

BERFIN LARA IŞIK

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2021

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**ALL ON FOUR KONSEPTİYLE UYGULANAN FARKLI
BOY VE YERLEŞTİRİLME AÇILARINA SAHİP
İMLANTLARIN STRES DAĞILIMLARININ SONLU
ELEMANTLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

BERFİN LARA IŞIK

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. RÜŞTÜ CEM TANYEL**

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**AĞIZ DİŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim hayatım boyunca tecrübesiyle bana yol gösteren, her zaman anlayışını ve desteğini üzerimde hissettiğim, öğrencisi olmaktan gurur, her daim birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çok değerli doktora danışman hocam Sayın Doç. Dr. Rüştü Cem Tanyel'e,

İhtisasım boyunca bilgisi, tecrübesi ve desteğini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Yusuf Emes ve Prof Dr. Burak Çankaya' ya,

Bu süreçte her zaman yanımda olan canım arkadaşlarım Dt. Mert Kılıç, Dt. Uğur Aga, Dt. Zeynep Eda Gül, Dt. İlayda İlday ve Irmak Uzun' a

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ında beraber çalıştığım bütün değerli hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma,

Desteğini ve sevgisini üzerimde hep hissettiğim sevgili Kaan Yardımcı' ya,

Bugünlere gelmemi sağlayan, her daim yanımda olan annem, babam ve canım kardeşim Berkin' e

sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
İTHAF.....	2
TEŞEKKÜR.....	3
İÇİNDEKİLER	4
TABLolar LİSTESİ.....	7
ŞEKİLLER LİSTESİ	9
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	14
ÖZET	15
ABSTRACT.....	16
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	17
2. GENEL BİLGİLER	19
2.1. Dental İmplantlar	19
2.2. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları.....	19
2.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı	20
2.4. Kemik Dokusunun Yapısı ve Özellikleri	23
2.4.1. Kemik Sınıflandırmaları	24
2.5. İmplantların Sınıflandırılması	27
2.6. İmplant Destekli Protezler	28
2.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	29
2.7. All-on Four Tekniği	31
2.8. Dental İmplantlarda Biyomekanik	35
2.9. Stres Analiz Yöntemleri.....	42
2.9.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler	42
2.9.2. Stres Analiz Yöntemleri.....	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	53
3.1. Çalışmada Kullanılan İmplant ve Protez Parçaları ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	53
3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemik Modellemesi	59
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	61
3.4. Kullanılan Materyaller ve Özellikleri	62

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	63
3.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik-İmplant Bağlantı Durumu	65
4. BULGULAR.....	67
4.1. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri	67
4.2. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri	69
4.3. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri	72
4.4. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri	75
4.5. İmmediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri.....	78
4.6. İmmediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri	81
4.7. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri.....	84
4.8. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri	87
4.9. İmmediat Yüklemede Anterior İmplantta Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	90
4.10. İmmediat Yüklemede Anterior İmplantta Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	92
4.11. Gecikmiş Yüklemede Anterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	94
4.12. Gecikmiş Yüklemede Anterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	95
4.13. İmmediat Yüklemede Posterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	97
4.14. İmmediat Yüklemede Posterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	99
4.15. Gecikmiş Yüklemede Posterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	100
4.16. Gecikmiş Yüklemede Posterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri	102
4.17. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri	103
4.18. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri	105
4.19. İmmediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri	106
4.20. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri	108
5. TARTIŞMA	110
6. SONUÇLAR.....	124
KAYNAKLAR	126

HAM VERİLER	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
FORMLAR	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
ETİK KURUL KARARI	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
PATENT HAKKI İZNİ	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	142
ÖZGEÇMİŞ	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implantların başarı skalası	22
Tablo 2-2: Doğal diş ve implant üzerine gelen çiğneme kuvvetleri	37
Tablo 2-3: İmplant boyu ve başarısı arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar.....	38
Tablo 2-4: Titanyum sınıfları ve alaşımının fiziksel özellikleri	40
Tablo 3-1: Kullanılan malzemelerin elastic modül ve poisson oranları	62
Tablo 3-2: Çalışmada modellerinin düğüm ve element sayılar	63
Tablo 4-1: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri	68
Tablo 4-2: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan basma değerleri	70
Tablo 4-3: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri	73
Tablo 4-4: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan basma değerleri	76
Tablo 4-5: İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan çekme değerleri	79
Tablo 4-6: İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerleri.....	82
Tablo 4-7: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri	85
Tablo 4-8: Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerleri.....	88
Tablo 4-9: İmmediat yükleme altında anterior implantta boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	91
Tablo 4-10 : İmmediat yükleme altında anterior implantta boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	93
Tablo 4-11: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	95
Tablo 4-12: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	96
Tablo 4-13: İmmediat yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	98
Tablo 4-14: İmmediat yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	100
Tablo 4-15: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	101
Tablo 4-16: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	103

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Zarb ve Lekholm' un kemik miktarına göre sınıflandırılması	25
Şekil 2-2: Zarb ve Lekholm' un kemik kalitesine göre sınıflandırılması	25
Şekil 2-3: Cawood ve Howell' in sınıflaması	26
Şekil 2-4: Misch' in kemik sınıflaması	27
Şekil 2-5: Üst ve alt çenede all-on 4 konsepti	33
Şekil 2-6: All-on 4 tedavi konseptinin aşamaları	34
Şekil 2-7: Maksillada all-on 4 konseptine göre implant yerleşimi	35
Şekil 2-8: Kuvvet tipleri	37
Şekil 2-9: İmplant makrogeometrisi	39
Şekil 2-10: Kuvvetin bileşenleri	43
Şekil 3-1: İmplant modeli	54
Şekil 3-2: Açılı multiunit abutment ve bağlantı vidası	54
Şekil 3-3: Düz multiunit abutment ve bağlantı vidası	55
Şekil 3-4: İmplant ve açılı multiunit abutment	55
Şekil 3-5: İmplant ve düz multiunit abutment	56
Şekil 3-6: Çalışma modelinin son hali	56
Şekil 3-7: Posteriorıda 30 derece distale eğimli 13 mm boyundaki implant modeli (MODEL-1)	57
Şekil 3-8: Posteriorıda 30 derece distale eğimli 15 mm boyundaki implant modeli (MODEL-2)	58
Şekil 3-9: Posteriorıda 45 derece distale eğimli 13 mm boyundaki implant modeli (MODEL-3)	58
Şekil 3-10: Posteriorıda 45 derece distale eğimli 15 mm boyundaki implant modeli (MODEL-4)	59
Şekil 3-11: Trabeküler kemik	60
Şekil 3-12: Kortikal kemik	61
Şekil 3-13: Analize hazır hale getirilen matematiksel model örneği	62
Şekil 3-14: Kullanılan malzemelerin model üzerindeki gösterimi	63
Şekil 3-15: Kuvvetin uygulandığı 4 mm çapındaki alan	64
Şekil 3-16: Uygulanan kuvvetin yönü	64

Şekil 3-17: Kemik, implant, abutment ve protez alt yapısı arasındaki bağlantının gösterimi	66
Şekil 4-1 : Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri.....	67
Şekil 4-2 : İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan stress maxp değerleri	68
Şekil 4-3 : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan stress maxp değerleri	69
Şekil 4-4: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri.....	70
Şekil 4-5 : İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri	71
Şekil 4-6: : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri	72
Şekil 4-7: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri.....	73
Şekil 4-8: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan maxp değeri.....	74
Şekil 4-9 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri	75
Şekil 4-10: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri.....	76
Şekil 4-11: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri	77

Şekil 4-12 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri	78
Şekil 4-13: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri.....	79
Şekil 4-14: İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp stress değerleri.....	80
Şekil 4-15 : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stress maxp değerleri.....	81
Şekil 4-16: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri.....	82
Şekil 4-17: İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri	83
Şekil 4-18: İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri	84
Şekil 4-19: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri.....	85
Şekil 4-20: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp değeri.....	86
Şekil 4-21: Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp değeri.....	87
Şekil 4-22: : Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri.....	88
Şekil 4-23 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri	89

