmaktadır.^{132, 165-169} Biz de bu çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanmayı tercih ettik.

Sonlu elemanlar analizi, birçok mühendislik disiplininde kullanılmak için fiziksel sistemlerin sayısal modellemesiyle uygulamalı matematiğin bir dalı olarak geliştirilmiştir.¹⁶⁸

SEA(sonlu elemanlar analizi) cismin belli bir bölümünün istenen kuvvet ile meydana gelen değişimini inceleyen objelerin temel özelliklerini temsil eden matematik modellerde yapılan analizdir. SEA gibi kuvveti deneysel olarak yaratan matematiksel yöntemler modelde kuvvet iletimini ve dağılımını doğru bir şekilde yansıtabilmektedir.¹⁷⁰ SEA ile bir yapıya uygulanan kuvvet ile deformasyon ve stres meydana gelir. Bu kuvvetin uygulanan nesnenin elastik limitlerine göre yapısal bozukluk oluşturup oluşturmayacağı tespit edilebilmektedir.¹⁷¹

Diğer stres analizlerine göre bir çok özelliği bakımından üstün kabul edilen SEA basit ve etkili bir yöntemdir. Modelin geometrisi ve test koşulları değiştirilebilir ve sonuçlar kısa sürede elde edilir. Lateral ve oblik gibi daha spesifik yüklemeler yapılarak, analiz sonuçlarında elde edilen stres dağılımlarının gerçeğe çok yakın yansıtıldığı bildirilmiştir.¹⁷²

2 boyutlu SEA ile homojen, lineer ve izotropik özelliklerdeki kemiğe yapılan statik yüklemeler hatalı sonuçlar vermektedir. Kemik ve implant arasındaki osseoentegrasyon durumu, mandibulanın tamamen rijit ve inferior sınırının sabit

tutularak oluşturulan sınır koşulları sebebiyle 2 boyutlu analizler hatalı sonuçlar vermektedir. Dinamik yüklemeye maruz kalan kemikteki stres dağılımı 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde gerçeğe uygun şekilde yansıtılır. 3 boyutlu SEA 'da bilgisayarlı tomografi ile elde edilen görüntüler, çenelerin 3 boyutlu ayrıntılı sanal modeline dönüştürülerek anatomik kemik morfolojisi hakkında gerçekçi fikir vermektedir. Kortikal ve trabeküler kemik özellikleri benzer şekilde elde edilebilir.¹⁷³

SEA 'da incelenecek yapılar, eleman adı verilen geometrik şekillere bölünür ve bu parçalar birbirlerine düğüm noktalarından (node) bağlanır. Stres karşısında düğüm noktalarında meydana gelen değişim miktarı analizi belirlediğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan olabildiğince fazla sayıda eleman kullanmak etkin kuvvet dağılımını yansıtmaktadır. Yapıyı oluşturan malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranları işlenerek yapıların, doğal tepkimelerine benzer koşullar sağlanmaya çalışılır.¹⁷²

Matematik modelin oluşturulmasında kullanılan eleman ve düğüm sayısının miktarı sonucun gerçeğe en yakın çıkmasını sağlamaktadır. Sayı ne kadar fazla ise, o kadar gerçeğe yakın sonuçlara ulaşılmaktadır.¹⁷⁰ Winter ve ark. (2010), SEA çalışmasında düğüm sayısını 28909 ile 30778 arasında; eleman sayısı ise 19109 ile 20500 arasında bildirmiştir.¹⁷⁴ Meijer ve ark. (1992), rezorbe mandibuladaki SEA çalışmalarında, düğüm sayısını 1020 ile 1437 arasında; eleman sayısını ise 5803 ve 10281 arasında kullanmıştır.¹⁷⁵ Torreira ve Fernandez (2004), mandibulada travma olgularını SEA yöntemi ile karşılaştırdığı çalışmalarında 7073 düğüm ve 30119 eleman kullanıldığını bildirmiştir.¹⁶⁶ Çalışmamızda kullandığımız düğüm sayısı 86324 ile 339284 arasında; eleman sayısı ise 385043 ile 1510199 arasında değişmektedir. Çalışmamızda kullandığımız eleman ve düğüm sayılarının diğer çalışmalarda kullanılan

sayılardan yüksek olması analizin tüm mandibulaya uygulanmasından kaynaklanmaktadır.

Literatürde atrofik tam dişsiz mandibula kırıklarının sınıflandırmasında Luhr ve arkadaşlarının yaptığı sınıflandırmanın kullanıldığı görülmüştür.^{84, 176} Bu sınıflandırmaya göre fraktür bölgesindeki mandibula yüksekliği; 10 mm ve ya daha az ise sınıf 3, 10-15 mm ise sınıf 2, 16-20 mm ise sınıf 1 atrofi olarak adlandırılmıştır.⁸⁴ Biz de çalışmamızda her iki modelde de mandibula anterior bölgede sınıf 2 atrofiye sahip, posterior bölgede ise sınıf 2 ve sınıf 3 atrofiye sahip 2 model kullandık. Ve bu modellerin her birine geleneksel tam protez, locator ve bar ataçmanlı overdenture protezler ile All-on-four sistemi sanal ortamda uygulanmıştır.

Sadig ve ark. 2 implant üzerinde top başlı, locator ve mıknatıs tutucuların aksiyel, oblik ve posterior rotasyonel yönde çekerek tutuculuklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda her üç yönde de en yüksek tutuculuk kuvvetinin ve stabilitenin locator grubunda en düşük tutuculuk kuvvetinin ise mıknatıs grubunda olduğu bildirilmiştir.¹⁷⁷ Biz de bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda locator ataçman destekli overdenture protez kullandık.

Kan ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında tam dişsiz mandibula modellerine farklı boylardaki implantları farklı konumlarda yerleştirerek 2 implant destekli locator ataçmanlı overdenture protez uyguladığı mandibulaya simfiz bölgesinden 10 MPa şiddetinde frontal travmatik kuvvet uygulayarak kemik ve implantlarda oluşan stresleri incelemiştir. Bu çalışma sonucunda ise en düşük von Mises stresi oluşan modelin implantların monokortikal olarak lateral kesici diş bölgesine yerleştirildiği model, en yüksek ise implantların long-bikortikal olarak kanin diş bölgesine yerleştirildiği model olduğunu bildirmiştir.⁴ Bizim çalışmamızda da bu sonuçlar doğrultusunda locator

ataçman grubunda implantlar lateral kesici diş bölgesine monokortikal derinlikte yerleştirilmiştir.

Ayali ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında tam dişsiz atrofik mandibula modeline iki implant destekli locator ataçmanlı overdenture protezler yaparak simfiz bölgesinden 1 cm çapında alandan 2000 N şiddetinde kuvvet uygulayarak oluşan stresleri incelemiştir. Model olarak implant yapılmayan model, 3,5 x 11,5 mm'lik implantların kullanıldığı model ve 4,3 x 11,5 mm'lik implantların kullanıldığı modeller kullanılmıştır. 4,3 mm çapında implantların kullanıldığı modelde daha fazla stres olduğu gözlenmiştir.¹³⁴ Klein ve ark. ise implantların bukkal ve lingual yüzeylerinde en az 1mm kemik kalması gerektiğini bildirmişlerdir.¹⁷⁸ Bizim çalışmamızda da bu bulgular doğrultusunda tüm modellerde implantların bukkal ve lingual yüzeylerinde 1 er milimetre kemik olacak şekilde planlanmıştır.

