

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

(UZMANLIK TEZİ)

**All-On-4 Konsepti İle Tedavi Edilmiş Atrofik Mandibulaya Gelen
Travmatik Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi**

ESER ÇARPAR

DANIŞMAN
PROF.DR. BANU GÜRKAN KÖSEOĞLU

AĞIZ, DİŞ, ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK PROGRAMI

İSTANBUL-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Eser Çarpar

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bütün bilgi ve deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup yol gösteren, beni hep daha iyiye yönlendiren, saygının ancak sevgiyle var olabileceğini gösteren değerli tez danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Banu Gürkan Köseoğlu'na ve Sayın Prof. Dr. Hülya Koçak Berberoğlu'na

Uzmanlık eğitimim süresince emeği geçen ve mesleki becerilerimi kazanmamda büyük katkısı olan İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine,

Bilgiyi paylaşmaktan ve aktarmaktan büyük haz alan Sayın Prof. Dr. Burak Çankaya'ya, Sayın Doç. Dr. Fırat Selvi'ye ve Sayın Dr. Başak Yalçın Keskin'e

Gerek klinik çalışmalarında gerekse tez çalışmamda her daim dostluklarıyla ve yardımlarıyla yanımda olan değerli arkadaşlarım Dt. Kerim Aktaş, Dt. Furkan Vatan, Dt. Mertcan Genç, Dt. Begüm Genç ve Dt. Nilay Çalikoğlu'na,

Beraber çalışma fırsatı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzün değerli çalışanlarına,

Tezimde kullanılan modellerin hazırlanmasında ve analizlerin yapılmasında emeği olan Kaan Yardımcı'ya

Yaşamımın her döneminde yanımda olup gösterdikleri sevgi, anlayış ve güvenle, sıcaklıklarını hep hissettiğim, 22 yıllık eğitim hayatım boyunca tüm maddi ve manevi desteğini benden bir an olsun esirgemeyen ve bu günlere gelmemde büyük emekler sarf eden annem Zekiye Çarpar, babam Metin Çarpar, ablam Özge Çarpar ve amcam Taner Çarpar başta olmak üzere tüm aileme,

Son olarak benim için hayatı daha mutlu bir hale getiren. Dt. Gülfem Çavuşoğlu'na

Sonsuz teşekkürlerimle....

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	2
İTHAF	3
TEŞEKKÜR.....	4
İÇİNDEKİLER	5
TABLolar LİSTESİ	7
ŞEKİLLER LİSTESİ	8
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	14
ÖZET	15
ABSTRACT	17
1. GİRİŞ VE AMAÇ	19
2. GENEL BİLGİLER	21
2.1.DENTAL İMPLANTLAR.....	21
2.1.1.Dental İmplantların Tarihçesi	22
2.1.2.Dental İmplantların Sınıflandırılması	23
2.1.3.Dental İmplantların Endikasyon ve Kontraendikasyonları	24
2.1.4.Osseointegrasyonun Tanımı.....	25
2.1.5.Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....	26
2.1.6.Dental İmplantların Başarı Kriterleri.....	27
2.2.KEMİĞİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	29
2.2.1.Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması.....	29
2.2.2.Alveol Kemigi ve Rezorpsiyon Paterni	31
2.2.3.Rezorbe Kemiklerin Sınıflandırılması	32
2.2.4.Kret Rezorpsiyonu Değerlendirme Yöntemi	34
2.2.5.Rezorpsiyon Sonrası Maksillofasiyal Bölgedeki Genel Değişimler	34
2.3.ATROFİK MANDİBULADA İLERİ CERRAHİ İŞLEMLER.....	35
2.3.1.All-On-4 Konsepti.....	36
2.3.2.All-On-4 Konseptinin Avantajları.....	38
2.3.3.All-On-4 Konseptinin Dezavantajları	38
2.4.KIRIK TANIMI VE ETİYOLOJİSİ	38
2.4.1.Mandibula Kırıkları	39
2.5.KUVVET ANALİZLERİ.....	42
2.5.1.Kuvvet	42
2.5.2.Stres (Gerilme).....	43
2.5.3.Von Mises Stresi	43
2.5.4.Gerinim	44
2.5.5.Esneklik Katsayısı (Young's Modülü)	44
2.5.6.Hooke Kanunu	44
2.5.7.Poisson Oranı	44
2.5.8.İzotropik ve Anizotropik Materyaller	45
2.5.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	45
2.5.10.Sonlu Elemanlar Stres Analizi.....	46
2.5.11.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları.....	46
2.5.12.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Avantajları	47
2.5.13.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Dezavantajları.....	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	49
3.2.MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ	56
3.3.MALZEME TANIMLARI.....	57

3.4.MODELLER	58
3.5.YÜKLEME SENARYOLARI VE SINIR KOŞULLARI	62
3.6.KUANTİTATİF MODEL BİLGİLERİ.....	64
3.7.SİSTEMLERİN BİRLEŞTİRİLMESİ VE KEMİK İMPLANT BAĞLANTI DURUMU.....	65
3.8.İSTATİSTİKİ DEĞERLENDİRME	65
4. BULGULAR.....	66
5. TARTIŞMA.....	114
6. SONUÇLAR.....	124
7. KAYNAKLAR	126
ÖZGEÇMİŞ	137



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implant sağıık ölçeğı

Tablo 3-1: Materyal özellikleri

Tablo 3-2: Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması

Şekil 2-2: Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması

Şekil 2-3: Cawood ve Howell'in rezorbsiyon sınıflaması

Şekil 2-4: Sınıf 1 atrofi

Şekil 2-5: Sınıf 2 atrofi

Şekil 2-6: Sınıf 3 atrofi

Şekil 3-1: Model 1&2 Anterior İmplant (3,75 mm çap 11 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-2: Model 1&2 Posterior İmplant (4,3 mm çap 13 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-3: Model 3&4 Anterior İmplant (3,75 mm çap 13 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-4: Model 3&4 Posterior İmplant (4,3 mm çap 15 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-5: Model 5&6 Anterior İmplant (3,75 mm çap 15 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-6: Model 5&6 Posterior İmplant (4,3 mm çap 18 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

Şekil 3-7: Segmentasyon işlemi

Şekil 3-8: Kortikal kemik modeli

Şekil 3-9.: Spongiyöz kemik modeli

Şekil 3-10: Model 1-3-5 mukoza modeli

Şekil 3-11: Model 2-4-6 mukoza modeli

Şekil 3-12: Mesh modeli

Şekil 3-13: Anterior implantın lateral bölgesine yerleştirildiği modeller

Şekil 3-14: Anterior implantın kanin bölgesine yerleştirildiği modeller

Şekil 3-15: Model 1

Şekil 3-16: Model 2

Şekil 3-17: Model 3

Şekil 3-18: Model 4

Şekil 3-19: Model 5

Şekil 3-20: Model 6

Şekil 3-21: Simfizden uygulanan kuvvet

Şekil 3-22: Lateralden uygulanan kuvvet

Şekil 3-23: Kondilden uygulanan sabitleme

Şekil 3-24: Yay eleman olarak modellenen kaslar ve uygulama noktaları & yönleri

Şekil 4-1: Model 1’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-2: Model 1’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-3: Model 1’de frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-4: Model 1’de frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-5: Model 2’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-6: Model 2’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-7: Model 2’de frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-8: Model 2’de frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-9: Model 3’te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-10: Model 3’te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-11: Model 3’te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-12: Model 3’te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-13: Model 4’te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-14: Model 4’te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-15: Model 4’te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-16: Model 4'te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-17: Model 5'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-18: Model 5'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-19: Model 5'te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-20: Model 5'te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-21: Model 6'da frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-22: Model 6'da frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-23: Model 6'da frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-24: Model 6'da frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-25: Model 1'de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-26: Model 1'de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-27: Model 1'de lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-28: Model 1’de lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-29: Model 2’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-30: Model 2’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-31: Model 2’de lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-32: Model 2’de lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-33: Model 3’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4.34. Model 3’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-35: Model 3’te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-36: Model 3’te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-37: Model 4’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-38: Model 4’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-39: Model 4’te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-40: Model 4'te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-41: Model 5'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-42: Model 5'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-43: Model 5'te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-44: Model 5'te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-45: Model 6'da lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

Şekil 4-46: Model 6'da lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Şekil 4-47: Model 6'da lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

Şekil 4-48: Model 6'da lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

° : Derece

A : Kesit alanı

a : İvme

Al : Alüminyum

Ark. : Arkadaşları

cm : Santimetre

Dicom : Digital Imaging and Communications in Medicine

E : Elastisite modülü

F : Kuvvet

Gpa : Gigapaskal

kg: Kilogram

kgf : Kilogram kuvvet

m : Kütle

mm : Milimetre

MPa : Megapaskal

N : Newton

Pa : Paskal

Pmax : Maksimum principal stres

Pmin : Minimum principal stres

S: Stres

SESA : Sonlu elemanlar stres analizi

sn: Saniye

v : Poisson oranı

ÖZET

All-On-4 Konsepti İle Tedavi Edilmiş Atrofik Mandibulaya Gelen Travmatik Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Diş kayıpları çiğneme, beslenme, konuşma gibi fonksiyonel sorunlara sebep olarak kişinin yaşam kalitesini etkilemektedir. Hastaların fonksiyonel ve estetik beklentisinin artmasıyla tam dişsiz hastaların tedavi edilmesi amacıyla dental implantların kullanımı dünya genelinde sıklıkla başvurulmuş bir tedavi haline gelmiştir. 2003 yılında Dr.Malo ve ark. atrofik çenelerde ileri cerrahi işlemler yapmadan implant uygulamasına olanak sağlayan 'All-On-4' konseptini tanımlamıştır. Bu konseptte göre, dişsiz çenelerin sabit veya geçici rehabilitasyonu için, anteriorda 2 aksiyel implant, posteriora mental foramenin önüne 2 distale eğimli olmak üzere toplamda 4 implant yeterlidir. 'All-On-4' konseptinin, rezorbsiyon ve atrofi nedeniyle kırılabilirliği artan mandibulanın travmatik kuvvetler karşısındaki kırılabilirliğine nasıl bir etki yaptığına dair detaylı araştırmalara rastlanılmamıştır. Bu çalışmamız ile atrofik mandibulaya uygulanan All-On-4 konseptinde farklı konum ve uzunlukta yerleştirdiğimiz implantları protez aşamasına kadar olan sürede travmatik kuvvetler karşısında kıyaslayarak en uygun seçeneğin belirlenmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmamızda atrofik dişsiz mandibulanın bilgisayar ortamında 3 boyutlu modeli oluşturularak 'All-On-4' konseptine uygun implantlar; monokortikal, bikortikal ve uzun bikortikal olacak şekilde yerleştirilmiştir. Distaldeki eğimli implantların konumu sabit tutulmak şartı ile anterior aksiyel implantların konumları lateral ve kanin diş bölgesine denk gelecek şekilde konumlandırılarak oluşturduğumuz 6 modele simfiz bölgesinden 2000 N frontal travmatik kuvvet ve premolar bölgesinden 2000 N lateral travmatik kuvvet uygulanmıştır. Mandibulanın anatomik bölgelerine göre kortikal kemik ile spongiyöz kemikteki Pmax ve Pmin stres değerleri ve implant çevresindeki kemik ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmiştir.

Frontal ve lateral travmatik kuvvet uygulanan tüm çalışma modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin spongiyöz kemikte oluşan streslerden daha yüksek seviyede olduğu belirlenmiştir. Pmax ve Pmin stres değerlerinin en yüksek kondil bölgesinde

yoğunlaştığı ve implant uzunluğu arttıkça kondil bölgesindeki stres birikiminin arttığı gözlemlenmiştir. Frontal kuvvet uygulanan modellerde implant etrafında ve implant çevresindeki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Von Mises stres değerlerinin lateral bölgesine yerleştirilen implantlarda daha yüksek olduğu ve implant uzunluğu arttıkça bu değerlerin arttığı belirlenmiştir. Lateral kuvvet uygulanan modeller incelendiğinde ise implant uzunluğu arttıkça kuvvetle aynı taraftaki posterior implant çevresindeki kortikal kemikte stres azalırken; diğer implantların çevresindeki kortikal kemikteki stresin arttığı gözlemlenmiştir.

Çalışmamızın sonucunda atrofik mandibulada uygulanan ‘All-On-4’ konseptinde implantların monokortikal ve anterior implantların kanin diş bölgesine yerleştirilmesinin fraktür riskini azaltabileceğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Travmatik kuvvet, Atrofik mandibula, Dental implant, ‘All-On-4’ konsepti, Sonlu elemanlar stres analizi

ABSTRACT

Investigation of Traumatic Forces in Atrophic Mandible Treated with All-On-4 Concept by Finite Element Analysis

Tooth loss causes the person to encounter functional problems such as chewing, nourishment and speaking, and to experience social and even emotional problems. With the increase in the functional and aesthetic expectations of the patients, the use of dental implants has become a frequently applied treatment worldwide for the treatment of patients. In 2003, Dr. Paulo Malo et al. He defined the 'All-On-4' concept, which allows implant application in atrophic jaws without further surgical procedures. According to this concept, a total of 4 implants are sufficient for the fixed or temporary rehabilitation of edentulous jaws, 2 axial implants anteriorly and 2 distally inclined posteriorly to the premolar tooth region. No detailed researches have been found on how the 'All-On-4' concept affects the fragility of the mandible, which has increased fragility due to resorption and atrophy, against traumatic forces.

In this study, it is aimed to determine the most suitable option by comparing the implants that we placed in different positions and lengths in the All-On-4 concept applied to the atrophic mandible against traumatic forces during the period until the prosthesis stage. In our study, a 3D model of the atrophic edentulous mandible was created in the computer environment and implants in accordance with the 'All-On-4' concept were placed as monocortical, bicortical and long bicortical. Provided that the position of the distal inclined implants is kept constant, the positions of the anterior axial implants are positioned as the lateral and canine region, and 2000 N frontal traumatic force from the symphysis region and 2000 N lateral traumatic force from the premolar region are applied to 6 models.

According to the anatomical regions of the mandible, Pmax and Pmin stress values in cortical bone and cancellous bone, and Von Mises stress values formed on the bone around the implant and on the implant were measured by three-dimensional finite element analysis.

In all study models in which frontal and lateral traumatic force were applied, it was determined that the stresses in the cortical bone were higher than the stresses in the cancellous bone. It was observed that the Pmax and Pmin stress values were concentrated in the highest condyle region and the stress accumulation in the condyle region increased as the implant length increased. It was determined that Von Mises stress values formed around the implant and in the cortical and cancellous bone around the implant in models with frontal force applied were higher in implants placed in the lateral region, and these values increased as the implant length increased.

When the models with lateral force are examined, as the implant length increases, the stress on the cortical bone around the posterior implant on the same side as the force decreases while the stress increases in cortical bone surrounding other implants.

As a result of our study, we think that the placement of anterior implants in the canine region and monocortical in the 'All-On-4' concept applied in the atrophic mandible may reduce the risk of fracture.

Key words: Traumatic forces, Atrophic mandible, Dental implants, All-On-4 Concept, Finite Element Analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş kayıpları kişinin çiğneme, beslenme, konuşma gibi fonksiyonel sorunlarla karşılaşmasına sebep olmakta, kişinin sosyal hatta duygusal problemler yaşamasına neden olmaktadır. Yumuşak ve sert doku kaybı görülen atrofik mandibulaya sahip hastaların protetik olarak rehabilitasyonunda büyük zorluklar yaşanmaktadır ve yeni tedavi arayışları aranmaktadır.

Dental implantolojinin gelişmesi ile beraber dişsizliğin tedavisi için protetik rehabilitasyon seçenekleri artmıştır.¹

Hastaların fonksiyonel ve estetik beklentilerinin artmasıyla implant uygulaması dünya genelinde sıklıkla başvurulmuş bir tedavi haline gelmiştir.

İmplant destekli bir protez yapımı için çene kemiklerinin implant yerleşimine uygun yeterli kemik genişliğine ve yüksekliğine sahip olması gerekmektedir. Genellikle atrofik mandibulada implant uygulamaları öncesinde inley veya onley greftleme, bariyer membran ve greft materyalleri kullanımı ile yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, distraksiyon osteotomisi ve inferior alveolar sinir repozisyonu gibi ek cerrahi işlemler gerekmektedir.² Bu cerrahi işlemler tedavi süresini uzatmakta, tedavi maliyetini ve hasta morbiditesini arttırmaktadır. 2003 yılında Dr. Malo ve ark. 'All-On-4' konseptini bu ek cerrahi işlemlere alternatif olarak tanımlamıştır. Bu konseptte göre, dişsiz çenelerin sabit veya geçici rehabilitasyonu için, anteriorda 2 aksiyel implant, posteriorda premolar diş bölgesinde mental foramen önüne 2 distale eğimli olmak üzere toplamda 4 implant yeterlidir.³ Posterior implantların açlandırılması sonucu anatomik sınırlandırmalar elimine edilmekte ve daha uzun implant kullanımı ile kemikten daha kaliteli ankraj elde edilmektedir. Artan implantlar arası mesafe ile protez üst yapısında posterior kantilever uzunluğu kısalmaktadır.⁴

Dünya Sağlık Örgütü yaşlılığı, artan yaşın etkilerinin görülmesi hali olarak tanımlamakta ve 65 yaş ve üstünü yaşlı kabul etmektedir.⁵ Dünya nüfusunun yaş dağılımı değişmektedir ve yaşlı insanların oranının dünya çapında artmasıyla beraber travma vakalarının arttığı ve ilerleyen yıllarda da artacağı bildirilmiştir.^{6,7} Yaşlılığın fizyolojik etkileri, yaşla beraber reflekslerde yavaşlama yaşanması ve denge kaybı gibi

nedenlerden dolayı yaşlılarda en sık travma nedeninin düşme olduğu raporlanmıştır. Yaşlı bireylerde her yıl bu riskin %4,4 oranında arttığı bildirilmiştir. ⁸

Chrcanovic ve ark. yaptıkları araştırmasında 60 yaş üstü bireylerde en sık travma sebebinin düşme olduğunu raporlamışlardır. Roccia ve ark. kadınlar üzerinde maksillofasiyal travma olgularını değerlendirdikleri çalışmasında %44,4 oran ile en sık mandibulada fraktür ile karşılaştıklarını bildirmişlerdir. ⁹

Mandibulada travmaya en fazla maruz kalan bölgenin simfiz olduğu ve bu bölgeye düşme ile gelen bir travma ile kondil kırıkları oluşabileceği bildirilmiştir. Atrofik çenelerde ise düşme sonucu kırıkların daha çok korpus bölgesinde görüldüğü raporlanmış ve bunun nedeni olarak azalan kemik yüksekliği ve kemiğin beslenmesindeki bozukluk olduğu belirtilmiştir. ^{8,10}

Dental implant uygulamalarının artmaya devam ettiği düşünüldüğünde, gelecekte maksillofasiyal cerrahların dental implantların sebep olduğu maksillofasiyal travma hastaları ile karşılaşma olasılıklarının giderek artacağı beklenmektedir. ¹¹

Çalışmamızda atrofik dişsiz mandibulaya sahip bir 65 yaş üstü kadın hastadan alınan tomografi görüntüsünün sanal ortamda 3 boyutlu modeli oluşturularak 'All-On-4' konseptine ait implantlar monokortikal, bikortikal ve uzun bikortikal olacak şekilde yerleştirilmiştir. Distaldeki eğimli implantların konumu sabit tutulmak şartı ile anterior aksiyel implantların konumları lateral ve kanin diş bölgesine denk gelecek şekilde konumlandırılarak oluşturduğumuz 6 modele simfiz bölgesinden 2000 N frontal travmatik kuvvet ve premolar bölgesinden 2000 N lateral travmatik kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet dağılımlarının ve şartların eşitliği açısından aynı model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Mandibulanın anatomik bölgelerine göre kortikal kemik ile spongiyoz kemikte Pmax ve Pmin stres değerleri ve implant çevresindeki kemik ile implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

Araştırma sonucunda atrofik mandibulaya uygulanan All-On-4 konseptinde farklı konum ve uzunlukta yerleştirdiğimiz implantları travmatik kuvvetler karşısında kıyaslayarak en uygun seçeneğin belirlenip, dişsiz çenelerde All-On-4 konseptinin en uygun şekilde kullanılmasını

2. GENEL BİLGİLER

Uzayan yaşam süresi ile beraber hastaların diş tedavilerinden fonksiyonel ve estetik beklentileri artmaktadır. Hareketli bir protez yerine sabit protetik bir restorasyon kullanma isteği implant uygulamalarının daha yaygın bir hale gelmesine sebep olmaktadır. Özellikle atrofik mandibulada yeterli kemik yüksekliğinin ve genişliğinin mevcut olmaması implant yerleştirilmesini sınırlamaktadır. Bu sınırlamalar ileri cerrahi işlemleri veya konvansiyonel implant uygulamaların modifiye edilmesi ile aşılmaktadır. 2003 yılında Dr. Malo ve ark. tarafından tanımlanan ‘All-On-4’ konsepti ile atrofik çenelerde ileri cerrahi işlemler uygulamadan rehabilitasyon sağlanmaktadır.¹²

Yaşlanma ile birlikte kemik yapısında meydana gelen moleküler ve morfolojik değişimler kırık oluşma riskini arttırmaktadır. Kemik yapısında gerçekleşen bu değişimlerin maksillofasiyal travmalarda risk faktörü olduğu bildirilmektedir.¹³

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan değişimler ile bilgi edinilebilen bir analiz yöntemidir. Kemik kuvvetler karşısında cevabının öngörüsünün zor olduğu gerçeğinin aksine bu yöntem ile elde edilen veriler ile klinik olarak izlenen bulguların örtüşmesi üzerine, SESA maksillofasiyal bölge travma araştırmalarında sıklıkla başvurulmuş bir yöntem haline gelmiştir.¹⁴

2.1.Dental İmplantlar

İmplant sözcük anlamı olarak kaybedilen fonksiyonun tedavi edilmesi amacı ile vücut içerisinde uygun bir yere yerleştirilen yapay maddelerdir.¹⁵

Diş kayıplarının tedavisinde kullanılan, sabit veya hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla mukoza veya periostun altına, kemiğin üzerine veya içine yerleştirilen alloplastik apareyler dental implantlar olarak adlandırılmaktadır.¹⁶

Dental implantoloji ise; diş eksikliklerini dental implantlar vasıtası ile tedavi eden diş hekimliğinin bir dalıdır.¹⁷ Dental implantolojide temel amaç; hastanın konfor, fonasyon, fonksiyon ve estetiğinin orjinaline yakın bir şekilde yeniden kazandırılmasıdır.

2.1.1.Dental İmplantların Tarihçesi

Modern dental implantoloji günümüz standartlarına ulaşınca kadar teknoloji ve bilimin her dalında olduğu gibi büyük bir ilerleme kaydetmiştir.

Dental implantların kronolojik gelişimi incelendiğinde elimizdeki ilk veriler Çin’de tarih öncesi dönemlerine ait diş yerine yabancı madde koyma işlemi ile ilgili yazılı kanıtlardır. Eski Mısır, Çin, Arap uygarlıklarıyla ilgili arkeolojik çalışmalar fil dişi, tahta, taş, deniz kabuğu gibi materyallerin de benzer amaç için kullanıldığını göstermiştir.^{18,19}

1809 yılında J. Maggiolo diş çekimini takiben kök formu verdiği altın materyalini çekim boşluğuna koymuştur ve üzerine protetik bir restorasyon uygulayarak tarihe ilk endosseöz implant uygulayan araştırmacı olarak geçmiştir.²⁰

20. yüzyılın ortalarında günümüzde kullanılan dental implantlara benzer yaklaşımların ortaya çıktığı bildirilmiştir. 1930’larda Dr. Alvin ve Dr. Moses Strock krom-kobalt alaşımından hazırlanan ortopedik vidalar ile ilgili çalışma yapıp, dişlerdeki eksikliği gidermek amacıyla kullanmışlardır.²¹ İsveçli bir araştırmacı olan Dr. Gustav Dahl 1940’lı yıllarda subperiosteal implantı tanımlamış ve patentini almıştır.²²

1948’de Goldberg ve Gershkoff, vityumdan yapılmış subperiosteal implantı ilk kez total proteze tutuculuk sağlamak amacıyla kullanmışlardır.²³

1960’lı yılların başlarında Tramonte’nin tasarladığı vida formu implantlar modern implantolojide kullanılan implantların temelini oluşturmaktadır.²⁴ Linkow 1967 yılındaki çalışmasında ise okluzal kuvvetleri daha geniş yüzeylere dağıtmayı amaçladığı blade implant tasarımını tanıtmıştır.²²

Branemark’ın 1952 yılında başladığı ve 10 yıl kadar süren çalışmaları sonucunda titanyumun sert doku ve diş etinde ciddi yan etkilere sebep olmayan biyouyumlu bir materyal olduğunu bildirmesi ve osseointegrasyonu tanımlaması implantoloji gelişimine yön vermiştir.²⁵

Diş hekimliğine sunulan bu çalışmalardan günümüze kadar implantolojide büyük bir gelişme kat edilmiş ve farklı tasarım, materyal, teknik ve yüzey özellikleri olan implantlar piyasaya sürülmüştür.

2.1.2.Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar; yerleşim yerine, üretildikleri materyale ve yüzey özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır.

1) Dental implantların yerleşim yerine göre sınıflandırılması

- ❖ Endosteal (kemik içi) implantlar
- ❖ Blade tipi implantlar
- ❖ Silindirik tipi implantlar
- ❖ Vida tipi implantlar
- ❖ Vent tipi implantlar
- ❖ Subperiostal implantlar
- ❖ Transosteal implantlar
- ❖ İntramukozal implantlar
- ❖ Endodontik implantlar

2) Dental implantların üretildikleri materyale göre sınıflandırılması

- ❖ Metaller ve alaşımları
- ❖ Seramikler
- ❖ Polimerler
- ❖ Karbonlar

3) 3) Dental implantların yüzey özelliklerine göre sınıflandırılması

- ❖ Düz yüzey implantlar
- ❖ Pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlar
- ❖ Kaplanmış yüzeye sahip implantlar
- ❖ Machined surfaced implantlar ²⁶⁻²⁸

Titanyum, elektrokimyasal oksidasyona katkıda bulunan ve ince bir pasif oksit tabakasının oluşumuna yol açan düşük elektrik iletkenliğine sahip bir materyaldir. Oksit tabakası, titanyumun korozyona karşı direncinin yüksek olmasını sağlamaktadır.

1970'lerin başlarından beri biyomedikal implant materyalleri olarak yaygın şekilde kullanılmakta olan Titanyum implantların üretimi için tercih edilen alaşımlar saf titanyum (CP-Ti) ve titanyum alaşımı Ti6Al4V'dir (Ti-64).²⁹

2.1.3.Dental İmplantların Endikasyon ve Kontraendikasyonları

Dental implant uygulamaları bütün dünyada kabul görmüş başarılı bir tedavi seçeneğidir. Dental implantlar kullanıma girdiği ilk yıllarda sadece diş eksikliklerinin tedavisi amacıyla uygulansa da günümüzde maksillofasiyal defektlerin onarımından ortodontik tedavilere kadar geniş bir kullanım yelpazesine sahiptir.²²

Endikasyonlar:

- ❖ Tam, parsiyel ve tek diş eksiklikleri
- ❖ Hareketli protez için yeterli tutuculuğun ve stabilitenin sağlanamayacağı durumlar
- ❖ Hareketli protez kullanmayı istemeyen hastalar ve hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı
- ❖ Dişlerini prepare ettirmek istemeyen hastaların konservatif tedavi isteği
- ❖ Mevcut olan dayanak dişlerin yetersiz olduğu uzun boşluklara sahip sabit protez vakalarında
- ❖ Hareketli protezlerden beklentisi yüksek olan hastalar
- ❖ Kusma refleksi olan hastalar
- ❖ Çene-yüz defektleri
- ❖ Ortodontik tedavilerde ankraj amaçlı
- ❖ Diş agenezisi^{30,31}

Kontraendikasyonlar:

- ❖ Majör psikiyatrik bozukluklar
- ❖ Baş ve boyun bölgesinde yüksek dozda radyasyona maruz kalınması
- ❖ Kontrol altına alınamayan sistemik problemler
- ❖ Yetersiz kemik hacmi ve kalitesi
- ❖ İmplant yapılacak bölgedeki kemik ve yumuşak doku enfeksiyonları

- ❖ Yeterli ağız hijyeni sağlanamayan durumlar
- ❖ Alkol ve ilaç bağımlılığı
- ❖ Şiddetli bruksizm^{30,31}

2.1.4.Osseointegrasyonun Tanımı

İlk kez Branemark tarafında tanımlanan bu kavram Latince kemik anlamına gelen ‘os’ ve birleşmek anlamına gelen ‘integrate’ sözcüklerinden türemektedir.³² Branemark osseointegrasyonun tanımını ‘canlı kemik ile implant arasındaki direkt işlevsel ve yapısal bağlantı’ şeklinde yapmıştır.²⁵ Kemik ve implant arasındaki bu ilişki Schröder tarafından ise ‘fonksiyonel ankiloz’ terimi ile açıklanmıştır.³³ Branemark’ın ilerleyen yıllarda ‘ışık mikroskobu altında kemik dokusu ile implant arasında direk temasın olması’ şeklindeki tanımlaması osseointegrasyonun histolojik bir kavram olduğunu belirtmektedir.³⁴

Başarılı bir osseointegrasyon sağlanamaz ise implant-kemik arasında fibröz bir doku gelişir ve bu olaya fibrointegrasyon denir.³⁵ Günümüze kadar birçok araştırmacı tarafından tanımlanan osseointegrasyon kavramının ortak noktası kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında direk temas ile yapısal olarak bir bütünlük olması ve implanta gelen kuvvetlerin arada fibröz bir doku olmaksızın kemiğe iletilebilir olmasıdır.^{36,37}

Çene kemiklerine yerleştirilmiş bir implantın osseointegrasyon başarısını klinik olarak değerlendirmek için birçok yöntem denenmiştir. Klinik olarak yapılan mobilite testi sonucu implant mobil ise osseointegrasyonun olmadığı kesin kanıtı olarak kabul edilmektedir fakat klinik stabilitenin varlığı osseointegrasyonun kesin kanıtı değildir.^{38,39}

Radyografik incelemede implant çevresindeki radyolüsent görüntü implant ile kemik arasındaki fibröz dokunun açık bir göstergesidir. Böyle bir görüntünün olmaması ise osseointegrasyon için kesin kanıt değildir. Bunun nedeni, radyografinin optimal çözünürlük kapasitesinin 0,1 mm aralığında, yumuşak doku hücresinin boyutunun ise 0,01 mm aralığında olmasıdır ve dar bir fibröz doku bölgesi radyografi ile tespit edilemeyebilir. İmplanta metal bir aletle vurup iletilen sesi analiz etmek teoride uygun bir osseointegrasyon testi olarak düşünülse de fibröz bir dokuyla temas halindeki implantın aksine osseointegre implant için tanımlanmış tipik bir “ses diyagramı”

olmaması da bu klinik testin güvenilirliğini düşündürmektedir. Sonuç olarak klinik testler gerçek doku yanıtlarını ortalama gösterme yeteneğine sahiptir.

Osseointegrasyon iki farklı aşamada meydana gelebilen implant stabilitesinin bir ölçüsüdür. Primer stabilite, bir implantın esas olarak kompakt kemik ile mekanik bağlantısından dolayı oluşmaktadır. Sekonder stabilite için başarılı bir primer stabilite gereklidir. Sekonder stabilite ise kemik rejenerasyonu ve yeniden şekillenmesi yoluyla oluşan biyolojik stablitedir.

Günümüzde implant stabilitesini değerlendirmek amacıyla, tork direnç testleri ve rezonans frekans analizleri sıklıkla kullanılmaktadır.^{38,39}

2.1.5.Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler; implant ve uygulamaya bağlı faktörler ile hastaya bağlı faktörler olmak üzere iki grup altında incelenebilir.

İmplant ve uygulamaya bağlı faktörler:

- ❖ İmplant malzemesinin biyouyumluluğu
- ❖ Cerrahi işlem sırasında kullanılan materyallerin steril olması
- ❖ Frezleme sırasında oluşan ısı miktarı
- ❖ İmplant yüzeyinin makroskobik ve mikroskobik karakteristiği
- ❖ İmplantın yükleme zamanı
- ❖ Doğru cerrahi teknik ve cerrahi ekibin yeterliliği
- ❖ Başarılı bir iyileşme fazı
- ❖ Sert ve yumuşak dokunun uygunluğu
- ❖ Protez dizaynı ve planlaması⁴⁰⁻⁴²

Hastaya bağlı faktörler:

- ❖ Hastanın yaşı ve genetik özellikleri
- ❖ Tütün, alkol ve madde bağımlılığı
- ❖ Kontrol altına alınamayan sistemik problemleri
- ❖ Yetersiz kemik ve yumuşak doku kalitesi
- ❖ Parafonksiyonel alışkanlıklar
- ❖ Yetersiz ağız hijyeni^{43,44}

2.1.6.Dental İmplantların Başarı Kriterleri

İmplant tedavilerinin başarısına ait her yıl literatürde pek çok çalışma yayınlanmasına rağmen bu raporlarda başarı kriterlerine dair herhangi bir standart bulunmamaktadır.

1978'den günümüze kadar farklı ülkelerden araştırmacılar pek çok başarı parametreleri tanımlamış olmasına rağmen Albrektsson ve ark. tarafından yayınlanan özellikle implant mobilitesi ve implant çevresindeki kemiği esas alan implant başarı kriterleri hala kabul görmektedir. Bu kriterler;

1. Klinik olarak implantın enfeksiyon ve enflamasyon belirtisi göstermemesi ve hareketsiz olması
2. Radyografik incelemede implant etrafında radyolüsent alan gözlenmemesi
3. Parastezi, nöropati veya mandibular kanal perforasyonu bulguları olmaması
4. Fonksiyon altındaki implantın ilk sene sonunda vertikal kemik kaybının 0.2 mm'den az olması
5. Başarılı bir implant tedavisi için yukardaki kriterlerin 5 yıllık takip periyodu sonunda %85, 10 yıllık takip periyodu sonunda %80 oranında sağlanması gerekmektedir.⁴⁵

Smith ve Zarb 1989 yılında yayınladıkları çalışmalarında Albrektsson'un başarı kriterlerine ilave olarak hasta memnuniyetinin de implant başarısının değerlendirilmesinde önemli bir parametre olduğunu bildirmişlerdir. Buser ve ark. ise 1990'da implantın orijinal yerinde olmasını başarı kriteri olarak görüp, yıllık vertikal kemik kaybı değerlendirmeye dahil edilmeden implantın mobilitateye sahip olmamasını yeterli görmüşlerdir.⁴⁶

2007 yılında İtalya'da gerçekleşen Uluslararası Oral İmplantolojistler Kongresi'nde 'implant başarısı' teriminin kullanılabilmesi için en az 12 aylık süre boyunca klinik şartların sağlanması gerektiği söylenmiştir. 1-3 yıllık dönem için 'erken implant başarısı', 3-7 yıllık dönem için 'orta dereceli başarılı' ve 7 yıldan uzun dönem için 'uzun dönem implant başarısı' terimi kullanılması önerilmiştir. Aynı kongrede alınan kararlar implant başarısını kategorize etmek amacıyla 4 klinik durum belirlenmiştir. (Tablo 2.1)⁴⁷

İmplant Kalite Ölçeği Grup	Klinik Koşullar
1.Başarı(Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı: <2mm d.Eksuda öyküsü yok
2.Tatmin Edici Sağkalım(Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik c. 2-4 mm'lik radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
3.Sağkalım (Survival)da Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Hareketlilik yok c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (implant gövdesinin 1/2'sinden daha az) d. Prob derinliği >7mm e. Eksuda öyküsü olabilir
4.Başarısız (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı: implant uzunluğunun >1/2'sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

Tablo 2-1: Dental implant sağlık ölçeği⁴⁷

2.2.Kemiğin Değerlendirilmesi

Kemik dokusu hücreleri; kondroblast ve osteoblastların öncül hücreleri olan osteoprogenitör hücreler, kemiğin organik matriksini üreten osteoblastlar, osteoblastlardan türeyen yapı hücreleri olan osteositler ve rezorbsiyondan sorumlu olan osteoklast hücreleri olmak üzere 4 çeşittir. Yaşam boyunca kemik dokusunun içerisinde olduğu yapım ve yıkım döngüsü ‘remodelling’ olarak adlandırılmaktadır.⁴⁷

Kemik merkezindeki metabolik faaliyetlerden sorumlu spongios tabaka ve koruma ile mekanik güç sağlayan kortikal tabaka olmak üzere iki farklı katmandan oluşmaktadır.^{47,48}

Kortikal kemik, %70 oranında yumuşak doku içeren trabaküler kemiğe karşın %95 oranında mineralizedir ve trabeküler kemikten 10 ile 20 kat arası daha sert ve dayanıklıdır. Bu sertlik implantlar için çok daha iyi stabilite sağladığı anlamına gelmektedir.⁴⁹

2.2.1.Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması

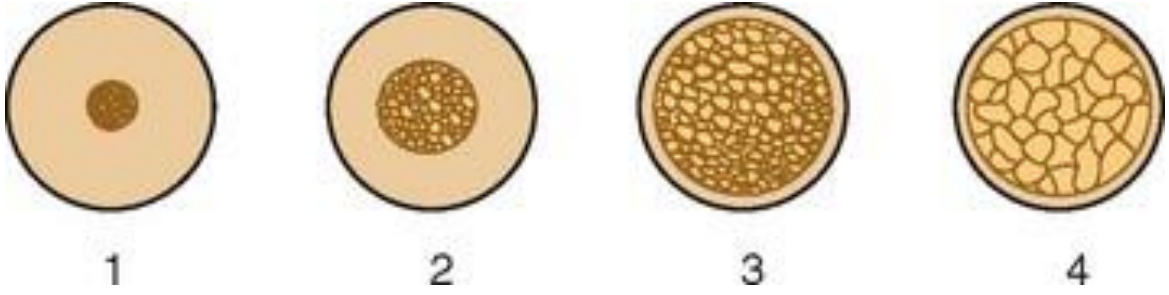
Başarılı bir implant tedavisi için kemiğin vertikal ve horizontal boyutlarının yanı sıra yeterli yoğunlukta olması gerekmektedir. Primer stabilite için kritik öneme sahip olan kemik kalitesi için en sık kullanılan sınıflama 1985 yılında Lekholm ve Zarb tarafından yapılmıştır. Rehber olarak kabul edilen bu sınıflama kemik kalitesini 4 farklı gruba ayırmıştır. (Şekil 2.1)

Tip 1 kemik: Homojen kortikal kemikten oluşmaktadır.