Şekil 4-24 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri	90
Şekil 4-25: İmmediat yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	91
Şekil 4-26 : İmmediat yükleme altında anterior implantlarda boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS değerleri	92
Şekil 4-27 : İmmediat yükleme altında anterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	93
Şekil 4-28: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	94
Şekil 4-29 : Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS değerleri	95
Şekil 4-30: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	96
Şekil 4-31: İmmediat yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	97
Şekil 4-32 : İmmediat yükleme altında posterior implantta oluşan VMS değerleri	98
Şekil 4-33: İmmediat yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	99
Şekil 4-34: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri	101
Şekil 4-35 : Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS derğerleri.....	102
Şekil 4-36: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri	102
Şekil 4-37: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri.....	104
Şekil 4-38 : İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion değerleri	105
Şekil 4-39: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri.....	105
Şekil 4-40 : Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte micromotion değerleri.....	106

Şekil 4-41: İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri.....	107
Şekil 4-42 : İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte micromotion değerleri.....	108
Şekil 4-43: Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri.....	108
Şekil 4-44 : Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte micromotion değerleri.....	109



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

SP: Sabit protez

HP: Hareketli protez

Ti-6AL-4V: Titanyum-alüminyum-vanadyum

Al₂O₃: Alimünyum oksit

ZrO₂: Zirkonyum oksit

PSZ: Parsiyel stabil zirkonya

Y₂O₃: Yitrium oksit

Y-TZP: Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali

TPS: Titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler

SLA: Sandblasted-largegrit-acid etched

TiO₂: Titanyum dioksit

N: Newton

MPa: Megapascal

SEA: Sonlu elemanlar analizi

BT: Bilgisayarlı tomografi

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

.dcm: DICOM

Maxp: Maksimum principal stress

Minp: Minimum principal stress

VMS: Von mises stress

FEA: Finite element analysis

ÖZET

IŞIK BL. All on Four Konseptiyle Uygulanan Farklı Boy ve Yerleştirilme Açılarına Sahip İmplantların Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2021.

Çalışmamızda all on four konsepti uygulanarak farklı boy ve yerleştirilme açılarına sahip implantların immediyat ve gecikmiş yükleme koşulları altında sonlu elemanlar analiziyle kıyaslanması amaçlanmıştır. 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle elde edilen modellerde; anterior implant her modelde vertikal yönde ve boyu 13 mm olacak şekilde yerleştirilmiş, posteriordaki implant ise 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda ve 30 ve 45 derece olarak 2 farklı uygulama açısıyla yerleştirilmiş olup 4 ayrı model elde edilmiştir. Elde edilen modeller immediyat ve gecikmiş (osseointegre) yükleme koşulları altında kıyaslanarak toplamda 8 model elde edilmiştir. Her model; metal alt yapı sabit protetik restorasyonla tamamlanmıştır. 1. Büyükazı dişine bilateral olarak bukkal ve lingual yönde 30 derece açıyla 100 N kuvvet uygulanarak implantlar üzerinde oluşan vonmises stresleri ve kortikal ve trabeküler kemikte oluşan principal stresleri değerlendirilmiştir. Osseointegre koşullarda immediyat yükleme koşullarına göre her modelde daha az stres gözlenmiştir. 30 derece açıyla yerleştirilen modellerde 45 dereceye kıyasla daha yüksek stres oluşumu kortikal ve trabeküler kemikte izlenmiştir. Yerleştirilme açısının implant boyuna kıyasla stres oluşumunu daha fazla etkilediği gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : all-on four konsepti, sonlu elemanlar analizi, açılı implant, immediyat yükleme, gecikmiş yükleme

ABSTRACT

Işık BL. Investigation of Stress Distributions of Implants with Different Lengths and Inclination Angles With The All On Four Concept: A Finite Element Analysis. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Doctorate Thesis. İstanbul. 2021.

In our study, it is aimed to compare implants with different lengths and inclination angles with finite element analysis under immediate and delayed loading conditions according to apply the all on four concept. The anterior implant was placed in the vertical direction and 13 mm in length in each model, the posterior implant was placed in 2 different lengths, 13 mm and 15 mm, and 2 different application angles at 30 and 45 degrees so that 4 different models were obtained by 3 dimensional finite element analysis method. A total of 8 models were evaluated by comparing the obtained models under immediate and osseointegrated loading conditions. Each model is completed with a cobalt-chrome framework material with fixed prosthetic restoration. Bilateral force of 100 N was applied to the first molar at an angle of 30 degrees in the buccolingual direction and von mises stress of implants and principal stress of cortical and trabecular bone was evaluated. Delayed models showed smaller stress values on the cortical bone, trabecular bone and implants, respectively. In models placed at an angle of 30 inclination angles, higher stress formation was observed in cortical and trabecular bone compared to 45 degrees. It has been observed that the insertion angle affects the stress distribution more than the implant length.

Key Words: all on four concept, finite element analysis method, tilted implant, immediat loading, delayed loading

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam ve kısmi dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılan dental implantların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. İmplantların başarısı kemik kalitesi gibi birçok faktöre bağlıdır. Maksillanın özellikle posterior bölgesindeki daha az yoğunluklu trabeküler kemik yapısı alt çeneye oranla kemik kalitesinin daha düşük kabul edilmesine neden olmaktadır ¹.

Atrofik maksillada dental implant uygulamaları, kemik kalitesi ve hacmindeki yetersizliğin yanında maksiller sinüs gibi anatomik oluşumların sınırlandırmasından dolayı zorlu olabilmektedir ². Yeterli kemiğin sağlanması için kullanılan kemik greft materyalleri ise göreceli olarak tedavi süresini uzatmakta ve iki veya daha fazla cerrahi operasyon gerektirmektedir ^{3,4}.

Atrofik maksillada uygulanabilecek diğer tedavi seçenekleri arasında sinüs ogmentasyonu, kısa implant ya da zigomatik implant uygulaması yer almaktadır. Sinüs ogmentasyonu sırasında en sık karşılaşılan komplikasyon olan sinüs perforasyonu ile gelişebilecek enfeksiyon riski ve tedavi süresinin uzaması tedavinin dezavantajları arasındadır ⁵. Atrofik çenelerde ek cerrahi işlemlerden kaçınmak için tercih edilen kısa implantların dezavantajı ise posteriorda kemik dansitesinin azalmış olması ve daha fazla maruz kalan ısırma kuvvetleri sebebiyle oluşan biyomekanik streslere direncinin daha az olmasıdır ⁶. Zigoma implantlarının; interokluzal mesafenin az olması ve maksiller sinüste enfeksiyon varlığı gibi durumlarda kontrendike olduğu bir çok durum söz konusudur ⁷.

Atrofik çenelere implant uygulamasını zorlaştıran bu dezavantajların üstesinden gelmek için Malo ve ark. 2003 yılında “All-on Four” adını verdikleri tedavi konseptini geliştirmişlerdir ⁸. Bu tedavi konsepti bir yandan yetersiz kemik hacmine sahip tam dişsiz hastaya rehabilitasyon sağlarken diğer yandan daha düşük maliyet, düşük morbidite ve kısa tedavi aralıkları ile daha kaliteli bir yaşam seçeneği sunar. Bu teknikte tam dişsiz çenelerin sabit protezle tedavisi için 4 implant kullanılır. Alveolar kemikte anterior bölgeye 2 implant vertikal olarak yerleştirilirken diğer iki implant ise distale açılı olacak şekilde posterior bölgeye yerleştirilmektedir ⁹.

“All on four konseptiyle” var olan kemikten olabildiğince yararlanılırken immediat yükleme ile hastaların iyileşme sürecinde geleneksel bir protez kullanma zorunluluğu ortadan kalkmış ve hasta memnuniyeti arttırılmıştır ¹⁰.

İmmediat olarak yüklenen implantların klinik olarak öngörülebilirliği, ölçülebilir kanıtlar yerine daha çok deneyimlere dayanmaktadır. Bilinen birçok biyomekanik analiz yöntemi olmasına rağmen çoğunun klinik durumlarda uygulama yöntemlerinin zor olması nedeniyle gerçekleştirilmesi zordur. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde implant dizaynını ve implant başarısını etkileyen faktörleri değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir ¹¹.

Biz de çalışmamızda; 13 mm ve 15 mm olacak şekilde 2 farklı boy ve 30 ve 45 derece olacak şekilde 2 farklı uygulama açılarına sahip all on four tekniğine uygun olarak yerleştirdiğimiz implantları immediat ve osseointegre yükleyerek biyomekanik etkilerini 2 farklı şekilde 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile kıyasladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantlar, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerinden yerleştirilerek hastaya estetik ve fonksiyonu yeniden kazandırmak amacıyla yapılacak protezlere destek sağlayan, diş kökünü taklit eden alloplastik maddelerden oluşan apareylerdir ^{12,13}.