Arat Bilhan ve ark. 2, 3 ve 4 implant yerleştirilen üç boyutlu alt çene modellerine uygulanan ball ve bar tutucu sistemlerin, çiğneme kuvvetleri altında stres dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Hazırlanan modellere ön bölge, tek taraf ve çift taraflı olmak üzere çiğneme kuvvetini simüle eden 100 N büyüklüğünde vertikal kuvvetler uygulanmıştır. İmplant etrafında oluşan streslerin azalması için; implant sayısının artırılması ve implantların splintlendiği ataçman türlerinin kullanımı önerilmiştir.¹⁷⁹ Biz de bu nedenle bar ataçman destekli overdenture modellerimizde 4 implant destekli overdenture uygulamasını tercih ettik.

Pigozzo ve ark. alt çene iki implant üstü bar tutuculu overdenture protezlerde implantların paralel veya açılı yerleştirilmesinin stres dağılımı üzerine etkisini fotoelastik stres analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Kullanılan fotoelastik yöntemde, kemik dokusunu simüle eden fotoelastik rezinin gerçek dokuyla farklılıklar içermesi ve çiğneme kuvvetlerinin birden fazla yönde gerçekleşiyor olmasına rağmen çalışmada sadece

vertikal yönde kuvvet uygulanmasının sonuçlarda gerçekten sapmalara neden olduğu belirtilmiştir. İmplantların paralel yerleştirildiği modelde stresin en çok implantın apeksinde yoğunlaştığı, 10° açılı yerleştirildiği modelde ise implant yüzeyinin mezial ve distalinde yüksek stres değerleri gözlemlendiği belirtilmiştir. Paralel yerleştirilen modelde, gelen kuvvetlerin implantın uzun aksı boyunca kemiğe uygun bir şekilde iletildiği vurgulanmıştır.¹⁸⁰ Biz de locator ve bar ataçmanlı overdenture protez modellerimizde implantları paralel olarak yerleştirdik.

Rismanchian ve ark. alt çene bar tutuculu overdenture protezlerde, bar tutucu ile mukoza arasındaki mesafenin stres dağılımı üzerine etkisini araştırmışlardır. Kanin dişler bölgesine yerleştirilen iki implant üstü bar tutucuların mukoza ile arasındaki mesafe 0, 1, 2 ve 3 mm olacak şekilde alt çene modelleri hazırlanmıştır. Sol birinci azı diş bölgesinden 0,1 N ile 50 N arasında artacak şekilde vertikal kuvvet uygulanmış ve stres dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir. 1 ve 2 mm mesafe olacak şekilde hazırlanan modellerde, implantlarda oluşan stres değerlerinin düşük olduğu ve bu değerleri sırasıyla 3 mm ile mesafe olmayan modellerin takip ettiği gözlemlenmiştir. Alt çene overdenture protezlerde dolider bar tutucu kullanılan sistemlerde uygun stres dağılımları için tutucu ile mukoza arasında 1 veya 2 mm mesafe sağlanmasının gerektiği vurgulanmıştır.¹⁸¹ Biz de bu doğrultuda bar ataçman destekli overdenture protez uyguladığımız modellerde barı mukozadan 2 mm uzaklıkta olacak şekilde planladık.

Meijer ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında 4 implant destekli bar ataçmanlı overdenture protez uygulanan mandibula modelinde çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan stresleri incelemiştir. Bu çalışmada anterior implantları orta hattın 5 mm uzağında, distal implantları ise orta hattın 15 mm uzağında yerleştirmişlerdir.¹⁸² Biz de çalışmamızda bar ataçmanlı overdenture modellerimizde implantları bu konumda yerleştirdik.

Bar ataçmanlı overdenture protezlerde kantilever kullanımı ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Mericske-Stern ve ark. ile Naert ve ark. yaptıkları çalışmalarda kantilever kullanımının bar ataçmanlı overdenture protezlerde tutuculuğu arttırdığını bildirmişlerdir.^{183, 184} Den Dunnen ve ark. bar ataçmanlı overdenture protezlerde kantilever kullanımının bar ataçmanlarda kırık oluşma ihtimalini artırdığını bildirmiştir.¹⁸⁵ Ebadian ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında 7 mm , 13 mm kantilever kullanılar ve kantilever kullanılmayan bar ataçmanlı overdenture protez modellerinde kemiğe iletilen stresler ile kantilever seçenekleri arasında bir ilişki olmadığını bildirmiştir.¹⁸⁶ Biz de çalışmamızda bar ataçmanlı overdenture modellerimizde kantilever kullanmadık.

Krennmair ve ark. yaptıkları SEA çalışmalarında 4 implant yerleştirilen, implantların birbirine bağlandığı ve bağlanmadığı modellere farklı travmatik kuvvetler uygulamış ve implantların birbirine bağlandığı modellerde daha düşük streslerin oluştuğunu bildirmişlerdir.^{187, 188} Biz de çalışmamız implantların birbirine bağlandığı bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four modellerinde streslerin daha düşük oluştuğunu gözlemledik.

Ozan ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında All-on-four sisteminde farklı implant açılarının çiğneme kuvvetleri ile kemikte oluşan streslere olan etkilerinin incelediği çalışmada mental foramenler arası mesafeyi 50 mm olacak şekilde ve distal implantları mental foramenlerin 5 mm önünden geçecek şekilde modellemiştir. Biz de tüm modellerimizde mental foramenler arası mesafe 50 mm olacak şekilde ve All-on-four modellerimizde distal implantlar mental foramenlerin 5 mm önünden geçecek şekilde modelledik.¹²⁵

Malo ve ark. tanımladıkları “All-on-four” protokolünde anteriorda 2 implantın aksial, posterior implantların da distale açılı yerleştirilerek tüm implantların birbirine

fıkse edilmesi gerektiğini bu sayede kantilever uzunluğunun kısaltılarak posterior da augmentasyon prosedürlerine gerek kalmadığını bildirmiştir.³²