Tip 2 kemik: Kalın bir kortikal kemikle çevrelenen yoğun spongiyoz kemik vardır.

Tip 3 kemik: İnce bir kortikal kemikle çevrelenen yoğun spongiyoz kemik mevcuttur.

Tip 4 kemik: İnce bir kortikal kemikle çevrili yoğunluğu düşük spongiyoz kemikten oluşmaktadır.⁵⁰⁻⁵²



Şekil 2-1: Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması⁵³

Misch'in 1999 yılında kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflama ise şu şekildedir: (Şekil 2.2)

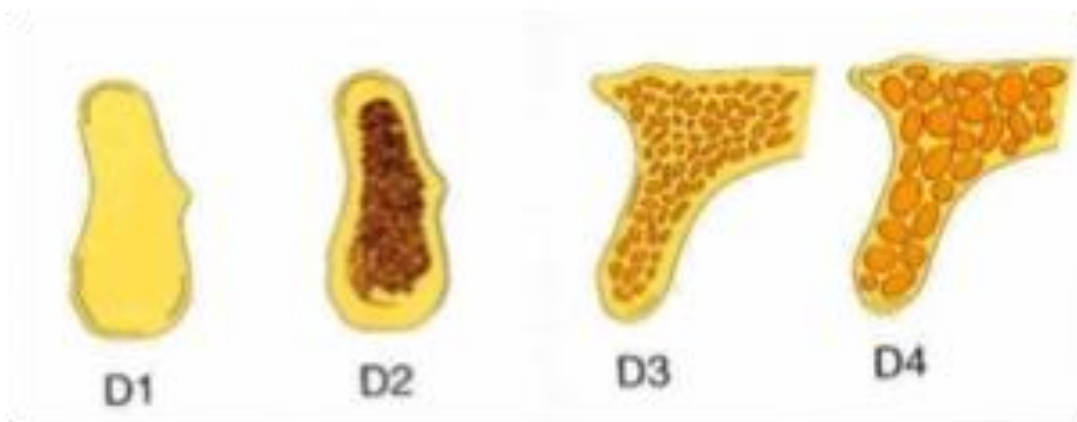
D1 kemik: Spongiyöz kemiğin neredeyse olmadığı tamamen mineralize olan yoğun kortikal kemiktir.

D2 kemik: Kemiğin dış yüzeyinde yoğun kortikal kemik ve iç kısımlarda yoğun spongiyöz kemikten oluşan kemiktir.

D3 kemik: İnce kortikal ve spongiyöz kemikten oluşmuştur.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik içermeyen ince spongiyöz kemikten oluşmuştur.

D5 kemik: Olgunlaşmamış geniş boşlukları olan kemiktir.²²



Şekil 2-2: Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması⁵⁴

D1 kemik ile genellikle dişsiz anterior alt çenede karşılaşılırken, D2 kemik anterior alt çene, posterior alt çene ve anterior üst çenede görülmektedir. D3 kemik anterior ve posterior üst çene ile posterior alt çenede lokalize iken D4 kemik ise genellikle kemik şekillendirme uygulamaları sonrasında gözlenmektedir. Başarılı bir implant cerrahisi için en uygun kemik D2 kemiktir.^{54,55}

Goodacre ve ark. implantların klinik komplikasyonları ile ilgili yaptıkları araştırmalarında D1 ve D3 kemiğe uygulanan implantlarda %4 oranında implant kaybı yaşanırken D4 kemik varlığında bu oranın %16 olduğunu bildirmişlerdir.⁵⁶

2.2.2.Alveol Kemiği ve Rezorpsiyon Paterni

Kemik, osteoklastların sebep olduğu doku kaybı ve osteoblastların yeni kemik formasyonu gerçekleştirmesi sebebi ile yaşam boyunca remodeling döngüsü içerisinde. Bu döngünün oluşmasında fizyolojik veya mekanik kuvvetler rol oynamaktadır. Kortikal kemikte yıllık %4'lük metabolik aktive ile yenilenme olurken spongios kemikte bu oran yaklaşık %20'dir.⁴⁸

Maksilla ve mandibula üzerinde dişlerin bağlı olduğu kemik dokusunun özel ismi alveol kemiğidir. Vücuttaki tüm kemikler gibi dışta kortikal kemik ve içerisinde spongios kemikten oluşan bu yapıda apozisyon ve rezorpsiyon süreci sonucunda yapısal değişiklikler gözlenmektedir. Osteogenesis ile osteolizis dengesi, kemiğin bu doğal döngüsünü değiştiren sebepler ile bozulursa kemik yıkımı yani rezorpsiyon başlar. Rezorpsiyon mekanik, sistemik ve enflamatuvar faktörlerin etkisiyle oluşan lokalize kemik kaybıdır. Diş çekiminden sonra kaybedilen mekanik uyarımın sonucu mandibula ve maksillanın basal kısmı neredeyse sabit kalır iken alveol kemiğin yüksekliğinde ve genişliğinde belirgin kayıplar görülmektedir.^{57,58}

Diş çekimini takiben ilk yıl toplam kemik genişliğinin %25'i kaybedilmektedir. Kemikte görülen rezorpsiyon hızı birinci yıldan sonra azalarak devam etmektedir. Ayrıca bu kronik sürecin hızının sadece bireyler arasında değil, aynı birey içinde de belirli zaman aralıklarında değiştiği bilinmektedir.⁵⁹

Schropp ve ark. 12 aylık dönemde tek diş çekimi sonrasında alveol kemikteki formasyonu ve alveoler proçesteki kontur değişikliklerini inceledikleri çalışmalarında alveoler genişlikte %50'lik bir azalma olduğunu bildirmişler ve bu azalmanın üçte

ikisinin ilk üç ayda görüldüğünü raporlamışlardır. Diş çekimi sonrası alveol kemik kaybının ortalama 5-7 mm olduğunu belirtmişlerdir.⁶⁰

Çekim öncesi kemiğin hacmi ve kalitesi, bölgenin kan desteği, sistemik hastalıklar, uygun olmayan protez tasarımları, protez kullanım süresi, diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıklar alveol kemiğin rezorpsiyon sürecini etkileyen temel faktörler olarak sıralanmaktadır.⁶¹

Kemik rezorpsiyonu ile ilgili yaptıkları araştırmalarını Cawood ve Howell 1988 yılında yayınlamışlardır. Bu araştırmalarında rezorpsiyon paterninin bölgeye göre değiştiğini; mandibulanın anteriorunda ve maksillada kemik kaybının vertikal ve horizontal yönde olduğunu fakat mandibulanın posteriorunda sıklıkla vertikal yönde olduğunu bildirmişlerdir.⁶² Misch ve ark. ise 2005 yılında posterior mandibulanın rezorpsiyon hızının anterior bölgesine göre ortalama 4 katı daha hızlı ilerlediğini bildirmiştir.²²

2.2.3.Rezorbe Kemiklerin Sınıflandırılması

1988 yılında Cawood ve Howell'in çene kemiklerinde oluşan rezorpsiyon sınıflamasına göre 6 gruba ayırdığı kret tanımlaması halen yaygın olarak kullanılmaktadır. (Şekil 2.3)

Sınıf I: Dişli kret

Sınıf II: Diş çekimini hemen takiben oluşan kret

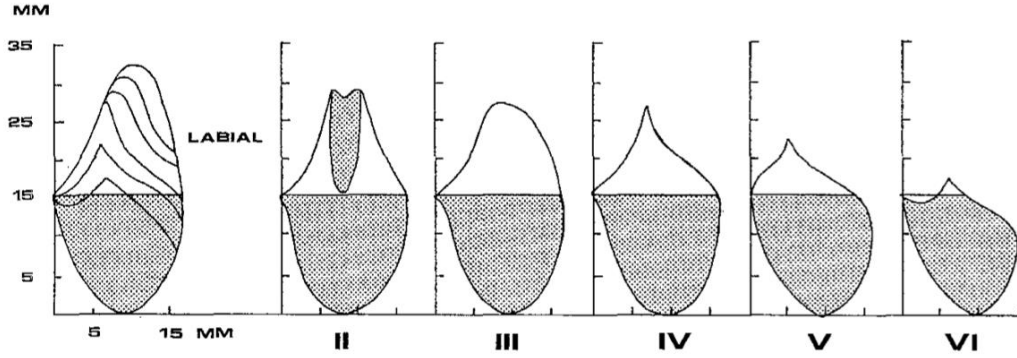
Sınıf III: Yükseklik ve genişliği uygun yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklik fakat yetersiz genişlikteki bıçak sırtı kret

Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yükseklikteki düz kret

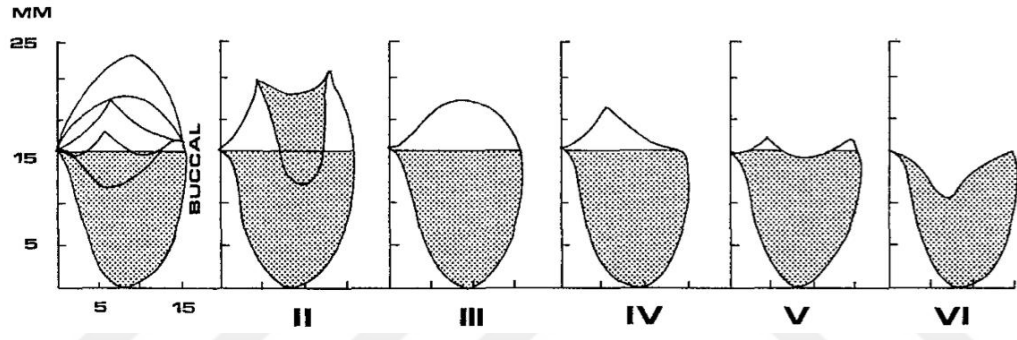
Sınıf VI: Bazal kemiğin rezorbe olduğu, negatif kret formu^{63,64}

ANTERIOR MANDIBLE



5B

POSTERIOR MANDIBLE



Şekil 2-3: Cawood ve Howell'in rezorbsiyon sınıflaması ⁶⁵

Misch'in diş çekimi sonrası kalan rezidüel kemiğin durumu, kemiğin mevcut yükseklik ve genişlik miktarı ile uygulanacak tedavi alternatiflerini içeren sınıflaması da hala güncelliğini koruyan bir sınıflamadır.⁶⁶ Bu sınıflama 4 ana grup tanımlamıştır.

Div A: Tüm boyutları uygun olan çekimden hemen sonraki kemik

Div B: Kemik yüksekliğinin uygun, genişliğinin azalmış olabileceği az miktarda rezorbsiyona uğramış kemik

Div C: Bir veya daha fazla boyutta uygun olmayan kemik

Div D: Uzun süreli dişsizlik sonucu alveol kemiğin tamamen kaybı ve ileri derecede atrofik kemik.

2.2.4.Kret Rezorpsiyonu Değerlendirme Yöntemi

Mental foramenin konumunun mandibulada gerçekleşen rezorpsiyona rağmen mandibulanın alt sınırına göre değişmediği kabul edilen bir bilgidir. 1974 yılında Wical ve Swoope bu bilgi ışığında;

Sınıf I: Var olan kemik miktarının 1/3 oranında rezorpsiyonu

Sınıf II: Var olan kemik miktarının 1/3'ü ile 2/3'ü oranında rezorpsiyonu

Sınıf III: Var olan kemik miktarının 2/3 ü veya daha fazla oranda rezorpsiyonu şeklinde bir sınıflama yapmıştır.⁶⁷

2.2.5.Rezorpsiyon Sonrası Maksillofasiyal Bölgedeki Genel Değişimler

Rezorpsiyon geri dönüşü olmayan bir süreçtir. Diş çekimini takiben alveol kemiğinde vertikal ve horizontal yönde belirgin bir rezorpsiyon gözlenirken, mandibulanın bazisinde belirgin bir kemik kaybı görülmemektedir.

Mandibula maksillaya kıyasla 4 kat daha fazla rezorpsiyondan etkilenmektedir.⁶⁸

Mandibula, anteriorda lingual bölgedeki kortikal kemiğin ve genial tüberkülün bukkal kortikal kemiğinden daha dirençli olmasından ötürü bukkal rezorpsiyon gösterme eğilimindedir. Posteriora ise rezorpsiyona daha dirençli olan eksternal oblik line ve mylohyoid line arasındaki bölgede daha fazla rezorpsiyon gösterdiği için konkavlaşma eğiliminde olduğu bildirilmiştir.⁶⁹

Alt çene ve üst çene kavisleri anteroposterior yönde kısalmaktadır. Transvers yönde üst çene arkı daralma eğiliminde olduğu için alt çene daha geniş kalmaktadır. Artan interark mesafesini kompanse etmek için yönünde rotasyon yapan mandibula daha belirgin hale gelmektedir.

Komissura genişliğinde azalma ve nazolabial açı artışı erken dönemde görülen değişikliklerdir; alt yüz yüksekliğindeki azalma ve alt çene çıkıntısındaki artış ise geç dönemde ortaya çıkmaktadır.

Vertikal boyut kaybına uğrayan mandibulaya bağlı olarak ağız çevresi kasların tonusunda azalma görülmektedir.

Diş ve kemik desteğini kaybeden dudaklarda belirgin bir kısılma meydana gelmektedir.

Diş eti miktarının bariz şekilde azalması ve alveol kretin sivrileşmesi hareketli protez kullanımı zorlaştırmaktadır.^{64,68,70}

2.3.Atrofik Mandibulada İleri Cerrahi İşlemler

Günümüzde diş kayıplarının tedavisinde sıklıkla başvurulanan implant tedavilerinin başarısı kemik ve yumuşak dokuların yeterli boyut ve kalitede olmasına bağlıdır. Kemğin yetersiz olduğu durumlarda ileri cerrahi işlemlere başvurulmaktadır.⁷¹

İleri derece atrofi gösteren vakalarda; inley veya onley greftleme, bariyer membran ve greft materyalleri kullanımı ile yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, distraksiyon osteotomisi ve inferior alveolar sinir repozisyonu alternatif tedavi prosedürleridir.⁷²

Maksillofasiyal bölge defektlerinin tedavisinde ağız içi veya ağız dışı bölgelerden elde edilebilen otojen kemik greftleri altın standart olarak kabul görmektedir. Partiküller halde veya blok şeklinde elde edilebilen otogreftlerin; ağız içi donör sahaları mandibular ramus ve simfiz ile maksiller tüber bölgesidir. Geniş defektlerin rekonstrüksiyonu amacıyla kullanılan iliak krest, kalvarya, kostalar, vaskülarize fibula ve proksimal tibia ekstraoral greft kaynaklarıdır.^{73,74}

Canlı kemik hücreleri ihtiva eden bu materyallerin osteojenik özelliklere sahip olması ve immünolojik reaksiyonlara sebep olma riskinin az olması önemli avantajlarındandır. Yeterli uzunluk ve genişlikteki implantların yerleştirilmesine olanak sağlaması, düşük maliyeti, estetiği geliştirebilmesi otojen greftlerin avantajları arasında sayılabilmektedir. Greftin zamanla rezorbe olması, ikinci operasyon gerekmesi ve donör bölge morbiditesi ise dezavantajlarındandır.⁷⁵

Allogreftler, aynı tür içindeki bireylerden elde edilen osseöz dokulardır. Otojen greftlerle kıyaslandığında; donör alan gereksinimi olmaması, daha az morbiditeye sebep olması ve sınırsız kaynak oluşu gibi avantajları vardır. Allogreftler osteojenik özellikleri olmamasına rağmen, osteokondüksiyon ve osteoindüktif büyüme faktörlerinin dahil edilmesi yoluyla kemik büyümesini uyarırlar.⁷⁶

Ksenogreftler ise genetik olarak farklı türlerden elde edilen osteokondüktif materyallerdir. Osteojenik bir potansiyeli veya osteoindüktif özellikleri yoktur fakat düşük oranda rezorpsiyona uğramaktadırlar.⁷⁷

Alloplastik biyomalzemeler, laboratuvar ortamında sentetik olarak üretilen bir iskelet görevi görerek osteokondüksiyonu uyaran greft materyalleridir. Biyouyumluluk, hastalık bulaş riski taşımamaları ve sınırsız kaynak oluşu gibi avantajlara sahiptirler ^{78,79}

Distraksiyon osteogenezisi, kontrollü kuvvet uygulayarak osteotomi ile ayrılmış kemiklerin arasında yeni kemik oluşturulması işlemidir.⁸⁰ Sert doku ile beraber yumuşak doku kazanımı, kemiğin ekspoze ve greftin rezorbe olma ihtimalinin az olması, düşük enfeksiyon riskine sahip olması, kısa tedavi süresi ve tahmin edilebilir tedavi sonuçları gibi avantajlarının yanında distraktör apareyinin düzenli aktive edilmesi ve hasta kooperasyonu gerektirmesi, yerleştirilen apareyin yeme ve konuşma sırasında sebep olduğu konforsuzluk, osteotomi sırasında kanama, sınırlı endikasyon ve maliyeti gibi dezavantajları vardır. ^{81,82}

Transpozisyon ve lateralizasyon olarak iki gruba ayrılan inferior alveolar sinir repozisyonu atrofik posterior mandibulada implantlarla rehabilitasyon sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Sinir laterizasyonunda inferior alveolar sinirin ortaya çıkarılmasını takiben lateral yönde hareket ettirilmesi söz konusudur. Operasyon sırasında insiziv sinire müdahale edilmemektedir. Transpozisyonunda ise kortikomi hatları mental foramen çevresini de içermekte ve insiziv sinir kesilmektedir. ⁸³ Bu cerrahi prosedürün avantajları; donör saha gerektirmemesi, daha uzun implantların bikortikal yerleştirilmesine imkân sağlaması, düşük morbidite ve stabil sonuçlarıdır. Operasyon sonrası sinir zedelenmesi ve his kaybı önemli dezavantajı olup daimî veya geçici his kaybı yaşanabilmektedir. ⁸⁴

2.3.1.All-On-4 Konsepti

Kemik rezorpsiyonu görülen dişsiz hastalarda, çoğu zaman maksilla posterior bölgede maksiller sinüs, mandibula posterior bölgede ise inferior alveolar sinirden dolayı implant yerleştirilmesi zor bir hal almaktadır. Atrofi görülen çenelerde implant yerleşimi için yeterli uzunluk ve genişlikte kemik ile karşılaşmak oldukça zordur. Rezidüel alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları, inley veya onley greftleme, sinüs lifting, distraksiyon osteotomisi ve inferior alveolar sinir repozisyonu gibi ileri cerrahi prosedürlerle aşılmaktadır. ^{72,85}

Şiddetli atrofik maksilla ve mandibulaların implant destekli rehabilitasyonu için bir dizi yaklaşım geliştirilmiş olsa da bu tedavilerin çoğu maliyetli ve uzun sürelidir.

Günümüz diş hekimliğinde hedef, fonksiyonun ve estetiğin mümkün olan en uygun maliyet ve en kolay cerrahi teknikle sağlanmasıdır.³ 2003 yılında Dr. Paulo Malo ve ark. bu görüşten yola çıkarak 'All-On-4' konseptini tanımlamıştır. Bu konseptte göre, dişsiz çenelerin sabit veya geçici rehabilitasyonu için, anteriorda 2 aksiyel implant, posteriorda premolar diş bölgesinde mental foramen önüne 2 distale eğimli olmak üzere toplamda 4 implant yeterlidir.³ Anteriordaki implantlar vertikal olarak konumlandırılırken, posteriordakiler ise ortalama 30-45° eğimli yerleştirilip, implantların üzerine göreceli olarak paralelliği sağlamak için düz ve açılı multiünit abutmentler kullanılmalıdır.⁸⁶

Maksillada kemik genişliğinin minimum 5 mm, kemik yüksekliğinin 10 mm; mandibulada ise kemik genişliğinin minimum 5 mm ve distal implantın yerleştirileceği premolar bölgesinin kemik yüksekliğinin minimum 8 mm olması bu konseptin uygulanabilmesi için gereklidir.⁸⁷

Var olan kemiği en etkili şekilde kullanılmak için uygulanan açılı yerleştirilen implantların aksiyel olarak yerleştirilmiş implantlara kıyasla klinik olarak bir farkı olmadığı bildirilmiştir.⁸⁸

Açılı yerleştirilen distal implantların en az 4.0 mm'lik bir çapa, anteriordaki implantların ise 3.75-4 mm'lik bir çapa sahip olması gerekmektedir.⁸⁹

All-On-4 konsepti için uygulanacak tüm implantların uzunluklarının 10-18 mm olması önerilmektedir.^{87,90}

Literatürde distal implantların farklı açılanmasını içeren çalışmalar incelendiğinde, 45° eğimli yerleştirilen implantların çevresinde maksimum gerilmeler saptanmışken, 15° ve 30° açılanmalarda aksiyel implantlara benzer sonuçlar bulunmuştur.^{91,92}

Malo ve ark. mandibulayı all-on-4 konsepti ile tedavi ettiği 245 hastanın uzun dönem klinik takibini gerçekleştirdikleri çalışmalarını 2011 yılında yayınlamışlardır. Çalışma sonuçlarında 5 yıllık başarı oranının %98,1, 10. yıl sonunda ise %94,8 olduğu bildirilmiştir.⁹³ Babbush ve ark. 'All-On-4' konseptinin başarısını retrospektif olarak inceledikleri araştırmalarında 29 aylık takip sonucunda maksillada %99,3 mandibulada ise %100 başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir.⁹⁴

2.3.2.All-On-4 Konseptinin Avantajları

- ❖ Posterior implantların açlandırılması sonucu anatomik sınırlandırmalar elimine edilir.
- ❖ Posterior implantların açlandırılması daha uzun implant kullanımına olanak sağlar ve kemikten daha kaliteli ankraj elde edilir.
- ❖ Artan implantlar arası mesafe ile protez üst yapısında posterior kantilever kısalmır.
- ❖ Sinüs lifting, kemik ogmentasyonu gibi ileri cerrahi işlemlere gerek olmadan uygulanabilir.
- ❖ Fazla sayıda implant ve greftlemeye bağlı maliyet azalır.
- ❖ Kısa tedavi süresi vardır.
- ❖ Hemen yükleme ile fonksiyon ve estetik hızlı bir şekilde sağlanır.
- ❖ Yüksek başarı oranına sahiptir.^{91,95}

2.3.3.All-On-4 Konseptinin Dezavantajları

- ❖ Özel rehber sistemleri kullanımı ve protetik parçaların maliyeti arttırması
- ❖ Konseptin uygulanmasının deneyim ve hassasiyet gerektirmesi.
- ❖ Kolaylıkla değişebilen implant açılanmalarının hasta ve hekime problem yaratabilmesi
- ❖ Tek bir implant kaybının bile protez yapılmasına engel olması.⁹⁶

2.4.Kırık Tanımı ve Etiyolojisi

Kırık, kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının patolojik nedenler ya da travma sebebi ile bozulmasıdır.⁹⁷

Ülkelerin kültürel, çevresel ve sosyoekonomik faktörlerine göre maksillofasiyal bölge kırıklarının etiyolojisi değişkenlik göstermektedir. Maksillofasiyal bölge kırıklarının etiyolojisinde çoğunlukla travmatik sebepler yer almaktadır. Trafik kazaları, düşme, cerrahi operasyonlar, spor yaralanmaları, darp ve şiddet, osteomyelit veya osteoradyonekroz gibi patolojik oluşumlar çenelerde kırığa sebebiyet vermektedir.⁹⁸

Ajike ve ark. 543 hastaya ait toplam 820 maksillofasiyal kırığı retrospektif olarak inceledikleri çalışmalarında trafik kazası %50,8 oranla en sık etken olurken bunu %22,3 ile düşme ve %18,8 oran ile darp ve şiddetin takip ettiğini bildirmişlerdir.⁹⁹

Ülkemizde yapılan etiyolojik faktörlerin araştırıldığı bir çalışmada ise, %42 oranıyla trafik kazalarının en sık neden olduğu bildirilmiştir. %27 oranıyla darp, %23 oranıyla düşme ve %7 oranıyla sert bir cisim çarpması takip etmektedir.¹⁰⁰

Erkeklerde görülme sıklığı kadınlara göre 4 kat daha fazla olan bu travmalara genellikle 16-30 yaş arası bireyler maruz kalmaktadır. 16-30 yaş grubundaki vakaların oranının %50,2 olduğu raporlanmıştır.¹⁰¹

2.4.1.Mandibula Kırıkları

Yüz kemikleri arasında tek hareketli kemik olması ve daha çıkıntılı yapısından dolayı mandibula kırıkları nazal kemik kırıklarını takiben maksillofasiyal bölgede en sık karşılaşılan yaralanmalardır.¹⁰² Tüm maksillofasiyal kırıklar arasında mandibula kırıklarının oranı %36-59 olarak bildirilmiştir.¹⁰³

Orta yüz kırıkları ile ilişkili mandibula kırıklarının en sık neden %81 oran ile trafik kazaları yaralanmaları iken izole mandibula kırıklarının sıklıkla sebebi darp ve şiddet olaylarıdır.¹⁰⁴

Anatomik olarak mandibula; koronoid proçes, kondil, angulus, ramus, simfiz, korpus ve alveol olmak üzere bölgelere ayrılmıştır. Daha ince kemik yapısından dolayı angulus ve kondil kırıklara karşı daha hassas bölgelerdir. Travmaya en fazla maruz kalan bölge ise simfizdir. Mandibula kırıklarında en sık etkilenen bölge %36'lık oran ile kondildir. Kondil kırıklarını sırasıyla korpus ve angulus kırıkları izlemektedir.¹⁰⁵

Ülkemizde yapılan bir çalışmada ise kondilin en çok kırık görülen bölge olduğu (%34,6) bunu korpus (%19,2) ve parasimfiz (%18,4) bölgelerinin izlediği rapor edilmiştir.¹⁰⁶

Korpus kırıklarının etiyolojisinin sıklıkla trafik kazalarının olduğu bildirilirken, darp ve şiddet olaylarında ise angulus ve korpus kırıkları oluşmaktadır.¹⁰⁷ Kondil kırıklarının en sık nedeninin ise düşme olduğu bildirilmiştir.¹⁰⁴

Çenelerde görülen kırıkların yerini belirleyen temel etkenler travmanın şiddeti ve hangi yönden geldiği ile çenelerin anatomik olarak zayıf noktalarıdır. Korpus

bölgesine gelen darbeler genellikle kontralateral angulus veya subkondiller kırıklar ile ipsilateral tarafta mental forameni içine alan kırık hattına yol açmaktadır. Ramus angulus ve kondil bölgelerine göre darbelere daha dayanaklıdır. Ramusu saran çiğneme kaslarının gelen kuvvetin bir kısmını absorbe etmesi bu dayanaklılığı açıklamaktadır.^{108,109}

Simfiz bölgesine gelen darbe ise şiddetine göre parasimfizis veya çift taraflı kondil kırığı ya da çift taraflı angulus veya subkondiler kırığa sebep olabilir.^{108,109}

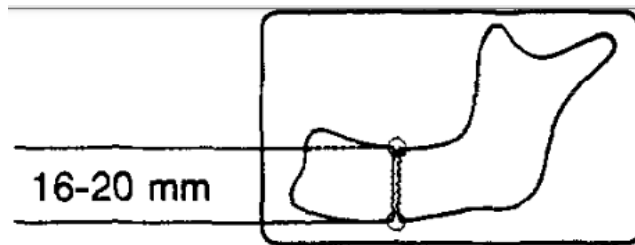
Angulus bölgesindeki kırıklar genellikle darbenin alındığı 3.molar diş seviyesinde görülmektedir. 3.molar diş henüz sürmemişse anatomik olarak çenelerde zayıf nokta oluşturmaktadır.¹⁰⁹

Anterior yönde mandibulaya doğrudan gelen darbeler ise hem darbenin geldiği taraf hem de karşı taraftaki angulus veya kondil kırıklarına sebep olmaktadır.¹⁰⁵

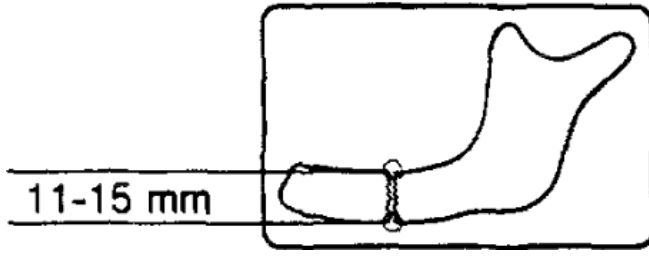
Chrcanovic ve ark. 3345 maksillofasiyal travma hastasını inceledikleri çalışmasında %4,81 oranla hastaların 60 yaş ve üstü olduklarını bildirmişlerdir. Bu hasta grubunda en sık kırık görülen kemiğin %29,7 oran ile mandibula olduğu ve bu yaş grubundaki hastaların çoğunun dişsiz atrofik bir mandibulaya sahip olduğunu belirtmişlerdir.¹¹⁰

Çeşitli epidemiyolojik çalışmalar, atrofik dişsiz mandibula kırıklarının, azalmış kemik hacmi, vaskülarite ve kan akımının bir sonucu olarak zayıflamanın meydana gelme eğiliminde olduğu yaşlı kişilerde yaygın olduğunu bildirmiştir.¹¹¹

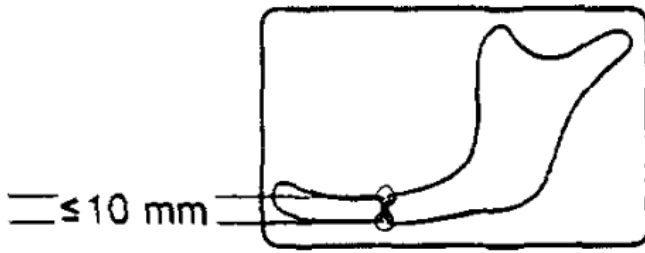
Luhr ve ark. farklı derecede atrofi olan mandibula kırıklarını tedavi etmenin zorluğuna göre basit bir mandibular atrofi sınıflaması geliştirip 3 sınıfa ayırmışlardır. (Şekil 2.4., Şekil 2.5., Şekil. 2.6.)¹¹²



Şekil 2-4: Sınıf 1 atrofi¹¹²



Şekil 2-5: Sınıf 2 atrofi¹¹²



Şekil 2-6: Sınıf 3 atrofi¹¹²

İmplantlara bağlı olarak gelişen en korkulan komplikasyon olan kırık oluşumunun sıklıkla dişsiz mandibulada görüldüğü bildirilmiştir. Atrofik çenelere sahip hastalar mandibula kırık riski konusunda rutin olarak uyarılmalıdır. Raghoobar ve ark. yaptıkları çalışmada atrofik mandibulaya implantların yerleştirilmesine bağlı kırık oluşma riskinin %0,2 olduğunu bildirmişlerdir.¹¹³

Soehardi ve ark. dişsiz mandibulalara sahip hastalara implant uygulamasına bağlı kırık oluşumunu ve risk faktörlerini araştırdıkları bir çalışma yayınlamışlardır. 157 mandibula kırıklarının tamamında mandibula simfizinin vertikal yüksekliğinin 10 mm.'den az olduğunu bildirmişlerdir.¹¹⁴

İmplant yuvalarının cerrahi olarak hazırlanması sırasında yuva etrafında 1-2 mm kortikal kemik olmasının ideal olduğu ve kemik yüksekliğinin en az 6-7 mm olması gerektiği belirtilmiştir. Yeterli genişlik ve yükseklikte olmayan mandibulada ileri cerrahi işlemlerin yapılmasının temel amacı implant için gerekli hacmi sağlamak olsa da ogmente edilen mandibulada kırık oluşma riskinin azalacağı da unutulmamalıdır.¹¹⁵

Mugino ve ark. 335 mandibula kırığı ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, %3 oranında tam dişsiz mandibula, %2,3 oranında atrofik mandibula ile karşılaştıklarını bildirmişlerdir. Kemik rejenerasyonunun ve atrofi nedeniyle kırık hatları arasındaki temas alanının azaldığı dişsiz mandibula kırıklarının tedavisi yoğun ve sklerotik kemik sebebi ile daha zor bir hal almaktadır.¹¹⁶

Atrofik mandibulaya sahip hastalarda görülen kırıkların en yaygın sebepleri düşme ve dental implant uygulamalarıdır. Kırıklar sıklıkla korpus ve angulus bölgelerinde görülmektedir.^{117,118}

Bu tür kırıkların tedavisi için çeşitli teknikler tanımlanmıştır. Bu teknikler yıllar içinde modifiye edilmiş, ancak kırık tedavisinin prensipleri değişmeden kalmıştır. Kırık tedavisindeki temel prensipler, form ve fonksiyonun restorasyonu için kırık bölgenin redüksiyonu ve immobilizasyonudur.¹¹³

Atrofik mandibulalarda implant uygulamalarına bağlı oluşan kırıkların tedavisinde %48 oranla osteomyelit, kaynamama, plak kırığı, vida gevşemesi ve enfeksiyon gibi komplikasyonlar geliştiği bildirilmiştir.¹¹⁴

2.5.Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri bir cisme uygulanan kuvvetin, cismin iç yapısında oluşturduğu gerilimleri belirlemek ve etkilerini incelemek amacıyla yapılan çeşitli metotlardır. Kuvvet analizi metotlarını incelemenden önce kullanılan terimleri kısaca açıklamak gerekmektedir.

2.5.1.Kuvvet

Kuvvet, cisimlerin şeklini veya hareket durumlarını değiştirebilen etki olarak tanımlanmaktadır. Büyüklük, süre, doğrultu, yön gibi vektörel özelliklere sahiptir. Sonlu elamanlar analizlerinde kullanılan kuvvetlerin belirli şiddet ve yönü vardır.

Kuvvet birimi kilogram kuvvet (kgf) ve Newton (N)'dur. 1 kgf, 9,8 N'a eşittir.

Kuvvet (F)= kütle (m) x ivme (a) olarak formüle edilmektedir.

Cisme etkiyen kuvvet sıkışma, gerilme ve makaslama olarak 3 tipte tanımlanabilmektedir. İmplantlar ve etrafındaki kemik üzerinde en yıkıcı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetidir.^{19,119}

2.5.2.Stres (Gerilme)

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman, zıt yönde ve uygulanan kuvvet büyüklüğüne denk bir tepki oluşmaktadır. Stres olarak adlandırılan bu tepki, birim alana denk gelen kuvvet miktarıdır. Uygulanan kuvvetin ve uygulanan alanın büyüklüğüne göre oluşan stresin büyüklüğü de değişmektedir.

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formüle ile hesaplanmaktadır ve birimi Paskal'dır. ($P=N/m^2$).

Diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda incelenen nesnelerin boyutları sebebi ile stres birimi olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır.^{119,120}

$$1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$$

Makaslama streslerinin olmadığı sadece dik olan streslerden oluşan stresler asal stresler olarak tanımlanmaktadır. Kemik gibi kırılğan maddeler ile ilgili çalışmalarda asal stres değerlerinden yararlanılmaktadır. En yüksek gerilme stresini tanımlayan Maksimum Asal Stres (Pmax) pozitif bir değerdir. En yüksek sıkışma stresini ifade eden Minimum Asal Stres (Pmin) ise negatif bir değerdir.¹¹⁹

Mutlak değer olarak büyük olan stres etkili olan stres şeklini ifade etmektedir.¹²¹ Örneğin herhangi bir düğüm noktasında Pmax değeri 90 Mpa, Pmin değeri -20 Mpa ise, gerilme stres değeri değerlendirilmesi gereken asıl değerdir.

Kortikal kemikte oluşan Pmin değeri 170-190 Mpa'yı, Pmax değeri 100-130 Mpa'yı, spongiyoz kemik için her iki değer 5 Mpa'yı aştığı zaman kemik dokusunda aşırı yüklemekten bahsedilmektedir.¹²²

İnorganik materyallerde çatlağın başlaması ve ilerlemesi için çekme stresleri gerekli olmakla birlikte, sıkışma stresleri kemikte atrofiye sebep olduğu için daha tehlikelidir.¹²³

2.5.3.Von Mises Stresi

Esneyebilir malzemeler için şekil değişiminin başlangıcını ifade etmektedir. Bir başka deyişle biçim değiştirme enerjisi olarak tanımlanabilir. Bu değer kırılma dayanıklılığı analizlerinde kullanılmakta ve renk skalası üzerinde gösterilmektedir.¹¹⁹

Kemik gibi kırılğan özelliğe sahip maddelerin üzerindeki streslerin incelenmesinde asal gerilimler kullanılmaktadır. Dental implantlar gibi çekilebilir materyallerin incelenmesinde ise Von Mises stres değerleri önemlidir.¹²⁴

2.5.4.Gerinim

Gerinim kuvvet uygulanan cismin birim uzunluğundaki boyutsal değişimini ifade etmektedir. Boyutlardaki değişimin orijinal boyuta oranı olan gerinimin herhangi bir ölçü birimi yoktur ve sıklıkla yüzde (%) ile ifade edilmektedir. Stres ortadan kalkınca cisim orijinal boyutuna dönüşorsa elastik gerinim, daimî bir deformasyon oluşuyorsa plastik gerinimden söz edilmektedir.^{119,125}

2.5.5.Esneklik Katsayısı (Young's Modülü)

Thomas Young tarafından tanımlanmış olan esneklik katsayısı bir cismin uzamaya karşı direncini tanımlamaktadır. Cismin sertliği arttıkça esneklik katsayısı değeri de artmaktadır.

Esneklik katsayısı = stres(gerilme) / gerinim şeklinde formülize edilmektedir. Her cismin kendine has esneklik katsayısı vardır.

Young's modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür ve birimi Gigapaskal (GPa)'dır.^{119,126}

2.5.6.Hooke Kanunu

1678 yılında Robert Hooke gerilimler ile şekil değiştirmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu tanımlamıştır. Hooke kanununa göre cismin boyutlarındaki uzama, cismin uzunluğu ve çekme kuvveti ile doğru, kesit alanı ve Young's modülü ile ters orantılı olarak değişmektedir.¹²⁷

2.5.7.Poisson Oranı

Bir düzlemdeki gerilim ile bu gerilimin diğer düzlemlerde oluşturduğu deformasyon ilişkisidir. Materyalin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranıdır. Bir cisim çekme kuvvetleri karşısında kuvvet doğrultusunda uzama, kuvvete dik yönde ise kısalma eğilimindedir. Sıkışma kuvvetleri karşısında ise cismin boyunda kısalma eninde ise kalınlaşma görülmektedir.