Dental implantların, milattan önce 2.000 den daha önceki uygarlıklarda, Amerika'da ve Orta Asya bölgelerinde görülen birkaç yüzyıla dayanan geçmişi vardır. Yapılan arkeolojik araştırmalar, bu uygarlıkların eksik olan dişlerin yerine oyulmuş taş, kemik, kabuk yerleştirdiklerini göstermiştir ¹⁴.

Modern çağda dental implantların kullanılmaya başlanması ise 1900'lü yıllarda subperiostal implantların geliştirilmesi ile olmuştur ¹⁵. İlerleyen yıllarda Branemark isimli bilim adamının titanyum implantların çene kemiğine etkili bir biçimde bağlandığını keşfederek osseointegrasyon kelimesini hayatımıza katması ile dental implantlar günümüzdeki halini almaya başlamıştır ¹⁴.

2.2. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Endikasyonlar:

1. Yapılacak hareketli protezin tutuculuğunun ve stabilitesinin yeterli olmadığı olgular
2. Protezin stabilitesini bozabilecek parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalar
3. Psikolojik olarak hareketli protez kullanmak istemeyen hastalar
4. Komşu dişlerin sağlam olduğu tek diş eksikliği bulunan hastalar
5. Yapılacak sabit protez için dayanak dişin olmadığı durumlar
6. Ortodontik tedavide ankraj amaçlı gerekli kalınan durumlar

Kontrendikasyonlar:

Major kontrendikasyonlar

1. Kontrollü olmayan sistemik hastalığın bulunduğu durumlar
2. Baş-boyun bölgesinden radyoterapi almış hastalar
3. Alkol ve madde bağımlılığı
4. İleri derece psikiyatrik rahatsızlığı bulunan hastalar
5. Büyüme gelişim çağında bulunan hastalar

Göreceli Kontrendikasyonlar

1. Yetersiz kemik hacmi
2. Yetersiz kemik kalitesi
3. Parafonksiyonel alışkanlıklar
4. Periodontal hastalıklar
5. Diş ve alveolar kemik hastalıkları
6. Yetersiz interoklüzal mesafe ¹⁶.

2.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı

Branemark 1952 yılında yapmaya başladığı çalışmalarla implant ve kemik arasındaki ilişkiyi mikroskobik olarak incelemiş ve titanyum implantları ilk olarak köpekler üzerinde denemiştir. 1965' ten itibaren ise insanlar üzerinde implantları uygulamaya başlamış ve yaptığı araştırmalar sonucunda, kemik ve implant arayüzünde direk yapısal ve fonksiyonel birleşme anlamına gelen osseointegrasyon teriminin literatürlere geçmesini sağlamıştır ^{17,18}.

Branemark, osseointegrasyonu, canlı kemik ve implant arasındaki yüzeyde herhangi bir doku olmadan direk temas olarak tanımlamıştır. Bu tanımın yanı sıra Zarb ise osseointegrasyonu; klinik olarak semptom vermeyecek şekilde, fonksiyonel yükleme anında alloplastik materyallerin kemikte rijit fiksasyonu ve bu durumun sürekliliği

olarak tanımlamıştır. Fakat Branemark' ın yapmış olduğu tanımlama klinik açıdan güvenilir bir fiksasyon elde edilmesini sağladığı için günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır ¹⁹.

Osseoentegrasyonun sağlanmasında birçok faktör rol oynamaktadır. Mevcut olan kemiğin yapısı, implant tasarımı, implant materyalinin yüzey özellikleri ve doku uyumluluğu, yük iletimi ve cerrahi yaklaşım bunlardan bazılarıdır ²⁰.

Albrektsson ve ark. implantlarda osseointegrasyonun başarılı bir şekilde sağlanmasında gerekli kriterleri sıralamışlardır ²¹ :

- Değerlendirmede implant herhangi bir şekilde mobiliteye sahip olmamalıdır.
- Yapılan radyografik değerlendirme sonrası implant etrafındaki dokularda radyolüsent oluşum gözlenmemelidir.
- “Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanal hasarı” gibi semptomlar bulunmamalıdır.
- Fonksiyonel yükleme sonrasında yıllık olarak gerçekleşecek kemik kaybı miktarı vertikal yönde ilk yıldan sonra 0,2 mm’yi geçmemelidir.
- İlk 5 yılın ardından %85, ilk 10 yılın ardından ise %80’in üzerinde başarı oranı olmalıdır.

Albrektsson ve ark. göre, osseointegrasyonun başarı ile sağlanmasında 7 esas faktör etkili olmaktadır ²²:

- Hastanın genel sağlık durumu,
- İmplantın koyulacağı kemiğin yapısı,
- İmplant materyalinin doku karışısında gösterdiği uyum,
- İmplantın şekli,
- İmplantın yüzey özellikleri,
- İmplantın çapı ve uzunluğu,
- Cerrahi teknik

2007 yılında ise “Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresi” Pisa Consensus kararlarına göre implantlarda başarı için daha kapsamlı kriterler belirlenmiştir. Aşağıdaki durumlardan birinin varlığı başarısızlık olarak göz önünde bulundurulmuştur (Tablo 2-1) :

Tablo 2-1: Dental implantların başarı skalası

Dental İmplantlar için Başarı Skalası	
Başarı Grupları	Klinik durumlar
I. Başarılı (optimum sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı hassasiyet YOK b. Mobilite YOK c. İlk cerrahi sonrası 2mm'den az kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
II. Memnun edici devamlılık	a. Fonksiyonda ağrı YOK b. Mobilite YOK c. 2-4mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
III. Tartışmalı devamlılık	a. Fonksiyonda hassasiyet olabilir b. Mobilite YOK c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (implant boyunun ½'den az) d. Cep derinliği > 7mm e. Eksüda geçmişi olabilir
IV. Başarısızlık (klinik veya kesin başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c. Radyografik kemik kaybı > implant boyunun 1/2 d. Kontrol edilemeyen eksüda e. Ağızda daha fazla kalamayacaksa

Osseointegrasyon aşamaları şu şekilde sıralanabilir:

Travma: Kemik oluşumunun başlamasını sağlayan ilk adımdır. Kemik yapımını tetikleyen büyüme faktörlerinin açığa çıkmasına neden olur.

Pıhtı Oluşumu: Osseointegrasyon oluşumunun ilk adımı olarak belirtilir. Travma oluşumunu takiben 2 saat sonrasında dolaşım ağı penetrasyonu başlar. Kök ve öncü hücre grupları geldikten sonra ortamda fagosit, kondrosit, osteositlerin sayısı artar. Daha sonrasında damar ağı oluşumu başlar.

Woven Kemik Oluşumu: İlk meydana gelen kemiktir ve gerçekleşen operasyon sonrasındaki 1 ile 6 haftalık bir zaman diliminde görülür. Düzensiz halde bulunan kolajen fibriller ve osteositler görülür.

Lameller Kemik: Lamellar kemik 8. Hafta itibariyle mikroskopik olarak görülmeye başlar. Kolajen fibriller paralel olarak dizilir.

Bone Remodelling: Lameller kemiğin oluşumundan sonra 3.ayda osteoklastik aktivite ile başlar. Bir süre süreç devam ettikten sonra aktivitesi azalmaya başlar fakat durmaz. Remodelling ömür boyu devam eder ²³.

Periimplant bölgesindeki kemikte meydana gelen osteoblastik ve osteoklastik aktivite bir uyum içerisinde. Ömür boyu denge halinde devam eden yapım ve yıkım olayı sürecinde implant çevresindeki eski kemik yerini yeni kemik alır ²⁴.

2.4. Kemik Dokusunun Yapısı ve Özellikleri

Kemik dokusu; inorganik tuzların hücreler arası madde üzerine çökmesiyle oluşur. İçeriğinde “osteoprogenitör, osteoklast, osteoblast, osteosit” gibi hücreler; kalsiyum, magnezyum, fosfor gibi mineraller ayrıca kolajen lifler bulunur ²⁵.