All-on-four konseptine uygun olarak 128 Branemark implantın immediat olarak yükleme yapıldığı 32 hastada yapılan 1 yıllık geriye dönük çalışmada Malo ve arkadaşları %97,6 sağ kalım oranı bildirmişlerdir.¹⁸⁹ Farklı tipte implant sistemiyle, eğimli implantlar için implant abutment bağlantısının açıldırıldığı ve nihai protezin farklı bir teknikle üretildiği Testori ve arkadaşlarının çalışmasında implantlarda %98,8, protezlerde %100 sağkalım oranı bildirilmiştir.¹⁹⁰ Malo ve arkadaşlarının yaptığı 1 yıllık geriye dönük başka bir klinik çalışmada 44 hastaya 176 Branemark implant yerleştirilmiş ve yaklaşık implantlarda %98,2 ve protezlerde ise %100 sağkalım bulunmuştur.³² Diğer bir çalışmada 96 MKIV ve NobelSpeedy Groovy implant All-On-Four konsepti göz önüne alınarak 24 dişsiz hastaya uygulanan tedavi sonucu implantlarda ve protezlerde %100 başarı oranı elde edilmiştir.¹⁹¹ Malo ve arkadaşlarının, NobelSpeedy implantlarının uygulandığı 23 hastada 1 yıl sonra yapılan değerlendirmede mandibulada %97,2, maksillada ise %100 başarı elde edilmiştir.¹⁹² Malo ve arkadaşlarının uzun dönemli yaptıkları bir çalışmada ise mandibulada 9 yıla kadar %96,2 ve maksillada %97,7 başarı göstermiştir.¹⁹³

Üç boyutlu SEA çalışmalarında posterior implantların distale açıldırılmasının biyomekanik streslere karşı dayanıklılığı arttırdığı bildirilmiştir.^{194 195} Bevilacqua ve ark. yaptıkları çalışmada posterior implantların 30° distale doğru açılı yerleştirilmesinin kemikteki stresleri düşürdüğünü ifade etmiştir.¹⁹⁶ Bizim çalışmamızda da bu doğrultuda All-on-four modellerinde posterior implantlar 30° distale doğru açılı yerleştirilmiştir.

All-on-four tekniğinde de metal/akrilik, metal/seramik ve zirkonya/seramik şeklinde alt/üst yapı kombinasyonları kullanılabilir.^{197, 198} Güncel olarak, All-on-four tedavi tekniğinde kesik diş formuna sahip titanyum¹⁹⁹ ve zirkonya alt yapılar¹⁹⁸ kullanılmaktadır.

Jacques ve ark. titanyum, porselen gibi düşük elastiklik modülüne sahip bir materyalin düşük bükülme dayanıklılığı gösterdiğini ve bunlar gibi rijit alaşımlardan yapılan üst yapıların daha düşük deformasyona uğradığını ve böylece vida ve diğer protetik komponentlere aşırı yükleme yapmadığını belirtmiştir.²⁰⁰

Ferreira ve ark. yaptıkları güncel çalışma da bu bulguları desteklemektedir. Akrilik rezin dişler porselen dişlerle karşılaştırıldığında alt yapılardaki stres değerlerini %50 arttırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, özellikle kantilever uzunluğu fazla olan protezlerde uygun stres dağılımına katkı sağlamak ve implant destekli tam ark protezin rijiditesini arttırmak için akrilik diş yerine porselen dişleri kullanmanın daha iyi olacağını belirtmişlerdir.²⁰¹

Zhao ve ark. monolitik anatomik tasarıma sahip lityum disilikat tipi porselen kronların tabakalı kronlara göre üstün kırılma direnci gösterdiğini belirtmiştir.²⁰² Monolitik kronlar tek bir materyalden oluştuğu ve herhangi bir veneer tabakası içermediği için göreceli olarak güçlü olma eğilimindedir.²⁰³

Bizim çalışmamızda da, implant alt yapıları, hibrit protezleri oluşturmak üzere güncel çalışmalara uygun olarak kesik diş formunda titanyum materyallerinden tasarlanmıştır. Üst yapıda ise dişler monolitik lityum disilikat tipi porselen kronlar ve diş eti formları akrilik rezinden tasarlandı.

All-on-four sisteminin çiğneme kuvvetleri açısından değerlendirildiği bir çok çalışma olmasına rağmen travmatik kuvvetler sonucu mandibula da meydana gelen streslere olan etkilerinin incelendiği bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Tüm çalışmalarda anterior posterior temporal kaslar, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kaslar sıkıştırma sırasında direnç göstermeyen yaylar olarak modellenmiştir. Yay gerilimi sertlik değerleri için literatürdeki çalışmalardaki değerler ile aynı değerler kabul edilmiştir: masseter kas: 16.35 N/mm, lateral pterygoid kas: 12

N/mm, medial pterygoid kas: 15 N/mm, anterior temporal kas: 14 N/mm, posterior temporal kas: 13 N/mm.^{132, 133} Biz de çalışmamızda çiğneme kasları sertlik değerlerinde standart kabul edilen bu değerlere sadık kaldık.

Travmatik kuvvet olarak literatürdeki çalışmalarda 10 MPa şiddetinde kuvvet^{4, 166} ve 1 cm çapında alandan 2000 N şiddetinde iki farklı kuvvet kullanılmıştır.^{132, 134, 135} Bizim çalışmamızda da iki farklı seviyede atrofiye sahip mandibula modellerine; geleneksel tam protez, locator ataçmanlı overdenture protez, bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four sistemi destekli sabit protez uygulaması yapılmış ve bu modellere mandibula simfiz bölgesinden 1 cm çapında alandan 2000 N şiddetinde kuvvet kullanılmış ve oluşan Pmax, Pmin ve von Mises stresleri incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda ortaya çıkan veriler; asal stresler (Pmax ve Pmin) ve von Mises stresleridir. Streslere ait veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınmalıdır.

Duaibis ve ark. von Mises değerlerinin kemikte kullanılmasının doğru olmadığını, kemik gibi kırılğan özellikli materyallerde maksimum asal streslerin kullanılmasının gerektiğini söylenmektedir.²⁰⁴ Von Mises stresleri, von Mises'in ortaya koyduğu kriterlere göre çekilebilir materyallerde şekil değişimi olup olmayacağı tahmininde bulunmak için kullanılır. Bu kriterler materyalde von Mises stres değeri akma dayanımı değerini aştığında materyalde geri dönüşümsüz bir bükülme meydana geleceğini belirtmektedir.²⁰⁵ Von Mises değerleri, oluşan streslerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, stresin karakterini belirtmez. Stresnin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirlemek için asal streslerin incelenmesi gerekmektedir. Maksimum asal stresler modelde oluşan en yüksek çekme tipi stresleri, minimum asal stresler ise modelde oluşan en yüksek basma tipi stresleri ifade etmektedir.²⁰⁶ Biz de çalışmamızda değerlendirmelerimizi asal streslere göre yaptık.

Kemikteki von Mises gerilim değerleri ortalama stres değerleri hakkında fikir vermek ve farklı modeller arasında stres farklılıklarını karşılaştırmak amacı ile kullanılabilmektedir. Biz de çalışmamıza kemik dokuda literatürde sık rastlandığından karşılaştırılabilir değerler elde etmek ve genel stres dağılımları hakkında fikir edinmek amacı ile von Mises değerlerini de eklemeyi tercih ettik.