Cisme ait bir özellik olan poisson oranı ‘ ν ’ ile sembolize edilmektedir ve 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösteren bir değerdir.¹²⁸

2.5.8.İzotropik ve Anizotropik Materyaller

Üç, asal ekseninde (x y z) uygulanan kuvvetten bağımsız her bölgede benzer elastik özellikler gösteren materyallere izotropik materyal, farklı özellik gösteren materyallere anizotropik materyal denilmektedir. İzotropik materyallerin elastiklik modülü çekme, makaslama ve basma streslerinde aynı değere sahipken, anizotropik materyaller farklı kuvvetler altında değişken elastik modülüne sahiptirler.¹²⁹

2.5.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Tasarım aşamasındaki materyallerin zayıf yönlerinin belirlenip, ileride oluşabilecek problemleri öngörüp ortadan kaldırmak amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler makine, inşaat, elektrik gibi birçok mühendislik alanlarında kullanıldığı gibi diş hekimliği ve tıp alanlarındaki çalışmalarda da kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde stres analiz yöntemleri, maksillofasiyal cerrahi, implantoloji, ortodonti ve endodonti alanlarındaki çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.¹³⁰ Fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler kemik, dişler, implantlar ve yumuşak dokularda kuvvetlerin oluşmasına sebep olmaktadır. İmplantlara gelen kuvvetlerin alveol kemiğinde oluşturduğu stresleri, streslerin yoğunlaştığı bölgeleri ve oluşabilecek deformasyonları incelemek amacıyla farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır.¹³¹

Bu yöntemler;

- ❖ Fotoelastik stres analiz yöntemi
- ❖ Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
- ❖ Holografik interferometri ile kuvvet analizi
- ❖ Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
- ❖ Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
- ❖ Termografik kuvvet analiz yöntemi
- ❖ Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi olarak sıralanmaktadır. ^{132,133}

2.5.10.Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Kompleks geometriye sahip yapıların bilgisayar ortamında gerçeğe uygun modellenip belirli sayıda elemanlara bölünmesini takiben biyomekanik özelliklerinin analiz edilmesi amacıyla kullanılmaktadır. ¹³⁴

Kompleks bir problemin daha küçük alt problemlere ayrılarak her birimin kendi içinde çözülmesi sonucuyla bütünleştirilmesi temeline dayanan çözüm şeklidir. ^{133,135}

Bu yöntem 1960 yılında ilk kez havacılık alanındaki araştırmalarda kullanılmıştır. Akışkanlar mekaniği, akustik, ısı transferleri araştırmaları, otomotiv ve inşaat endüstrileri gibi alanlarda sıklıkla kullanılan bu yöntem tasarım aşamasındaki materyallerin bilgisayar ortamında incelenmesine olanak sağlayarak en uygun dizaynın yapılmasına yardımcı olmaktadır. ¹³⁶

Diş hekimliği alanında ilk kez Ledney ve Huang tarafından dişlerin etrafındaki dokularda oluşan stresleri incelemek amacıyla kullanılmıştır. SESA 1976 yılında ise dental implantoloji alanında Weinstein ve arkadaşları tarafından ilk kez kullanılmıştır. ¹³⁷

2.5.11.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları

▪ Pre-processing

İncelenecek modelin elde edilebilmesi için gerekli yöntemlerden biri kullanılıp, bilgisayar ortamında geometrik modelin oluşturulması ilk aşamadır. İncelenecek yapının geometrisine ve boyutuna uyumlu daha basit elemanlara ayrılarak bir ağ yapısı (mesh) meydana getirilmektedir. İncelenecek cisimler eleman olarak adlandırılan alt bölümlerle ifade edilmektedir. Bir elemandaki fiziksel değişikliklerin komşu elemanlara aktarılmasını sağlayan düğüm noktası (node) denilen noktalar elemanları birbirlerine bağlamaktadır. Eleman sayısının artması sonuçların güvenilirliğini arttırmaktadır. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını ve cismin nereden sabitlendiğini gösterir. ^{133,138}

▪ Analiz

Oluşturulan modelde elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları belirlenmelidir. Poisson oranı ve elastisite modülü ile mekanik özellikler, uygulanması planlanan kuvvetin yönü, açısı ve şiddetinin belirlenmesi ile de yükleme koşulları belirlenir. Modeldeki elemanlar, incelenmesi planlanan ana yapının tüm özelliklerine sahip olduğundan elemanların göstermiş olduğu tepkiler ana yapıyı taklit etmektedir.^{133,138,139}

▪ Post-processing

SESA'da her bir alt yapının çözülmesi, ana yapının bütünlüğünün çözülmesi ile sonuçlanır. Veriler değerlendirilirken incelenen yapının mekanik özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. Kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilim değerleri, implant ve metal gibi çekilebilir materyallerin değerlendirilmesinde Von Mises stres değerleri kullanılmaktadır.¹³³

2.5.12.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Avantajları

- ❖ Kompleks geometrik yapıya sahip materyaller rahatlıkla modellenebilir.
- ❖ Sınır şartlarını uygulamak kolaydır.
- ❖ Problemleri basite indirerek anlaşılmasını sağlar.
- ❖ Ayrıntılı bir şekilde stres dağılımları incelenebilir.
- ❖ Birden fazla malzemeden oluşan yapıların analizleri yapılabilir.
- ❖ Kullanılan yazılımlar ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
- ❖ Kısa sürede sonuçlar elde edilebilir.
- ❖ Kolayca tekrar edilebilmesi mümkündür.^{133,139,140}

2.5.13.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Dezavantajları

- ❖ Mesleki tecrübe ve kabiliyet gerektirir.
- ❖ Doğru sonuçlar için gerçeğe çok yakın model elde edilmelidir.
- ❖ Donanımlı bir bilgisayar ve yazılım maliyeti vardır.
- ❖ Düzenli olarak yazılımların güncellenmesi gerekmektedir.
- ❖ Analiz sonuçlarını yorumlamak kolay değildir.

- ❖ Doğru olmayan sonuçlara açıktır. Verilerin bilgisayar ortamına aktarımı ve yazılımın kullanımı tamamen araştırmacıya bağlıdır.^{132,138}

Bu çalışmanın amacı, atrofik mandibulaya uygulanan All-On-4 konseptinde farklı konum ve uzunlukta yerleştirdiğimiz implantları travmatik kuvvetler karşısında kıyaslayarak en uygun seçeneğin belirlenip, dişsiz çenelerde All-On-4 konseptinin en uygun şekilde kullanılmasına yarar sağlamasıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Mühendislik iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. Uzmanlık tezi çalışması için Helsinki Bildirgesi ilkelerine bağlı kalınmış ve İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından protokol numarası 2021/22 olan etik kurul onayı 30/04/2021 tarihinde alınmıştır.

Bu çalışmada dişsiz atrofik mandibulaya uygulanan All-On-4 konseptinde farklı konum ve uzunlukta yerleştirilen implantlara uygulanan travmatik kuvvetlerin etkisini belirlemek için SESA yöntemi kullanılmıştır.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir. Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1.İmplant Modellerinin Oluşturulması

İmplant modellerinin oluşturulması sırasında literatürde bulunan All-On-4 konsepti ve dental implantların araştırıldığı SESA çalışmaları detaylı şekilde incelenip bunlara uygun modeller belirlenmiştir.

Çalışmada kullanılan 3,75 mm ile 4,3 mm çapa sahip ve 11 mm, 13 mm, 15 mm ve 18 mm boya sahip Nobel Parallel Conical Connection TiUltra Implant (Nobel Biocare, İsveç) implantlar, ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir.

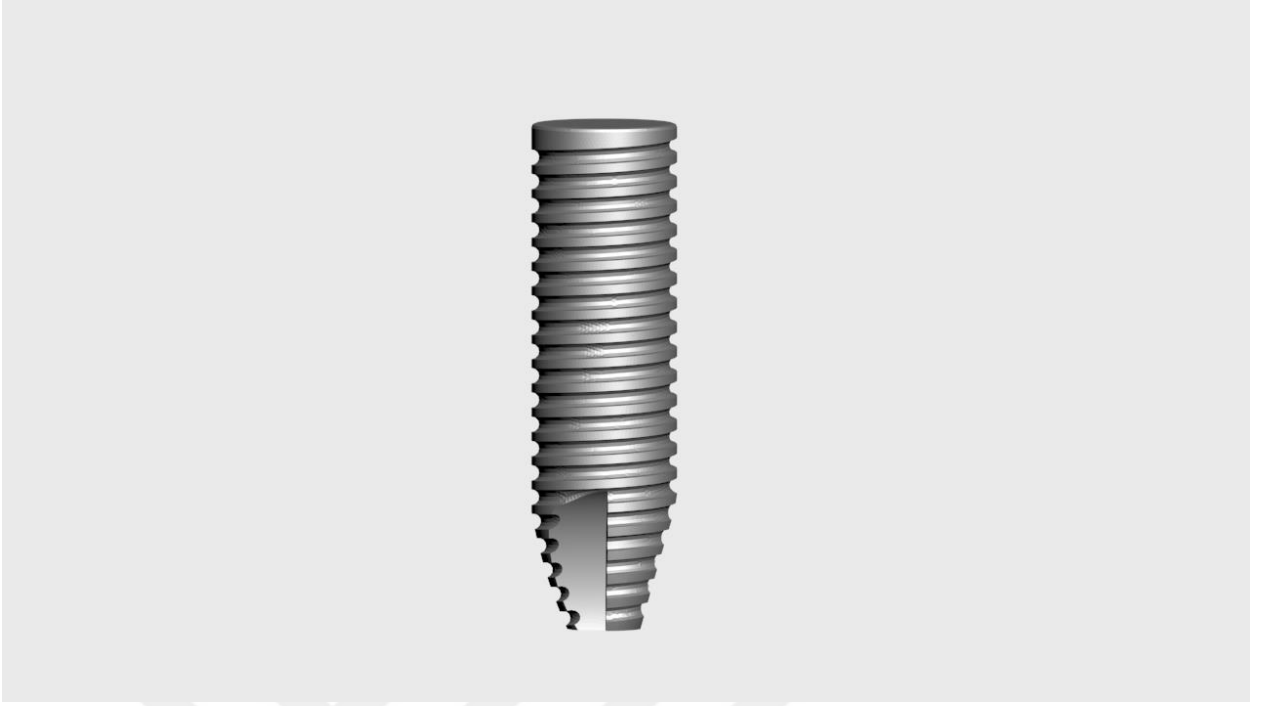
Analizde kullanılan lateral ve kanin bölgesine yerleştirilen anterior implantlar 90°'lik açıyla kemiğin tam ortasına, premolar bölgesine yerleştirilen posterior implantlar ise 30°'lik açıyla yerleştirilmiştir. İmplantların çene kemiğine %100 osseointegrasyonu olduğu kabul edilmiştir.



Şekil 3-1: Model 1&2 Anterior İmplant (3,75 mm $\varnothing$ 11 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)



Şekil 3-2: Model 1&2 Posterior İmplant (4,3 mm $\varnothing$ 13 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)



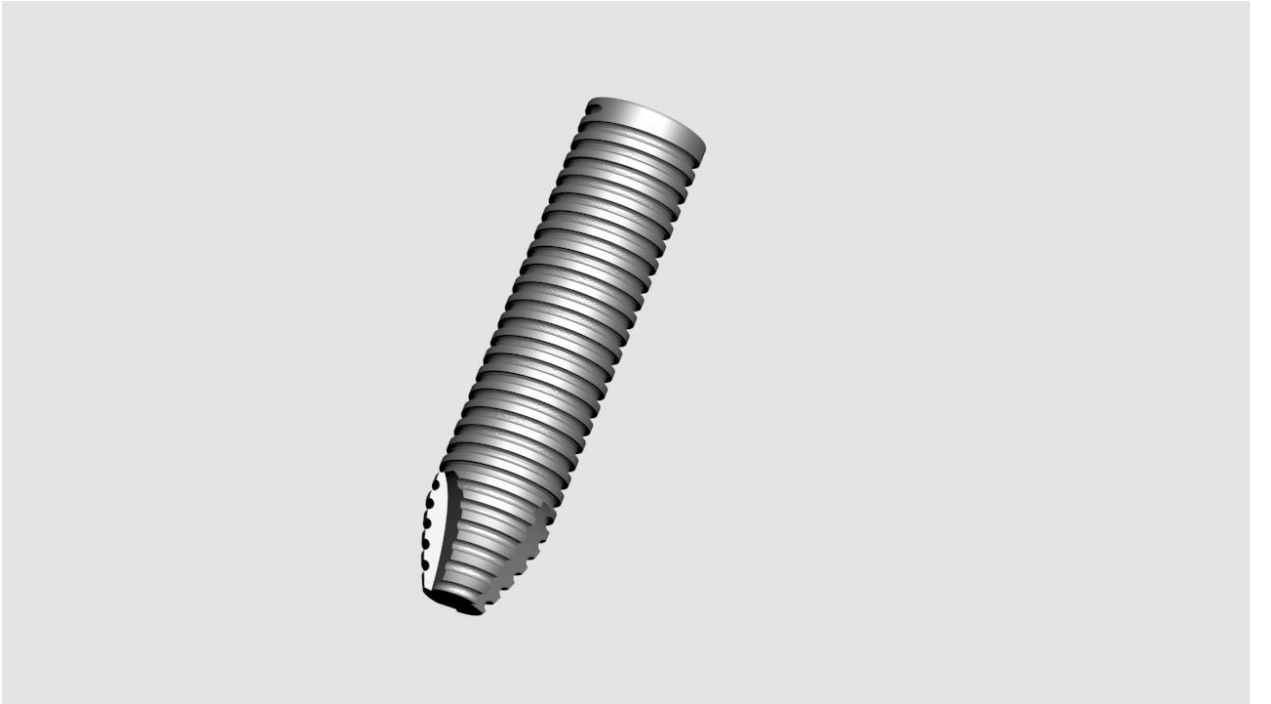
Şekil 3-3: Model 3&4 Anterior İmplant (3,75 mm çap 13 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)



Şekil 3-4: Model 3&4 Posterior İmplant (4,3 mm çap 15 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)



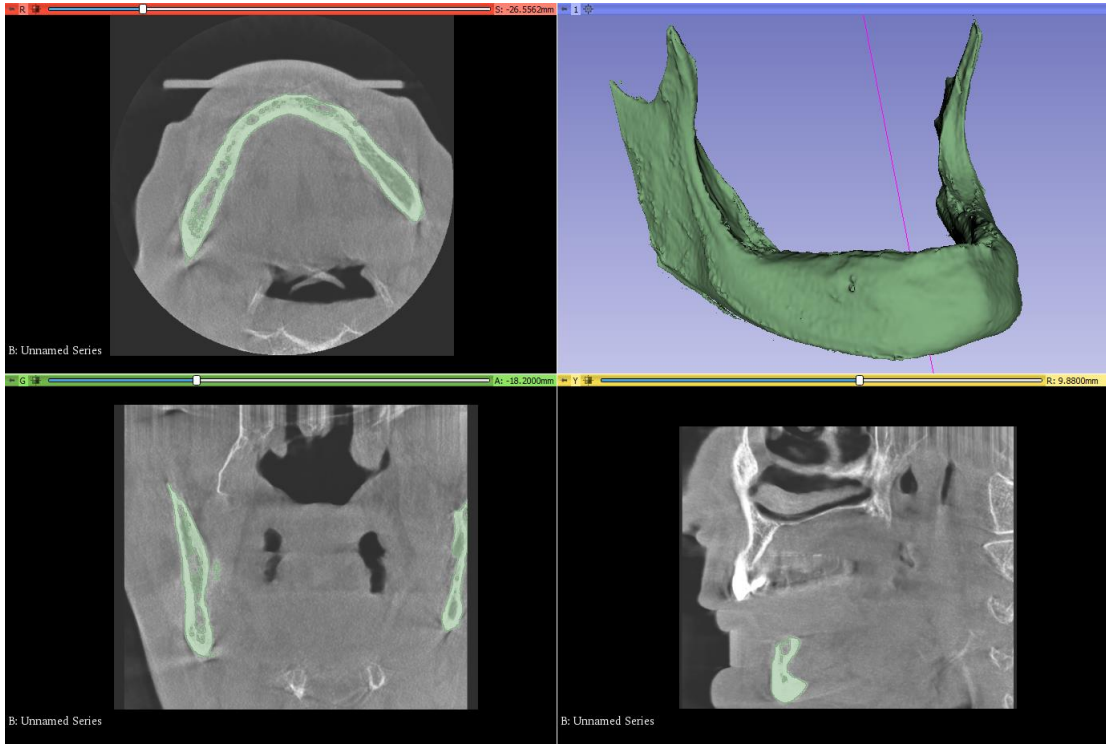
Şekil 3-5: Model 5&6 Anterior İmplant (3,75 mm çap 15 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)



Şekil 3-6: Model 5&6 Posterior İmplant (4,3 mm çap 18 mm boy uzunluğuna sahip implant modeli)

3.1.Kortikal Kemiğin, Trabeküler Kemiğin ve Mukozanın Modellenmesi

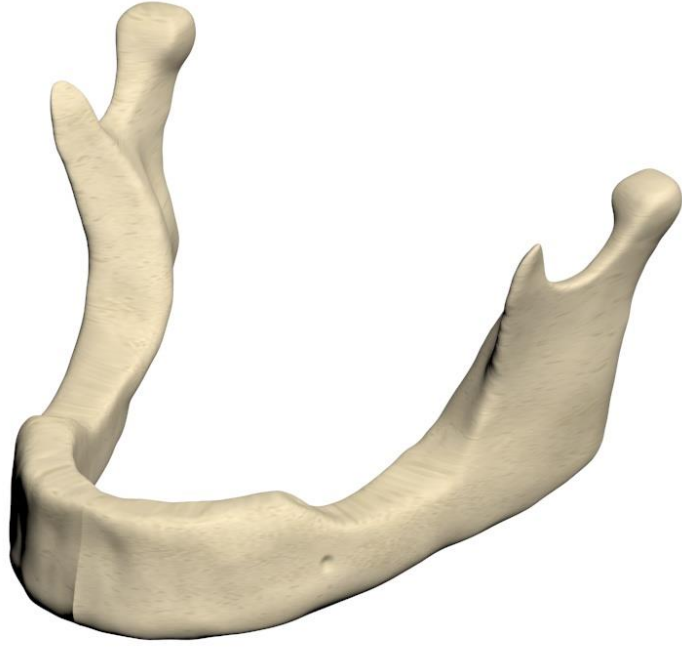
Çalışmada kullanılan tam dişsiz mandibula kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir hastanın tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.(Şekil 3.7)



Şekil 3-7: Segmentasyon işlemi

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik mandibula kortikal geometrisi modellenmiştir. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu mandibula kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir. Kortikal kemiğin dış yüzeyi referans alınarak mukoza elde edilmiştir. (Şekil 3.8, Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil. 3.11)

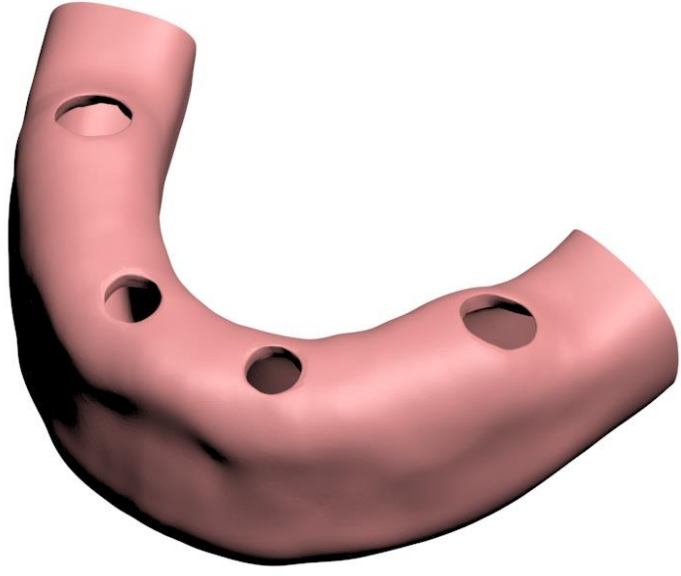
Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



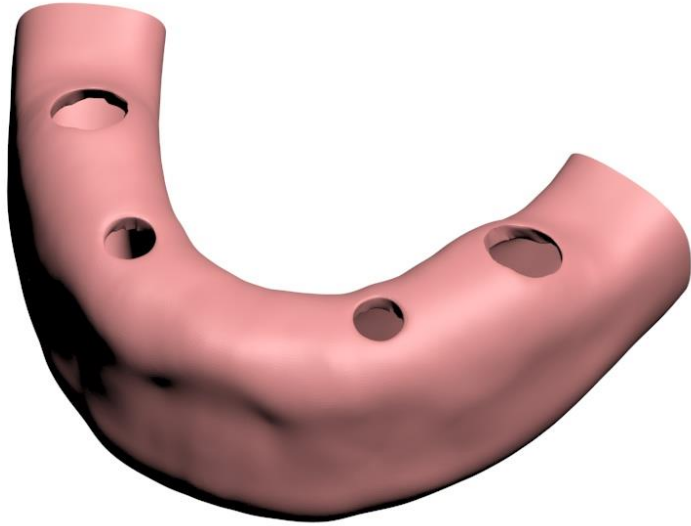
Şekil 3-8: Kortikal kemik modeli



Şekil 3-9.: Spongiyoz kemik modeli



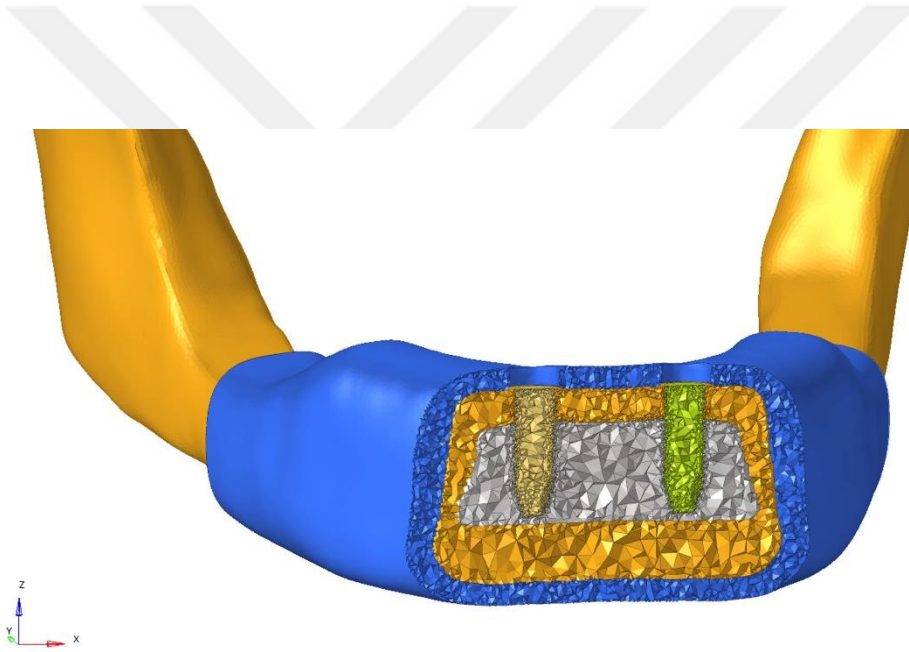
Şekil 3-10: Model 1-3-5 mukoza modeli



Şekil 3-11: Model 2-4-6 mukoza modeli

3.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır. (Şekil 3.12)



Şekil 3-12: Mesh modeli

3.3.Malzeme Tanımları

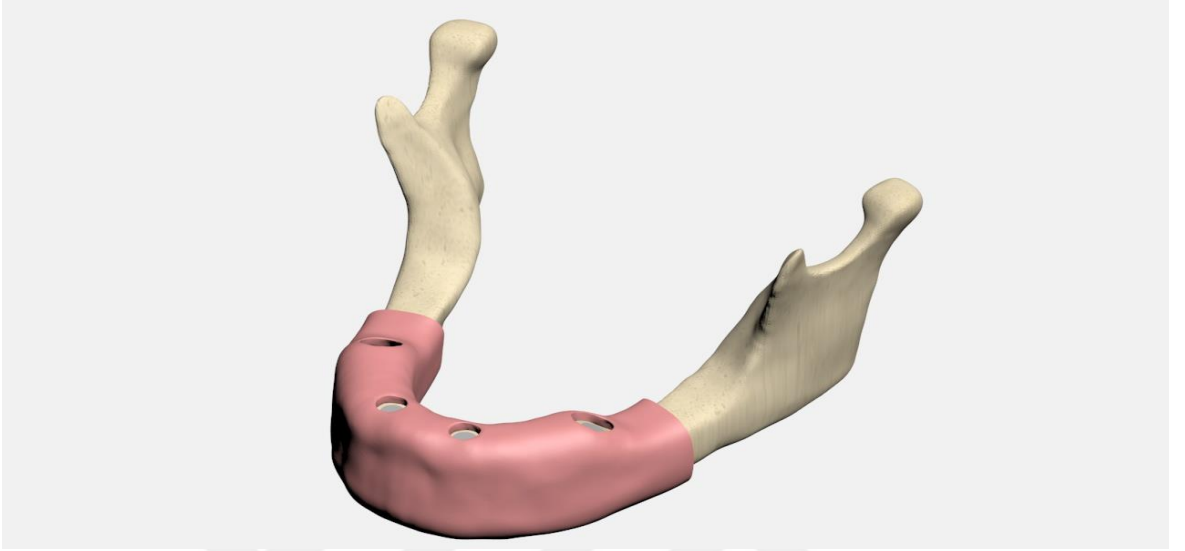
SESA yönteminde sonuçların doğruluğu implantların, mandibulanın ve diğer yapıların özelliklerinin sisteme doğru ve tam aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Çalışmadaki malzemelerin karakteristik özellikleri ve çeşitleri aşağıda gösterilmektedir. (Tablo 3.1) ¹⁴¹

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Titanyum	110000	0.3
Kortikal	13700	0.3
Trabeküler	1370	0.3
Mukoza	10	0.4

Tablo 3-1: Materyal özellikleri

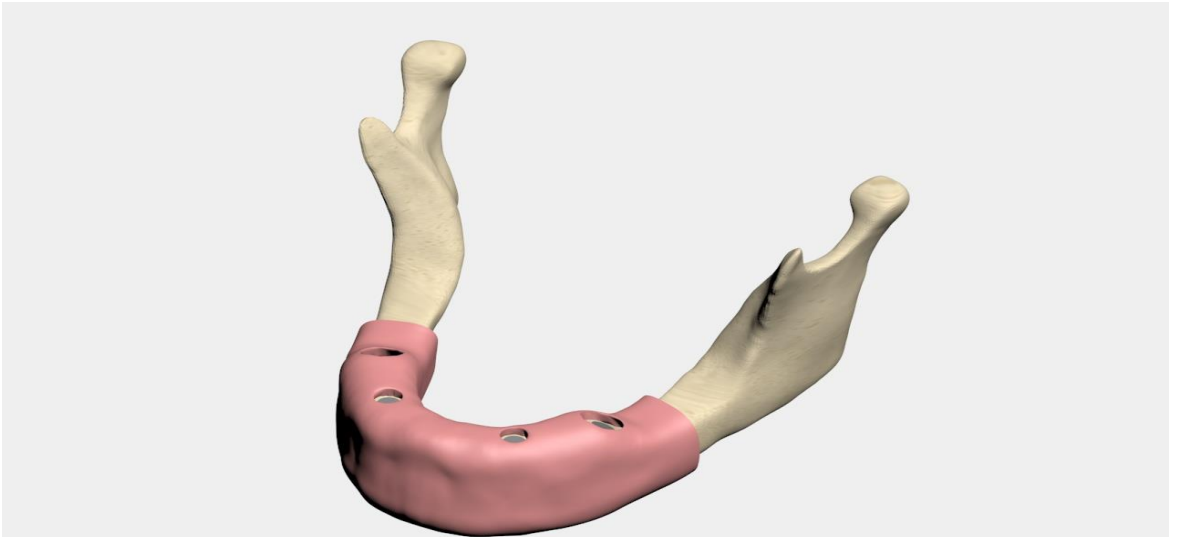
3.4.Modeller

Model 1-3 ve 5' te anterior implant lateral diş bölgesine yerleştirilmiştir. Posterior implant premolar diş bölgesine yerleştirilmiştir. (Şekil 3.13)



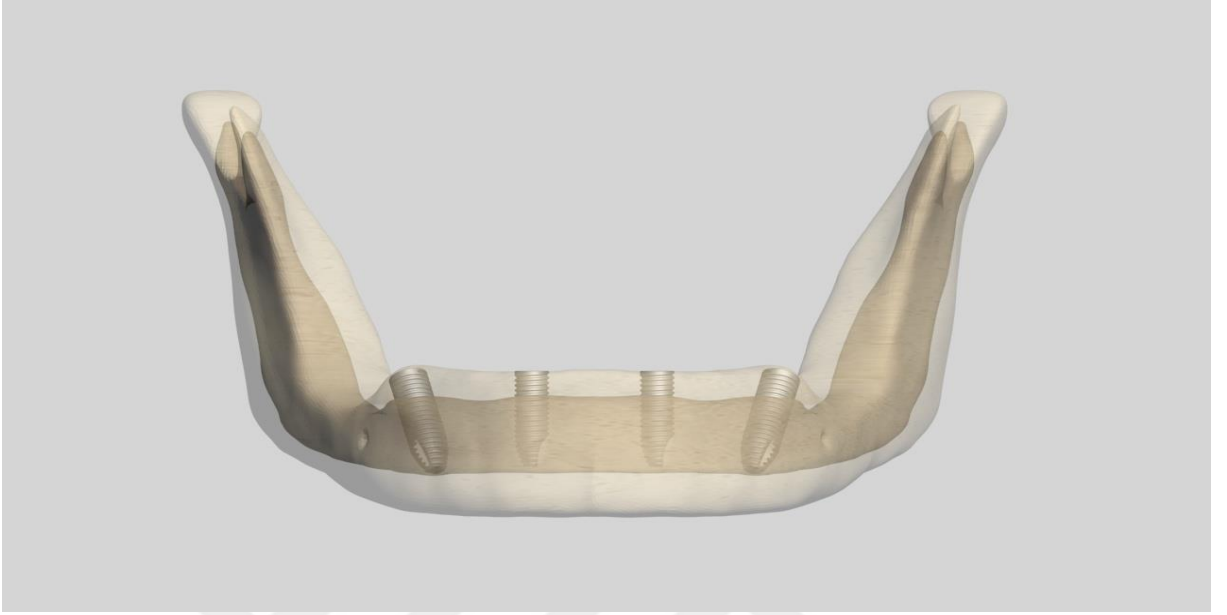
Şekil 3-13: Anterior implantı lateral bölgesine yerleştirildiği modeller

Model 2-4 ve 6' da anterior implant kanin diş bölgesine yerleştirilmiştir. Posterior implant premolar diş bölgesine yerleştirilmiştir. (Şekil 3.14)



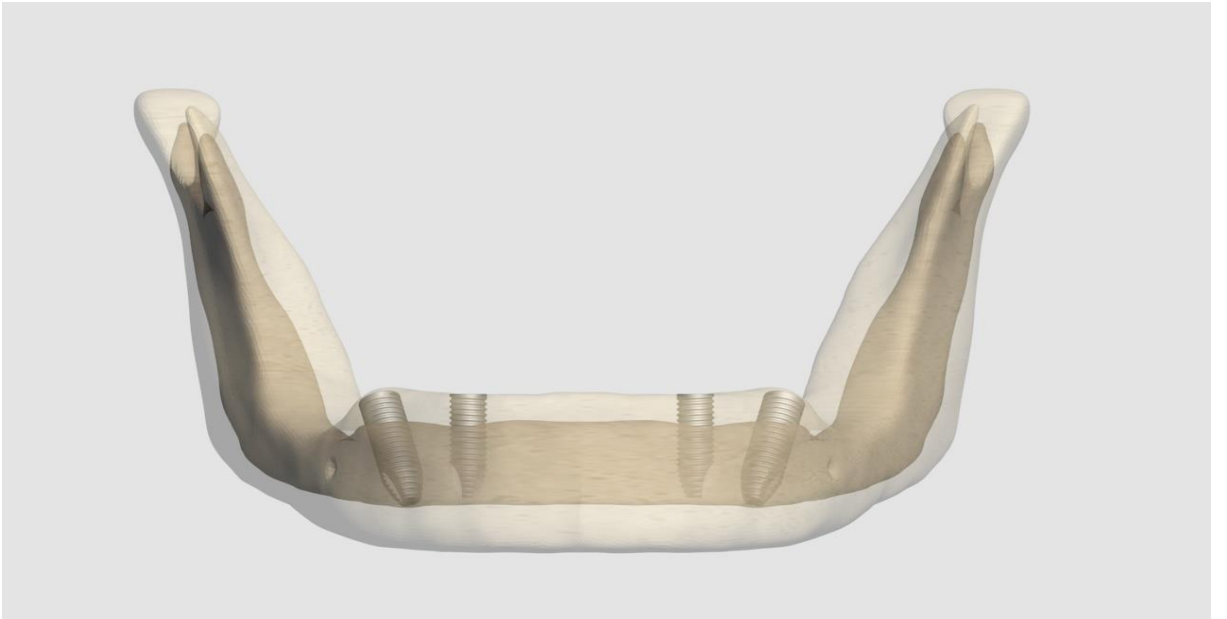
Şekil 3-14: Anterior implantın kanin bölgesine yerleştirildiği modeller

Model 1; sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.15)



Şekil 3-15: Model 1

Model 2; sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.16)



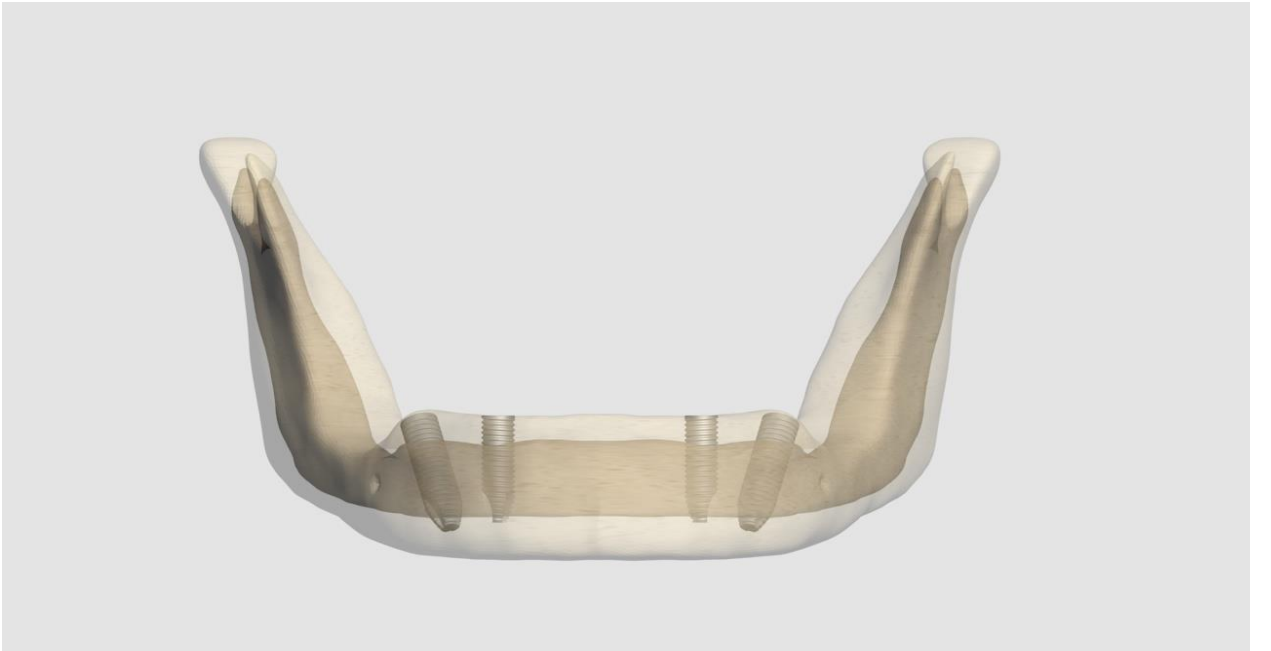
Şekil 3-16: Model 2

Model 3; sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.17)



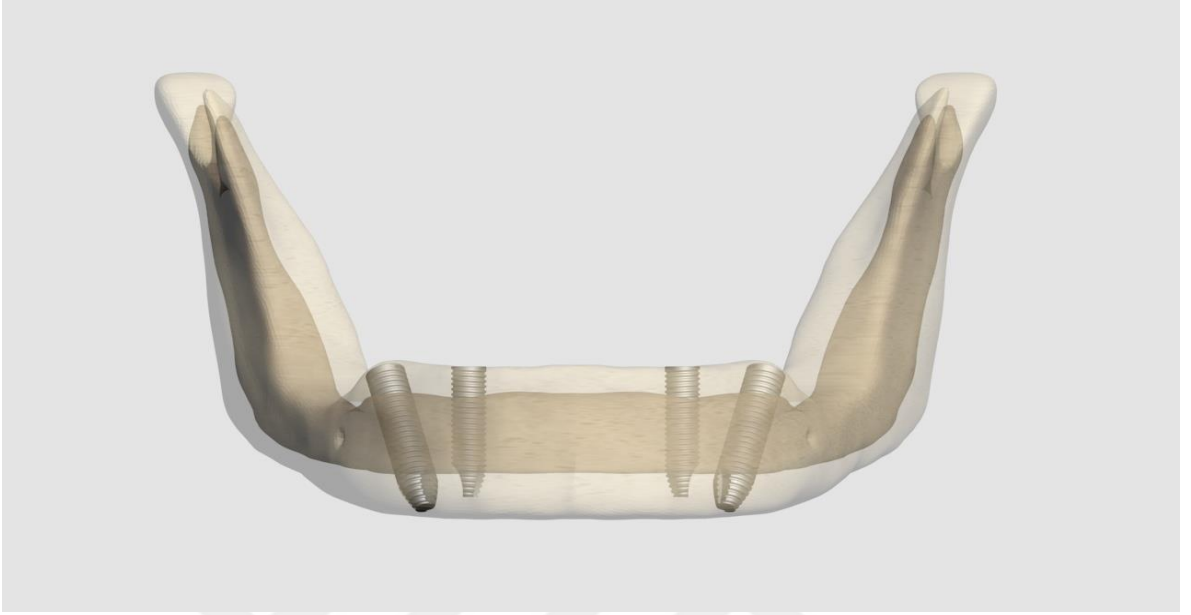
Şekil 3-17: Model 3

Model 4; sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.18)