Kemik dokusu mevcut yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak iki ayrı şekilde sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemik, osteon veya havers kanalları adını alan yapılardan oluşur. Bu yapıların etrafında genellikle belirli boyutlardaki lameller, hücreler ve matriks bulunur. Trabeküler kemiği ise birbiriyle bağlantılı dağınık kemik trabekülleri oluşturur. Trabeküllerin arasında bulunan düzensiz boşluklar ise kemik iliği ile doludur. Kemiğin dış tarafında sert yapıdaki kortikal kemik bulunur. İç kısmındaki tabakayı ise süngerimsi ağ yapısına sahip trabeküler kemik oluşturur. Trabeküler kemik kortikal kemiğe göre daha gözenekli bir yapıdadır ^{24,26}.

Mandibula, içte farklı yoğunluktaki trabeküler kemikten dışta ise sert kortikal kemikten meydana gelir. Mandibulanın sertliği, anterior bölgede alt sınırdan ve posterior bölgede üst sınırdan daha kalın miktarda olan yoğun kortikal kemiğe bağlıdır. Maksilla ise dışında ince yapıda kortikal kemikten oluşur. İç tarafında ise yoğunluğu değişkenlik gösteren trabeküler kemik bulunur ¹⁷.

Alveoler kemik ise içeriğinde spongioz, kortikal ve bazal kemiği barındırır ve dişlerin uzun ekseni boyunca paralel seyreden kemik lamellerinden oluşur. Alveol

kemik bir yandan dişleri desteklerken diğer yandan çiğneme fonksiyonu sayesinde çenelerde remodelinge katkı sağlar. Yaşanan diş kaybıyla birlikte çiğneme fonksiyonu sekteye uğradığından alveoler kemikte rezorpsiyon gözlenir ²⁷.

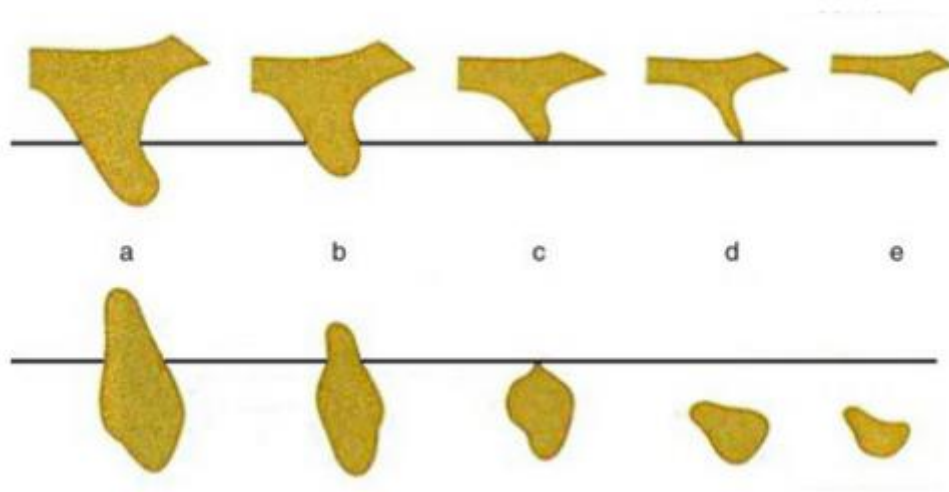
2.4.1. Kemik Sınıflandırmaları

Linkow ve Chercheve (1970) kemik yoğunluğuna göre 3 alt gruba ayırmışlardır ²⁸ :

1. Sınıf Kemik: Bu ideal kemik tipi düzenli trabeküler boşluklar ve küçük kansellöz boşluklardan meydana gelmektedir.
2. Sınıf Kemik: Bu kemik yapısı daha büyük kansellöz boşluklardan oluşur ve kemik paterninin düzensizliği daha fazladır.
3. Sınıf Kemik: Kemik trabekülleri arasında diğer sınıflara kıyasla geniş ilik boşlukları bulunur.

Lekholm ve Zarb'ın diş çekiminden sonra kalan kemiğin rezorpsiyon seviyesini belirleyen sınıflamaları mevcuttur ve kemik miktarına göre olanı şu şekildedir ²⁹ :

- A: Alveolar kemiğin çoğu mevcut
- B: Orta düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu
- C: İleri düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu ve sadece bazal kemik mevcudiyeti
- D: Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
- E: Bazal kemikte ileri seviyede rezorpsiyon olarak



Şekil 2-1: Zarb ve Lekholm' un kemik miktarına göre sınıflandırılması

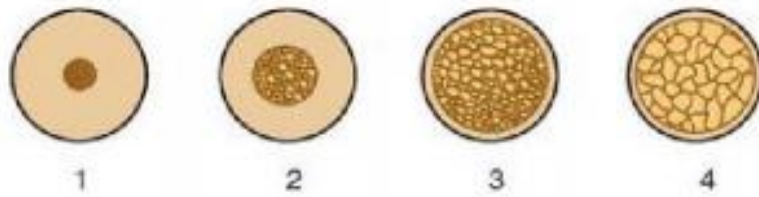
Yine aynı araştırmacılar kemik kalitesine göre ise şu şekilde sınıflandırmayı yapmışlardır

Tip I : Homojen görünümde kompakt kemik

Tip II : Kalın kortikal kemik ile çevrelenmiş olan yoğun trabeküler kemik

Tip III : İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş yoğun trabeküler kemik

Tip IV : İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik



Şekil 2-2: Zarb ve Lekholm' un kemik kalitesine göre sınıflandırılması

Cawood ve Howell adlı araştırmacılar ise yaptıkları araştırmada diş çekiminden sonra kalan kemik miktarının ilgili bölgelere aşırı miktarda yük gelmediği sürece fazla değişiklik göstermediğini vurgulamışlar ve kalan kemik miktarı ile ilgili sınıflamayı şu şekilde yapmışlardır ^{30,31} :

Sınıf I: Dişli kret

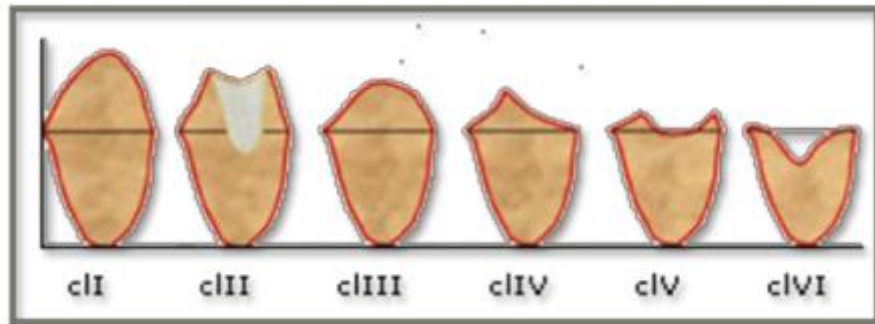
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

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

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

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip olan kret



Şekil 2-3: Cawood ve Howell' in sınıflaması

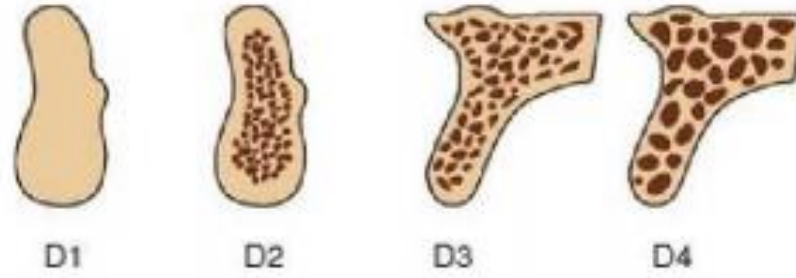
Misch ise kemik sınıflamasını kemik yoğunluğuna göre şu şekilde yapmıştır ³² :

D1 Kemik: Yoğun kortikal kemik

D2 Kemik: Krette yoğun, kalın, poröz kortikal kemik ve kretin altında yoğun trabeküler kemik.

D3 Kemik: Daha ince, poröz kortikal kemik ile içinde ince trabeküler kemik.

D4 Kemik: Hemen hiç krestal kortikal kemik yoktur ve neredeyse tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır.