Bochlogyros ve ark.nın yaptığı 1251 hastayı kapsayan retrospektif çalışmada mandibula kırıklarının en sık korpus ve angulus sonrasında ise kondil ve simfizde görüldüğü biltirilmiştir. Lakin bu çalışma sadece atrofik mandibulaları değil tüm mandibulaları kapsamaktadır.²⁰⁷

Atrofik mandibula kırıklarının dağılımları ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmasıyla birlikte Franciosi ve ark.nın yaptığı klinik çalışmada atrofik mandibula kırıklarının en sık korpus gövdesinde sonrasında ise kondil ve simfiz-parasimfiz bölgelerinde görüldüğünü bildirmiştir.⁸⁰ Ancak bu çalışmadaki hastalar farklı travmatik kuvvetlere maruz kalmıştır.Bizim çalışmamızda ise tüm modellere simfiz bölgesinden frontal travmatik kuvvet uygulanmış ve streslerin daha çok simfiz ve kondil bölgelerinde oluştuğu gözlenmiştir.

Geleneksel tam protez modeli ile kıyaslandığında locator ataçman modelinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde kortikal kemikte Pmax stresi simfiz bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır. Pmin stresi ise tüm bölgelerde azalmıştır.Sınıf 3 atrofiye sahip modelde de Pmax ve Pmin stresleri simfiz bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır.

Geleneksel tam protez modeli ile kıyaslandığında bar ataçman modelinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde kortikal kemikte Pmax stresi simfiz bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır. Pmin stresi ise tüm bölgelerde azalmıştır. Sınıf 3 atrofiye sahip modelde Pmax ve Pmin stresi kondil bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır.

Geleneksel tam protez modeli ile kıyaslandığında All-on-four modelinde sınıf 2 atrofiye sahip modelde kortikal kemikte Pmax stresi simfiz bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır. Pmin stresi ise tüm bölgelerde azalmıştır. Sınıf 3 atrofiye sahip modelde Pmax ve Pmin stresleri kondil bölgesinde artarken diğer bölgelerde azalmıştır.

Sınıf 2 atrofiye sahip tüm modeller içerisinde kortikal kemikteki Pmax stresi en yüksek locator ataçmanlı overdenture protez modelinin simfiz bölgesinde iken en düşük bar ataçmanlı overdenture protez modelinin korpus bölgesinde olduğu görülmüştür. Pmin stresi ise en yüksek geleneksel tam protez grubunda simfiz bölgesinde iken en düşük bar ataçmanlı overdenture protez modelinin angulus bölgesinde olduğu görülmüştür.

Sınıf 3 atrofiye sahip tüm modeller içerisinde kortikal kemikteki Pmax stresi en yüksek All-on-four grubunda kondil bölgesinde görülürken az düşük bar ataçmanlı overdenture protez modelinin angulus bölgesinde olduğu görülmüştür. Pmin stresi ise en yüksek locator ataçmanlı overdenture protez modelinin simfiz bölgesinde iken en düşük bar ataçmanlı overdenture protez modelinin angulus bölgesinde olduğu görülmüştür.

Kortikal kemiğin Pmax stresine karşı dayanıklılığı 104-121 MPa olarak belirtilmiştir.²⁰⁸⁻²¹⁰ Posterior sınıf 2 atrofiye sahip tüm modellerde simfiz bölgesinde oluşan Pmax stresleri bu sınırı aşarken posterior sınıf 3 atrofiye sahip tüm modellerde simfiz bölgesinde oluşan Pmax stresleri bu sınırın altında kalmıştır.

Mandibular korpus ve angulusu bölgelerinde posterior sınıf 2 ve sınıf 3 atrofiye sahip tüm modellerde oluşan Pmax stresleri bu sınırın altında kalmıştır.

Mandibular kondil bölgesinde posterior sınıf 2 atrofiye sahip tüm modellerde oluşan Pmax stresi bu sınırı aşmıştır. Posterior sınıf 3 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelinde oluşan Pmax stresi bu sınırın altında kalırken diğer sınıf 3 atrofiye sahip modellerde mandibular kondil bölgesinde bu sınırı aşan Pmax stresleri görülmüştür.

Kortikal kemiğin Pmin stresine karşı dayanıklılığı 167-170 MPa olarak belirtilmiştir.²⁰⁸⁻²¹⁰ Posteriorıda sınıf 2 atrofiye sahip tüm modellerde simfiz bölgesinde oluşan Pmin stresleri bu sınırı aşmıştır. Posterior sınıf 3 atrofiye sahip modellerde All-on-four modelinde simfiz bölgesinde oluşan Pmin stresi bu sınırın altında kalırken diğer modellerde oluşan Pmin stresleri bu sınırları aşmıştır.

Mandibular korpus ve angulusu bölgelerinde posterior sınıf 2 ve sınıf 3 atrofiye sahip tüm modellerde oluşan Pmin stresleri bu sınırın altında kalmıştır.

Mandibular kondil bölgesinde posterior sınıf 2 atrofiye sahip bar ataçmanlı overdenture ve All-on-four grubunda oluşan Pmin stresi bu sınırın altında iken locator ataçmanlı overdenture ile geleneksel tam protez modellerinde oluşan Pmin stresi bu sınırı aşmıştır. Posterior sınıf 3 atrofiye sahip modellerde geleneksel tam protez grubunda oluşan Pmin stresi bu sınırın altında kalırken diğer modellerde oluşan Pmin stresi bu sınırı aşmıştır.

Rezwan ve ark. ile Hernandez ve ark. ise yaptıkları çalışmalarda kortikal kemiğin çekme streslerine karşı dayanıklılığını 150 MPa, basma strelerine karşı dayanıklılığını ise 200 MPa olduğunu bildirmişlerdir.^{211, 212}

Bu değerlere göre geleneksel tam protez modellerimizde sınıf 2 atrofiye sahip modelin simfiz bölgesinde basma, kondil bölgesinde ise çekme stresinde bu değer in üstünde bir değer olduğu gözlemlendi.

Locator ataçmanlı overdenture modellerinde ise sınıf 2 atrofiye sahip modellerde simfiz ve kondil bölgelerinde çekme streslerinde bu değer in üstünde bir değer olduğu gözlemlendi. Sınıf 3 atrofiye sahip modelde ise simfiz bölgesinde basma, kondil bölgesi ise çekme streslerinde bu değer in üstünde bir değer olduğu gözlemlendi.

Bar ataçmanlı overdenture modellerimizde ise sınıf 2 atrofiye sahip modelde kondil bölgesinde çekme, sınıf 3 atrofiye sahip modelde de simfiz bölgesinde basma streslerinde bu değerin üstünde bir değer olduğu gözlemlendi.

All-on-four modellerimizde de her iki modelde de kondil bölgesinde çekme streslerinde bu değerin üstünde bir değer olduğu gözlemlendi.

Sınıf 2 atrofiye sahip geleneksel tam protez modelinde spongios kemikte en yüksek basma stresinin korpus bölgesinde, en yüksek çekme stresinin simfiz bölgesinde; diğer tüm modellerde ise spongios kemikteki en yüksek basma ve çekme streslerinin simfiz bölgesinde olduğu gözlemlenmiştir.