Şekil 3-18: Model 4

Model 5; sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.19)



Şekil 3-19: Model 5

Model 6; sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirildi. (Şekil 3.20)

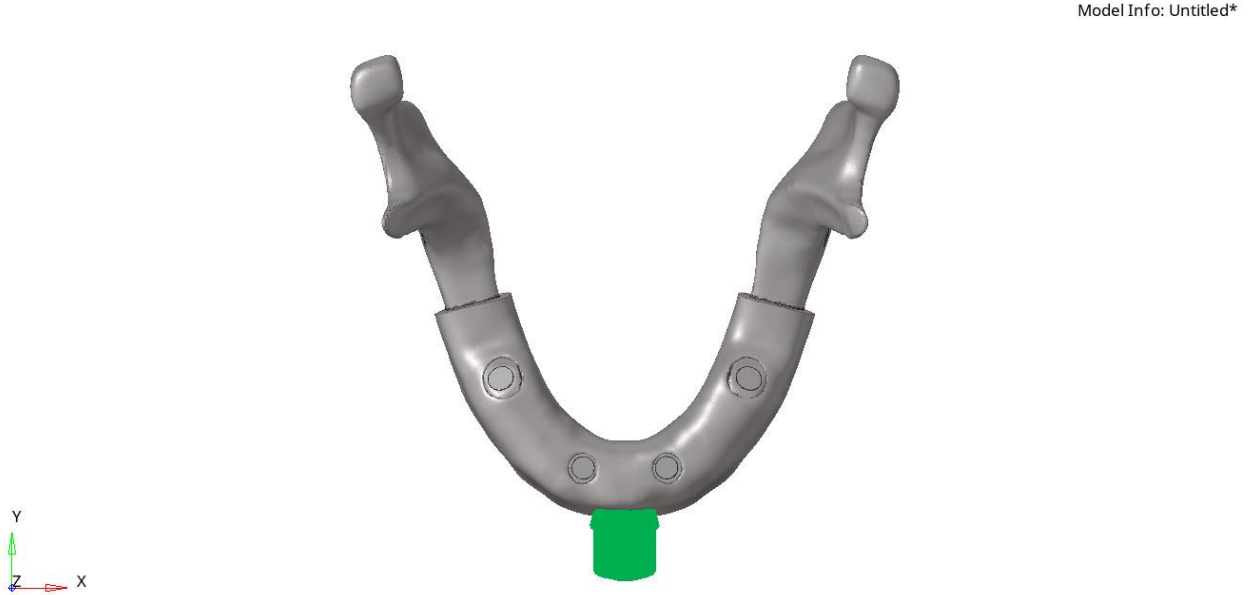


Şekil 3-20: Model 6

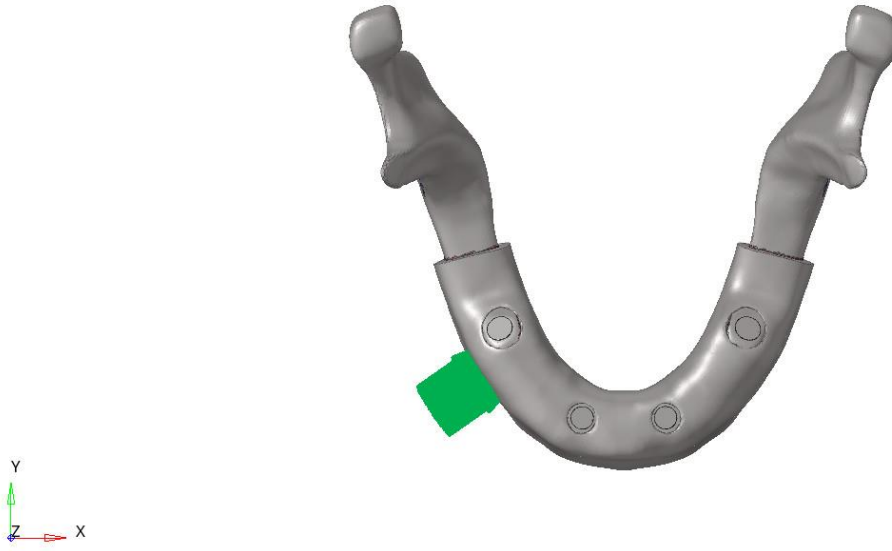
3.5.Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Her model için travma kuvvetlerini simüle eden iki farklı yüklem senaryosu oluşturulmuştur. Lateralden uygulanan yüklem; hastanın sağından bukkolingual yönde mandibula yüzeyine dik olarak 2000 N büyüklüğünde uygulanmıştır. (Şekil 3.22) Simfizden uygulanan yüklem; labialden linguale doğru mandibulaya dik bir şekilde 2000 N büyüklüğünde uygulanmıştır. (Şekil 3.21)¹⁴² Yüklem tanımları uygulama bölgelerinde 1 cm çapında dairesel alana dağıtılarak uygulanmıştır ve ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir. Modeller kortikal kemiğin her iki tarafındaki kondil bölgesinde bulunan düğüm noktalarından tüm eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 3.23) Mandibula her üç eksen de hareket edebilen bir yapı olduğu için bu hareketi biyomekanik açıdan daha doğru simüle edebilmek için çalışmada bazı kas grupları yay eleman olarak modellenmiştir. (Şekil 3.24) Bu kaslar masseter kası, lateral pyterogoid kası, medial pyterogoid kası, anterior temporal kas ve posterior temporal kas olarak belirlenmiş olup yay sertlik değerleri sırasıyla; 16.35 N/mm, 12 N/mm, 15 N/mm, 14 N/mm ve 13 N/mm olarak literatürden alınmıştır.¹⁴³

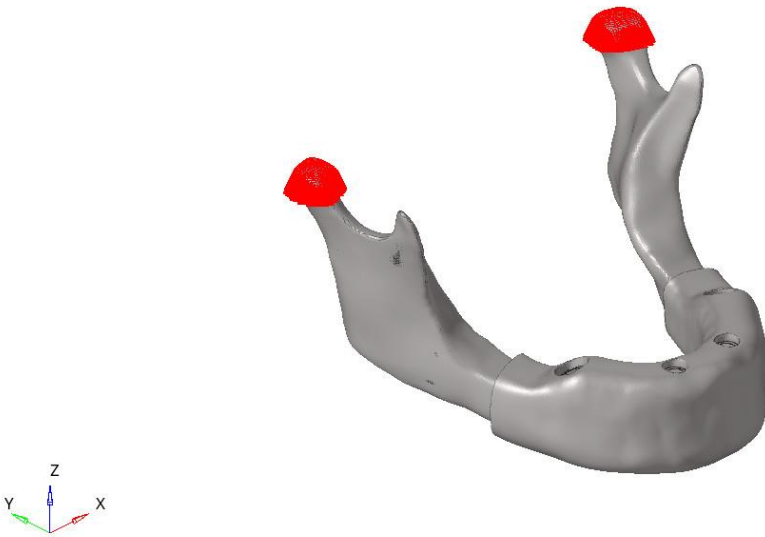
Toplamda altı farklı model oluşturulmuş olup, iki farklı yüklem koşulu altında toplam on iki lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



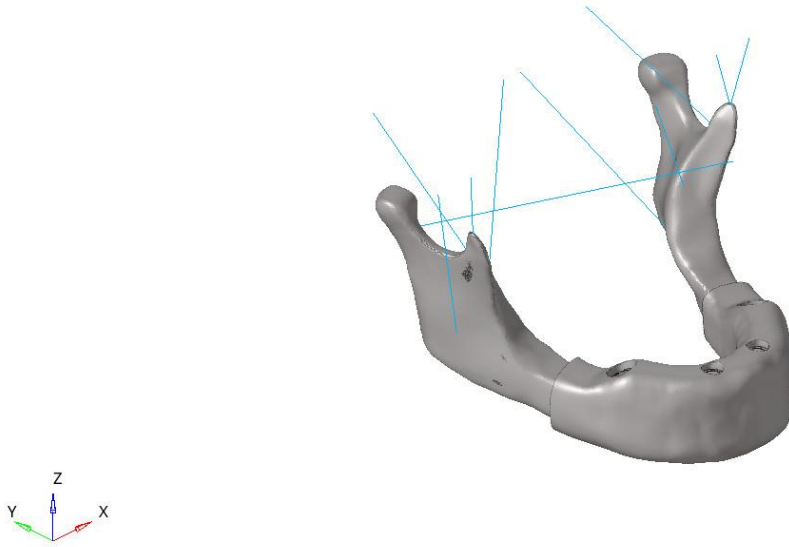
Şekil 3-21: Simfizden uygulanan kuvvet



Şekil 3-22: Lateralden uygulanan kuvvet



Şekil 3-23: Kondilden uygulanan sabitleme



Şekil 3-24: Yay eleman olarak modellenen kaslar ve uygulama noktaları & yönleri

3.6.Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan on iki farklı analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

LATERAL	Model1	Model2	Model3
Düğüm Sayısı	1544610	1626070	2058953
Eleman Sayısı	6349349	6921086	8766760

LATERAL	Model4	Model5	Model6
Düğüm Sayısı	2024121	2324315	2288034
Eleman Sayısı	8599631	9863409	9704886

SİMFİZ	Model1	Model2	Model3
Düğüm Sayısı	1544610	1626070	2058953
Eleman Sayısı	6349349	6921086	8766760

SİMFİZ	Model4	Model5	Model6
Düğüm Sayısı	2024121	2324315	2288034
Eleman Sayısı	8599631	9863409	9704886

Tablo 3-2: Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı

3.7.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde temas bulunan tüm bölgelerde (kortikal-trabeküler kemik ara yüzü, implant-kemik kontak bölgesi, implant-abutment ve vida bağlantıları, abutment-vida-bar temas yüzeyleri) FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.8.İstatistiki Değerlendirme

SESA yöntemi kullanarak elde edilen değerler, değişkeni olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edildiği için istatistiksel analiz yapılmamaktadır. Stres değerleri ve dağılımları incelenerek yorum yapılmaktadır.

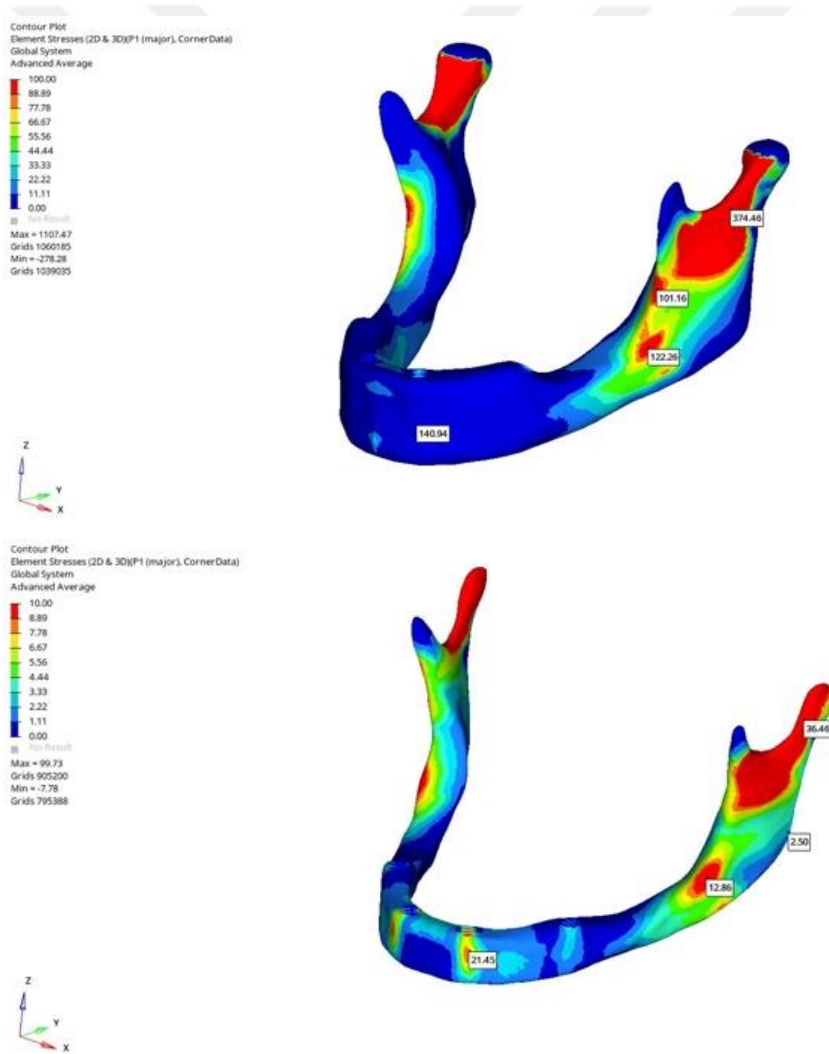
Kırılgan özellikteki materyallerin değerlendirilmesinde principal stres değerleri daha önemli iken çekilebilir özellikteki materyallerin değerlendirilmesinde Von Mises stres değerleri kullanılmaktadır.

Pmax değeri incelenen materyalin çekme dayanaklılık değeri ile aynı veya daha fazla olduğu durumlarda ve Pmin değeri mutlak olarak incelenen materyalin basma dayanaklılık değeri ile aynı veya daha fazla olduğu durumlarda materyalde kırık oluşmaktadır.

Çalışmamızda tüm modellerde mandibulanın simfiz, korpus, angulus ve kondil bölgelerindeki kortikal ve spongiyoz kemikte Pmax ve Pmin stres değerleri ile birlikte implant üzerindeki ve implant çevresindeki kemikteki Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

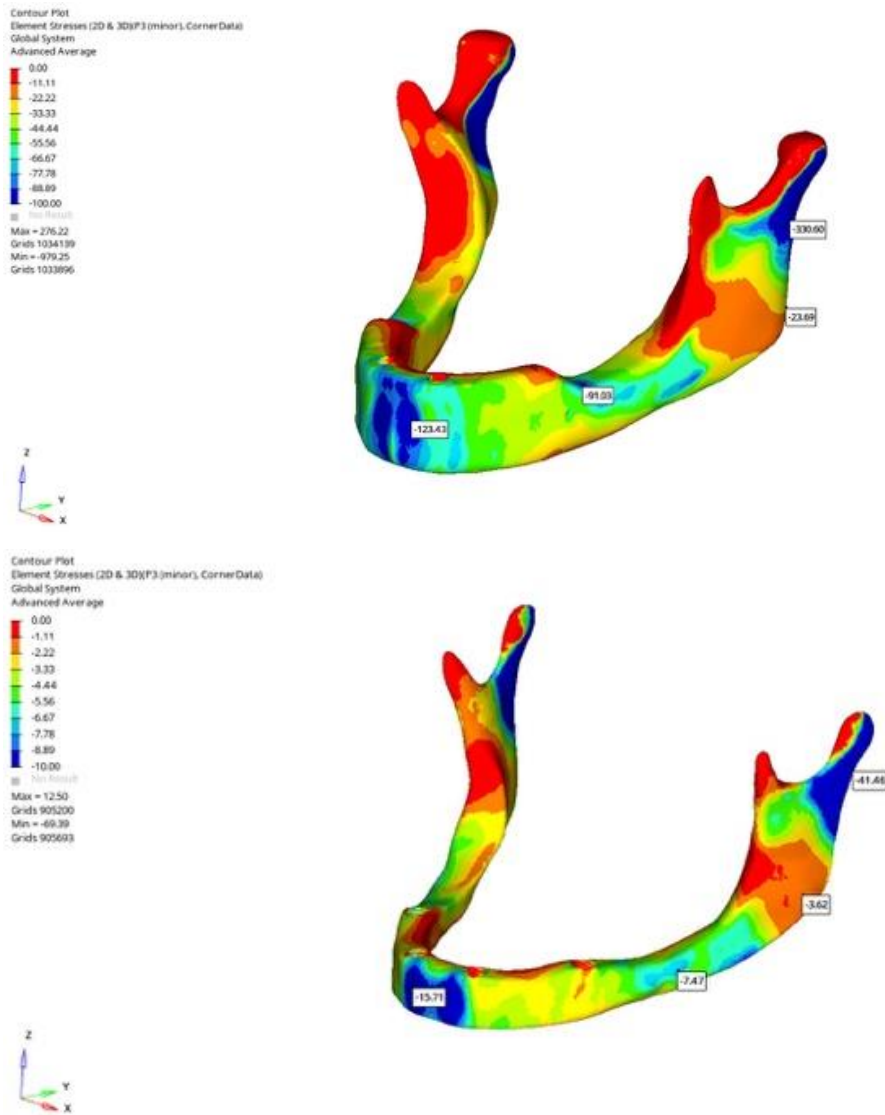
4. BULGULAR

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 374,46 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 101,16 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 36,46 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.5 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.1)



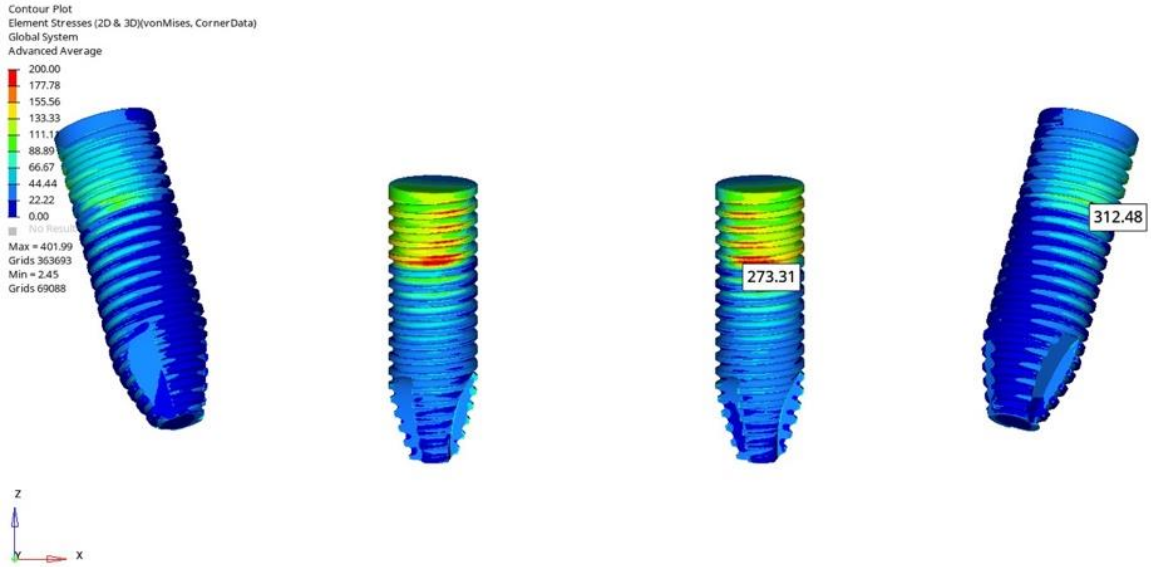
Şekil 4-1: Model 1’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -330,60 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -23,65 MPa ile angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -41,46 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değeri ise -3,62 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.2)



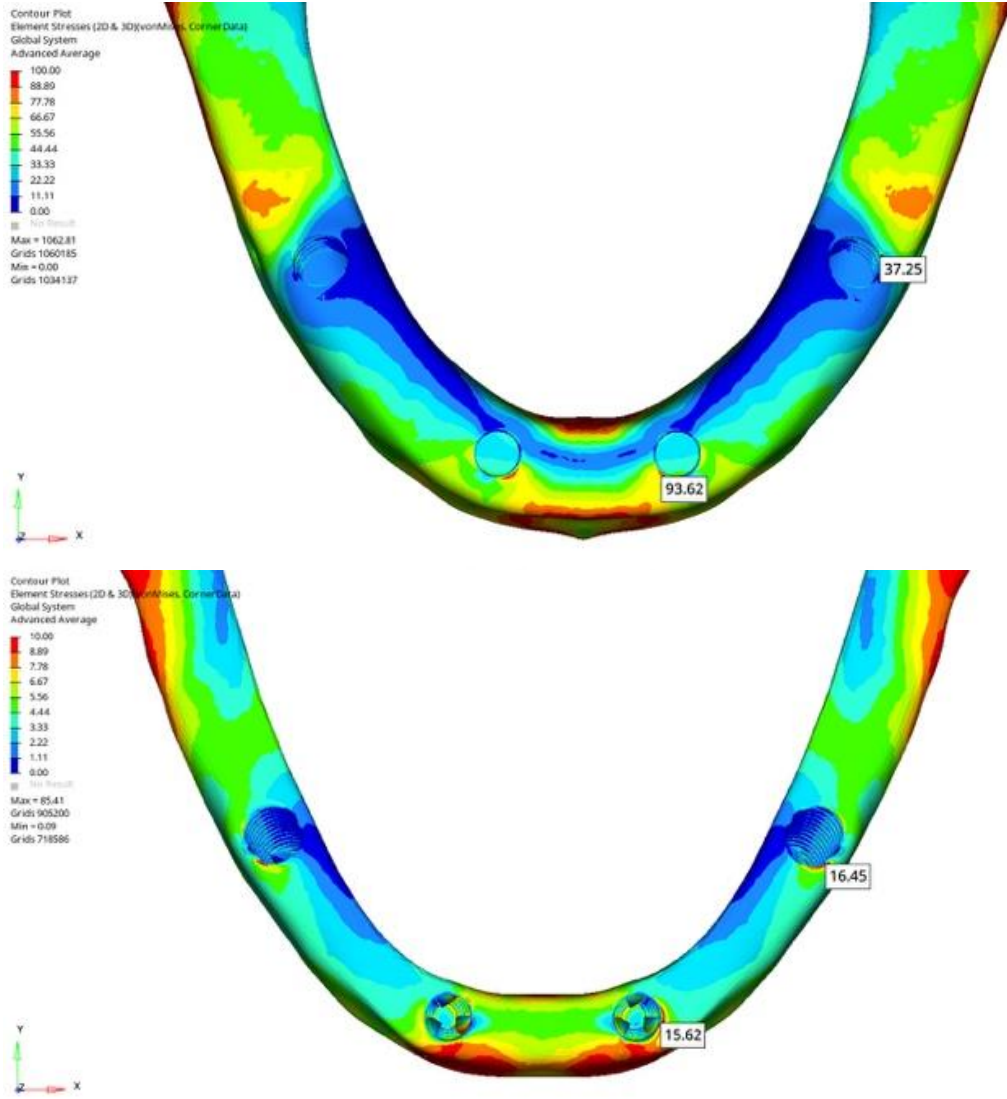
Şekil 4-2: Model 1’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de implant etrafında oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde Von Mises değeri 273,31 MPa iken premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde 312,48 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.3)



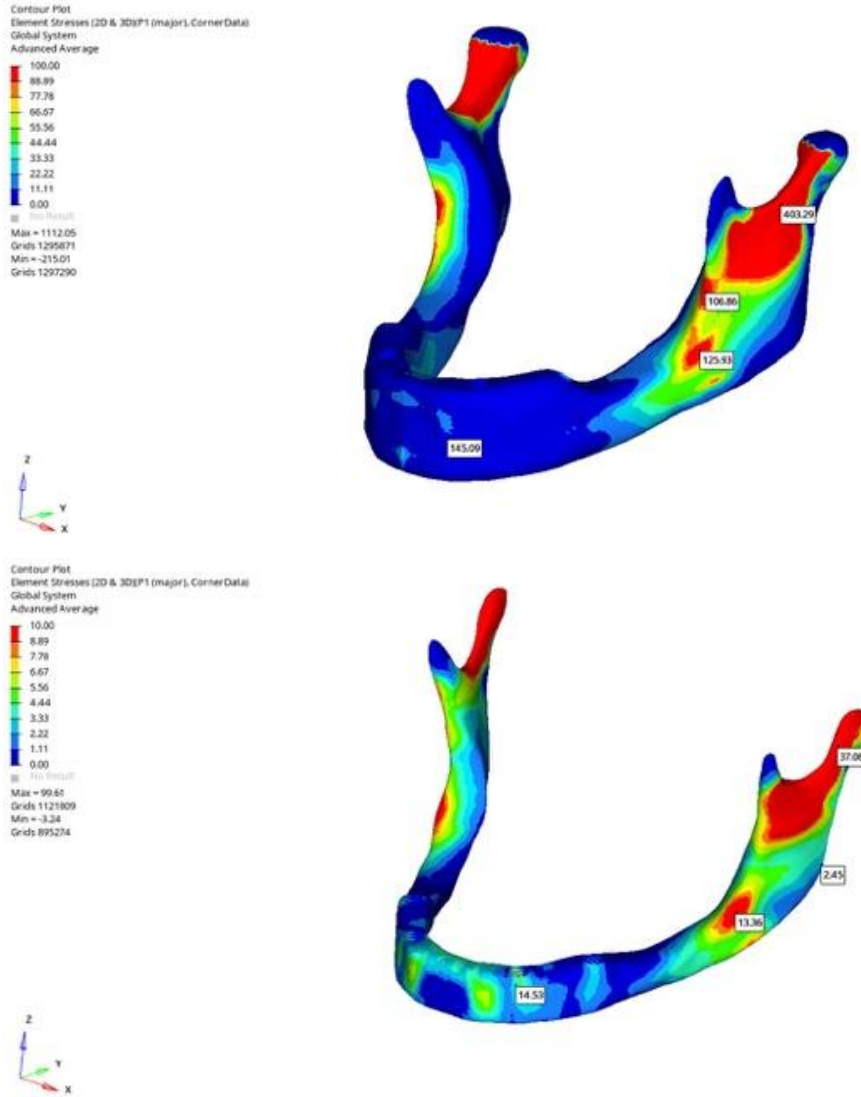
Şekil 4-3: Model 1’de frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Lateral bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 93,62 MPa iken premolar bölgesinde değer 37,25 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil. 4.4)



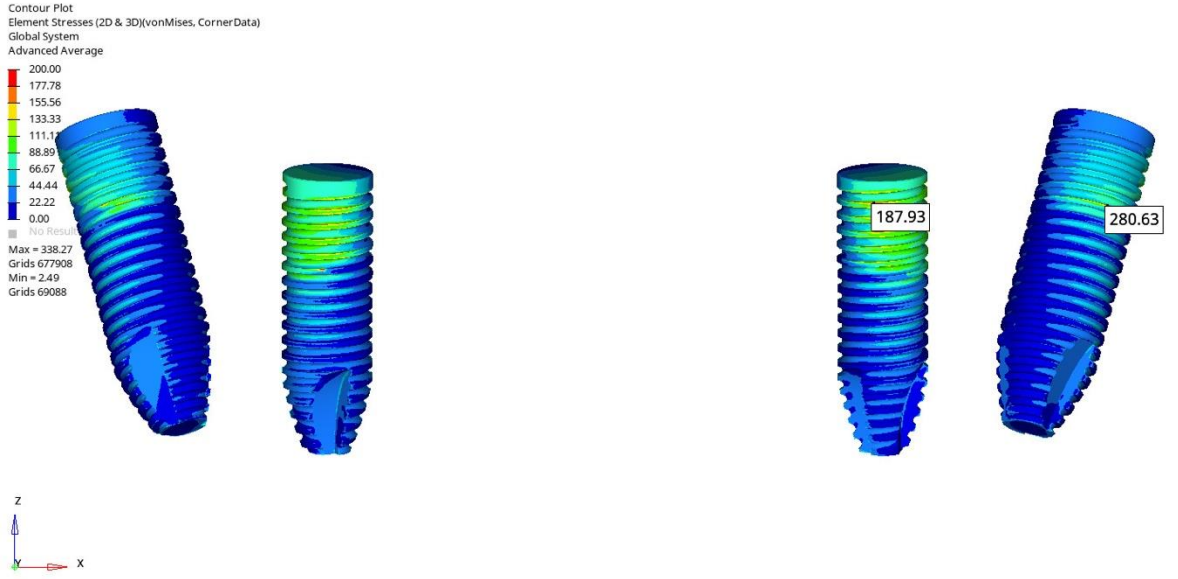
Şekil 4-4: Model 1’de frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 403,29 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 106,86 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 37,08 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.45 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.5)



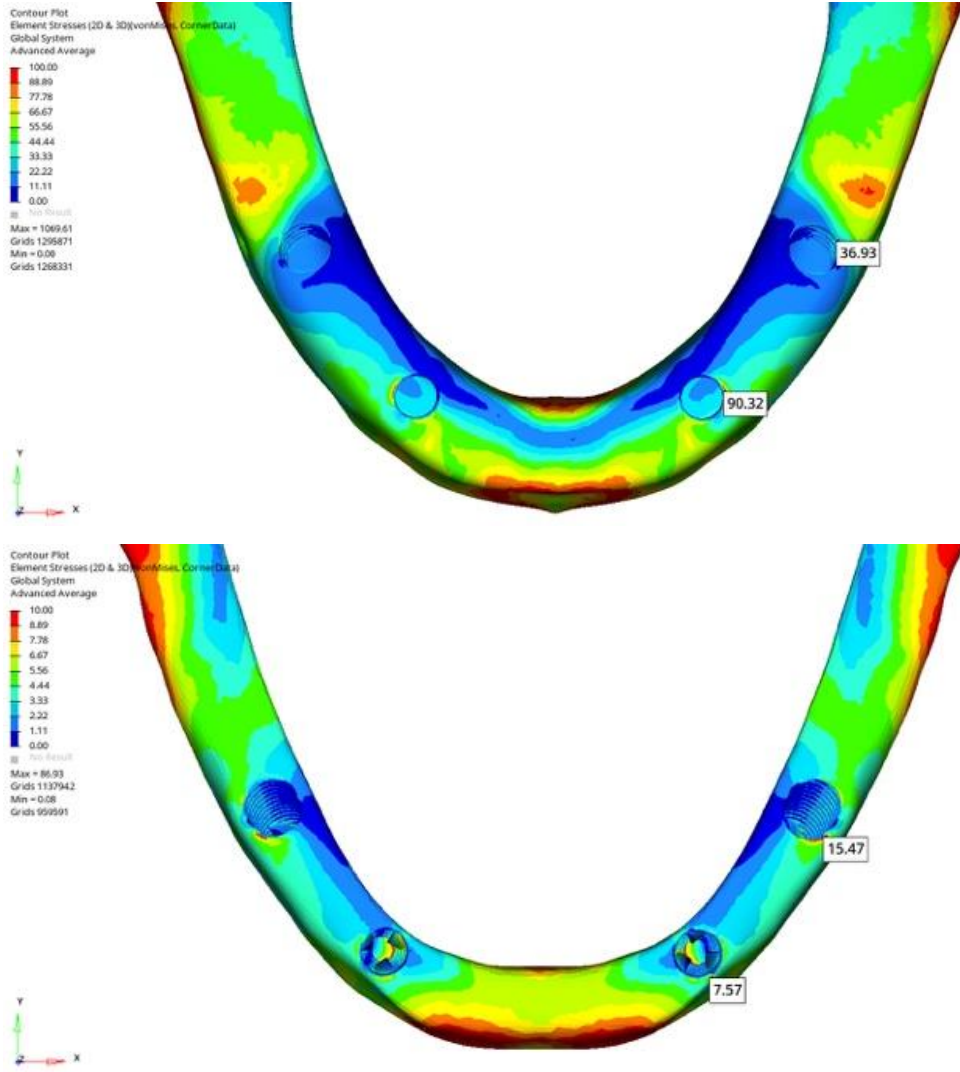
Şekil 4-5: Model 2’de frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -336,89 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -24,05 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -41,52 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise -3,68 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.6)



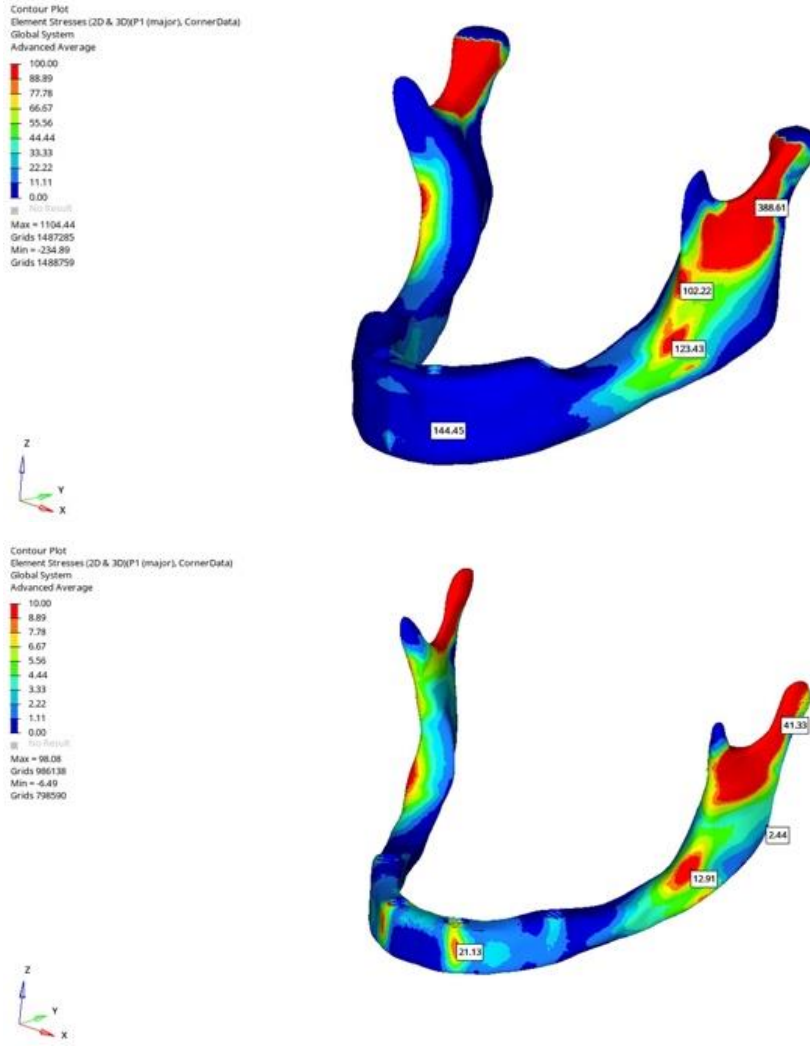
Şekil 4-7: Model 2’de frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Kanin bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 90,32 MPa iken premolar bölgesinde değeri 36,93 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil. 4.8)



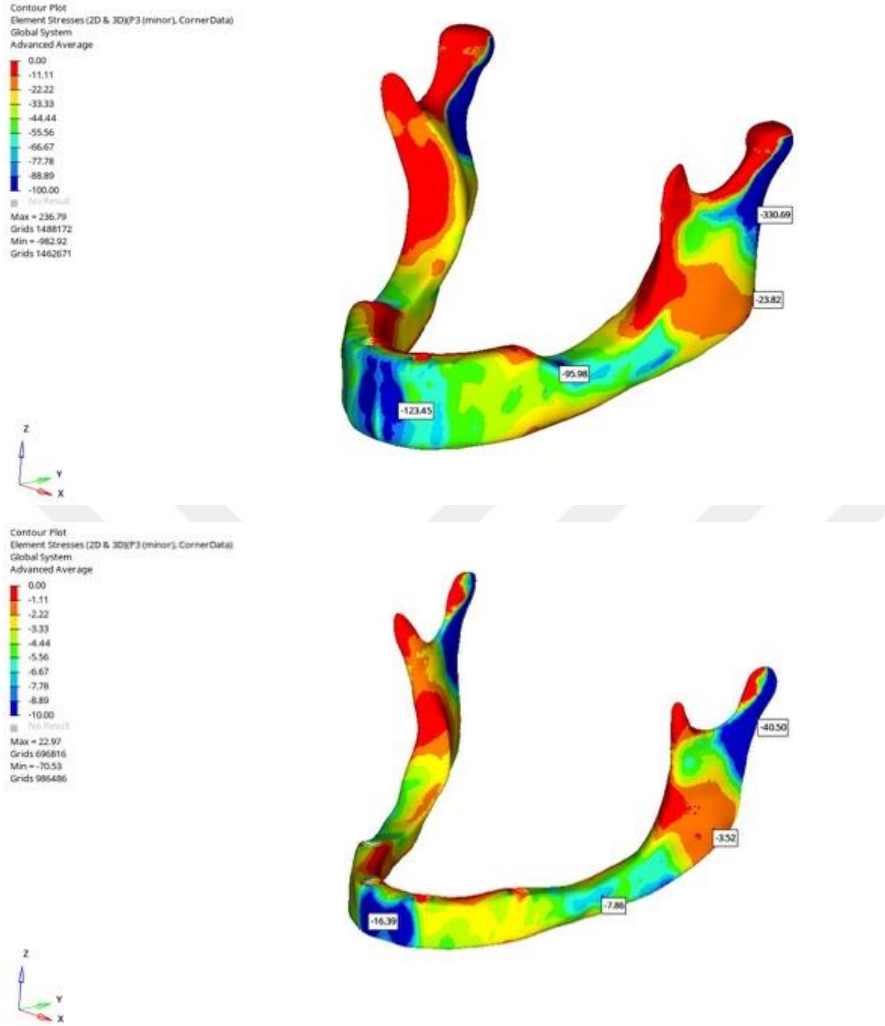
Şekil 4-8: Model 2’de frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3’te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 388,61 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 102,22 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 41,33 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.44 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.9)