Şekil 2-4: Misch' in kemik sınıflaması

2.5. İmplantların Sınıflandırılması

- İmplantlar yerleştirdikleri yer ve dokulara göre şu şekilde sınıflandırılabilir;
 - 1) Subperiosteal implantlar
 - 2) İntramukozal implantlar
 - 3) Endosseöz implantlar (kemik içi implantlar)
 - 4) Transosseöz implantlar
 - 5) Endodontik implantlar

Endosseöz implantlar : Günümüzde alanında en sık kullanılan implant türüdür. Geometri, şekil, fonksiyon vb. özelliklerine göre birkaç farklı türe ayrılmaktadır. Bunlar arasında blade, ramus, disk ve kök formu implantlar gösterilebilir ^{32,33}.

- İmplantlar yapıldıkları materyallere göre ise şu şekilde sınıflandırılabilir; ^{20,32,34-36} :

a. Metal ve alaşımları

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

b. Seramikler

- Alüminyum oksit (alüve safir)
- Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum alüminat
- Zirkonyumoksit

c. Karbonlar

- Polikristal (vitröz) cam karbon
- Karbon-Silikon

d. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafloroetilen
- Polietilen
- Silikon Lastik
- Polisülfon

2.6. Implant Destekli Protezler

Dişlerini kaybetmiş edante ağza sahip bireyin tam protezi kullanmaya başlaması çeşitli nedenlerle oldukça zordur. Bireyin kendini psikolojik ve biyolojik açıdan alıştırması güç olabilir. Destek dokulardaki mevcut yetersizlikler, kretlerde oluşan rezorpsiyonlar, sert ve yumuşak dokularda oluşan hasarlar, tükürük miktarındaki ve kalitesindeki değişimler tam protez kullanılmasını zorlu hale getirebilmektedir ^{37,38}.

Günümüzde pek çok tam dişsizliklerin tedavisi dental implantların kullanımıyla gerçekleştirilmektedir. Dişsiz çenelere uygulanan implant tedavilerinde amaç, implantlardan destek alınarak yapılacak tam sabit bir protez ya da overdenture protez tedavisi ile stabil ve tutucu bir protez elde etmektir. Kemiklerde mevcut rezorpsiyon miktarı, anatomik yapıların sebep olduğu sınırlandırmalar, ekonomik yönde oluşacak

avantajlar gibi nedenlerle tam dişsiz çeneye sahip bireylerde uygulanacak implant tedavileri için çok sayıda konsept geliştirilmiştir ^{39,40}.

İmplant Destekli Protezlerin Avantajları ⁴¹

1. Mevcut kemiği korur.
2. Sabit ve çıkarılabilir protez seçenekleri sağlar.
3. Sabit protezlerin tutuculuğunu ve stabilitesini artırır.
4. Protezlerin kullanım süresini iyileştirir.
5. Göreceli olarak daha kalıcı tedavi olanağı sağlar.
6. Psikolojik sağlığın iyileştirilmesine yardımcıdır.
7. Oklüzal dikey boyutun korunmasını sağlar.
8. Daha iyi fonasyon ve fonksiyon sağlar.
9. Protez hacmini iyileştirir ve kullanım kolaylığı sağlar.

2.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli protezler çeşitli araştırmacılar tarafından farklı faktörler esas alınarak sınıflandırılmıştır. Misch ⁶, son olarak yaptığı sınıflamada implant destekli protezleri sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) olacak şekilde ikiye ayırmıştır :

- SP-1(Sabit Protez): Yalnızca krunu restore eder, doğal diş gibi görünür.
- SP-2(Sabit Protez): Krunu ve kökü kısmen restore eder. Krunun konturları oklüzal yarıda normaldir; ancak servikal yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
- SP-3(Sabit Protez): Eksik krunu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır; ancak metalporselen de kullanılabilir.
- HP-4(Hareketli Protez): Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
- HP-5(Hareketli Protez): İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

SP-3(Sabit Protez)

Bu sınıfta dişler ve yumuşak dokular renkleriyle birlikte taklit edilir. Diş eksikliklerinin yanında belli bir miktar sert ve yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda tercih edilir. Çok fazla kemik kaybının var olduğu durumlarda daha uygun ve doğal bir sabit protez elde etmek için dişeti renginde akrilik ya da porselen yaygın olarak kullanılır⁴². SP-3 protezlerde genelde 2 yaklaşım uygulanır. Bunlar metal-porselen restorasyonlar ve metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma (hibrit) restorasyonlardır⁴¹. Yeterli kemik miktarı mevcut ve çeneler arası ilişki uygunsa geleneksel bir metal seramik üst yapı tercih edilebilir. Fakat yumuşak ve sert doku kaybının fazla olduğu durumlarda kaybedilmiş bu dokuların yerini alabilecek hibrit protezlerin yapımı uygun olacaktır⁴³.

▪ İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Günümüzde çok çeşitli implant destekli protez tipleri kullanılmaktadır. İlk olarak Branemark ve ark. tarafından tam dişsiz mandibulaya uygulanan ve distal kantilever barındıran sabit hibrit protezler, başarılı bir şekilde uygulanan implant destekli protezler arasındadır⁴⁴. Bu tarz protezlerde genellikle mental foramenler arasına 4 ya da 6 implant yerleştirilmektedir⁴⁵. Posterior bölgedeki kemik yetersizliğinden kaçınmak için kullanılan uygun ve başarılı bir tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır⁴⁶.

Yerleştirilen implantlar üstüne geleneksel olarak; metal bir alt yapı (iskelet), akrilik rezin kaide, yapay dişler ve tüm bu yapıları kemik içinde bulunan implant veya abutmentlara bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez yapılmaktadır. Vidalar protezin abutmentlara sıkı ve rijit bir şekilde bağlanmasına ve protezin sadece hekim tarafından çıkarılmasına imkan sağlar. Vidaların bağlanma delikleri genellikle anterior dişlerin singulum bölgelerinde ve posterior dişlerin santral fossalarında bulunur^{41,47}.

Restorasyon tipini belirleyen en önemli ayırıcı faktör arklar arası mesafe miktarıdır. Kemik ile oklüzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm den az olduğunda sabit protez yapımı uygunken daha fazla olduğunda ise hibrit bir restorasyon tavsiye edilir

³². Ayrıca gülme hattı, dudak yapısı, hastanın estetik beklentisi gibi parametreler de değerlendirilmelidir ⁴³.

Hibrit protez seçiminde bir başka önemli faktör ise çeneler arası ilişkidir. Diş çekimleriyle beraber alt ve üst çenede çeşitli değişiklikler gözlenmeye başlar. Üst çenede rezorpsiyon daha çok bukkal alanda gözlenirken alt çenede lingual alanda daha fazla olur ve bu çenelerin uygun olmayan anteroposterior, vertikal ya da transvers ilişkisine sebep olur ⁴⁸. Bu tarz uygun olmayan çene ilişkileri varlığında, yüksek gülme hattı mevcutsa ya da dudak desteğine daha fazla ihtiyaç duyuluyorsa implant destekli sabit bir protez yerine hibrit bir protezin seçimi daha uygun olabilir ⁴⁹.

Çenelerde implant yerleşimini etkileyen maksiller sinüs ya da mental foramen gibi anatomik oluşumlar da hibrit protez seçiminde etkili diğer faktörlerdir. Bu anatomik yapılardan kaçınmak için daha mesiale yerleştirilen implantların üzerine yapılan hibrit protezler de yine başarılı bir tedavi seçeneği olmaktadır ^{50,51}.

Sabit hibrit implant destekli protezlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir ⁵² ;

- Tutuculuğu oldukça iyidir
- Hekim tarafından takıp çıkarılan vidalı sistemlerdir dolayısıyla siman artığı kalma riski yoktur.
- Sadece dişlerin değil kaybedilen sert ve yumuşak dokuların da kazanımını sağlar.