Kan ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında tam dişsiz mandibula modellerine farklı boylardaki implantları farklı konumlarda yerleştirerek 2 implant destekli locator ataçmanlı overdenture protez uyguladığı mandibulaya simfiz bölgesinden 10 MPa şiddetinde frontal travmatik kuvvet uygulayarak oluşan von Mises streslerini incelemiştir.⁴ Ayali ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında tam dişsiz atrofik mandibula modeline iki implant destekli locator ataçmanlı overdenture protezler yaparak simfiz bölgesinden 1 cm çapında alandan 2000 N şiddetinde kuvvet uygulayarak oluşan Pmax, Pmin ve von Mises stresleri incelemiştir.¹³⁴ Biz de çalışmamızda mandibulayı simfiz, korpus ,angulus ve kondil bölgelerine ayırarak oluşan Pmax, Pmin ve Von Mises streslerini inceledik.

6. SONUÇLAR

1. Tüm çalışma modelleri üzerine uygulanan kuvvetlerde stresler kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Spongioz kemikte oluşan stresler daha düşük seviyelerdedir.
2. Tüm modeller üzerine uygulanan kuvvetlerde stresler kortikal kemiğin simfiz ve kondil bölgelerinde yoğunlaşmıştır.
3. Tüm modellerde korpus ve angulus bölgesinde kortikal kemikte oluşan stresler bu bölgelerdeki kortikal kemiğin dayanıklılık seviyesinin altında kalmıştır.
4. Spongioz kemikte simfiz ve korpus bölgesinde sınıf 3 atrofiye sahip modellerde sınıf 2 atrofiye sahip modellere göre genelde daha yüksek stresler oluşmuştur.
5. Simfiz bölgesinde kortikal kemikte sınıf 2 atrofiye sahip locator ataçmanlı overdenture modelinde çekme stresleri basma streslerinden daha yüksek olurken diğer modellerde basma stresleri daha yüksek çıkmıştır.
6. Tüm modellerde korpus ve angulus bölgelerinde basma streslerinin çekme streslerine göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir.
7. Sınıf 2 atrofiye sahip modellerde kondil bölgelerinde kortikal kemikte locator ataçmanlı overdenture modelinde basma stresi çekme stresinden yüksek iken diğer modellerde çekme stresi daha yüksektir.
8. Sınıf 3 atrofiye sahip modellerde, kondil bölgelerindeki kortikal kemikte locator ataçmanlı overdenture ve All-on-four modelinde çekme stresleri basma streslerinden daha yüksektir.
9. İmplant yapılan modeller içerisinde implantların birbirine bağlandığı bar ataçmanlı overdenture ve All-on-four modellerinde mandibula kondil bölgesinin dışındaki bölgelerde daha az stres olduğu gözlenmiştir.

10.Çalışmamızda bar ataçmanlı overdenture protez ve All-on-four modellerimizde frontal travmatik kuvvetler sonucu mandibulada oluşan streslerde özellikle de simfiz bölgesinde daha daha az stres olduğu gözlenmiştir.



KAYNAKLAR

1. Raghoobar G, Stellingsma K, Batenburg R, Vissink A. Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000, 89: 553-559.
2. Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95: p. 71-8.
3. Saleem M, Saleem R, Meshack RA, Guru R. Prosthetic management of edentulous mandible using endosseous implants and overdentures. *The journal of contemporary dental practice*. 2011;12: p. 135-7. .
4. Kan B, Coskunes FM, Mutlu I, Ugur L, Meral DG. Effects of interimplant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2015, 44: 908-913.
5. Verzola MHA, Guilherme J, Oliveira L, João AC, Souza M, M.L., Barbeir RH. Treatment of atrophic mandibular fracture related to implant placement in an oral bisphosphonate user: a case report. *Rev Odontol Bras Central*, 2015, 24: 68.
6. Almasri M, El-Hakim M. Fracture of the anterior segment of the atrophic mandible related to dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 41: 646-649.
7. Lee K. Interpersonal violence and facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009, 67: 1878-1883.
8. Chrcanovic B. Factors influencing the incidence of maxillofacial fractures. *Oral Maxillofac Surg* 2012, 16: 3-17.
9. Gerbino G, Roccia F, De Gioanni P, Berrone S. Maxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg*, 1999, 57: 1999.

10. Yamamoto K, Kuraki M, Kurihara M. Maxillofacial fractures resulting from falls. *J Oral Maxillofac Surg* 2010, 58: 1602.
11. Schwab C, Kauder D. Trauma in the geriatric patient *Arch Surg*, 1992, 127: 701.
12. Sidal T, Curtis D. Fractures of the mandible in the aging population. *Spec Care Dentist*, 2006, 26: 145-146.
13. Albrektsson TA. Multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 1988, 60: 75-84.
14. Miloro M, Quinn P. Prevention of recurrent pathologic fracture of the atrophic mandible using inferior border grafting: Report of two cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994, 52: 414-420.
15. Shonberg D, Stith H, Jameson L, Chai J. Mandibular fracture through an endosseous implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992, 7: 401-404.
16. Soehardi A, Gert JM, Manders R, Steling PJW. An inventory of Mandibular fractures associated with implants in atrophic edentulous mandibles: A survey of Dutch oral and maxillofacial surgens. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26: 1087-1093.
17. Dalkız M. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık. 2009.
18. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 809-812.
19. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1132-1136.
20. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1060-1064.
21. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969, 3: 81-100.

22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 1977, 16: 1-132.
23. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 1981, 52: 155-170.
24. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE. *Prosthodontic treatment for edentulous patients : complete dentures and implant-supported prostheses*. Baskı. St. Louis, Mosby, 2004.
25. Misch CE, Kutay Om. *Dental implant protezler*. Baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2009.
26. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *J Periodontol*, 1992, 63: 859-870.
27. Hakkı S, Ertuğrul A. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. *SÜ Diş Hek Fak Derg.*, 2009, 18: 336-341.
28. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
29. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. Baskı. 2005.
30. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Baskı. 1989.
31. Lopez 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: 9288.

32. 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.
33. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014, 16: 836-855.
34. Pan S, Dagenais M, Thomason JM, Awad M, Emami E, Kimoto S, Wollin SD, Feine JS. Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success? *J Dent*, 2010, 38: 899-907.
35. Critchlow SB, Ellis JS. Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: a review of the literature. *J Dent*, 2010, 38: 2-9.
36. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1455-1458.
37. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont*, 2000, 9: 37-46.
38. Redford M, Drury TF, Kingman A, Brown LJ. Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18-74 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res*, 1996, 75: 714-725.
39. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont*, 1993, 6: 203-208.
40. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990, 5: 347-359.

41. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1998, 27: 435-439.
42. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 253-262.
43. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 468-473.
44. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997, 12: 176-185.
45. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993, 8: 301-308.
46. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 539-545.
47. Davodi A, Nishimura R, Beumer J, 3rd. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*, 1997, 78: 212-217.
48. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. *Oral Implantology*. Baski. Stuttgart:Georg, 1994.
49. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont*, 2005, 14: 184-190.

50. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *J Oral Implantol*, 2002, 28: 113-116.
51. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. Baskı. John Wiley & Sons, 2013.
52. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 2008, 3 Suppl 131-139.
53. Nakamura, Hiroaki. Morphology, Function, and Differentiation of Bone Cells. *J Hard Tissue Biol*, 2007, 16: 15-22.
54. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol*, 1997, 26: 101-106.
55. Lekholm U, Zarb G. *Patient selection and preparation*. In: Branemark P I, Zarb G A, Albrektsson T (eds). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Baskı. Chicago, 1985.
56. Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 293-300.
57. von Wowern N. General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clin Oral Investig*, 2001, 5: 71-82.
58. Cawood J.I. HRA. Reconstructive preprosthetic surgery: I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1991, 20: 75-82.
59. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1988, 17: 232-236.
60. K. SR, Browner B JJ, A L, P T. *Biology of fracture. SkeletalTrauma*. . Baskı. 2003.

61. Nunez DB, Jr., Torres-Leon M, Munera F. Vascular injuries of the neck and thoracic inlet: helical CT-angiographic correlation. *Radiographics*, 2004, 24: 1087-1100.
62. Fonseca RJ. *Oral and Maxillofacial Surgery- 2-Volume Set. Elsevier HealthSciences.* . Baskı. 2017.
63. Naveen Shankar A, Naveen Shankar V, Hegde N, Sharma, Prasad R. The pattern of the maxillofacial fractures - A multicentre retrospective study. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012, 40: 675-679.
64. Shaikh ZS, Worrall SF. Epidemiology of facial trauma in a sample of patients aged 1–18 years. . *Injury*, 2002, 33: 669-671.
65. Inaoka SD, Carneiro SC, Vasconcelos BC, Leal J, Porto GG. Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2009, 14: 349-354.
66. Kraft A, Abermann E, Stigler R, Zsifkovits C, Pedross F, Kloss F, Gassner R. Craniomaxillofacial trauma: synopsis of 14,654 cases with 35,129 injuries in 15 years. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2012, 5: 41.
67. Michael Miloro GG, Peter L, Peter W. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* Baskı. 2011.
68. Larsen OD, Nielsen A. Mandibular fractures: I. An analysis of their etiology and location in 286 patients. {*Branemark, 1969 #77*}, 1976, 10: 213-218.
69. Aksoy E, Unlu E, Sensoz O. A retrospective study on epidemiology and treatment of maxillofacial fractures. *J Craniofac Surg*, 2002, 13: 772-775.
70. Brasileiro BF, Passeri LA. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2006, 102: 28-34.

71. Iida S, Hassfeld S, Reuther T, Schweigert HG, Haag C, Klein J, Muhling J. Maxillofacial fractures resulting from falls. *J Craniomaxillofac Surg*, 2003, 31: 278-283.
72. Ivy R, Curtis L. Fractures of the Mandible, *Dent. Cosmos*, 1926, 68: 439.
73. Huelke DF. Mechanics in the production of mandibular fractures: A study with the "stresscoat" technique. I. Symphyseal impacts. *J Dent Res*, 1961, 40: 1042-1056.
74. Huelke DF, Burdi AR, Eyman CE. Mandibular fractures as related to the site of trauma and the state of dentition. *J Dent Res*, 1961, 40: 1262-1274.
75. Huelke D, Eyman C. Association between mandibular fractures and site of trauma, dentition and age. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv*, 1962, 20: 478-481.
76. Huelke DF, Harger J. Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production. *J Oral Surg*, 1969, 27: 451.
77. Huelke D, Patrick L. Mechanics in the production of mandibular fractures: strain gauge measurements of impacts to the chin. *J Dent Res*, 1964, 43: 437-449.
78. Barber H. Conservative management of the fractured atrophic edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 59: 789-791.
79. Qudah MA, Al-Khateeb T, Bataineh AB, Rawashdeh MA. Mandibular fractures in Jordanians: a comparative study between young and adult patients. *J Craniomaxillofac Surg*, 2005, 33: 103-106.
80. Franciosi E, Mazzaro E, Larranaga J, Rios A, Picco P, Figari M. Treatment of edentulous mandibular fractures with rigid internal fixation: case series and literature review. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2014, 7: 35-42.
81. Nishiike S, Sakata Y, Kato T, Nagai M, Konishi M. [35 mandibular fracture cases]. *Nihon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*, 2002, 105: 1065-1070.

82. Carls FR, Pajarola G, Sailer HF. [Mandibular fractures due to implant management--incidence, mechanism of injury and therapeutic characteristics]. *Fortschr Kiefer Gesichtschir*, 1996, 41: 106-108.
83. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2004, 15: 240-248.
84. Luhr HG, Reidick T, Merten HA. Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996, 54: 250-255.
85. Asaro RL. *Mechanics of solids and materials*. Baskı. New York, Cambridge University Press. Baskı. 2006.
86. Tosun Y. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. Baskı. İzmir, 1999.
87. Misch C. *Contemporary implant dentistry*. Baskı. St. Louis Nam PS, 2007.
88. Smith D. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont*, 1993, 6: 106-117.
89. Carter D, Orr T, Fyhrie D, Schurman D. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop Relat Res*, 1987, 219: 237-250.
90. Craig R, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental Materials. 6th ed.* . Baskı. St. Louis, Missouri: Mosby. Baskı. 1996.
91. Boschia Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*, 2006, 33: 690-697.

92. Maurer P, Holweg S, Knoll W, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2002, 40: 76-83.
93. Craig RP. *Restorative dental materials*. Baskı. Louis, Mosby, 2002.
94. M. D. *Mechanical engineer's handbook*. Baskı. San Diego, 2001.
95. I. M. *Cisimlerin Mukavemeti*. Baskı. İstanbul, İTÜ Vakfı, 1988.
96. Gümüş H. Üç Farklı Dental Implant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental Implant Çapının Degisik Yogunluktaki Kemik Üzerinde Olusturdıkları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karsılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi. 2007.
97. Orenstein I, Synan W, Truhlar R, Morris H, Ochi S. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Implant Dentistry*, 1994, 3: 117-119.
98. Ichikawa. T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, N. M. Influence of Bone Quality on the Stress Distribution. An in Vitro Experiment. *Clin Oral Implants Res*, 1997, 8: 18-22.
99. F. F. *Stress Analysis Mechanical Engineers Handbook*. M. Kutz Baskı. New York, Wiley. Baskı. 1998: 2352.
100. William J, O'brien. *Dental materials and their selection*. Baskı. Hanover Park, 2008.
101. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dishekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dishekimliği Dergisi*, 2010, 11: 18-23.
102. Phillips A. *Science of Dental Materials*. Baskı. USA, 2003.
103. Legeros R, Craig R. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *J Bone Miner Res*, 1993, 8: 583-596.

104. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Baskı. Ankara, 1993.
105. Toms S, Lemons J, Bartolucci A, Eberhardt A. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2002, 122: 174-179.
106. Provatidis C. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys*, 2000, 22: 359-370.
107. Pickover C. *Archimedes to Hawking: laws of science and the great minds behind them*. Baskı. Oxford University 2008.
108. Eskitaşçıoğlu G. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A. Ü. *Diş Hek. Fak. Derg.*, 1995, 22: 201-205.
109. Nicholson D. *Finite element analysis: Thermomechanics of solids*. Baskı. 2008.
110. Holzapfel G, Ogden R. *Mechanics of biological tissue*. Baskı. Springer Science & Business Media. Baskı. 2006.
111. Zienkiewicz O, Taylor R, Zienkiewicz O, Taylor R. *The finite element method*. Baskı. 1977.
112. Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS*. Baskı. India, 2011.
113. Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 585-598.
114. Çankaya M. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi. 2005.

115. Ledley R, Huang H. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res*, 1968, 47: 427-432.
116. Tesk J, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res*, 1973, 7: 251-261.
117. Moratal D. *Finite element analysis*. Baskı. Sciyo, 2010.
118. Holmgren E, Seckinger R, Kilgren L, 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: 80-88.
119. Shigley J. *Shigley's mechanical engineering design* Baskı. 2011.
120. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng*, 1993, 15: 505-509.
121. Cheung Y, Yeo M. *A practical introduction to finite element analysis*. Baskı. Pitman. Baskı. 1979.
122. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacialresearch*, 2004, 7: 98-107.
123. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I, Choi Y, Saik H, Ku Y, Kim M. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 565-564.
124. Daryl L. *A first course in the finite element method*. University of Wisconsin-Platteville. Baskı. 2007.
125. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2018, 33: 64-71.

126. Ereifej, N., Rodrigues, F. P., Silikas, N., and Watts, D. C. (2011). Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*, 27(6), 590-597.
127. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. . *J Prosthet Dent*, 2005, 93: 227-234.
128. 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: 422-431.
129. Maeda Y, Wood W. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res*, 1989, 68: 1370-1373.
130. Craig R. *Restorative dental materials: Mosby*. Baskı. 1989.
131. Kober C. Adaptive finite element simulation of the human mandible using a new physiological model of the masticatory muscles. *PAMM*, 2004, 4: 323-333.
132. Antic S, Vukicevic AM, Milasinovic M, Saveljic I, Jovicic G, Filipovic N, Rakocevic Z, Djuric M. Impact of the lower third molar presence and position on the fragility of mandibular angle and condyle: a three-dimensional finite element study. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015, 43: 870-878.
133. Meyer C. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Craniomaxillofac Surg*, 2002, 30: 160-169.
134. Ayali A, Bilginaylar K. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis. *Head Face Med*, 2017, 13: 5.

135. Takada H, Abe S, Tamatsu Y, Mitarashi S, Saka H, Ide Y. Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dent Traumatol*, 2006, 22: 18-24.
136. Ersu B CŞ, Akman S. İmplant destekli Overdenture ve Konvansiyonel Tam Protez Kullanımının Yaşam Kalitesine Etkisi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;16: p. 39-43. .
137. Haikola B, Oikarinen K, Söderholm AL, Remes-Lyly T, Sipila K. Prevalence of edentulousness and related factors among elderly Finns. *J Oral Rehabil* 2008;35(11):827-835.
138. Nalcaci R, Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in nearrural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr* 2007;45(1):55-64. .
139. Lambade D, Lambade P, Gundawar S. Implant supported mandibular overdenture: a viable treatment option for edentulous mandible. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2014;8: p. ZD04-6. .
140. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 128-134.
141. Geng J, Tan K, Liu G. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. *J Prosthet Dent* 2001, 85: 585-598.
142. Hobkirk J, Havthoulas T. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 169-170.

143. Porter J, Petropoulos V, Brunski J. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 651-662.
144. Korioto T, Chew C, Chung D. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *J Oral Implantol*, 1998, 24: 93-96.
145. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 82-90.
146. Batternburg R, Rockhoebar G, Van Oort R. Mandibular overdentures supported by 2 or 4 endosteal implants. A prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1998, 27: 435-439.
147. Federick D, Caputo A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 624-632.
148. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J OralMaxillofac Implants* 1990, 5: 375-383.
149. Visser A, Raghoebar G, Meijer H, Batenburg R, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: A 5-year prospective study. *Clin Oral Impl Res*, 2004, 16: 19-25.
150. Akca K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli M. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22: 101-109.
151. Cekic C, Akca K, Cehreli M. Effect of attachment design on strains around implants supporting overdenture *Quintessence Int*, 2007, 38: 291-297.

152. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 229-235.
153. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys*, 2008, 30: 218-225.
154. el Sheikh A, Hobkirk J. Force transmission in bar-retained implant-stabilised mandibular over-dentures: an in-vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2002, 10: 173-178.
155. Fanuscu M, Caputo A. Influence of attachment system on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *Int J Prosthodont*, 2004, 13: 214-220.
156. Heckmann S, Winter W, Meyer M, Weber H, Wichmann M. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture- bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Impl Res*, 2001, 12: 640-647.
157. Kenny R, Richards M. Photoelastic stress patterns produced by implant retained overdentures. 1998; 80: 559-64. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 559-564.
158. Meijer H, Kuiper J, Starmans FB, F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 96-102.
159. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Pret G. Mandibular implant-retained overdenture finite element analysis of two anchorage system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998, 13: 369-376.
160. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 2009, 20: 31-36.

161. Ho C, Jovanovic S. The "All-on-4" concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw. *Compend Contin Educ Dent*, 2014, 35: 255-259.
162. Chrcanovic B, Custódio A. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral Maxillofac Surg*, 2009, 13: 231-238.
163. Keller E. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: A 10-year longitudinal study. . *J Oral Maxillofac Surg*, 1995, 53: 305-320.
164. Gallucci G, Doughtie C, Hwang J, Filrellini J, Weber H. Five year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2009, 20: 601-607.
165. Santos LS, Rossi AC, Freire AR, Matoso RI, Caria PH, Prado FB. Finite-element analysis of 3 situations of trauma in the human edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*, 2015, 73: 683-691.
166. Gallas Torreira M, Fernandez JR. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *J Craniomaxillofac Surg*, 2004, 32: 303-307.
167. Antic S, Saveljic I, Nikolic D, Jovicic G, Filipovic N, Rakocevicz N, Djuric M. Does the presence of an unerupted lower third molar influence the risk of mandibular angle and condylar fractures? *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2016, 45: 588-592.
168. Bezerra TP, Silva Junior FI, Scarparo HC, Costa FWG, Studart-Soares EC. Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2013, 42: 474-480.
169. Takada H, Abe S, Tamatsu Y, Mitarashi S, Saka H, Ide Y. Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis:

relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dent Traumatol*, 2006, 22: 19-24.

170. Kurowski PM. *Finite Element Analysis for Design Engineers*. Baskı. USA, 2004: 77-156.

171. Raposo L, Armstrong S, Maia R, Qian F, Geraldeli S, Soares C. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. *Den Mater*, 2012, 28: 50-52.

172. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 334-341.

173. Ladd A, Kinney J. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomechanics*, 1998, 31: 941-945.

174. Winter W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: A comparative finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 532-539.