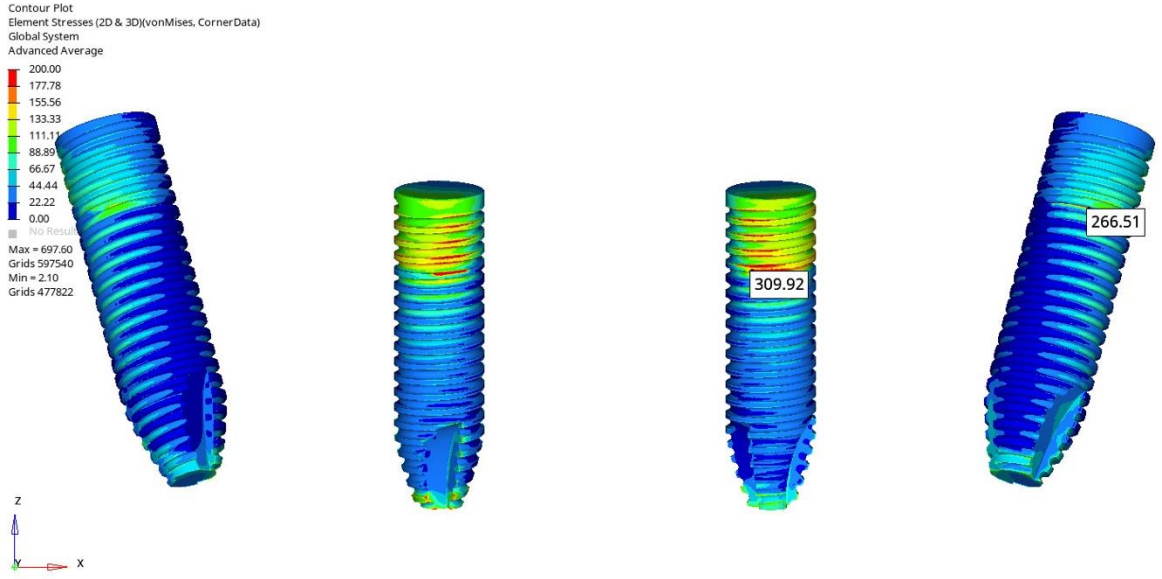
Şekil 4-9: Model 3'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -330,69 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -23,82 MPa ile angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -40,50 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise -3,52 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.10)



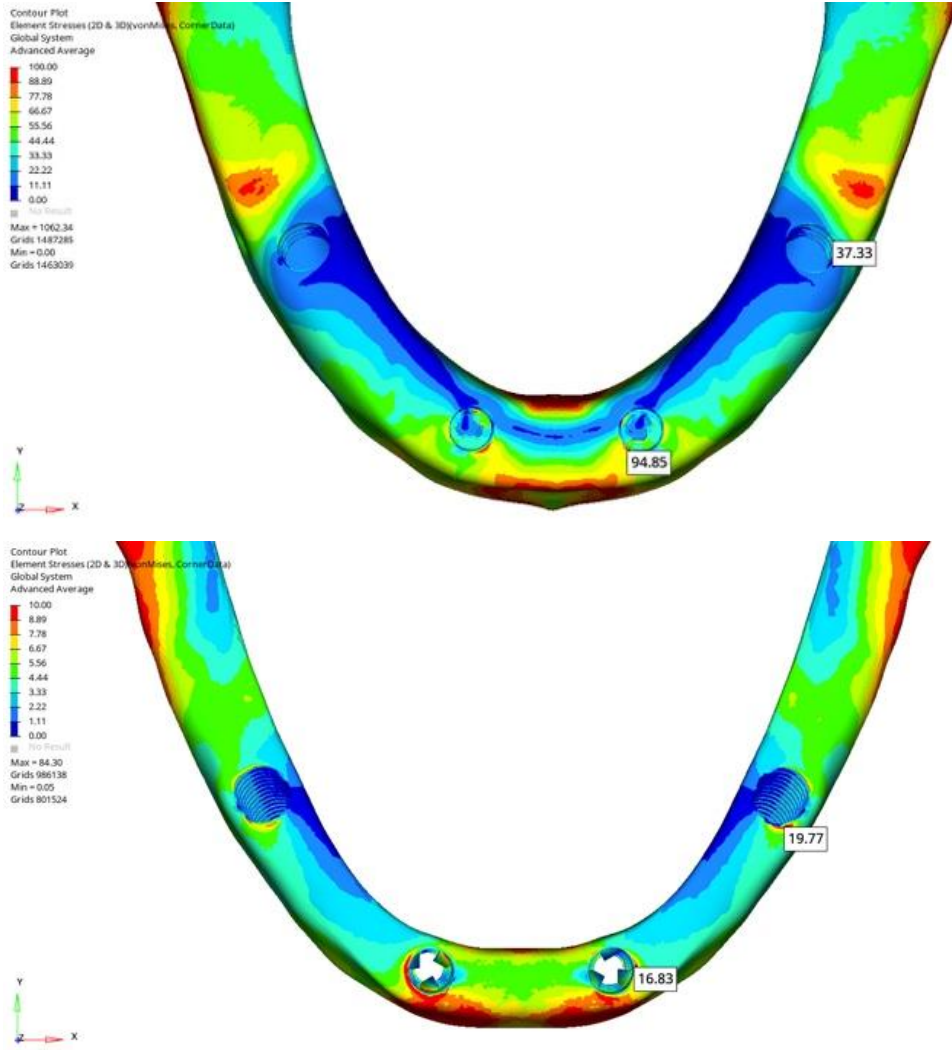
Şekil 4-10: Model 3'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3'te oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde Von Mises değeri 309,92 MPa iken premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde 266,51 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.11)



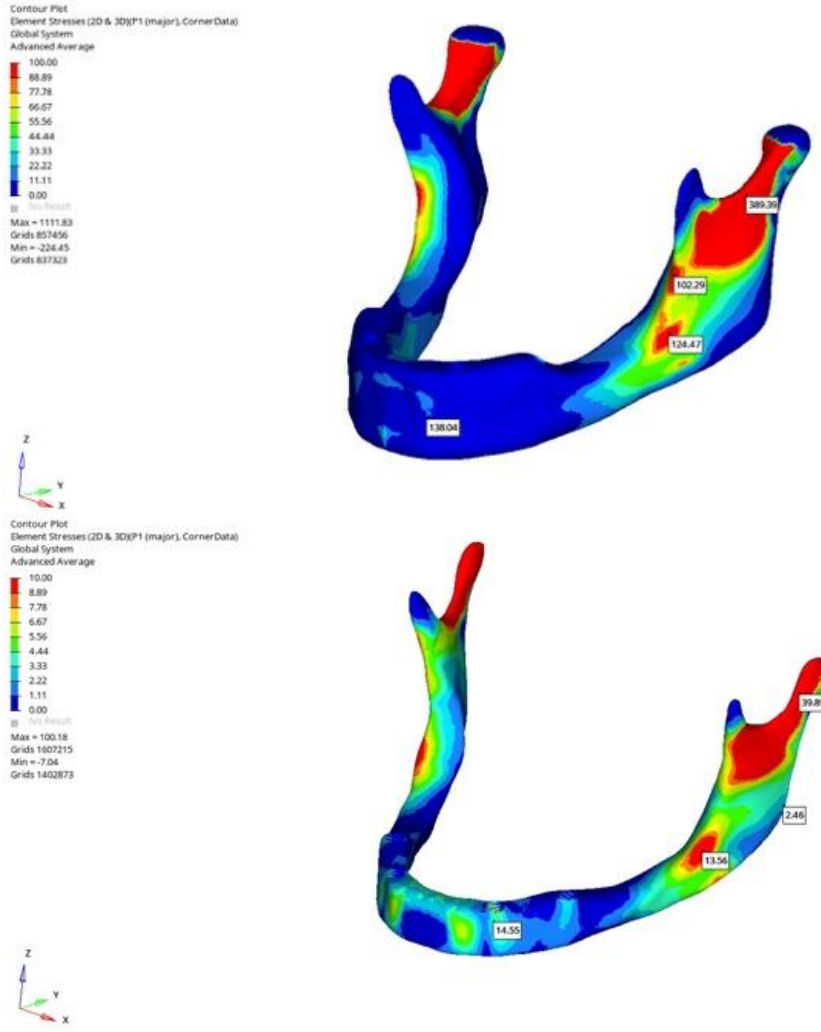
Şekil 4-11: Model 3'te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3'te implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Lateral bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 94,85 MPa iken premolar bölgesinde değeri 37,33 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil. 4.12)



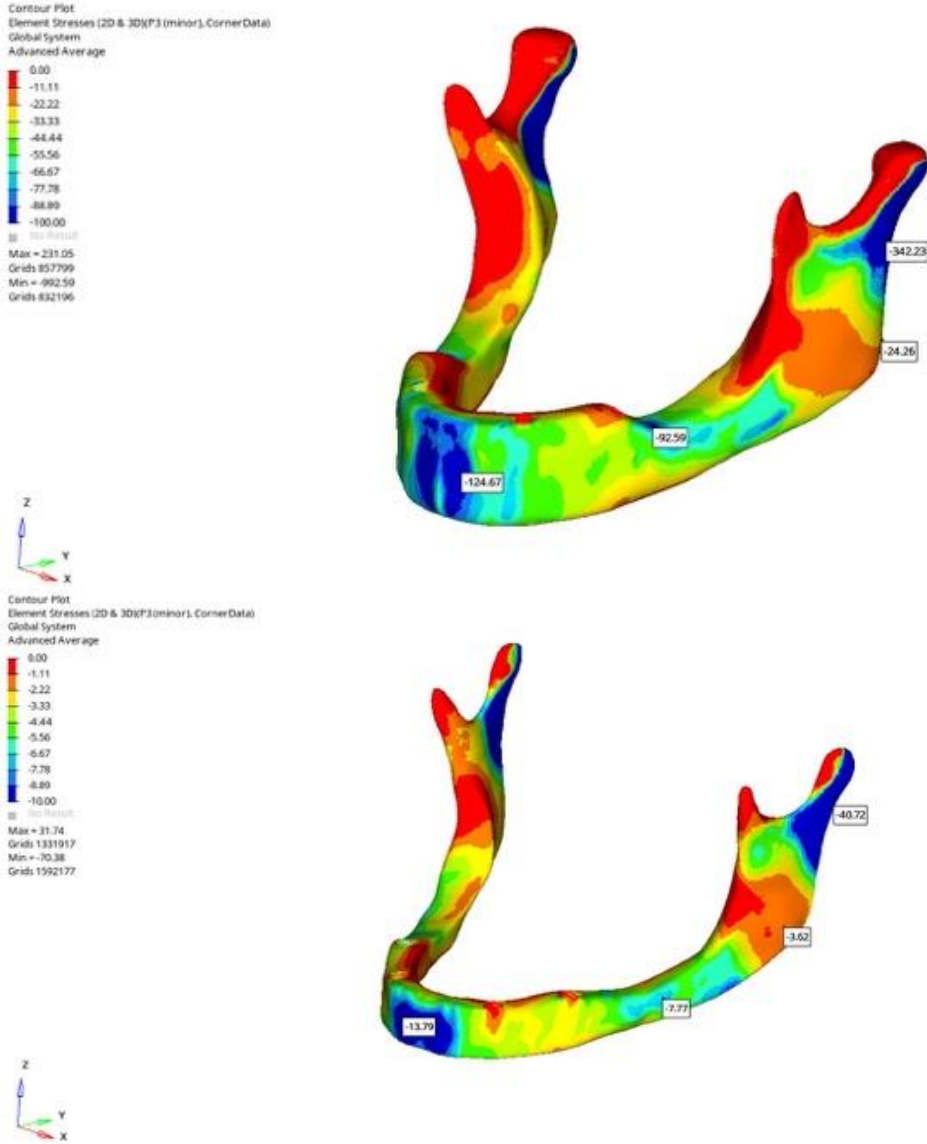
Şekil 4-12: Model 3’te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4’te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 389,39 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 102,29 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 39,89 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.46 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.13)



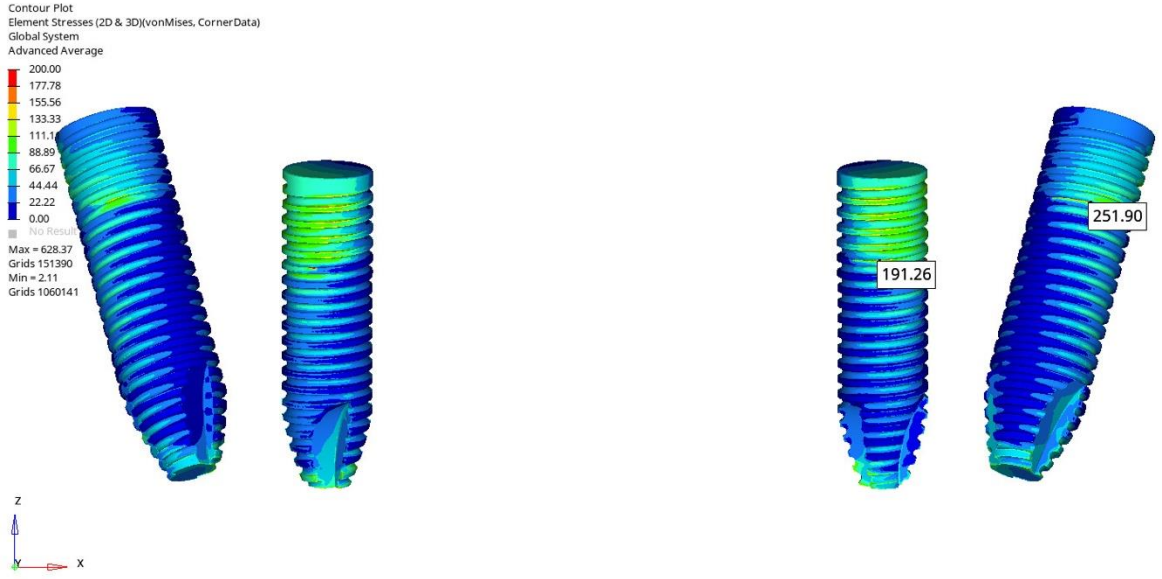
Şekil 4-13: Model 4'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -342,23 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -24,26 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -40,72 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise -3,62 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.14)



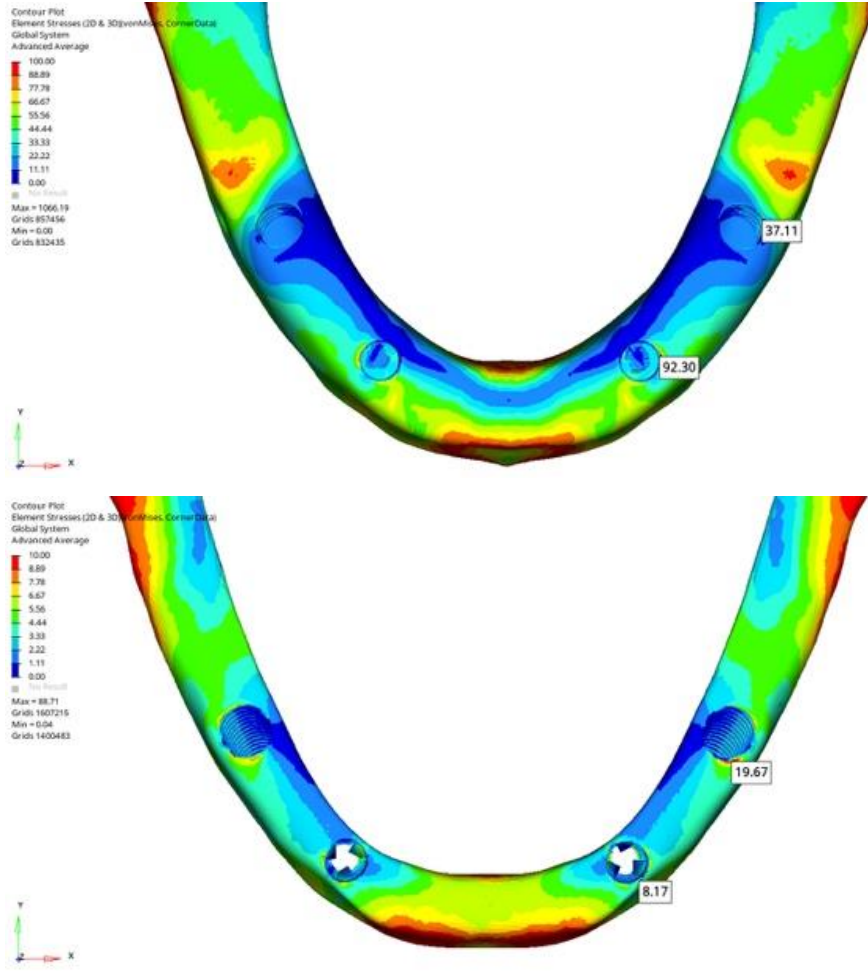
Şekil 4-14: Model 4'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4'te oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. kanin bölgesindeki implantın yüzeyinde Von Mises değeri 191,26 MPa iken premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde 251,90 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.15)



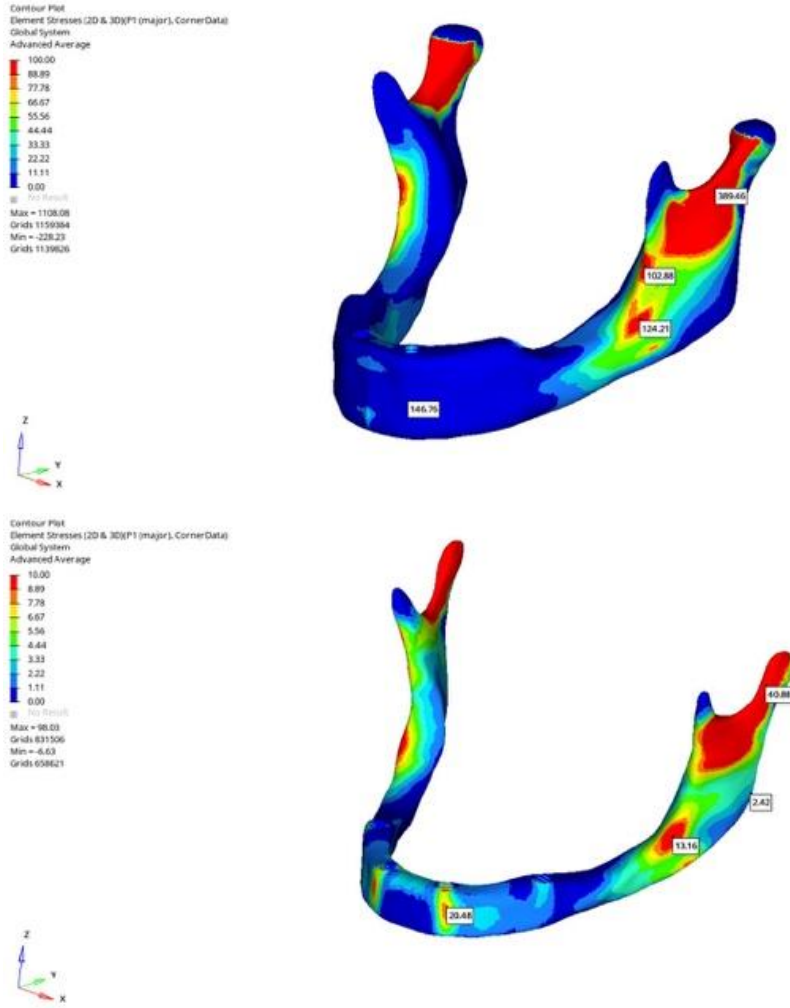
Şekil 4-15: Model 4'te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kaninl bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4'te implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Kanin bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 92,30 MPa iken premolar bölgesinde değer 37,11 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil. 4.16)



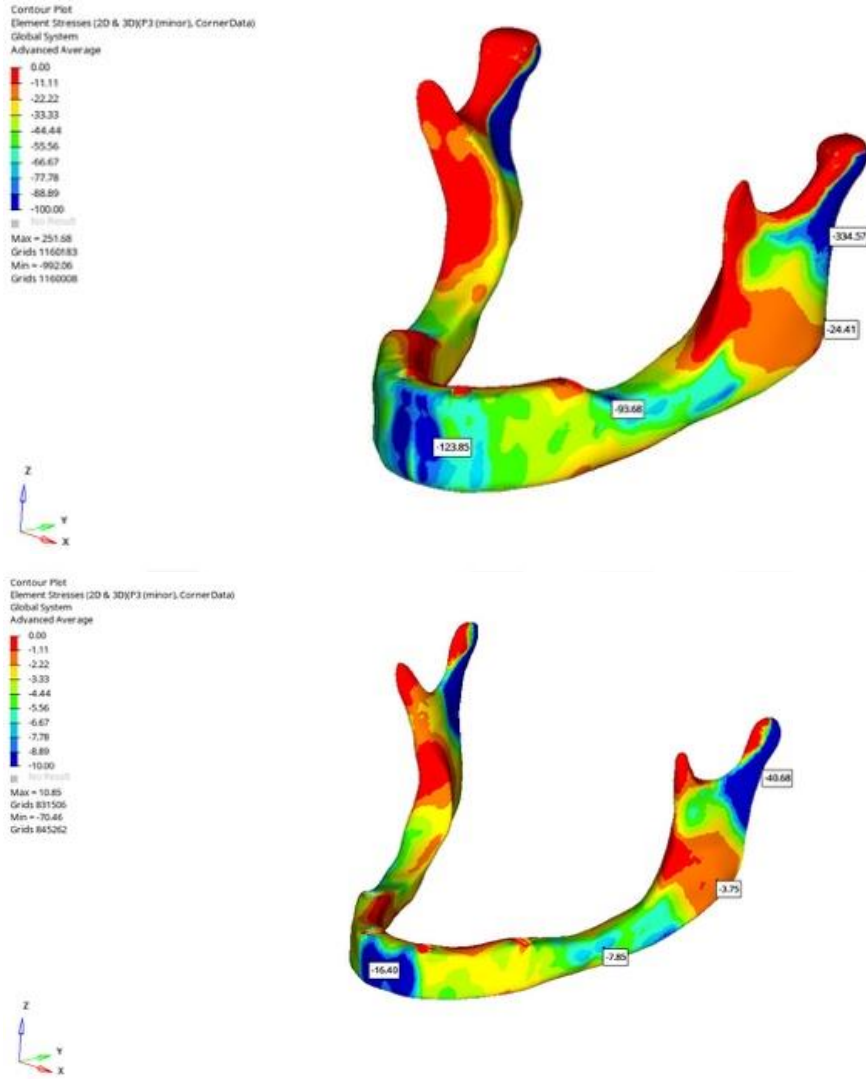
Şekil 4-16: Model 4'te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 389,46 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 102,88 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 40,88 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.42 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.17)



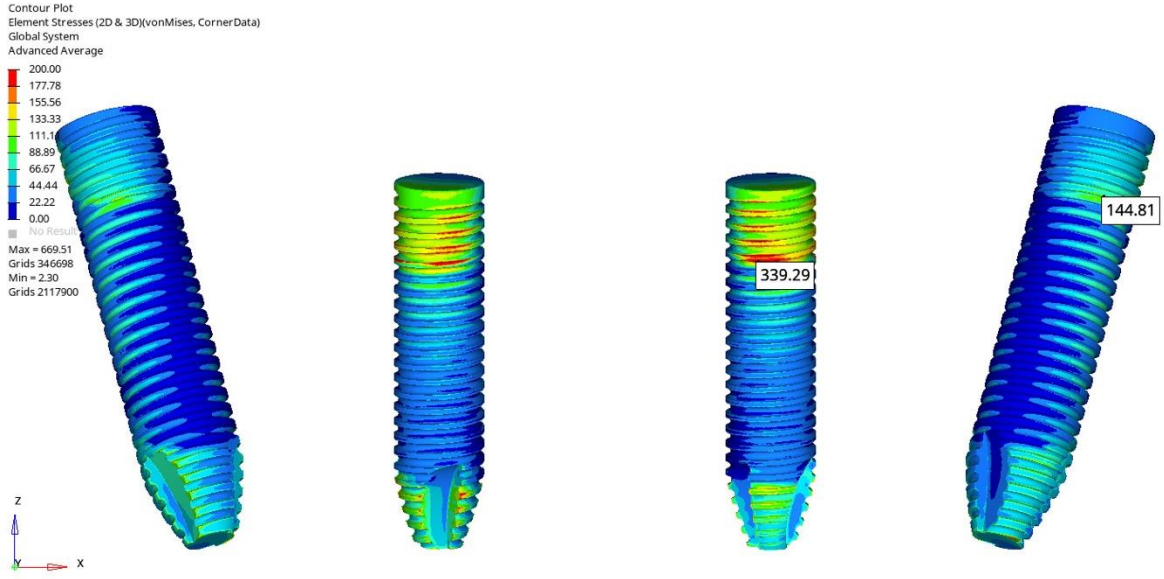
Şekil 4-17: Model 5'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -334,57 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -24,41 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -40,68 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise -3,75 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.18)



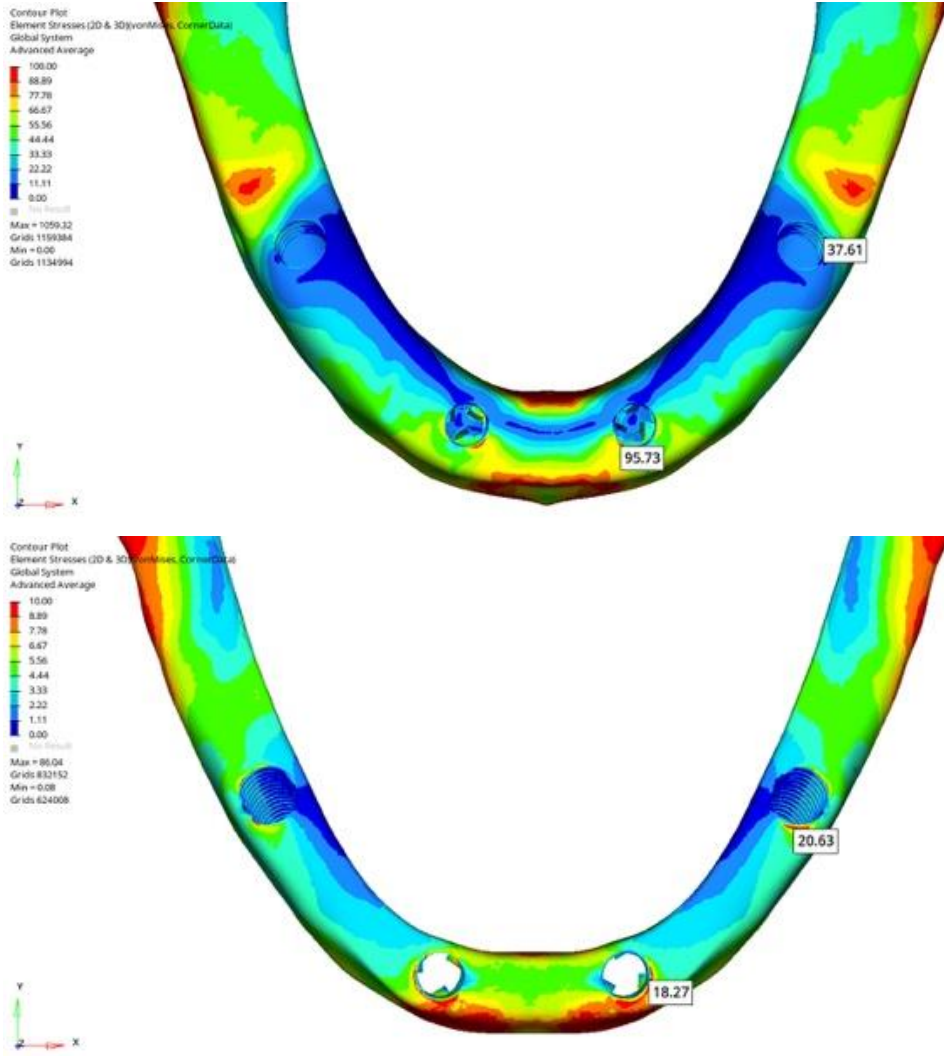
Şekil 4-18: Model 5'te frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde Von Mises değeri 339,29 MPa iken premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde 144,81 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.19)



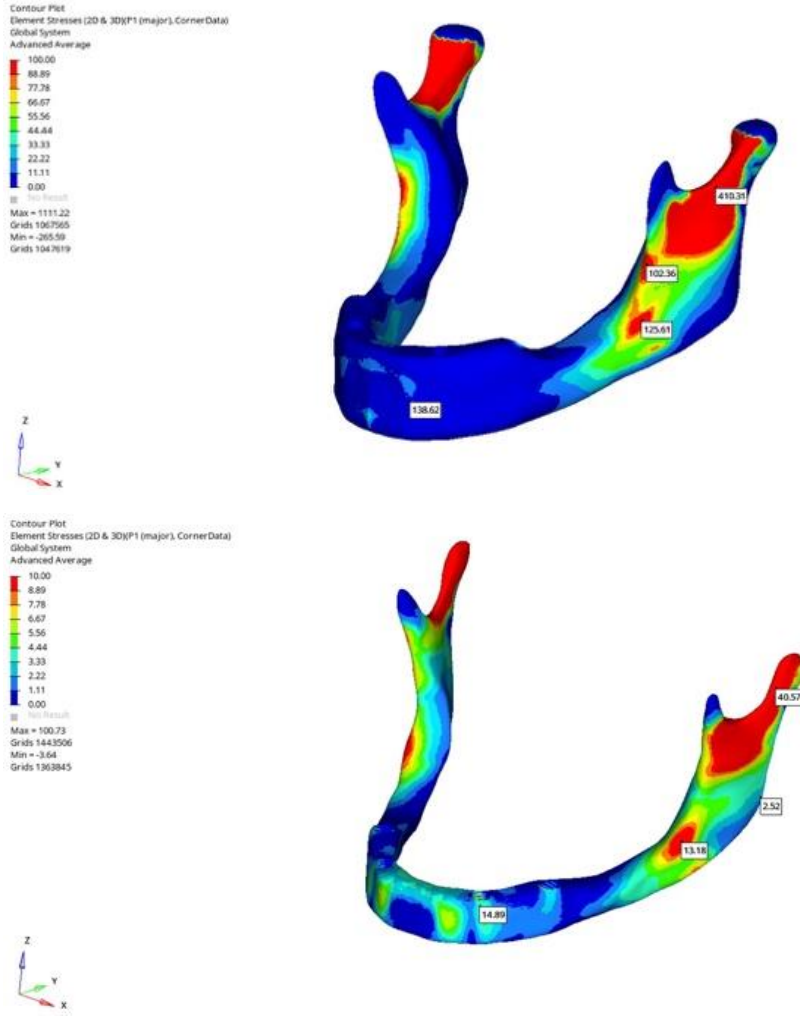
Şekil 4-19: Model 5'te frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Lateral bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 95,73 MPa iken premolar bölgesinde değeri 37,61 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.20)



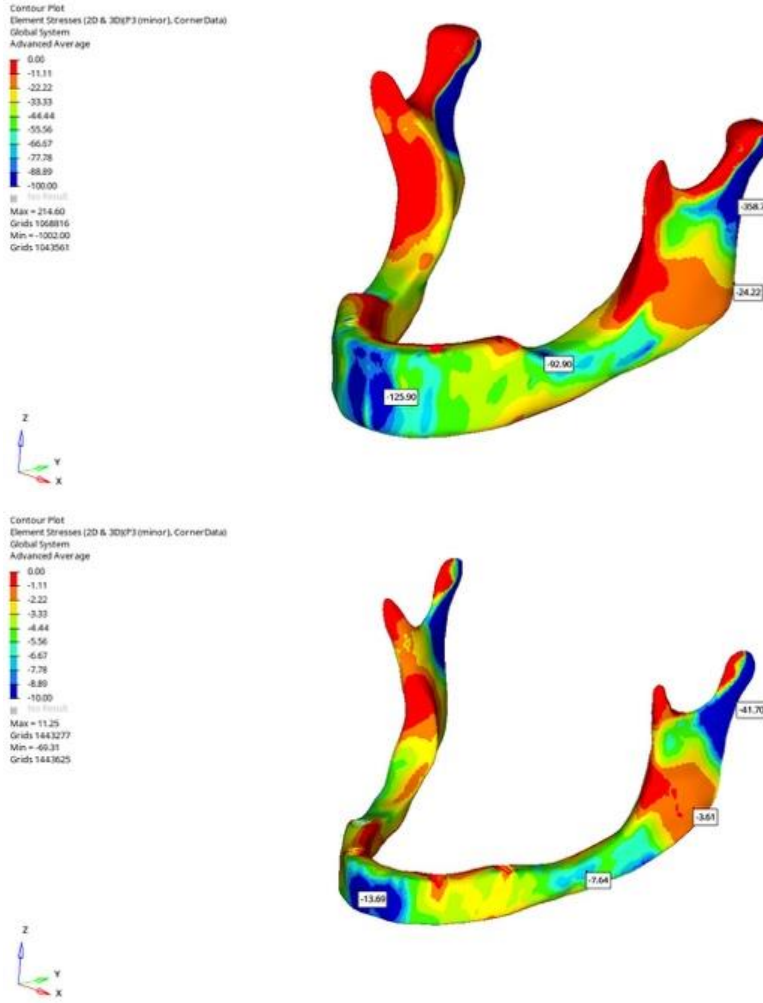
Şekil 4-20: Model 5'te frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6'da oluşan kortikal ve spongiyöz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 410,31 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise 102,36 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyöz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 40,57 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise 2.52 MPa ile angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.21)



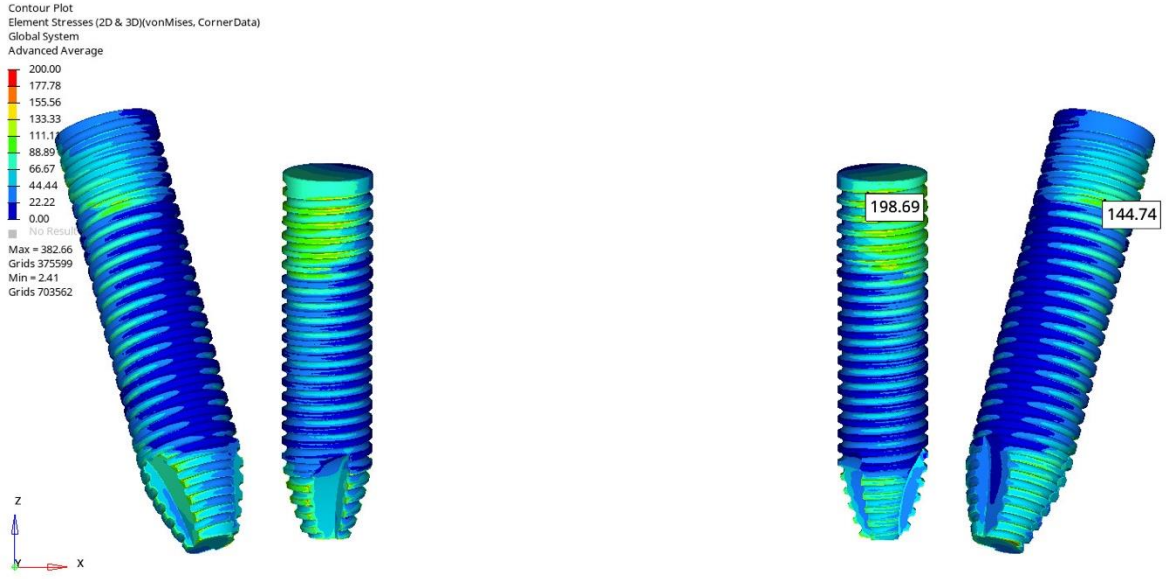
Şekil 4-21: Model 6’da frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -358,78 MPa ile kondil bölgesinde en düşük ise -24,22 MPa ile angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -41,70 MPa ile kondil bölgesinde en düşük değer ise -3,61 N il MPa angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.22)



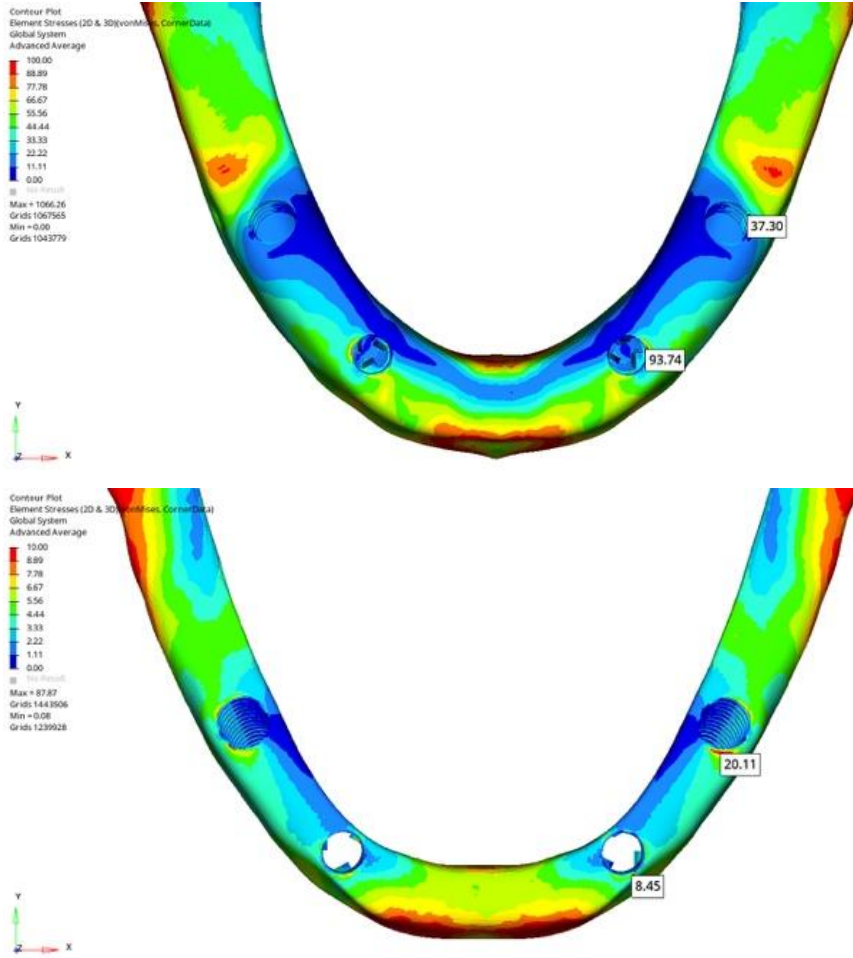
Şekil 4-22: Model 6’da frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. kanin bölgesindeki implantın yüzeyinde Von Mises değeri 198,69 MPa iken premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde 144,74 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.23)