Sabit hibrit implant destekli protezlerin dezavantajları ise şu şekildedir ;

- Tutuculuğu sağlamada görevli vidaların gevşemesi
- Akrilikten alttaki metal renginin yansımaları
- Dişlerin protezden kopması ya da kırılması
- Protezlerin yumuşak dokuya komşu yüzeylerinin temizlenmesinde yaşanan zorluklar

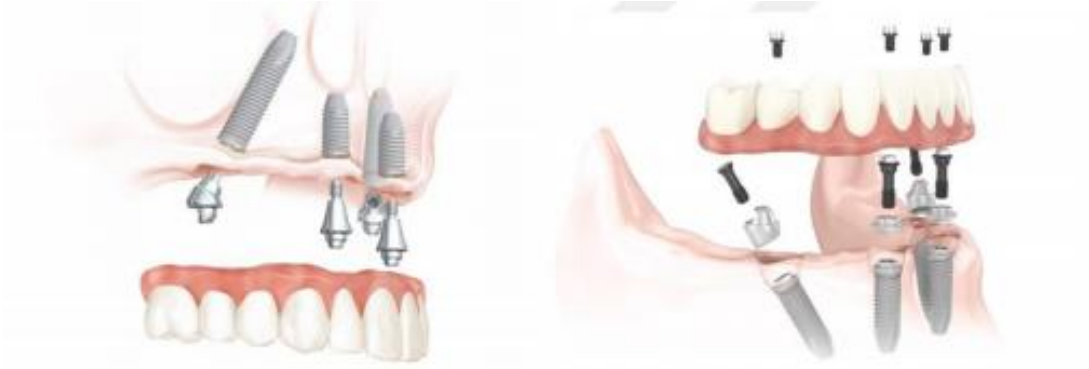
2.7. All-on Four Tekniği

Dişsiz çenelerde implant uygulamaları, kemik kalitesindeki ya da hacmindeki yetersizlik, kemiklerde bulunan anatomik sınırlandırmalar gibi nedenlerden dolayı sıklıkla zorlu olabilmektedir ². Bu tip çenelerde implant uygulaması için yeterli kemik elde edilmesi adına uygulanan kemik ogmentasyonu, tedavi için uygulanan bir prosedürdür. Fakat greftleme seçeneğinin hastayı ekonomik olarak zora sokması, göreceli olarak bekleme süresinin uzun olması ve iki veya daha fazla cerrahi operasyon gerektirmesi dolayısıyla yeni tedavi seçeneklerine ihtiyaç artmıştır ^{3,4}.

Farklı tedavi seçeneklerinin oluşturulmak istenmesi üzerine; distale uzun kantilever uygulanması, kısa implantların kullanılması ya da zigoma veya ptreygoid kemik gibi bölgelere implant uygulanması düşünülmüştür ^{53,54}. Ancak, bu tedavi prosedürleri göreceli olarak daha tecrübeli cerrahi yaklaşım gerektirir ve komplikasyon riski fazladır. Ayrıca alternatif olarak uygulanan bu yöntemlerin maliyetleri yüksektir ve tedavi süreleri uzundur ⁵⁴.

Hastaya yansıyan maliyet yükü, yetersiz kemik kalitesi ve hacmi gibi dezavantajların üstesinden gelmek için geliştirilen farklı tedavi uygulamalarından biri de Malo ve ark. nın 2003 yılında bildirdikleri ‘All-on Four’ tedavi konseptidir ⁸.

‘All-on four’ tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi konseptidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilirler ^{8,55}. Önde anterior bölgede bulunan implantlar oklüzal düzleme vertikal, arka yani posteriordaki implantlar ise 45°’ye kadar olacak şekilde distale doğru eğimli yerleştirilirler. Diğerlerinden farklı olarak bu sistemde düz ve açılı multiünit abutmentlar uygulanır ^{55,56}.



Şekil 2-5: Üst ve alt çenede all-on 4 konsepti

Distalde bulunan implantların eğim verilerek uygulanması yük dağılımının daha iyi ve uygun olmasını sağlar ve anterioroposterior mesafenin artmasını sağlayarak protezin yük dağılımını eşitler ve göreceli olarak daha kısa bir kantilever ile tek çenede 12 diş içermesine imkan tanır ^{54,57,58}. Bu teknik, tedavi süresini kısaltması, hastanın yaşam kalitesini hareketli protezlere oranla artırması sebebiyle başarılı bir teknik olarak düşünülmektedir ⁵⁹.

Final protezler sabit veya çıkarılabilir olacak şekilde uygulanabilir. Eğim verilerek yapılan uzun implantlarla alınan primer stabilite sayesinde bu teknikte hemen yükleme yapılabilme olanağı vardır. Hemen yüklemek için yapılan protezlerde kantilever miktarının mümkün olduğunca kısa olması, kaninlerin distalinde yer alan dişlerde oklüzal temas olmaması önerilmiştir. Geçici protezler genellikle aynı gün içerisinde hastaya teslim edilir ve ortalama 3 ay sonra daimi protezler yapılır. All-on-Four tekniğinde final restorasyon; akrilik kaide üzerine akrilik dişler, titanyum, zirkonyum ya da metal altyapılı porselen içeren sabit protezler, çıkarılabilir (Barlı veya MK1 ataşmanlı) overdenture protezler veya hibrit protezler şeklinde gerçekleştirilebilir ^{60,61}.

Endikasyonlar

- En az 5 mm kemik genişliği, üst çenede maksiller sinüsler arası anterior bölgede 10 mm ve alt çenede mental foramenler arası yine en az 8 mm kemik yüksekliği

- Abutment, alt yapı ve yapılacak proteze yer sağlamak amacıyla asgari 20 mm arklar arası mesafe
- İmmediat yüklemenin uygulanabilmesi için yapılan implantlardan yeterli ve uygun stabilitenin sağlanması ^{62,63}

Avantajlar ^{3,62,63}

- Anatomik yapıların korunmasını sağlar.
- Greftleme ihtiyacı ortadan kalkar.
- Kemikten daha fazla ankraj alınma imkanı oluşur.
- Abutmentler arası anteroposterior mesafe artar.
- Hastalara immediat protez sağlayarak psikolojik olarak rahatlatır.
- Tedavi süresi göreceli olarak kısadır.
- Son yapılan nihai proteze hareketli ya da sabit seçeneği sunar.

Dezavantajlar ⁶³

- Tecrübeli cerrahi teknik gerekir.
- Cerrahi rehber kullanılması ihtiyacı doğabilir.
- İmplant yerleşimindeki planlamada değişiklik olmasına müsait değildir.



Şekil 2-6: All-on 4 tedavi konseptinin aşamaları

Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar^{8,55,63}

- Kantilever uzunluğunu minimumda tutmak için posterior implantlara en fazla 45 dereceye kadar açılendirma yapılmalıdır.
- Primer implant stabilitesini sağlamak için; implantlarda en az 35 Ncm sıkıştırma torku elde edilmelidir. Bu torkun sağlanamadığı durumlarda iyileşme için beklenmesi gerekir.
- Ciddi derecede bir parafonksiyon varsa önerilmemektedir.
- Diş çekimi yapılmışsa soket iyice temizlenmeli ve implantlar çekim soketlerinin arasındaki kemiğe yerleştirilmelidir.



Şekil 2-7: Maksillada all-on 4 konseptine göre implant yerleşimi

2.8. Dental İmplantlarda Biyomekanik

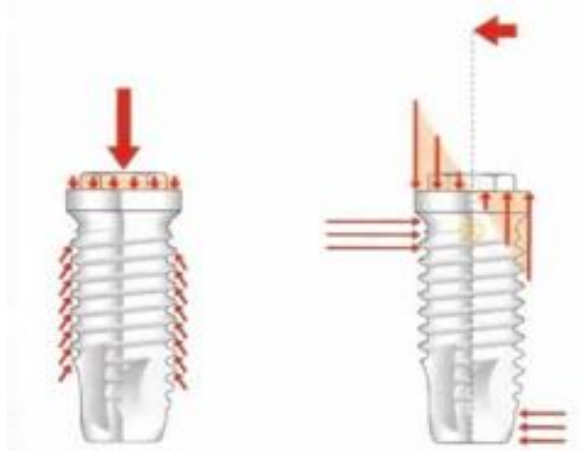
Biyomekanik, insan dokularının mekanik streslere olan cevabını inceleyen bir alandır⁶⁴. Esas görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara iletmek olan dental implantların tasarımında öncelikli amaç, biyomekanik streslerin implant çevresinde bulunan destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtılmasını sağlamaktır³². İmplantın çiğneme kuvvetlerine karşı koymas ve bu kuvvetlerin dağıtımını implant-kemik ve implant-protez etkileşiminde başarılı bir şekilde yapması osseointegrasyonun sağlanmasında önemli bir yere sahiptir⁶⁵.

Dolayısıyla bu kuvvetlerin ve bu kuvvetlere karşı koyacak materyallerin mekanik özelliklerinin öğrenilmesi; baş-boyun bölgesindeki stresleri belirlemek, kontrol etmek ve stresi her yere eşit şekilde dağıtmak için çok önemlidir. Mevcut kuvvetlerin dokulara iletilme şekli ve implant etrafında bulunan kemikte meydana gelen stres ve deformasyonun kontrol edilmesi implant başarısı için bilinmesi gereken önemli biyomekanik faktörlerdir arasındadır. ^{65,66}.