175. Meijer HJ, Kuiper JH, Starsman FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 96-102.

176. Novelli G, Sconza C, Ardito E, Bozzetti A. Surgical treatment of the atrophic mandibular fractures by locked plates systems: our experience and a literature review. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2012, 5: 65-74.

177. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implantsupported overdentures. *Quintessence Int*, 2009, 40: 313-319.

178. Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29 Suppl: 43-54.
179. Arat Bilhan S, Baykasoglu C, Bilhan H, Kutay O, Mugan A. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. *J Biomech*, 2015, 48: 130-137.
180. Pigozzo M, Laganá D, Sesma N, Souza G, Ichi A. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res*, 2014, 28: 1-8.
181. Rismanchian M, Dakhilalian M, Bajoghli F, Ghasemi E, Sadr-Eshkevari P. Implant-retained mandibular bar-supported overlay dentures: a finite element stress analysis of four different bar heights. *J Oral Implantol*, 2012, 38: 133-139.
182. 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: 757-763.
183. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig*, 1997, 1: 119-124.
184. Mericske-Stern R, Taylor T, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 2000, 11: 108-125.
185. den Dunnen AC, Slagter AP, de Baat C, Kalk W. Adjustments and complications of mandibular overdentures retained by four implants. A comparison between superstructures with and without cantilever extensions. *Int J Prosthodont*, 1998, 11: 307-311.

186. Ebadian B, Mosharraf R, Khodaeian N. Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. *Eur J Dent*, 2016, 10: 333-340.
187. Krennmair S, Winterhalder P, Hunger S, Rupperti S, Holberg C. The Effects of Frontal Trauma on 4 Interforaminal Dental Implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis Comparing Splinted and Unsplinted Implant Configurations. *J Oral Maxillofac Surg*, 2020, 78: 961-972.
188. Krennmair S, Hunger S, Postl L, Winterhalder P, Holberg S, Malek M, Rudzki I, Holberg C. Edentulous Mandible with Four-Splinted Interforaminal Implants Exposed to Three Different Situations of Trauma: A Preliminary Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Dent Traumatol*, 2020.
189. 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.
190. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 2008, 19: 227-232.
191. Agliardi E, Clericò M, Ciano P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int*, 2010, 41: 285-293.
192. 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. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: S26-34.

193. Malo P, Lopez I, Nobre M. The All on Four concept. In: Babbush C, Hahn J, Krauser J, eds. *Dental Implants: The Art and Science*. 2nd ed. St Louis, Mo: Saunders Elsevier; 2010:435.
194. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. Threedimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008, 21: 539-542.
195. Bellini C, Romeo D, Galbusera F. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont*, 2009, 22: 155-157.
196. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*, 2008, 21: 539-542.
197. Ayna, M., Gülses, A., and Açıl, Y. (In Press). Comprehensive comparison of the 5-year results of 'All-on-four™' mandibular implant systems with acrylic and ceramic suprastructures, respectively. *Journal of Oral Implantology*. doi: <http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-D-14-00016>
198. Ho, C.K. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The “All-on-four” immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, 23(2), 138-148. .
199. Malo P, de Araujo 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: 310-320.
200. Jacques, L.B., Moura, M.S., Suedam, V., Souza, E.A. C., and Rubo, J.H. (2009). Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular cantilevered implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 20(7), 737-741. .

201. Ferreira, M.B., Barão, V.A., Faverani, L.P., Hipólito, A. C., and Assunção, W. G. (2014a). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 35, 92-99.
202. Zhao, K., Pan, Y., Guess, P.C., Zhang, X.P., and Swain, M.V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28(6), 653-660. .
203. Sulaiman, T.A., Delgado, A. J., and Donovan, T.E. (In Press). Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. .
204. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L And Evans C (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontists*. 82(5): 875-880.
205. Mises RV (1913). *Mechanik der festen Körper im plastisch-deformablen Zustand*. Nachrichten von der Gesellschaft der Wissenschaften zu Göttingen, Mathematisch-Physikalische Klasse 1913:582-592.
206. Sung Sj, Baik Hs, Moon Ys, Yu Hs, Cho Ys (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 123(4):441-50.
207. Bochlogyros PN. A retrospective study of 1,521 mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1985, 43: 597-599.
208. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 571-582.

209. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite Element Analysis of 2 Immediate Loading Systems in Edentulous Mandible: Rigid and Semirigid Splinting of Implants *Implant Dent.* 2010; 19: 39-49.
210. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. Baski. John Wiley & Sons, 2014.
211. Hernandez, C.J.; Beaupre, G.S.; Keller, T.S.; Carter, D.R. The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus. *Bone* 2001, 29, 74-78.
212. Rezwan, K.; Chen, Q.Z.; Blaker, J.J.; Boccaccini, A.R. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2006, 27, 3413-3431.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Mustafa Seçkin YAZAR Doğum Tarihi: 13.10.1991 Doğum Yeri: Şehitkamil/GAZİANTEP Medeni Hali: Evli Uyruğu: T.C. Adres: Tel: 0506 869 39 05 Faks: E-mail: dtseckinyazar@gmail.com
Eğitim
Lise: Özel İdare Anadolu Lisesi (Gaziantep – 2009) Yüksek Lisans: Gaziantep Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi (2014) Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: TIPDİL 2014 : 90 Almanca: Rusça:
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



Bölümü : Dekanlık
Servisi : Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/362
Konu : Etik Kurul Kararı

30.05.2019

Sayın:Dr.Öğr.Üy.Ertan YALÇIN
Dış Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz
“İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları ve All-On-Four Sisteminin Atrofik
Mandibulada Frontal Travmatik Kuvvet Sonucu Oluşan Stresler Üzerine Etkilerinin
Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi” isimli bilimsel tez çalışmasına ait Kurul Kararı
ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Eki :
1 Adet Etik Kurul Kararı



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



KARAR

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
	TELEFON	+90 442 234 65 11
	FAKS	+90 442 236 09 68
	E-POSTA	atatipetikkurul@gmail.com
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Dr.Öğr.Üy.Ertan YALÇIN
ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI		İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları ve All-On-Four Sisteminin Atrofik Mandibulada Frontal Travmatik Kuvvet Sonucu Oluşan Stresler Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi
KARAR BİLGİLERİ	Toplantı Sayısı: 04 Karar No: 69	Tarih: 30.05.2019
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin BAP tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi. Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.M.Hamidullah UYANIK
Üye

Prof.Dr.Zekai HALICI
Üye

Prof.Dr.Mustafa GÜL
Üye

Doç.Dr.Atilla ÇAYIR
Üye

Doç.Dr.Zeynep KARAMAN ÖZLÜ
Üye

Doç.Dr.Ayşenur AKSOY
Üye

Doç.Dr.Yasemin ÇAYIR
Üye

Dr.Öğr.Üy.Binali FIRINCI
Üye

Dr.Öğr.Üy.İbrahim KARABULUT
Üye

Dr.Öğr.Üy.Sinan YILMAZ
Üye

Dr.Öğr.Üy.Murat KAYABEKİR
Üye

Emrah MELETLİOĞLU
Üye