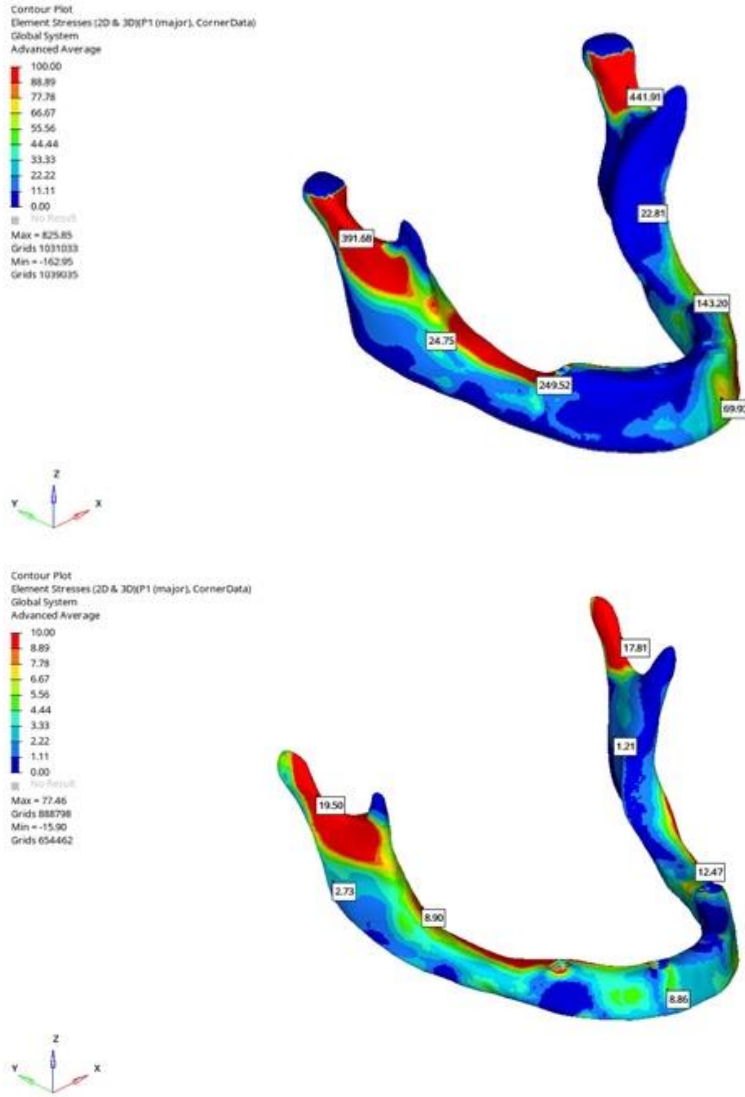
Şekil 4-23: Model 6’da frontal kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N frontal kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Kanin bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 93,74 MPa iken premolar bölgesinde değeri 37,30 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil. 4.24)



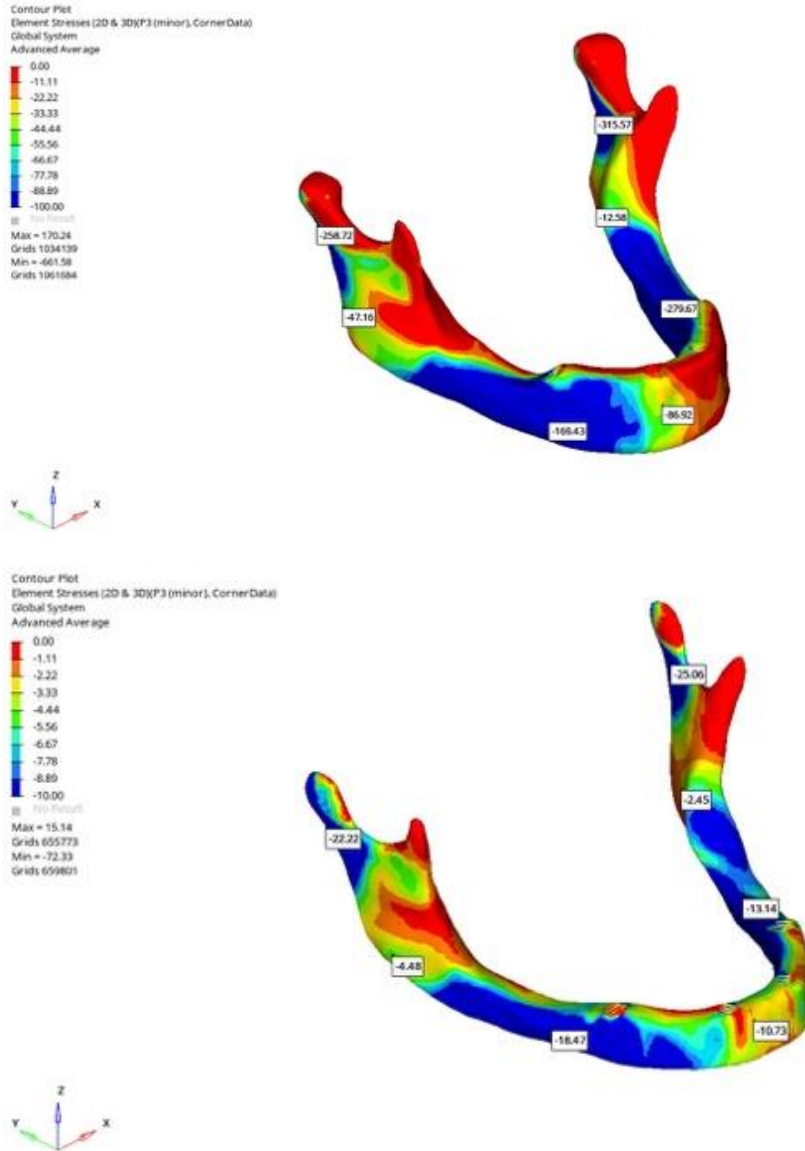
Şekil 4-24: Model 6’da frontal kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de oluşan kortikal ve spongiyöz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 441,91 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 22,81 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyöz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 19,50 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,21 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.25)



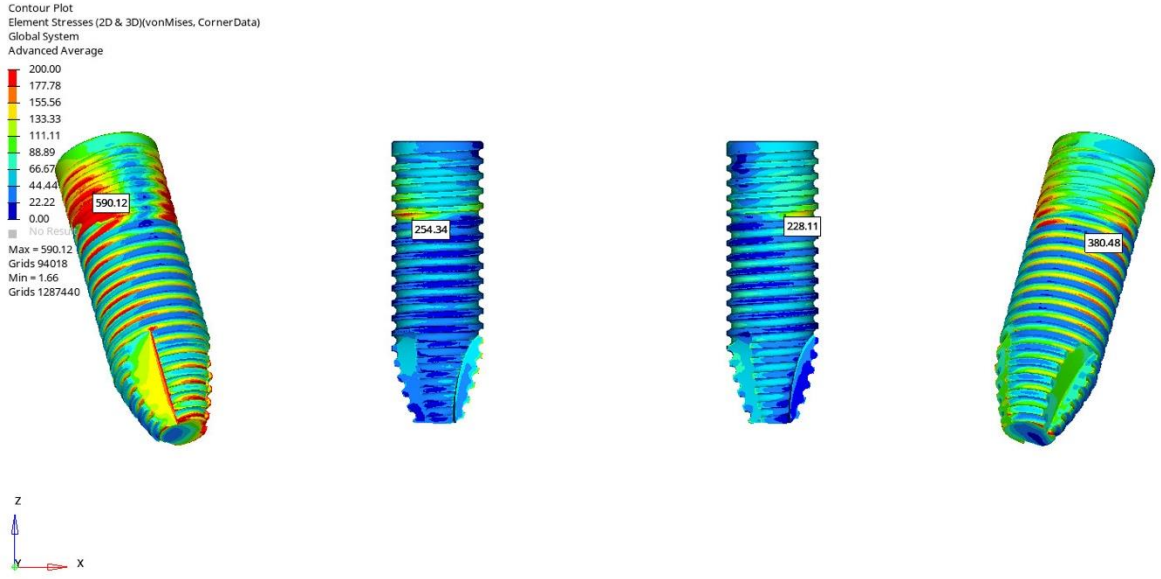
Şekil 4-25: Model 1’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -315,57 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,58 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -25,06 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,45 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.26)



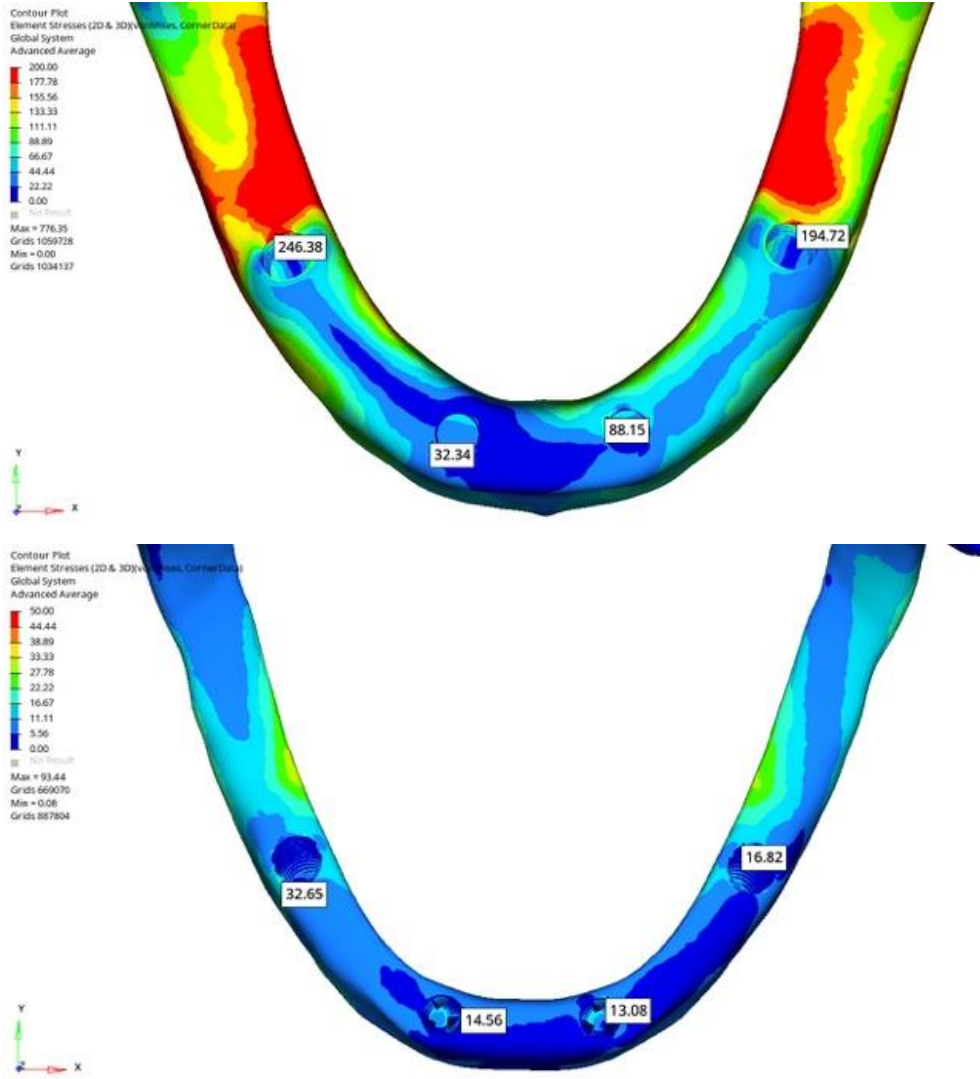
Şekil 4-26: Model 1’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 590,12 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 228,11 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.27)



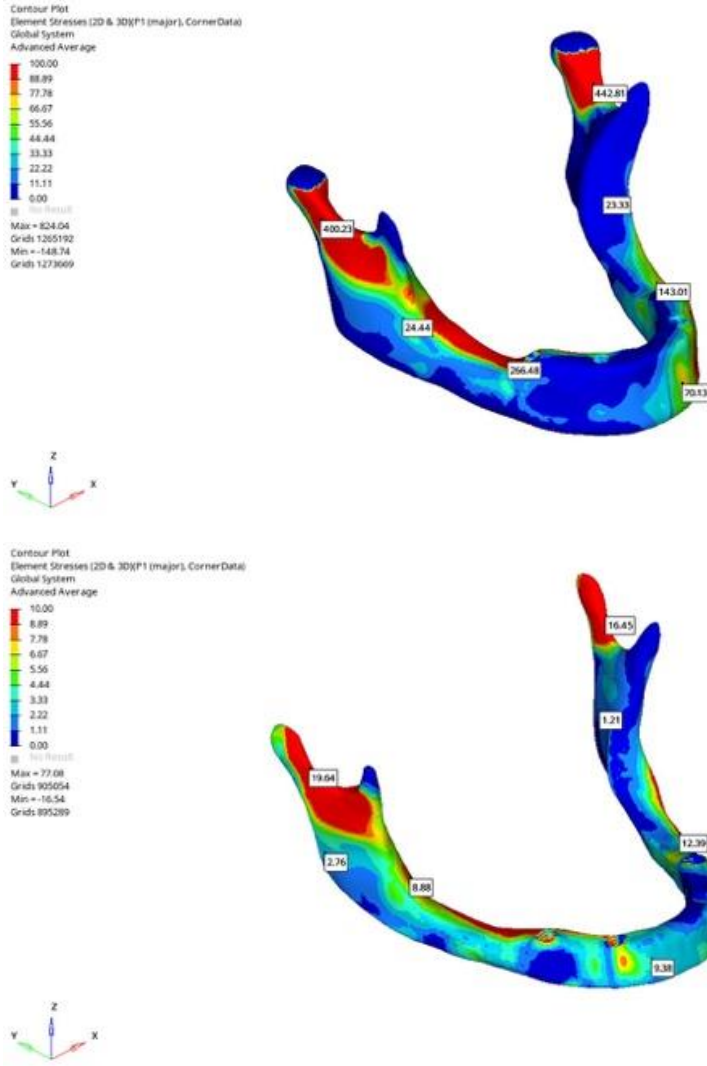
Şekil 4-27: Model 1’de lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 1’de implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 246,38 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.28)



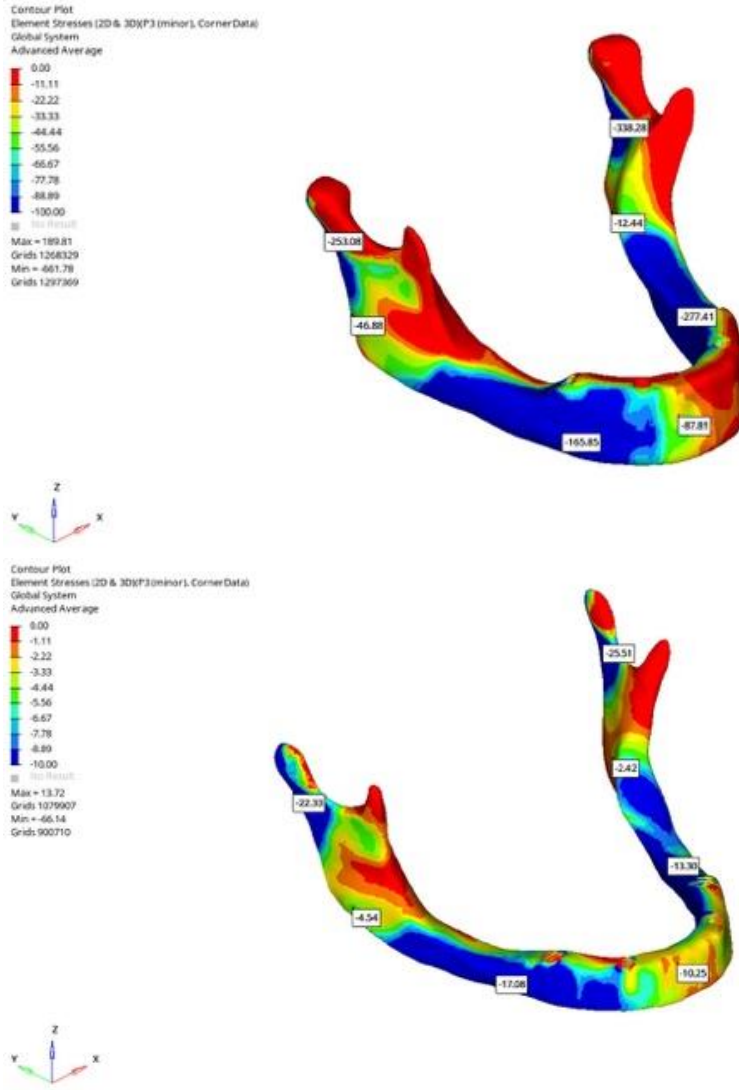
Şekil 4-28: Model 1’de lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de oluşan kortikal ve spongiyöz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 442,81 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 23,33 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyöz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 19,64 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,21 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.29)



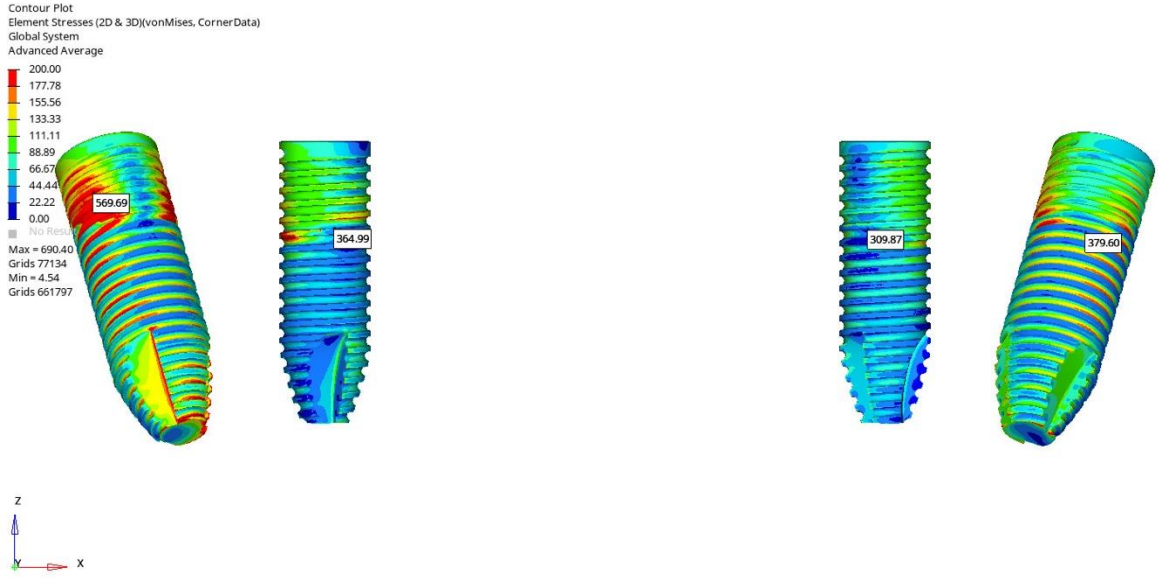
Şekil 4-29: Model 2’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -338,28 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,44 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -25,51 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,42 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.30)



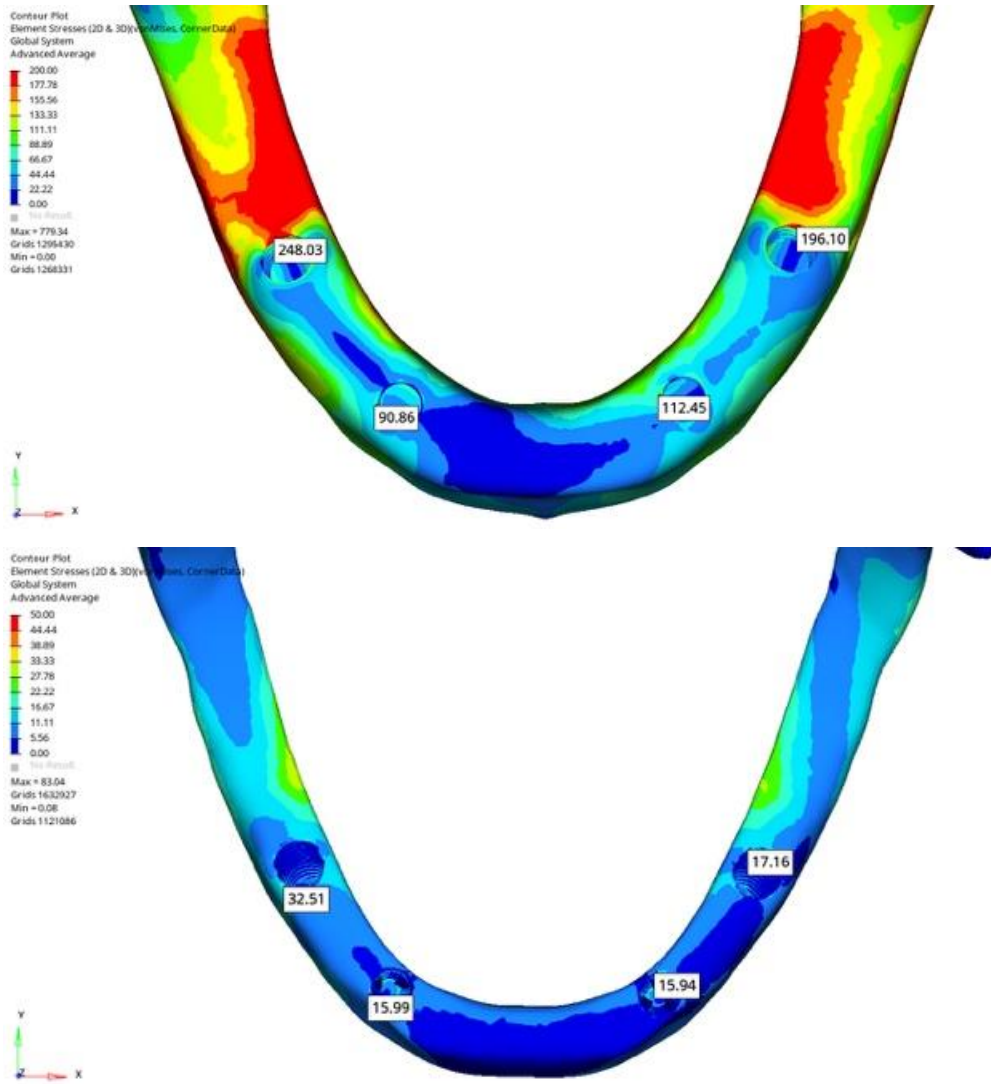
Şekil 4-30: Model 2’de lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 569,69 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kanin bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 309,87 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.31)



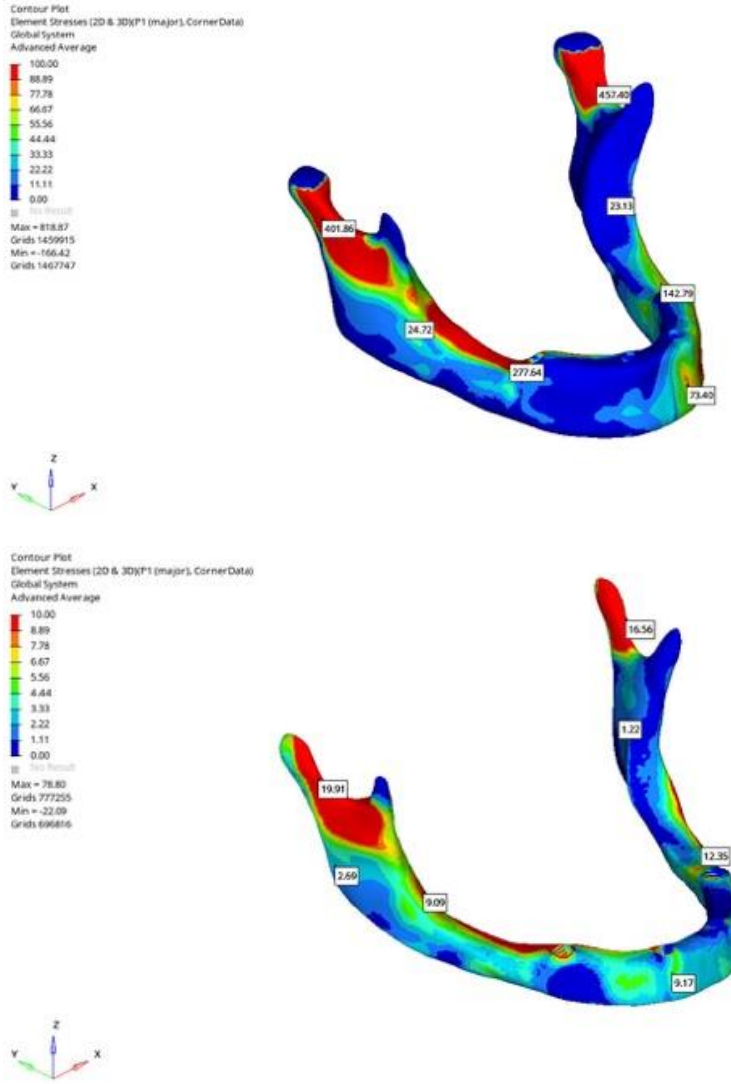
Şekil 4-31: Model 2’de lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 2’de implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 248,03 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.32)



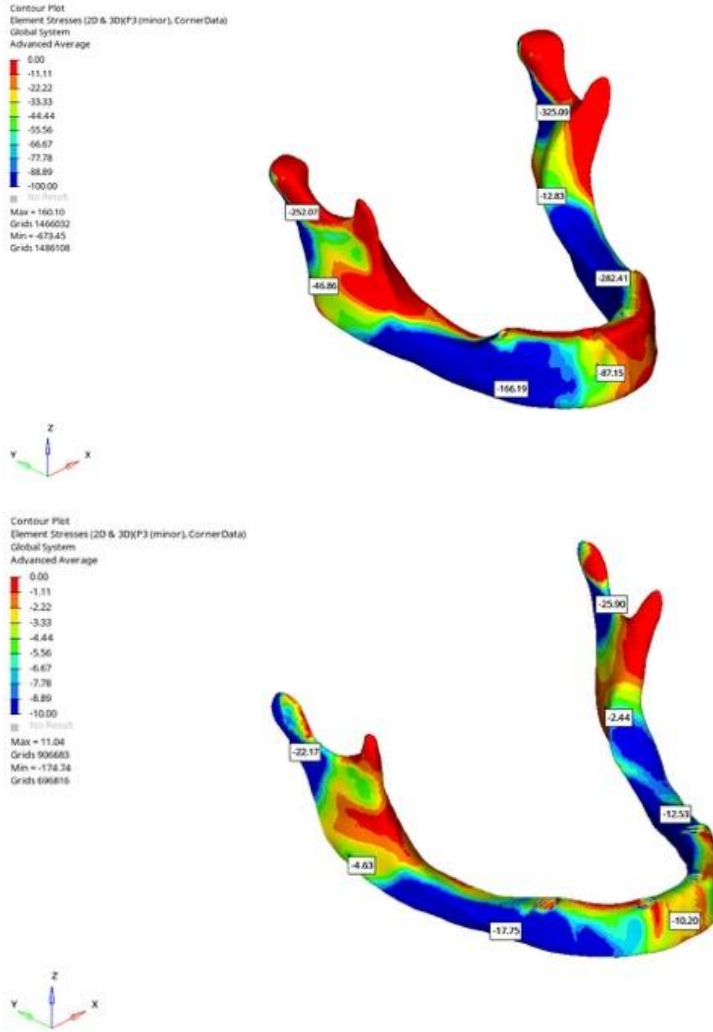
Şekil 4-32: Model 2’de lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3’te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 457,40 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 23,13 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 19,91 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,22 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.33)



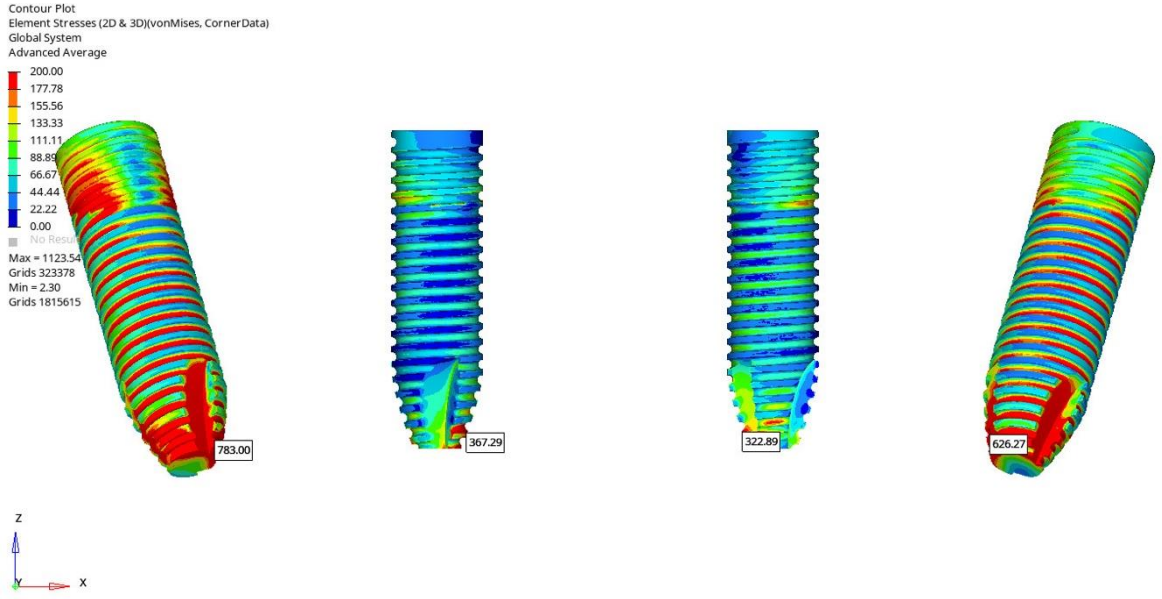
Şekil 4-33: Model 3'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -325,09 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,83 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -25,90 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,44 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.34)



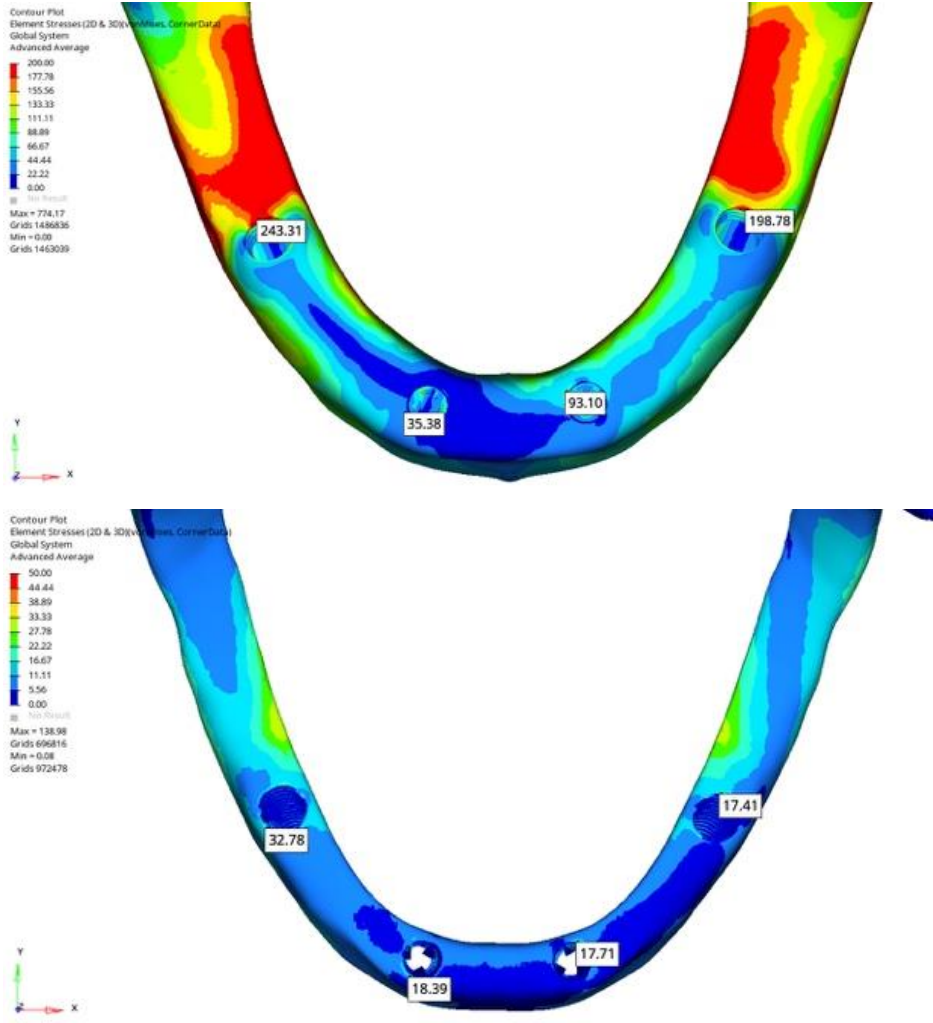
Şekil 4.34. Model 3'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3'te oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 783,00 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 322,89 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.35)



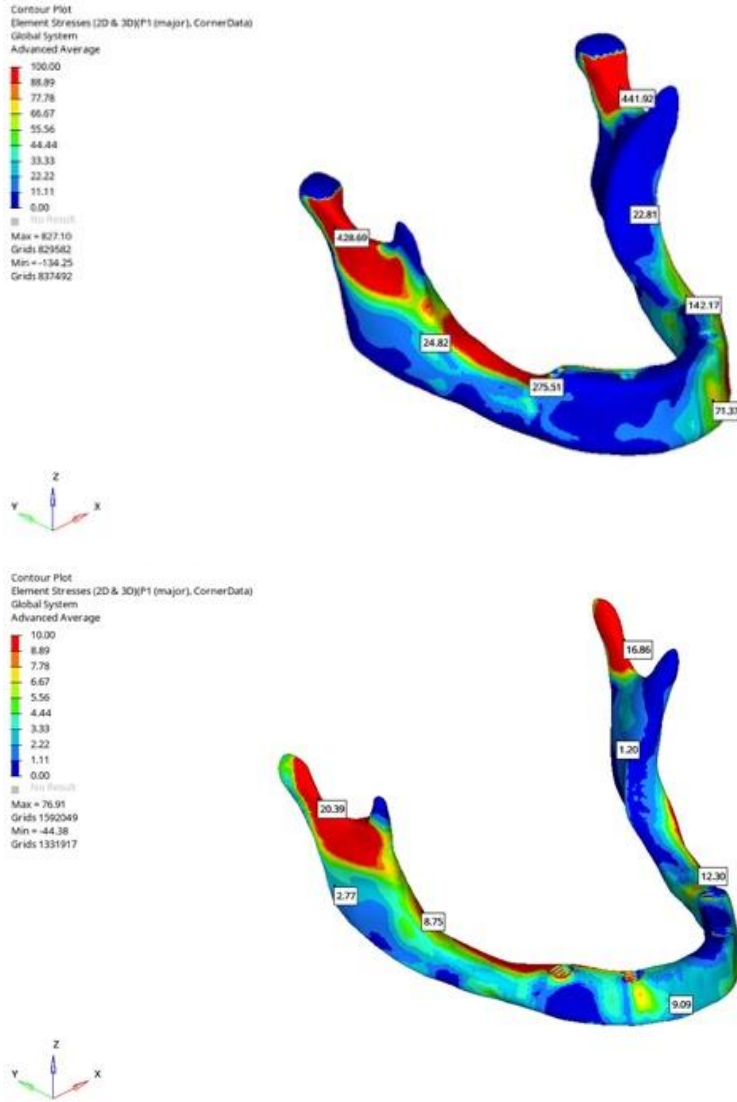
Şekil 4-35: Model 3’te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 3’te implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 243,31 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.36)



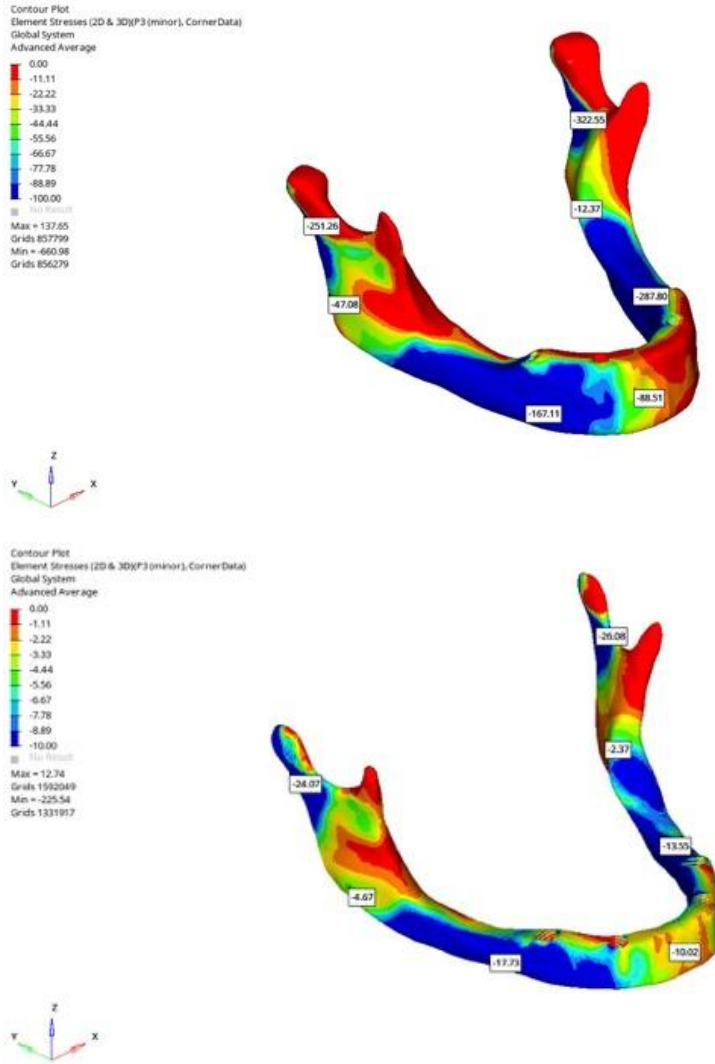
Şekil 4-36: Model 3’te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4’te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 441,92 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 22,81 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 20,39 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,20 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.37)