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan stresler yapılan protezlerle abutmentlara, abutmentler ile de implantlara iletilir ve implantlar da gelen kuvvetlerin kemiğe geçmesini sağlar. İmplantlardan çevre dokulara kuvvet geçişinde; aşağıda belirtildiği gibi birçok faktör rol oynar ^{67,68}:

- 1- Oklüzal kuvvetlerin büyüklükleri, yönleri ve konumları (yükleme şiddeti)
- 2- Protezin tipi ve geometrisi
- 3- İmplantın şekli, çapı, boyu, yiv özellikleri
- 4- İmplant ve protezin bağlanma şekli
- 5- Kullanılan protezin materyal özellikleri
- 6- İmplantın materyal özellikleri
- 7- İmplant yüzey özellikleri
- 8- Kemik yoğunluğu, yüksekliği, genişliği, kalitesi
- 9- Parafonksiyonel alışkanlıklar

Oklüzal kuvvetler çiğneme fonksiyonu sırasında ilgili kasların dinamik hareketi ile meydana gelir. Kuvvet, çiğnemenin süresi ve miktarıyla yakından ilişkilidir. Doğal dişlerde var olan periodontal ligamentler gelen kuvvetlerin tüm diş boyunca iletilmesini sağlarken implantlarda durum daha farklı işler. Gelen kuvvet implant aksı yönündeyse, implant etrafında bulunan yivler tarafından kemiğe iletilir. Fakat kuvvetler her zaman bu yönde gelmez. İmplant aksına dik gelen kuvvetlerde, implant üzerinde bir bükülme momenti oluşur ve gelen bu kuvvet yani yükler implant boynundaki ve apeksindeki yivler tarafından karşılanır (Resim 2-8). Bu nedenle yine çiğneme kuvvetlerinin, osseointegrasyonun sağlanmasında önemi büyüktür ⁶⁹.



Şekil 2-8: Kuvvet tipleri

Tablo 2-2: Doğal diş ve implant üzerine gelen çiğneme kuvvetleri ⁷⁰

Yazar	Doğal Diş/İmplant	Ortalama Maksimum Mastikatör Kuvvet
Carr ve Laney	Konvansiyonel protez İmplant destekli protez	59.6 N 112.9 N
Morneburg ve Proshchel	3 üyeli implant destekli sabit parsiyel protez Tek implant: anterior Tek implant: posterior	220 N 91 N 129 N
Fontijn-Tekamp ve diğ.	İmplant destekli protez Molar bölge İnsizal bölge	(Unilateral) 50-400 N 25-170 N
Van Eijden	Kanin 2. Premolar 2. Molar	469 ± 85 N 583 ± 99 N 723 ± 138 N
Braun	Doğal diş	738 ± 209 N Erkek>Kadın
Raadsheer	Erkek Kadın	545.7 N 383.6 N

Kemik ara yüzündeki dikey kuvvetler kret tepesinde yoğunlaşırken yatay kuvvetler ise bu kuvvetlerin etkisini artırır. Yapılan çalışmalarda dental implantların üzerine gelen kuvvetlerin çevre kemiğe iletilme tarzı ve miktarının başarıda temel faktör olduğu, bu kuvvetlerin dağıtılmasında ise protez tipi ve kasp eğimlerinin etkili olduğu bildirilmiştir ⁷¹.

Kemik üzerinde oluşan stresler, implantın şekli, çapı, uzunluğu ve yiv yapısından da etkilenmektedir. İmplant çapı arttıkça gelen kuvvetlerin dağılımının daha

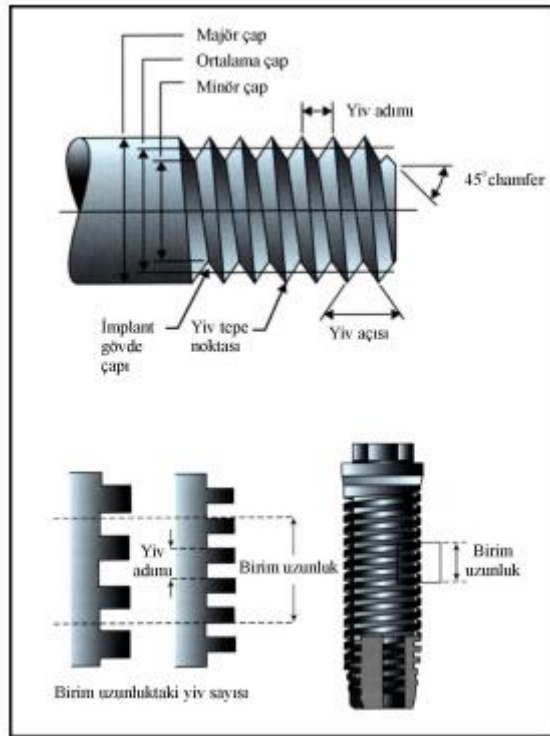
fazla olduğu ve bunun stabilitenin artmasına sebep olduğu dolayısıyla geniş çaplı implant kullanımının daha iyi sonuçlar doğurduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir ⁷²⁻⁷⁵. Geniş çaplı implantların dar olanlara kıyasla kemikle daha fazla temas sağlaması, bikortikal şekilde yerleştirilebilmeleri, immediyat yüklemde gerilme ve gerinim miktarlarının daha az olması başarılı olmalarını artıran etkenler arasındadır ^{74,75}. İmplant boyunun artmasının da stresler üzerinde olumlu etkisi olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiş fakat anatomik kısıtlamalar nedeniyle her zaman uygulanamadığı vurgulanmıştır. Geliştirilen all on four sistemi sayesinde bu kısıtlamaların önüne geçildiği de söylenmiştir. İmplant boyu ve başarısı arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar aşağıda verilmiştir ⁷⁵ :

Tablo 2-3: İmplant boyu ve başarısı arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar ^{74,76,77}

Çalışma	Sistem	İmplant Sayısı	Uzunluk	Süre	Başarı Oranı
Busenlecher	Nobel Astra Biomet	13147	<10mm ≥10mm	8 yıl	%93,6-98.0 %92,3-94,7
Lai	Straumann	231	6mm 8mm	5-10 yıl	%97 %98,5
Quirynen	Branemark	1273	7 mm 10 mm 13 mm	7 yıl	%87,4 %93,2 %99,0
Lekholm	Branemark	558	7 mm 10 mm 13 mm	5 yıl	%93,6 %89,7 %94,2

İmplantın tasarımının da stresler üzerinde önemli olduğu göz önünde bulundurulduğunda 1980'li yıllarda özellikle cerrahi uygulamasının kolay olmasından dolayı silindirik implantlar sıklıkla kullanılmış ve yüksek başarı oranı gözlenmiştir. Fakat silindir şeklindeki dizaynın kemik üzerinde makaslama kuvvetlerini yüksek oranda ilettiği de vurgulanmıştır ⁴¹. Günümüzde çoğunlukla geometrisi kök formuna benzeyen implant dizaynları kullanılmaktadır. Bu dizaynlar arasındaki temel fark

gövdenin tork uygulanarak kemiğe oturmasını sağlayan yiv denilen yapılara sahip olup olmamasından kaynaklanmaktadır. Bu tasarıma sahip olan implantlar vida tipi (screw type) implantlar olarak isimlendirilirken yivi olmayan ve kemiğe itilerek sabitlenen implantlara silindirik (pres-fit cylinder) implantlar denmektedir ^{78,79}. Vida dizaynına sahip implantların silindirik olanlara kıyasla daha başarılı olduğunu belirten araştırmalar mevcuttur ⁸⁰. İmplant yivleri ise implantların kemik içindeki temas yüzeyini ve primer stabilizasyonunu arttırmak ayrıca kemik ve implant arayüzeyinde oluşan stresleri azaltmak için tasarlanırlar ⁷⁴. İmplant dizaynları yiv şekli, yiv adımı ve yiv derinliğine göre değişiklik gösterir ^{32,74}.