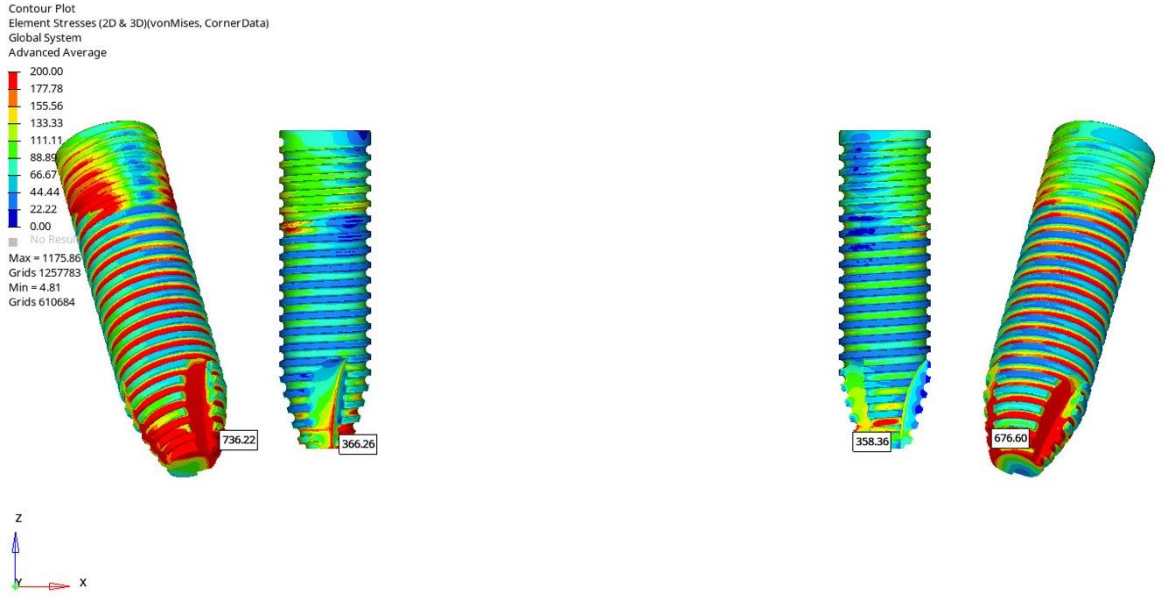
Şekil 4-37: Model 4'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -325,55 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,37 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -26,08 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,37 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.38)



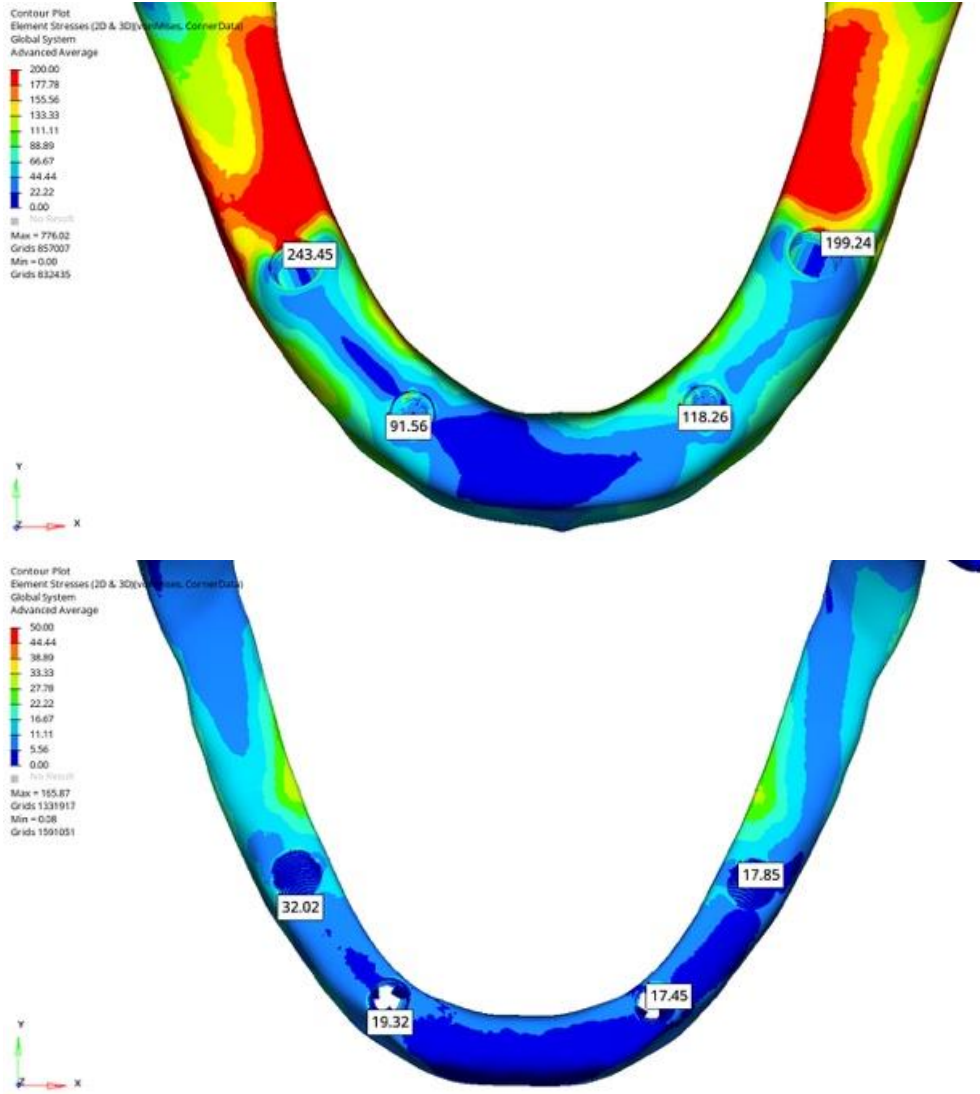
Şekil 4-38: Model 4’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4’te oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 736,22 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kanin bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 358,36 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.39)



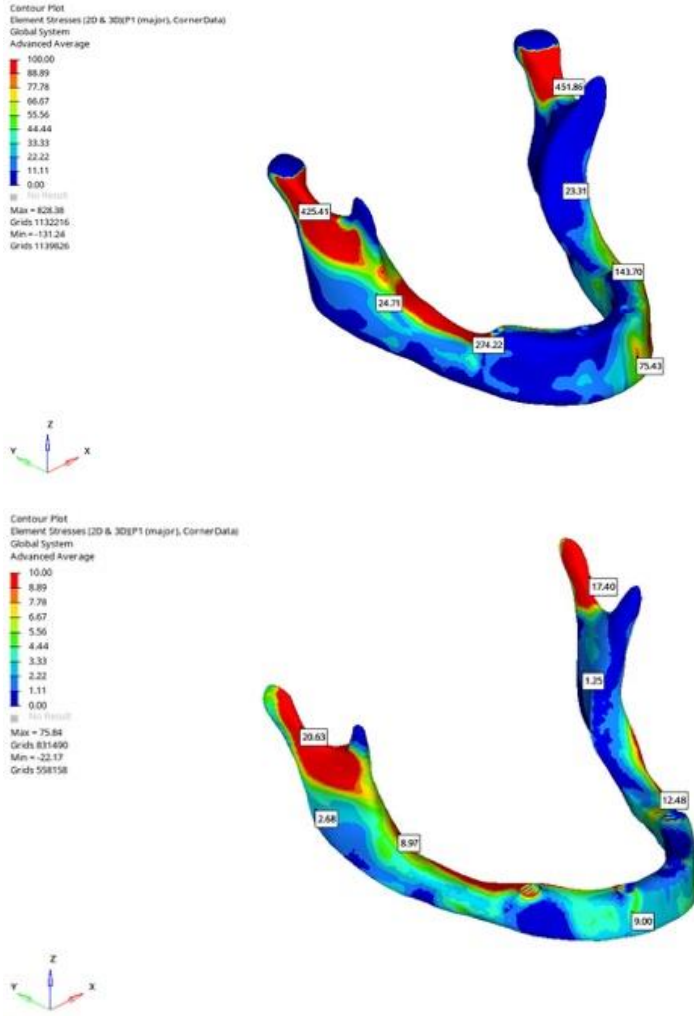
Şekil 4-39: Model 4'te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 4'te implant etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 243,45 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.40)



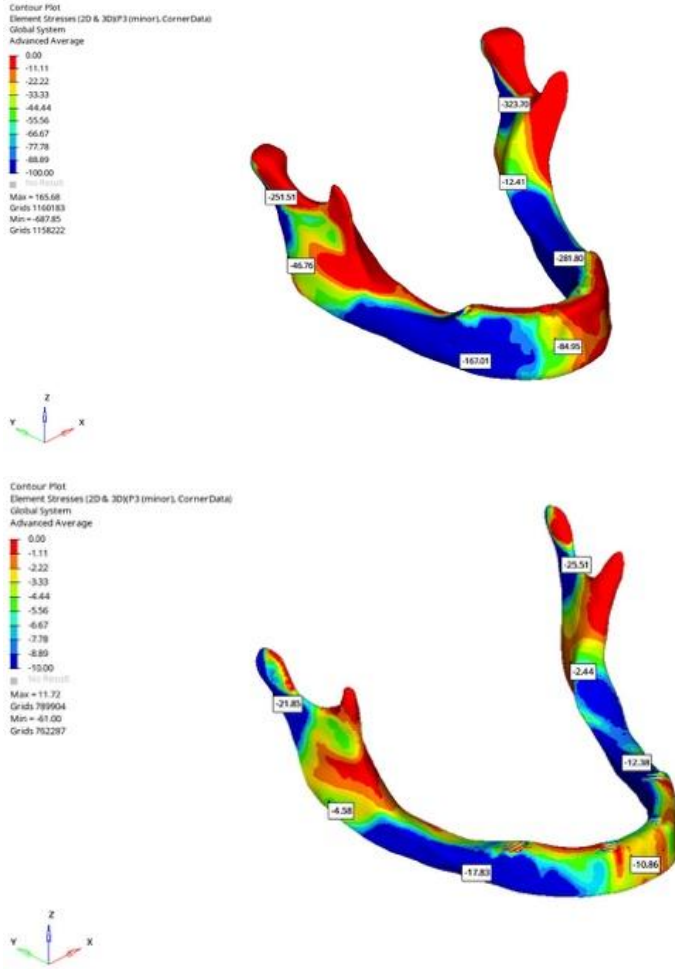
Şekil 4-40: Model 4'te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 451,86 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 23,31 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 20,63 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,25 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.41)



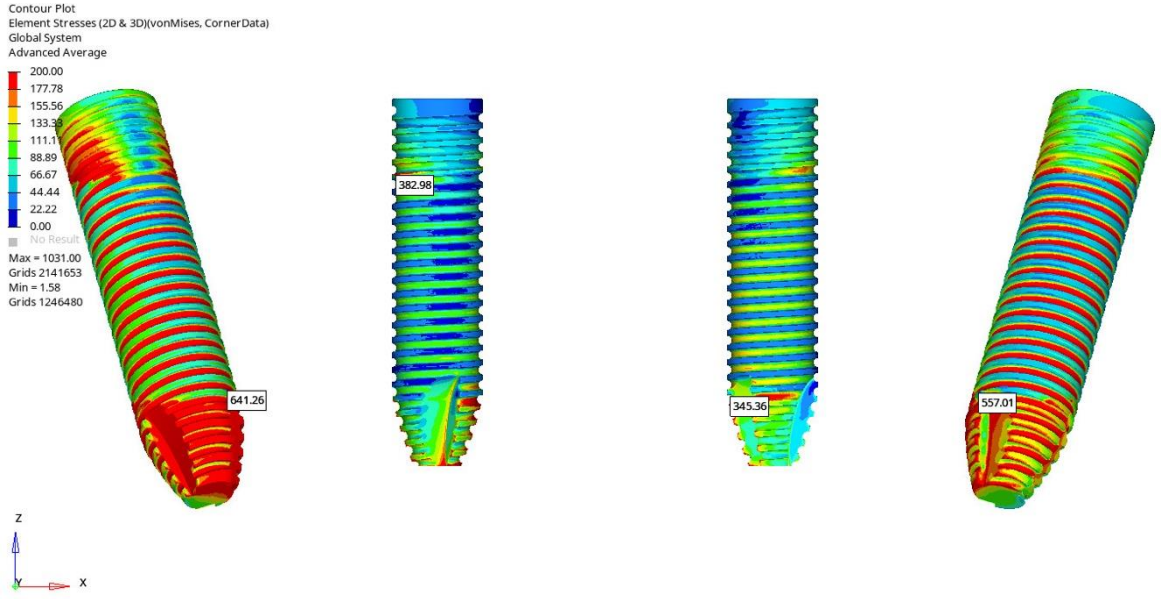
Şekil 4-41: Model 5'te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -323,70 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,41 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -25,51 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,44 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.42)



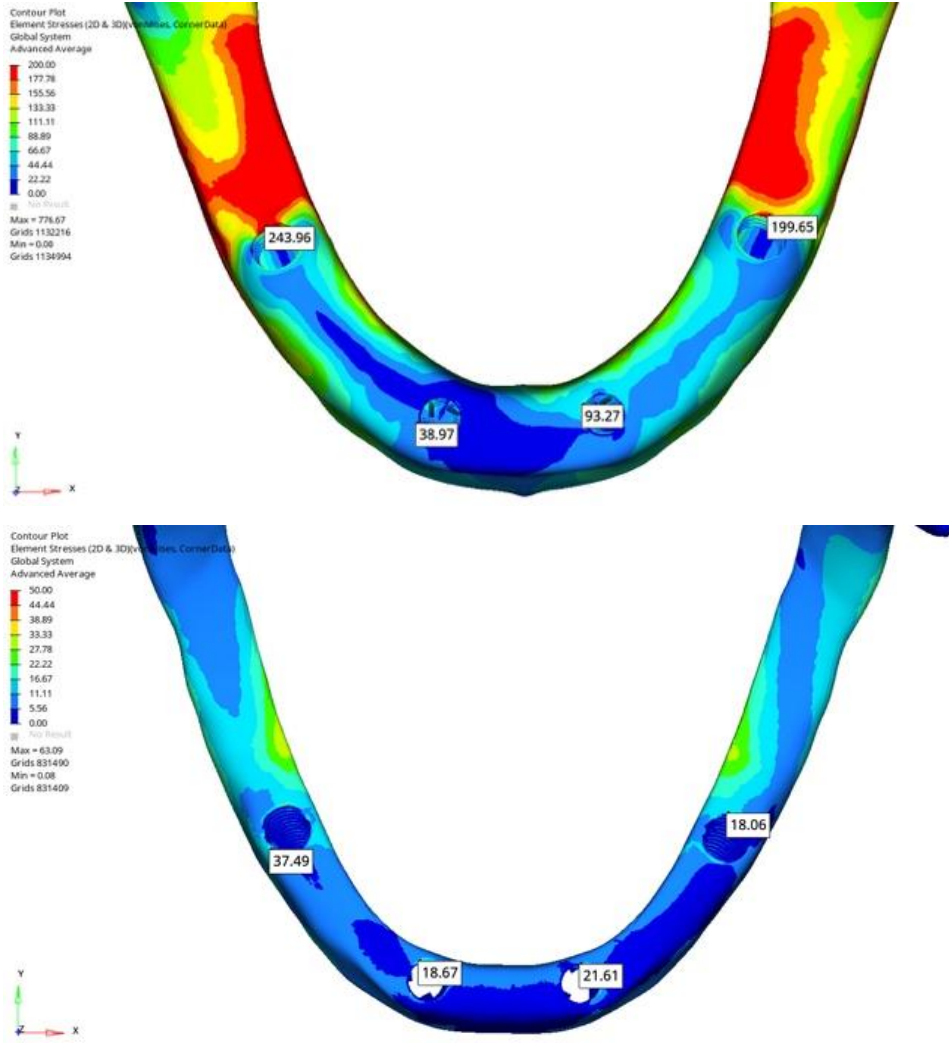
Şekil 4-42: Model 5’te lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5’te oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 641,26 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki lateral bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 345,36 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.43)



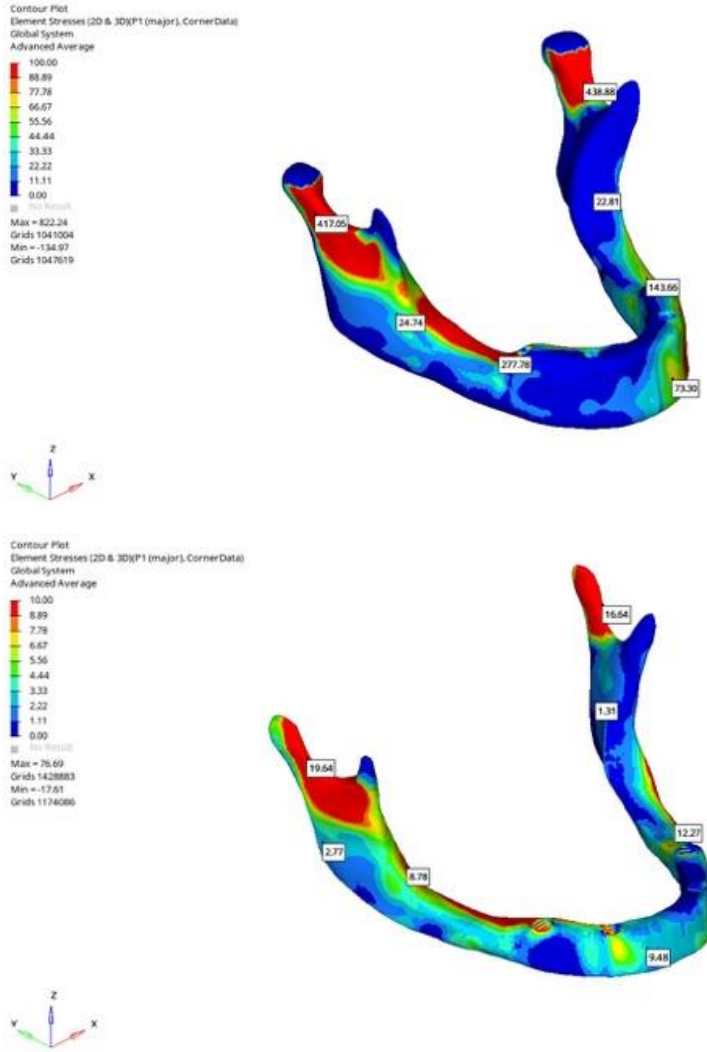
Şekil 4-43: Model 5'te lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 5'te implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 243,96 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.44)



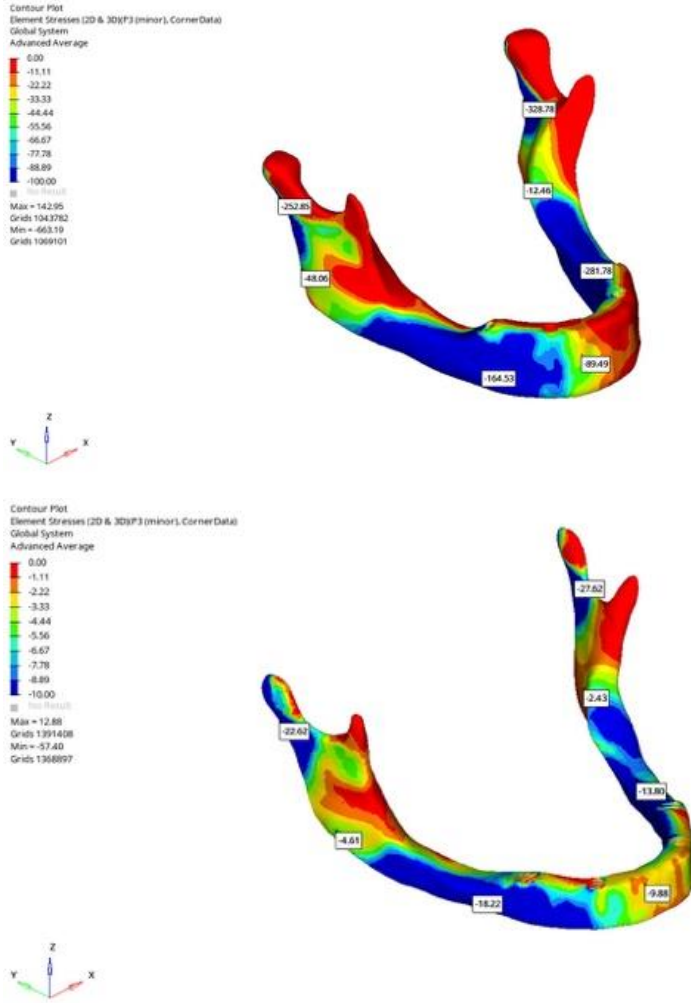
Şekil 4-44: Model 5'te lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6'da oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmax stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla 438,88 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise 22,81 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres oluştuğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri ise en fazla 19,64 MPa ile travmatik kuvvetle aynı taraftaki kondil bölgesinde en düşük değer ise 1,31 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.45)



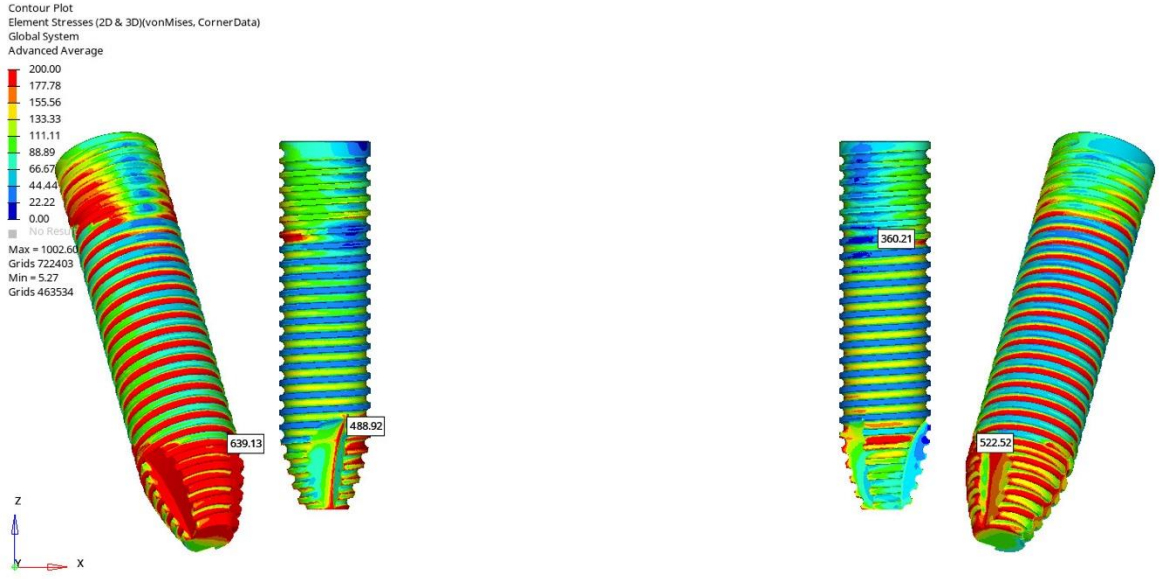
Şekil 4-45: Model 6’da lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da oluşan kortikal ve spongiyoz kemikteki Pmin stres değerleri mandibula bölgelerine göre incelendiğinde; kortikal kemikte en fazla -328,78 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük ise -12,46 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde stres olduğu görülmüştür. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri ise en fazla -27,62 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde en düşük değer ise -2,43 MPa ile travmatik kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde görülmüştür. (Şekil. 4.46)



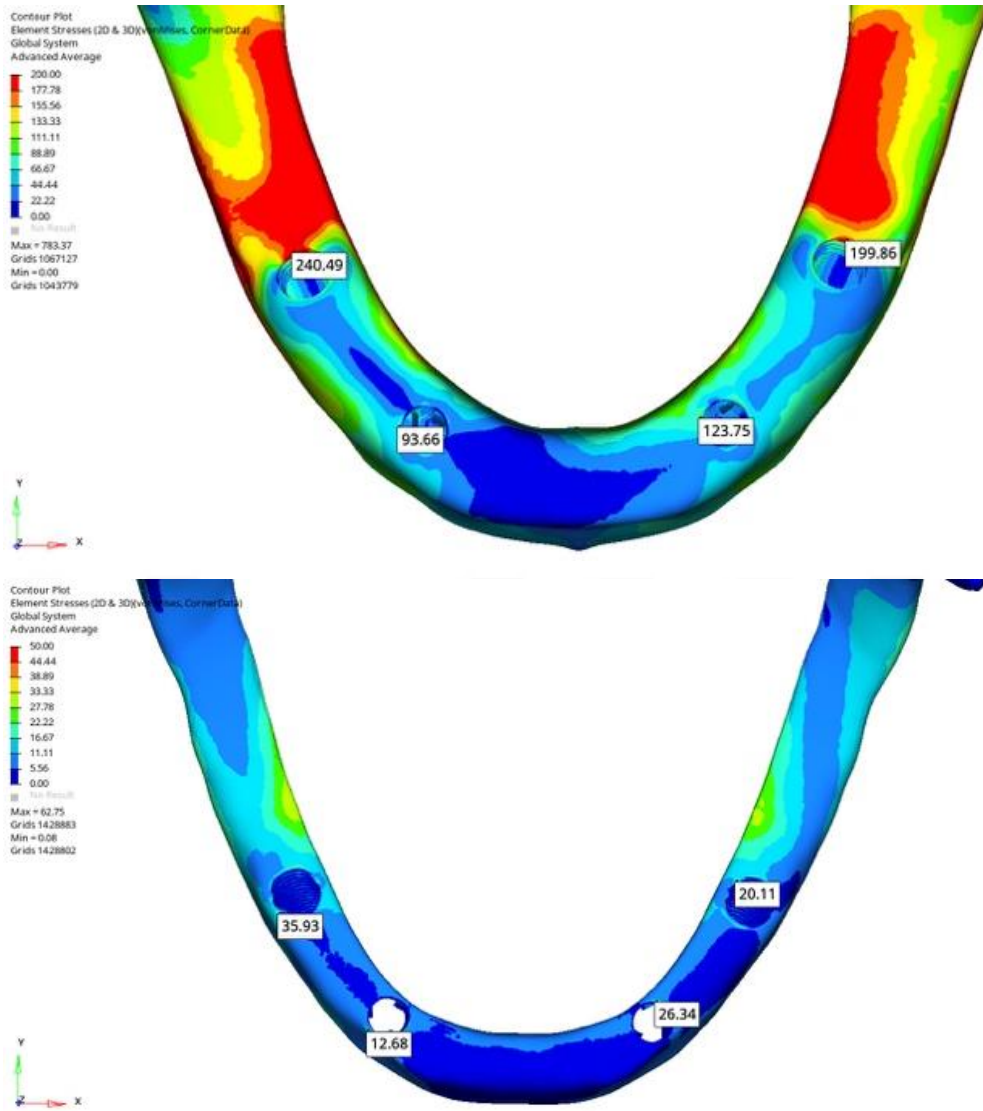
Şekil 4-46: Model 6’da lateral kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da oluşan Von Mises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implantın yüzeyinde en yüksek Von Mises değeri 639,13 MPa iken travmatik kuvvetin karşı tarafındaki kanin bölgesindeki implantın yüzeyinde aynı değer 360,21 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.47)



Şekil 4-47: Model 6’da lateral kuvvet sonucu implantlar yüzeyinde oluşan Von Mises değerleri

2000 N lateral kuvvet uygulanan sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli 4 adet implant yerleştirilen model 6’da implant etrafındaki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan VonMises değerleri şekilde gösterilmiştir. Travmatik kuvvet tarafındaki premolar bölgesindeki implant etrafında kortikal kemikte Von Mises değeri 240,49 MPa ölçülmüştür. (Şekil. 4.48)



Şekil 4-48: Model 6’da lateral kuvvet sonucu implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri

5. TARTIŞMA

Diş kayıpları kişinin yaşam kalitesini düşürmekte, yüz görünümünü etkilemekte, çiğneme, beslenme, konuşma sorunlarına neden olmakta kişinin sosyal ve duygusal problemler yaşamasına sebep olmaktadır. Yaşlanmanın kendisi diş kayıplarına neden olmamasına rağmen ilerleyen yaşla birlikte ağız ve genel hastalıkların artması ve fonksiyonel yetersizlik yaşlı bireyleri diş kayıplarına yatkın hale getirmektedir.¹⁴⁴

Haikola ve ark. yaşlı Finliler arasında dişsizlik prevalansı ve ilişkili faktörleri araştırdıkları çalışmalarında %37 oranında tam dişsizlik bildirmişlerdir. Tam dişsiz kişilerin cinsiyete göre dağılımında %43 oranında kadın, %30 oranında erkek sonuçlarının literatürdeki birçok çalışma ile uyumlu olduğunu belirtmişlerdir.¹⁴⁴

Nalçacı ve ark. ülkemizde yaptıkları çalışmada 65 yaş ve üstü kişilerin ağız sağlığı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarında %11,6 oranında 65 yaş ve üstü kişilerde tam dişsizlik bildirmişlerdir. Kadın popülasyonunda anlamlı derecede erkek popülasyonuna göre daha fazla diş kaybı olduğunu belirtmişlerdir.¹⁴⁵

Günümüzde implant uygulamaları fonksiyonel ve estetik amaçla diş kayıplarının tedavi edilmesi amacıyla sıklıkla uygulanan bir tedavi yöntemidir.³¹ Dental implant uygulamalarının en önemli sınırlayıcı faktörü yetersiz kemik kalitesi ve hacmidir. Bu sınırlayıcı faktörler genellikle inley veya onley greftleme, sinüs lifting, distraksiyon osteotomisi ve inferior alveolar sinir repozisyonu gibi ileri cerrahi prosedürlerle aşılmaktadır.^{72,85} Şiddetli atrofik maksilla ve mandibulaların implant destekli rehabilitasyonu için bir dizi yaklaşım geliştirilmiş olsa da bu tedavilerin çoğu maliyetli ve uzun sürelidir. Bu yöntemleri ekarte amacıyla daha öngörülebilir bir protokol olan 'All-On-4' konsepti Dr. Paulo Malo ve ark. tarafından tanımlanmıştır. Bu konseptte göre anterior bölgeye 2 düz, posterior bölgeye 2 açılı olmak üzere toplam 4 implant kullanılması gerekmektedir.

Literatürde 'All-On-4' konseptinin başarısını araştıran birçok çalışma mevcuttur. Babbush ve ark. yaptıkları çalışmada 1 yıllık kontrollerde implant başarı oranlarının %99,6 ve protez başarı oranlarının %100 olduğunu bildirmişlerdir. Malo ve ark. 23 dişsiz çeneyi 'All-On-4' konsepti ile tedavi ettikleri çalışmalarında ilk yılın sonunda maksillada %97,2 mandibulada %100 başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir. Calandriello ve ark. 1 yıllık takiplerini yaptıkları 18 hastayı içeren araştırmasında implant başarı

oranının %96,7 olduğunu rapor etmişlerdir.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸ Tüm bu çalışmalar ‘All-On-4’ konseptinin kısa dönem başarısını göstermektedir.

Malo ve ark. mandibulayı all-on-4 konsepti ile tedavi ettiği 245 hastanın uzun dönem klinik takibini gerçekleştirdikleri çalışmalarını 2011 yılında yayınlamışlardır. Çalışma sonuçlarında 5 yıllık başarı oranının %98,1, 10. yıl sonunda ise %94,8 olduğu bildirilmiştir.⁹³ Aparicio ve ark. açılı yerleştirdikleri 42 implantın 5 yıllık takip sonuçlarını rapor ettikleri çalışmalarında başarı oranının %100 olduğunu bildirmişlerdir.¹⁴⁹

Çalışmamızda 65 yaş üstü kadın hastaya ait dişsiz mandibula BT görüntüsü kullanılarak mandibula anatomisi taklit edilmiştir ve ‘All-On-4’ konsepti araştırılmıştır.

‘All-On-4’ konseptinde anteriorda 2 aksiyel implant, posteriorda premolar diş bölgesinde mental foramen önüne 2 distale eğimli olmak üzere toplamda 4 implant yeterlidir.³ Çalışmamızda model 1,3 ve 5’te anterior implantlar lateral diş bölgesine, model 2, 4 ve 6’da anterior implantlar kanin diş bölgesine yerleştirilmiştir. Tüm modellerde posterior implantlar premolar bölgesinde konumlandırılmıştır.

‘All-On-4’ konseptinde uygulanacak implantların çapı ile ilgili araştırmalar açılı yerleştirilen distal implantların en az 4.0 mm’lik bir çapa, anteriordaki implantların ise 3.75-4 mm’lik bir çapa sahip olması gerektiğini önermektedir.⁸⁹ Çalışmamızda kullandığımız anterior implantların çapı 3,75 mm ve posterior implantların çapı 4,3 mm’dir.

All-On-4 konsepti için uygulanacak tüm implantların uzunluklarının 10 mm ile 18 mm boyutunda olması önerilmektedir.^{87,90} Çalışmamızda kullanılan implantların boyları model 1 ve 2’de anterior implantlar 11 mm posterior implantlar 13 mm, model 3 ve 4’te anterior implantlar 13mm posterior implantlar 15 mm, model 5 ve 6’da ise anterior implantlar 15 mm ve posterior implantlar 18mm’dir.

Literatürde distal implantların farklı açılanmasını içeren çalışmalar incelendiğinde, 45° eğimli yerleştirilen implantların çevresinde maksimum gerilmeler saptanmışken, 15° ve 30° açılanmalarda aksiyel implantlara benzer sonuçlar bulunmuştur.^{91,92} Bevilacqua ve ark. tarafından yapılan çalışmada posterior bölgesindeki implantların 30° açılanmasının kemikteki stresleri azalttığı rapor edilmiştir.¹⁵⁰ Durkan ve ark. yaptıkları çalışmada posterior implant açılanmasının

15° ‘den 30°’ye çıkarılmasıyla implant ve çevresindeki kemikte oluşan stres miktarının azaldığını bildirmişlerdir.¹⁵¹ Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda anterior implantlar kemiğe 90° ‘lik açı ile aksiyel olarak yerleştirilmiştir. Posteriodaki implantların kemik ile açısı 30° ‘dir. Çalışmamızda açılar sabit tutulup distal implantların açıları değişken olarak araştırılmamıştır.

Dünya Sağlık Örgütü gelişmiş ülkelerde yaşayan 65 yaş üstü bireyleri yaşlı olarak tanımlamaktadır. Dünya nüfusunun yaş dağılımı değişmektedir ve yaşlı insanların oranı dünya çapında artmaya devam etmektedir. 2025 yılına kadar yaşlı nüfusta özellikle gelişmekte olan ülkelerde %300’e varan artışlar beklenmektedir. Özellikle yaşlı nüfusun artması sonucu travma vakalarının arttığı ve ilerde daha da artacağı öngörülmektedir. Travma vakalarındaki bu artışın sebepleri olarak yaşlı bireylerin düşmeye yatkın olmaları, yaşla beraber denge kayıplarının artması ve fizyolojik olarak reflekslerin azalması sıralanabilmektedir.^{110,152}

Maksillofasiyal bölge kırıklarının etiyolojilerinin araştırıldığı çalışmalarda ülkelerin coğrafik özellikleri, sosyo-ekonomik durumları, yaşam şekilleri ve kültürel seviyelerindeki farklılıklardan dolayı çeşitli sonuçlar rapor edilmiştir.¹⁵³

Demir ve ark. maksillofasiyal kırığı olan 121 olguyu değerlendirdikleri çalışmalarında kırıkların nedenleri arasında trafik kazalarının %42 oranla ilk sırada olduğunu bildirmişlerdir. Trafik kazalarını sırasıyla %27 oranla darp, %23 oranla düşme ve %7 oranla sert cisim çarpması izlemektedir. Aynı çalışma da maksillofasiyal bölgede en sık kırılan kemiğin %43 oranla mandibula olduğu bildirilmiştir.¹⁵⁴

65 yaş üstü bireylerin %30’u her yıl düşmektedir ve bu insidans 80,5 yaş üstü bireylerde %40’ın üzerine çıkmaktadır. Edmundson ve ark. yaptıkları çalışmalarında düşme nedeniyle maksillofasiyal travmaya maruz kalan 65 yaş üstü kadınların, erkekleri önemli ölçüde geride bıraktığını bildirmiştir.¹⁰

Gerbino ve ark. 60 yaş üstü 222 maksillofasiyal travma hastasını araştırdıkları çalışmasında %55,9 oranla düşmenin en sık neden olduğunu belirtmişlerdir. Trafik kazaları %35,1 oranla en sık 2. etiyolojik faktördür. Aynı çalışmada kırıkların lokalizasyonuna göre dağılımında %71 oranla yüzün orta üçte birlik kısmı en sık etkilenen bölge iken alt üçte birlik kısımda kırık görülme oranı %25,4 olarak bildirilmiştir.¹⁵⁵

Chrcanovic ve ark. 3345 maksillofasiyal travma hastasını inceledikleri çalışmasında %4,81 oranla hastaların 60 yaş ve üstü olduklarını bildirmişlerdir. Bu hasta grubunda en sık kırık görülen kemiğin %29,7 oran ile mandibula olduğu ve bu yaş grubundaki hastaların çoğunun dişsiz atrofik bir mandibulaya sahip olduğunu belirtmişlerdir.¹¹⁰

Mugino ve ark. 335 mandibula kırığı ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, %3 oranında hastaların tam dişsiz mandibula, %2,3 oranında atrofik mandibulaya sahip olduklarını bildirmişlerdir.¹¹⁶

Mandibula kırıkları, artan düşme riskleri ve mandibuladaki anatomik değişiklikler nedeniyle yaşlı popülasyonda daha sık görülmektedir. Diş kayıpları sonucu oluşan rezidüel kemiğin atrofisi mandibulayı kırılmaya yatkın hale getirmektedir ve diş kayıpları aynı zamanda mandibulanın kanlanması ve travmatik kuvvetler karşısında direncini azaltmaktadır.¹⁰

Mandibula korpus kırıklarının görülme sıklığının kaybedilen diş sayısının artması ile bariz şekilde arttığı ve dişsiz hastalarda bunun nedeninin kemikteki rezorpsiyona bağlı hacim ve kanlanmanın azalması olduğu bildirilmiştir.^{8,10}

Mandibula kırıkları bölgelere göre sınıflandırıldığında en çok kondil bölgesinde kırık görülmektedir. Sırasıyla korpus ve simfiz bölge kırıkları kondil kırıklarını takip etmektedir. Simfiz bölgesine gelen travmatik kuvvetler sonucunda kondil kırıklarının oluştuğu ve kondil kırıklarının simfiz kırıkları ile beraber meydana gelebileceği bildirilmiştir.⁸

Yamamoto ve ark. düşmeye bağlı oluşan maksillofasiyal kırığı olan 457 hastayı geriye dönük analiz ettikleri çalışmalarında %64,5 oranında kondil bölgesinde kırık tespit ettiklerini bildirmişlerdir. %13,5 oranıyla korpus kırıkları ve %11,9 oranıyla simfiz kırıklarının kondil kırıklarını takip ettiğini rapor etmişlerdir. Fakat bu travmaya maruz kalmış hastalara hangi yönden travmatik kuvvet geldiğini belirtmemişlerdir. Çalışmamızda tüm modellere simfiz bölgesinden frontal yönde travmatik kuvvet ve premolar bölgesindeki distal implant bölgesinden lateral travmatik kuvvet uygulanmıştır. Beklendiği gibi streslerin daha çok kondilde ve simfiz bölgesinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.

İmplant cerrahisi sırasında kullanılan yanlış tekniklerin, yetersiz kemik hacminin, bölgesel patolojilerin ve başarısız bir kemik- implant bağlantısının mandibula kırıklarına sebep olabileceği ileri sürülmektedir.¹⁵⁶

Albrektsson mandibulaya implant yerleştirilmesine bağlı olarak kırık oluşabileceğini bildirmiştir.¹⁵⁷ Raghoobar ve ark. atrofik mandibulada implant uygulamalarına bağlı gelişen kırıkları araştırdıkları çalışmalarında 916 hastaya implant uygulamışlardır. 2 hastada implantların yerleştirilmesi veya çıkarılmasına bağlı olarak mandibulada kırık oluştuğunu bildirmişlerdir.¹¹³ Soehardi ve ark. 1980-2007 yılları arasında dişsiz hastalarda implant yerleştirilmesiyle bağlantılı olarak meydana gelen kırıkları inceledikleri araştırmasında, çalışmaya dahil ettikleri 475000 hastada kırık insidansının %0,05 olduğunu bildirmişlerdir.¹¹⁴

Literatürde ‘All-On-4’ konsepti ve farklı protetik yaklaşımlarla tedavi edilmiş çenelerin çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak oluşan kemikteki stres değerlerini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır.¹⁵⁸⁻¹⁶¹ İnterforaminal bölgeye yerleştirilen iki implantın frontal travmatik kuvvet sonucunda oluşan kemikteki streslere etkilerinin incelendiği sınırlı sayıda çalışmaya rastlanılmıştır.^{11,143} Çalışmamızda ‘All-On-4’ konseptinde uygulanan aksiyel implantların yerleşim bölgelerinin ve implantların kemik içerisindeki monokortikal, bikortikal ve uzun bikortikal olarak konumlandırılmalarının frontal ve lateral travmatik kuvvetler sonucunda oluşan kemik ve implant etrafındaki stresler ölçülmüştür ve kırık üzerine olası etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Atrofik mandibulada interforaminal bölge kemik yüksekliği 10 mm’den az olduğu durumlarda kırık riski göz önünde bulundurularak implant planlanmasının dikkatlice yapılması önerilmektedir.¹¹⁴ İnterforaminal bölgeye 4 adet implant yuvasının oluşturulmasının kemikte oluşan stresleri arttıracak ve implant yuvaları arası mesafe azaldıkça fraktür oluşma riskinin arttığı bildirilmiştir.^{16,162}

Luhr ve ark. farklı derecede atrofi olan mandibula kırıklarını tedavi etmenin zorluğuna göre basit bir mandibular atrofi sınıflaması geliştirip 3 sınıfa ayırmışlardır.¹¹² Literatürde sıkça kullanılan bu sınıflamaya göre modellerimizde kullandığımız mandibula anterior bölgede sınıf 1 atrofiye posterior bölgede sınıf 3 atrofiye sahiptir.

Ağız içerisinde herhangi bir dokuya kuvvet uygulandığı zaman deformasyon ve stres oluşma ihtimali olasıdır. Vital dokularda bu kuvvetlerin ölçülmesi ve yapısal bozukluğu nasıl neden olduğunun tespit edilmesi mümkün olmayabilir. Vital dokuların

kompleks biyomekanik yapısı mühendislik dalının bilgisayar tabanlı analiz yöntemleri ile in vitro olarak incelenebilmektedir.¹³⁵

SESA kullanılarak yapıların eğilme, kırılma, bükülme, gerilme, elastik deformasyonları ve yer değişimi matematiksel olarak değerlendirilebilir.¹⁶³ Literatür araştırmaları sonucunda sonlu elemanlar stres analiz yönteminin araştırmacılar tarafından özellikle son zamanlarda ilgi gördüğü ve implantoloji alanındaki çalışmalar da sıklıkla başvurulmuş bir yöntem olduğu belirtilmiştir.¹³⁵ Marcian ve ark. implant yerleşimi öncesi SESA yönteminin kullanılması ile implantın sağ kalım süresinin öngörülebilir olabileceğini bildirmiştir.¹⁶⁴ Vollmer ve ark. kompleks biyomekaniğe sahip mandibulanın kuvvetler altında davranışının SESA yöntemi ile incelenmesinin yararlı bir metot olduğunu ve kemikteki stres verilerini değerlendirebilmek için yeterli olduğunu belirtmişlerdir.¹⁶⁵ Çalışmamızda ‘All-On-4’ konseptiyle tedavi edilmiş mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır.

SESA incelenecek yapının 2 boyutlu ya da 3 boyutlu analizine imkân sağlayabilmektedir. Meijer ve ark. SESA yöntemi ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu modeller oluşturup birbirleriyle kıyasladıkları çalışmalarında 3 boyutlu modellerin stres yoğunlaşmalarını daha doğru simüle ettiğini ve daha gerçekçi sonuçlar verdiğini bildirmiştir.¹⁶⁶ Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin kompleks yapısı, çeşitliliği ve morfolojisi dikkate alındığı zaman 3 boyutlu SESA bu yapıların incelenmesi için önerilmektedir.¹⁶⁷ Bizim de çalışmamızda 3 boyutlu SESA incelemesi yapılmıştır.

SESA analizi ile incelenecek yapının bir modelini elde etmek amacıyla bilgisayarlı tomografi görüntüleri, manyetik rezonans görüntüleme veya dijital tarama gerekmektedir.¹⁶⁸ Çalışmamızda dişsiz mandibulaya sahip hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüleri modelleme yapılırken referans alınmıştır.

SESA ile incelenen yapılar, birbirlerine düğüm noktalarından bağlanan eleman denilen geometrik yapılara bölünürler. Modeller oluşturulurken kullanılan düğüm ve eleman sayısının fazlalığı ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etme ihtimali artmaktadır.¹⁶⁹ Literatürdeki SESA çalışmaları incelendiğinde Winter ve ark. çalışmalarında 28909-30778 düğüm sayısı ile 19109-20500 eleman sayısı, Meijer ve ark. çalışmalarında 1020-1437 düğüm sayısı ile 5803-10281 eleman sayısı kullanmıştır.^{170,171} Çalışmamızda kullanılan düğüm sayısı 1554610 ile 2288034

arasında; eleman sayısı ise 6349349 ile 9704886 arasında değişmektedir. Çalışmamızda kullanılan düğüm ve eleman sayısının literatürdeki benzer çalışmalara göre oldukça yüksek olması verilerimizin gerçeğe daha yakın olduğunu düşündürmektedir.

Dental implantlarla ilgili SESA çalışmalarında implantların kemiğe %100 osteointegre olduğu kabul edilmektedir.¹⁷²⁻¹⁷⁴ Fakat hücresel düzeyde %100 kemik ve implant teması mümkün değildir.¹³⁶ Çalışmamızda literatürdeki örnek çalışmalar gibi implant kemik bağlantısı %100 osteointegre olarak modelleme yapılmıştır.

Ozan ve ark. ‘All-On-4’ konseptinde implantların farklı açılanmalarının çiğneme kuvvetleri ile oluşan kemikteki stresleri SESA ile inceledikleri çalışmalarında posterior implantları mental foramenin 5 mm önünde ve mental foramenler arası mesafe 50 mm olacak şekilde modellemiştir.¹⁷⁵ Bizim de çalışmamızda posterior implantlar mental foramenin 5 mm önünde yerleştirilmiş ve mental foramenler arası mesafe 50 mm olacak şekilde modellenmiştir.

SESA çalışmalarında ligamentlerin, kasların ve bağ dokusunun modellenmesi sonuçların güvenilirliğini arttırdığı bilinmektedir.¹³⁵ Literatürdeki SESA çalışmalarında anterior temporal kas, posterior temporal kas, medial pterygoid kas, lateral pterygoid kas ve masseter kası yay elemanları olarak modellenmiştir.¹⁴³ Çalışmamızda bu kas gruplarının literatürdeki standart kabul edilen sertlik değerleri referans alınmıştır.

Torreira ve ark. yaptıkları SESA çalışmasında standart travma koşulları altında mandibulanın biyomekanik davranışını analiz etmek amacıyla biri mandibula simfiz bölgesinden diğeri ise mandibulanın korpus bölgesinden olmak üzere 2 farklı travma kuvveti simule etmişlerdir.¹⁷⁶ Travma koşulları altında mandibulanın biyomekanik davranışını araştırdığımız çalışmamızda simfiz bölgesinden frontal kuvvet ve korpusta premolar bölgesinden lateral travmatik kuvvetler uygulanmıştır.

Literatürdeki travmatik kuvvetlerin etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda 2000 N ve 10 Mpa şiddetinde iki ayrı kuvvetin uygulandığı görülmektedir.^{11,143,177} ‘All-On-4’ konsepti uygulanan mandibulaya gelen travmatik kuvvetlerin araştırıldığı çalışmamızda simfiz bölgesinden 2000 N şiddetinde frontal kuvvet ve premolar bölgesine 2000 N şiddetinde lateral kuvvet uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde elde edilen Maksimum Asal Gerilim (Pmax), Minimum Asal Gerilim (Pmin) ve Von Mises stres verileri incelenecek

materyalin mekanik özelliklerine göre değerlendirilmelidir.¹⁷⁸ Kırılgan özellikli kemik gibi materyallerin değerlendirilmesinde stresin karakteri ve etkili olduğu bölgeyi belirlemede asal streslerin kullanılması gerekmektedir. Pmax modeldeki en yüksek çekme streslerini, Pmin ise modeldeki en yüksek basma streslerini ifade etmektedir. İmplant gibi çekilebilir özellikteki materyallerin değerlendirilmesinde Von Mises streslerinin kullanılması gerekmektedir. Bu değerler streslerin yoğunluğunu ve dağılımını belirtirken streslerin karakteri hakkında bilgi vermemektedir.^{179,180} Kemikte oluşan Von Mises stres değerleri, stres dağılımları hakkında bilgi edinmek ve incelenen farklı modeller arasında oluşan stres farklılıklarını değerlendirmek amacı ile kullanılabilir. Lotz ve ark. SESA çalışmalarında kemik kırık riski için Von mises stres değerlerinin kullanılması gerektiğini savunmaktadır.¹⁸¹ Çalışmamızda uygulanan travmatik kuvvet sonucu mandibulanın anatomik bölgelerine göre kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres verileri ile implantların etrafında ve implantların çevresindeki kemikte oluşan Von mises stres verileri değerlendirilmiştir.

Lofaj ve ark. monokortikal ve bikortikal fiksasyonu karşılaştırdıkları SESA çalışmalarında osseointegrasyonun tamamlanmadığı dönemde implantların bikortikal yerleştirilmesinin mekanik avantaj sağladığını fakat osseointegrasyon geliştikçe stres dağılımına etkisinin minimal olduğunu bildirmişlerdir.¹²³

Kan ve ark. atrofik mandibulaya uygulanan 2 anterior implantların uzunluğunun ve implantlar arası mesafenin frontal travmatik kuvvete etkisini inceledikleri 3 boyutlu SESA çalışmalarında lateral ve kanin bölgesine yerleştirilen implantların uzunluğu arttıkça implant etrafında ve implant çevresindeki kemikte oluşan Von Mises stres değerinin de arttığını bildirmiştir.¹¹ Çalışmamızda frontal travmatik kuvvet uygulanan modellerde anterior implantların etrafındaki ve implantları çevreleyen kemikteki en düşük Von mises stres değeri monokortikal yerleşimde, en yüksek değerler ise uzun bikortikal yerleşimde elde edilmiştir.

Pierrisnard ve ark. implant uzunluğunun ve bikortikal ankrajın implant çevresindeki strese etkisini incelemek için yaptıkları SESA çalışmasında 3.75 mm çaplı farklı uzunlukta 7 implant modeli oluşturmuşlardır. Çalışmalarının sonucunda implant uzunluğunun artmasıyla implant etrafındaki stresin azalmadığını bildirmişlerdir.¹⁸²

Himmlova ve ark. implant çapının ve uzunluğunun stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmasında, implant etrafındaki stres dağılımında implant çapının

uzunluğundan daha etkili olduğunu ve implant çapı sabit iken uzunluğunun artmasıyla strese çok az miktarda azalma olduğunu belirtmişlerdir.¹⁸³

Hussein ve ark. ‘All-On-4’ konseptinde anterior aksiyel implantların konumlarını inceledikleri araştırmasında, anterior implantın lateral bölgesinden kanin bölgesine alınması ile implant etrafındaki ve implant çevresindeki spongiyöz kemikte oluşan Von Mises stres değerinde bir azalma olduğunu bildirmişlerdir.¹⁸⁴ Wu ve ark. implant pozisyonlarının ve açıların biyomekanik performanslara etkisini araştırdıkları SESA çalışmasında anterior implant pozisyonunun kanin bölgesine alınması ile implant çevresindeki kemikte oluşan Von Mises stres değerinin azaldığını bildirmişlerdir.¹⁸⁵ Çalışmamızda frontal travmatik kuvvet sonucu implant etrafında oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde anterior aksiyel implantları lateral bölgeye yerleştirdiğimiz modellerde kanin bölgesine yerleştirdiğimiz modellere göre daha yüksek değerler elde edilmiştir. Fakat lateral travmatik kuvvet sonucu implant etrafında oluşan stres değerlerinde kanin bölgesindeki modellerde daha yüksektir.

Rubo ve ark. uygulanan kuvvetler sonucu oluşan streslerin en fazla kuvvete en yakın implantın çevresindeki kortikal kemikte oluştuğunu belirtmişlerdir.¹⁸⁶ Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek stres değeri lateral kuvvetin uygulandığı yere en yakın implant çevresinde gözlenmiştir ve bu çalışmayı desteklemektedir.

Takahashi ve ark. ‘All-On-4’ konsepti uygulanan mandibulada implant açısının ve uzunluğunun kortikal kemikteki stres dağılımına etkisini araştırdıkları SESA çalışmasında modellere distal implant bölgesinden 50 N okluzal kuvvet uygulamışlardır. Streslerin kuvvet tarafındaki distal açılı implantlarda daha fazla yoğunlaştığını ve implant uzunluğunun oluşan streslere çok az etkisi olduğunu bildirmişlerdir.¹⁸⁷ Çalışmamızda lateral travmatik kuvvet sonucu oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek değerlerin kuvvet tarafındaki distal açılı implant etrafında oluştuğu görülmektedir.

Santos ve ark. dişsiz mandibulada simfiz, parasimfiz ve korpus bölgelerine uygulanan travmatik kuvvetlerden kaynaklanan stres dağılımlarını SESA ile inceledikleri çalışmada simfiz bölgesindeki travmaların mental foramen bölgesinde düşük stres seviyelerine kondilde ise yüksek streslere neden olduğunu ve travmatik kuvvetin parasimfiz bölgesine uygulanması ile kemikte oluşan stresin arttığını bildirmişlerdir.¹⁸⁸ Çalışmamızda simfiz bölgesinden uygulanan 2000 N kuvvet sonucu

implant etrafında oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 339.29 MPa ile lateral bölgesine uzun bikortikal yerleştirilen, lateral kuvvet sonucu implant etrafında oluşan en yüksek Von Mises stres değeri ise 783.00 MPa ile kuvvetle aynı taraftaki bikortikal yerleştirilen implantta görülmüştür.



6. SONUÇLAR

1. Frontal ve lateral travmatik kuvvet uygulanan tüm çalışma modellerinde kortikal kemikte oluşan stresler spongiyöz kemikte oluşan streslerden daha yüksek seviyededir.
2. Frontal kuvvet sonucu kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri en yüksek kondil bölgesinde yoğunlaşmıştır. En düşük değerler ise angulus bölgesinde gözlenmiştir.
3. Frontal kuvvet sonucu kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek Pmax (410,31 MPa) ve Pmin (-358,78 MPa) stres değerleri sağ-sol kanin bölgesine vertikal ve uzun bikortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve uzun bikortikal yerleşimli model 6'da elde edilmiştir. Kondil bölgesindeki kortikal kemikteki en düşük Pmax (374,46 MPa) ve Pmin (-330,60 MPa) stres değerleri ise sağ-sol lateral bölgesine vertikal ve monokortikal, sağ-sol premolar bölgesine 30 ° distale açılı ve monokortikal yerleşimli model 1'de elde edilmiştir.
4. Lateral kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değeri en yüksek kuvvetin karşı tarafındaki kondil bölgesinde yoğunlaşırken en düşük kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde gözlenmiştir. Pmin stres değeri ise en yüksek kuvvet ile aynı taraftaki kondil bölgesinde yoğunlaşırken en düşük kuvvetin karşı tarafındaki angulus bölgesinde gözlenmiştir.
5. Frontal kuvvet sonucu implant etrafında oluşan Von Mises streslerinin lateral bölgesine yerleştirilen implantlarda kanin bölgesine yerleştirilen implantlara göre daha yüksek olduğu ve implantların kanin bölgesine yerleştirilmesi sonucu premolar bölgesindeki implant etrafındaki Von Mises stres değerlerinin azaldığı gözlenmiştir.
6. Lateral kuvvet sonucu implant etrafında oluşan Von Mises streslerinin kanin bölgesine yerleştirilen implantlarda lateral bölgesine yerleştirilen implantlara göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

7. Lateral kuvvet sonucu kuvvetle aynı taraftaki premolar implant etrafında oluşan Von Mises stres değerleri anterior implantların kanin bölgesine yerleştirilmesi ile azalmaktadır.
8. Frontal kuvvet sonucu implant etrafında oluşan Von Mises stres değerleri anteriora düz yerleştirilen implantlarda uzunluk arttıkça artmakta, posteriora açılı yerleştirilen implantlarda ise uzunluk arttıkça azalmaktadır.
9. Frontal kuvvet sonucu implant çevresindeki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Von Mises stres değerleri lateral bölgesine yerleştirilen implant modellerinde kanin bölgesine yerleştirilen implant modellerine göre daha yüksektir.
10. Frontal kuvvet sonucu implant çevresindeki kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan Von Mises stres değerleri tüm modellerde implant uzunluğu arttıkça artmaktadır.
11. Lateral kuvvet sonucu anterior ve kuvvetin karşı tarafındaki posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises stresleri anterior implantların kanin bölgesine yerleştirilmesi ile arttığı gözlenmiştir.
12. Lateral kuvvet sonucu implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerleri implant uzunluğu arttıkça kuvvetle aynı taraftaki premolar bölgesindeki implant çevresinde azalırken; diğer implantların çevresindeki kortikal kemikte artmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2006;95(1):71-78.
2. Saleem M, Saleem R, Meshack RA, Guru RC. Prosthetic management of edentulous mandible using endosseous implants and overdentures. *J Contemp Dent Pract*. 2011;12(1357):7.
3. 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;5:2-9.
4. Köseoğlu M, BAYINDIR F. 4 İmplant Üzeri Sabit Protetik Restorasyon Konsepti. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*. 2020;41(1):61-68.
5. Beğen T, Yavuzer H. Yaşlılık ve yaşlılık epidemiyolojisi. *Klinik gelişim*. 2012;25(3):1-3.
6. Lee KH. Interpersonal violence and facial fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(9):1878-1883.
7. Roberts I, Shakur H, Edwards P, Yates D, Sandercock P. Trauma care research and the war on uncertainty. *Bmj*. 2005;331(7525):1094-1096.
8. Yamamoto K, Kuraki M, Kurihara M, et al. Maxillofacial fractures resulting from falls. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;68(7):1602-1607.
9. Gönüllü H, Karadaş S, Dağhan I, Koçak ÖF, Tekin H. Bir acil servise başvuran maksillofasiyal travma olguları: retrospektif bir çalışma. *Türk Plastik Rekonstrüktif Ve Estetik Cerrahi Dergisi*. 2012;19(3):121-124.
10. Sidal T, DMD DAC. Fractures of the mandible in the aging population. *Special Care in Dentistry*. 2006;26(4):145-149.
11. Kan B, Coskunses FM, Mutlu I, Ugur L, Meral DG. Effects of inter-implant 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(7):908-913.
12. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The "All-on-4" immediate function concept: A Review. *NJDSR*. 2014;2(1):78-81.
13. McKenna G, Burke FM. Age-related oral changes. *Dent Update*. 2010;37(8):519-523.
14. Kurowski P. *Finite Element Analysis for Design Engineers*. SAE; 2017.
15. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;24(1):51-56.
16. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*. 2004;15(4):240-248.
17. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809-812.
18. Becker MJ. Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(1):19-29.
19. Bidez M, Misch C. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics*, ed. 2005;2:95-106.
20. Abraham CM. Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*. 2014;8:50.

21. Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J*. 1991;57(6):31-35.
22. MISCH CE. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005.
23. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(3):111-116.
24. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *Promot Dent*. 1973;(20):12-18.
25. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent*. 1983;50:399-410.
26. Browne M, Gregson PJ. Surface modification of titanium alloy implants. *Biomaterials*. 1994;15(11):894-898.
27. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*. 1991;18(6):474-481.
28. HAYRAN Y. İmplant Yüzey Şekillendirme Teknolojileri. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Surg-Special Topics*. 2016;2(2):98-105.
29. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials*. 2014;7(12):8168-8188.
30. Hobo S. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Publishing (IL); 1989.
31. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;24(1):51-56.
32. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1986;57(4):285-289.
33. Quesada García M, Prados Sánchez E, Olmedo Gaya MV, Muñoz Soto E, González Rodríguez M, Vallecillo Capilla MF. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. Published online 2009.
34. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J*. 2008;53:S34-S38.
35. Lauc T, Kobler P. Early post-operative complications in oral implantology. *Coll Antropol*. 1998;22:251-257.
36. Cranin AN. Glossary of implant terms. *The Journal of Oral Implantology*. Published online 2007:0_1.
37. Krause A, Cowles EA, Gronowicz G. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. *J Biomed Mater Res*. 2000;52(4):738-747.
38. Parithimarkalaighnan S, Padmanabhan T v. Osseointegration: an update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(1):2-6.
39. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5):597-607.
40. Albrektsson T, Eriksson AR, Friberg B, et al. Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater*. 1993;12(1):1-9.
41. Çetiner S, Zor F. The critical factors effecting the success of dental implants. *The Journal of Gazi University Faculty of Dentistry*. 2007;24(1):51-56.
42. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(2).
43. Palmer RM, Pleasance C. Maintenance of osseointegrated implant prostheses. *Dent Update*. 2006;33(2):84-92.

44. le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*. 2007;23(7):844-854.
45. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986;1(1):11-25.
46. KÜRKÇÜOĞLU Dİ, KÖROĞLU DA, ÖZKIR DSE. DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ VE BAŞARI DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;2010(3):221-229.
47. Misch CE, Perel ML, Wang HL, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5-15.
48. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*. 2008;3(Supplement 3):S131-S139.
49. Nakamura H. Morphology, function, and differentiation of bone cells. *J Hard Tissue Biol*. 2007;16(1):15-22.
50. Palacci P. *Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management Illinois*. Quintessence Publishing; 2000.
51. Lekholm U. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Published online 1985:199-209.
52. Bra-nemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry. Published online 1986.
53. Lekholm U ZGAT. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub; 1985.
54. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. 1st ed. Mosby Inc; 2005.
55. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Mosby Inc; 1999.
56. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-132.
57. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(3).
58. Cawood JJ, Howell R. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988;17(4):232-236.
59. Bernstein S, Cooke J, Fotek P, Wang HL. Vertical bone augmentation: where are we now? *Implant Dent*. 2006;15(3):219-228.
60. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(4).
61. Block MS, Kent JN. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction*. Saunders; 1995.
62. Brown J, Chatterjee R, Lowe D, Lewis-Jones H, Rogers S, Vaughan D. A new guide to mandibular resection for oral squamous cell carcinoma based on the Cawood and Howell classification of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34(8):834-839.
63. Cawood JJ, Stoelinga PJW, Blackburn TK. The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(5):377-385.

64. Sutton DN, Lewis BRK, Patel M, Cawood JI. Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33(7):676-682.
65. Cawood JI, Howell R. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988;17(4):232-236.
66. Juodzbals G, Kubilius M. Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *J Oral Maxillofac Res*. 2013;4(2).
67. Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. Part I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent*. 1974;32(1):7-12.
68. Bozdemir E, Amasya H. Yaşlanmayla birlikte ağız ve çevresindeki dokularda gözlenen yapısal ve fonksiyonel değişiklikler. *Selcuk Dental Journal*. 6(2):239-246.
69. Enlow DH, Bianco HJ, Eklund S. The remodeling of the edentulous mandible. *J Prosthet Dent*. 1976;36(6):685-693.
70. Wilkie ND. The role of the prosthodontist in preprosthetic surgery. *J Prosthet Dent*. 1975;33(4):386-397.
71. Marx RE. Clinical application of bone biology to mandibular and maxillary reconstruction. *Clin Plast Surg*. 1994;21(3):377-392.
72. GÜNPINAR Ş, ŞENGÜN MC, SEVİNÇ AS. İnförior Alveolar Sinir Transpozisyonu ile Eş zamanlı Dental İmplant Yerleştirilmesi: 4 Yıl Takipli Bir Vaka Raporu. *Selcuk Dental Journal*. 8(3):832-838.
73. Saruhan N, Ertaş Ü. Atrofik Alveolar Kretlerin Ogmentasyonunda Ekstraoral Otojen Kemik Grefti Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*. 2012;3(3):18-28.
74. Movahed R, Pinto LP, Morales-Ryan C, Allen WR, Wolford LM. Application of cranial bone grafts for reconstruction of maxillofacial deformities. In: *Baylor University Medical Center Proceedings*. Vol 26. Taylor & Francis; 2013:252-255.
75. Rogers GF, Greene AK. Autogenous bone graft: basic science and clinical implications. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2012;23(1):323-327.
76. Boyan BD, Lohmann CH, Romero J, Schwartz Z. Bone and cartilage tissue engineering. *Clin Plast Surg*. 1999;26(4):629-645.
77. Peetz M. Characterization of xenogenic bone material (Appendix) to: Boyne PJ, ed. Osseous Reconstruction of the maxilla and the mandible: Surgical techniques using titanium mesh and bone mineral. Published online 1997.
78. Pikos MA, Miron RJ. *Bone Augmentation in Implant Dentistry: A Step-by-Step Guide to Predictable Alveolar Ridge and Sinus Grafting*. Quintessence Publishing Company Incorporated; 2019.
79. Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone augmentation techniques for horizontal and vertical alveolar ridge deficiency in oral implantology. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2019;31(2):163-191.
80. Dinse WE, Burnett RR. Anterior maxillary restoration using distraction osteogenesis and implants: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):250-253.
81. Alkan A, Baş B, İnal S. Alveolar distraction osteogenesis of bone graft reconstructed mandible. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005;100(3):e39-e42.

82. Herford AS, Audia F. Maintaining vector control during alveolar distraction osteogenesis: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(5).
83. Smiler DG. Repositioning the inferior alveolar nerve for placement of endosseous implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(2).
84. Nocini PF, de Santis D, Fracasso E, Zanette G. Clinical and electrophysiological assessment of inferior alveolar nerve function after lateral nerve transposition. *Clinical Oral Implants Research*. 1999;10(2):120-130.
85. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014;8(10):ZE16.
86. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):123-132.
87. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142(3):310-320.
88. del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(4):612-621.
89. 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(3):227-232.
90. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(4):431-445.
91. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(4).
92. Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(2):163-171.
93. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142(3):310-320.
94. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(4):431-445.
95. Ho CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J*. 2012;23:138-148.
96. Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(3):ZE10.
97. BÜYÜKAKYÜZ N, Merve Ö, UYUMAZ N, ÖZTÜRK M. ALT ÇENE KONDİL KIRIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ. *J Istanb Univ Fac Dent*. 2010;44(1):55-61.

98. de Mello Santos LS, Rossi AC, Freire AR, Matoso RI, Caria PHF, Prado FB. Finite-element analysis of 3 situations of trauma in the human edentulous mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;73(4):683-691.
99. Ajike SO, Adebayo ET, Amanyiewe EU, Ononiwu CN. An epidemiologic survey of maxillofacial fractures and concomitant injuries in Kaduna, Nigeria. *Nigerian Journal of Surgical Research*. 2005;7(3):251-255.
100. DEMİR Z, ÖKTEM F, VELİDEDEOĞLU H, ÇELEBİOĞLU S. Maksillofasiyal kırığı olan 121 olgunun değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması. In: *KBB-Forum*. Vol 7. ; 2008:85-90.
101. Lee K. Global trends in maxillofacial fractures. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2012;5(4):213-222.
102. Morkoç O, AYDIN EE, Başkurt H, Özgenç Ö, Uzunismail A. 143 MANDİBULA KIRIKLI OLGUNUN RETROSPEKTİF ANALİZİ. *Türk Plastik Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Dergisi*. 2010;18(1):1-5.
103. van Hoof RF, Merckx CA, Stekelenburg EC. The different patterns of fractures of the facial skeleton in four European countries. *Int J Oral Surg*. 1977;6(1):3-11.
104. Larsen OD, Nielsen A. Mandibular fractures: I. An analysis of their etiology and location in 286 patients. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1976;10(3):213-218.
105. ŞENEN D, EROL S, ORHAN AE, SEVİN A, ERDOĞAN B. Mandibula kırıklarına klinik yaklaşımlarımız. *Türk Plastik Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Derg*. 2006;14(2):102-104.
106. Bereket C, Şener İ, Şenel E, Özkan N, Yılmaz N. Incidence of mandibular fractures in black sea region of Turkey. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(3):e410.
107. Morkoç O, AYDIN EE, Başkurt H, Özgenç Ö, Uzunismail A. 143 MANDİBULA KIRIKLI OLGUNUN RETROSPEKTİF ANALİZİ. *Türk Plastik Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Dergisi*. 2010;18(1):1-5.
108. Stanley RB. Maxillofacial trauma. *Otolaryngology-head and neck surgery 2nd ed St Louis: Mosby Year Book*. Published online 1993:374-402.
109. GÖKCAN MK, YORULMAZ İ, Cem M. MANDIBULAR FRACTURES. In: *KBB-Forum: Elektronik Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*. Vol 8. ; 2009.
110. Chrcanovic BR, Souza LN, Freire-Maia B, Abreu MHNG. Facial fractures in the elderly: a retrospective study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2010;69(6):E73-E78.
111. Munante-Cardenas JL, Facchina Nunes PH, Passeri LA. Etiology, treatment, and complications of mandibular fractures. *J Craniofac Surg*. 2015 May; 26 (3): 611-5.
112. 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. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1996;54(3):250-254.
113. Raghoobar GM, Stellingsma K, Batenburg RH, 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(5):553-559.
114. Soehardi A, Meijer GJ, Manders R, Stoelinga PJW. An inventory of mandibular fractures associated with implants in atrophic edentulous mandibles: a survey of Dutch oral and maxillofacial surgeons. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5).

115. Keller EE. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: a 10-year longitudinal study. *Implant Dentistry*. 1995;4(4):293.
116. Mugino H, Takagi S, Oya R, Nakamura S, Ikemura K. Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible. *Clin Oral Investig*. 2005;9(4):266-270.
117. Qudah MA, Al-Khateeb T, Bataineh AB, Ma'amon AR. Mandibular fractures in Jordanians: a comparative study between young and adult patients. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2005;33(2):103-106.
118. Carls FR, Pajarola G, Sailer HF. Mandibular fractures due to implant management--incidence, mechanism of injury and therapeutic characteristics. *Fortschritte der Kiefer-und Gesichts-chirurgie*. 1996;41:106-108.
119. KÜÇÜKKURT S. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(4):701-710.
120. Boschian 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(9):690-697.
121. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması [Doktora Tezi]. *Ankara: Hacettepe Üniversitesi*. Published online 2007.
122. Shafie HR. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*. John Wiley & Sons; 2014.
123. Lofaj F, Kučera J, Nemeth D, Kvetkova L. Finite element analysis of stress distributions in mono-and bi-cortical dental implants. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;50:85-96.
124. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(1):18-22.
125. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*. Published online 2002.
126. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2010;34(3):281-285.
127. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*. 1993;26(2):111-119.
128. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*. 1993;515.
129. Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical Therapy*. 1984;64(12):1886-1902.
130. TAŞKINSEL E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(Supplement 8):131-135.
131. Nicholson DW. *Finite Element Analysis: Thermomechanics of Solids*. CRC press; 2008.
132. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara*. Published online 2003.
133. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3).

134. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23(3):104-111.
135. GÜMRÜKÇÜ Z, Sevda K. SONLU ELEMANTLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 29(3):534-541.
136. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-598.
137. Brauer J. *What Every Engineer Should Know about Finite Element Analysis*. CRC Press; 1993.
138. Logan DL. *A First Course in the Finite Element Method*. Cengage Learning; 2016.
139. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. BoD–Books on Demand; 2012.
140. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(3):334-341.
141. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*. 2011;27(6):590-597.
142. Antic S, Vukicevic AM, Milasinovic M, et al. Impact of the lower third molar presence and position on the fragility of mandibular angle and condyle: A Three-dimensional finite element study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(6):870-878.
143. 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(1):1-7.
144. Haikola B, Oikarinen K, Söderholm A, Remes-Lyly T, Sipilä K. Prevalence of edentulousness and related factors among elderly Finns. *J Oral Rehabil*. 2008;35(11):827-835.
145. Nalçacı R, Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr*. 2007;45(1):55-64.
146. Babbush CA, Kanawati A, Brokloff J. A new approach to the All-on-Four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(3):314-325.
147. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7:s1-s12.
148. ÇİMEN E, DEREÇİ Ö. TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLA VE MANDİBULANIN ALL-ON-4 İMMEDİATE YÜKLEME KONSEPTİ İLE TEDAVİSİ: 1 YILLIK RETROSPEKTİF KLİNİK ÇALIŞMA. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 26(2).
149. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):39-49.
150. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *International journal of prosthodontics*. 2008;21(6).

151. Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2020;35(1).
152. Gerbino G, Roccia F, de Gioanni PP, Berrone S. Maxillofacial trauma in the elderly. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(7):777-782.
153. Akgül M, Evcil S, HARORLI A. SPOR TRAVMALARINDA OLUŞAN MAKSİLLA VE MANDİBULA FRAKTURLERİ/FRACTURES OF MAXILLA AND MANDIBULA AS A RESULT OF SPORT TRAUMA. *Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*. 2010;1(1).
154. DEMİR Z, ÖKTEM F, VELİDEDEOĞLU H, ÇELEBİOĞLU S. Maksillofasiyal kırığı olan 121 olgunun değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması. In: *KBB-Forum*. Vol 7. ; 2008:85-90.
155. Gerbino G, Roccia F, de Gioanni PP, Berrone S. Maxillofacial trauma in the elderly. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(7):777-782.
156. Chrcanovic BR, Custódio ALN. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral Maxillofac Surg*. 2009;13(4):231-238.
157. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1988;60(1):75-84.
158. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM. Finite element stress analysis of applied forces to implants and supporting tissues using the “All-on-Four” concept with different occlusal schemes. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):185-194.
159. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(3).
160. Carneiro BA, de Brito Jr RB, França FMG. Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(2):161-168.
161. Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2012;56(2):110-119.
162. Cawood JJ, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery: I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1991;20(2):75-82.
163. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):321-329.
164. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone—a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830-3836.
165. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffkò J. Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2000;28(2):91-96.
166. MEIJER HAJ, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil*. 1996;23(11):757-763.

167. Moeen F, Nisar S, Dar N. A STEP BY STEP GUIDE TO FINITE ELEMENT ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTOLOGY. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
168. Mohammed SD, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*. Published online 2014:1-5.
169. Kurowski P. *Finite Element Analysis for Design Engineers*. SAE; 2017.
170. Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: a comparative finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(3).
171. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*. 1992;68(1):96-102.
172. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics*. 1995;4(2):95-100.
173. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, 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(3):227-234.
174. Sütüpedeler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(6).
175. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(1).
176. Torreira MG, Fernandez JR. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2004;32(5):303-307.
177. 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. *Dental Traumatology*. 2006;22(1):18-24.
178. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(5):875-880.
179. Mises R v. Mechanik der festen Körper im plastisch-deformablen Zustand. *Nachrichten von der Gesellschaft der Wissenschaften zu Göttingen, Mathematisch-Physikalische Klasse*. 1913;1913:582-592.
180. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(4):441-450.
181. Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: part I—linear analysis. Published online 1991.
182. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(4):254-262.

183. Himmlova L, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-25.
184. Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(2):e12-e18.
185. Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Effects of positions and angulations of titanium dental implants in biomechanical performances in the all-on-four treatment: 3D numerical and strain gauge methods. *Metals (Basel)*. 2020;10(2):280.
186. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 2008;34(5):248-255.
187. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010;54(4):179-184.
188. de Mello Santos LS, Rossi AC, Freire AR, Matoso RI, Caria PHF, Prado FB. Finite-element analysis of 3 situations of trauma in the human edentulous mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;73(4):683-691.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ESER	Soyadı	ÇARPAR
Doğ.Yeri		Doğ.Tar.	
Email		Uyruğu	T.C

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Uzmanlık	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2022
Yük.Lis.		
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	İstiklal Makzume Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018-2022
2.	Diş Hekimi	Özel Marmaradent ADSP	2015-2018
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	Orta	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word	İyi
Excel	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

MRI Findings of different types of odontogenic cysts – pilot study

ÇARPAR E. , KESKİN YALÇIN B. , SOLUK TEKKEŞİN M. , aralasmak a., ÇAKARER S., Gürkan Köseoğlu B. , et al.

26th International Scientific Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery, Girne, Kıbrıs (Kktc), 28 Nisan - 02 Mayıs 2019, ss.174-175

Suluk Tekkesin, M., Kula, O., Keskin Yalcin, B., Kocak Berberoglu, H., Aralasmak, A., Cakarer, S., & Carpar, E. (2022). Evaluation of CT and MRI imaging results of radicular cysts, odontogenic keratocysts, and dentigerous cysts and their contribution to the differential diagnosis.

2019 TDB ULUSLARARASI DİŞ HEKİMLİĞİ KONGRESİ

‘Ototransplantasyonda sutur fiksasyonunun avantaj ve dezavantajları’ poster sunumu