Şekil 2-9: İmplant makrogeometrisi

Yiv şekli kuvvetlerin karşılanması açısından önemlidir. Genellikle payanda, ters payanda, V-şekilli ve kare şeklinde üretilirler. Yiv adımı ise; 2 yiv tepe noktasından çizilen paralel çizgiler arasında kalan mesafedir. Yiv adımı arttıkça yiv sayısı azalır ve bu durumun yoğun kemik bölgelerinde daha zor cerrahi girişime neden olacağı belirtilmiştir. İmplantın çapının en geniş yeri ile implant gövdesi arasında kalan

mesafe ise yiv derinliği adını alır. Diğer birimler sabit olarak düşünülüp yiv derinliği arttığında implantın fonksiyonel olarak yüzey alanı artar ^{6,32}.

Tam olarak aynı şekle ve geometriye sahip protez materyallerinden, üst yapısı daha yüksek rijiditesi olan protezlerin kemik ile implant arayüzünde daha az stres meydana geldiğini belirten çalışmalar mevcutken, oluşan stresin kullanılan materyalin elastisite modülüyle ilgili olmadığını söyleyen çalışmalar da mevcuttur ⁸¹⁻⁸³. Bu konuyla alakalı literatürde fikir birliği bulunmamaktadır.

İletilen streslerin üzerinde etkisi olduğu bilinen diğer bir faktör ise implant materyalin özellikleridir. Günümüzde kullanılan implantların korozyona karşı dirençli, biyouyumlu, non-toksik ve alerjik olmayan ayrıca mekanik ve termal kuvvetlere karşı dirençli olması istenmektedir ⁸⁴⁻⁸⁶.

Titanyum ve alaşımları: Titanyum reaktif bir element olması nedeniyle havayla teması halinde üzerinde saniyeler içerisinde oksit tabakası oluşur. Bu tabaka sayesinde korozyona karşı dirençli duruma gelir. Ayrıca içerdiği titanyum oksit sayesinde yerleştiği dokular içerisinde biyouyumlu özellik gösterir ^{65,87,88}.

Titanyum alaşımları arasından Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6AL-4V) biyouyumlu olması, korozyona dirençli olması, mekanik ve fiziksel özelliklerinin titanuma göre daha başarılı olması gibi nedenlerle sıklıkla kullanılan bir materyaldir ^{87,88}. Titanyum ve alaşımlarının özelliklerinin karşılaştırıldığı tablo aşağıda verilmiştir :

Tablo 2-4: Titanyum sınıfları ve alaşımlarının fiziksel özellikleri ⁸⁹

Materyal Özellikleri	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5 (Ti-6Al-4V)
Çekme dayanıklılığı, min (MPa)	240	345	450	550	930
Akma dayancı (MPa)	170	275	380	483	860
Elastisite modülü (GPa)	103	103	103	103	113

Zirkonya : Titanyum ve alaşımları günümüzde implant için altın standart konumuna gelmiş olsa da implant-mukoza birleşim yerinde yansıyan gri renginden dolayı başka bir çözüm yolu olarak zirkonya ön plana çıkmıştır ⁹⁰. Seramik materyaller genellikle kuron gibi üst yapı restorasyonu olarak kullanılır. Dental implant olarak

kullanılan seramik materyalleri rezorbe olmayan alimünyum oksit (Al_2O_3) veya zirkonyum oksit (ZrO_2) gibi metal oksitleridir ⁹¹. Makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları ise dezavantajlarıdır. Dental uygulamalarda 3 farklı türde zirkonya içeren seramik materyalleri kullanılmaktadır. Bunlar stabil olmayan saf zirkonya, parsiyel stabil zirkonya (PSZ) ve tam stabil türdeki zirkonyadır. Diğer metal oksitlere göre daha başarılı sonuçlar verdiği için stabilizatör olarak Y_2O_3 (Yttrium oksit) kullanılmaktadır. Böylece Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir ^{91,92}. Bu sistemlerin dental alanda kullanılmaya başlanması ise 1990'larda endodontik post ve implantlarla olmuştur. Korozyona karşı dirençli olması, ⁹³ bükülme dayanıklılığının fazla olması, fraktüre karşı dayanıklı bir yapı oluşturması zirkonya implantın avantajları arasındadır ⁹⁴.

İmplant yüzeyine uygulanan çeşitli işlemler sayesinde yüzey pürüzlülüğü sağlanarak fonksiyonel yüzey alanının artması ve streslere karşı olumlu katkısının olması sağlanır. Günümüzde aşağıdaki implant yüzeyleri kullanılmaktadır ²⁰:

- Titanyum plazma sprey kaplı yüzeyler (TPS)
- SLA (sandblasted-largegrit-acid etched)
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- TiO_2 (titanyum dioksit) grit-blasted yüzeyler
- Machined (makina ile hazırlanmış) yüzeyler

Yüzeyde yapılan uygulamaların implant ve kemik arasındaki temas miktarını artırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur ⁹⁵.

İmplantla kemik arasında osseointegrasyonun başarılı bir şekilde sağlanabilmesi için kemik kalitesinin ve yoğunluğunun da uygun ve yeterli olması gerekmektedir. Kemik yoğunluğunun en fazla olduğu yer çene kemiklerinde anterior mandibula bölgesi iken en trabeküler ve poröz kemik posterior maksillada bulunmaktadır. Bu durumun yanında çene kemiklerinin yoğunluğunu etkileyen faktörler; dişsiz kalma süresi, parafonksiyonel alışkanlıklar, hormonlar ve sistemik durum parametreleridir ⁶.

Çiğneme kuvvetlerinin dışında yanak ve dil kaslarının etkisiyle de implantlar üzerine kuvvet gelebilir. Bu kuvvetler dil itme, diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu hastalarda daha etkili olabilir. Yapılan araştırmalarda, doğal dişlere mikrohareketlilik kazandıran periodontal ligamentler implantlarda olmadığı için kuvvetlerin çoğunluğunun implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı sonucu ortaya çıkmıştır^{96,97}.

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

2.9.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler

Kuvvet

Kuvvet bir cismin hızını, yönünü, şeklini değiştirebilen, hızını başlatan ya da durduran etki olarak tanımlanır. Vektörelidir ve birimi Newton (N) olarak kabul edilir⁹⁸.

Stres (Gerilim)

Belli birim alana uygulanan kuvvete stres denir. Birimi megapascal (MPa)'dır. Oluşan stres, kuvvet büyüklüğü arttıkça artarken birim alan arttıkça azalır ve aşağıdaki şekilde ifade edilir^{99,100}:

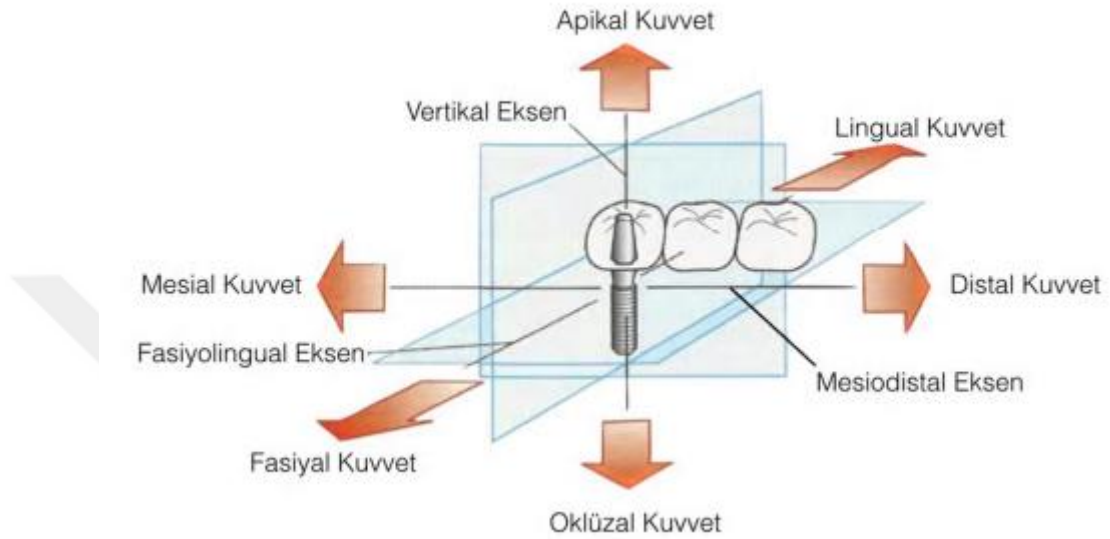
$$\sigma \text{ (Stres, pascal)} = F \text{ (newton)} / A \text{ (m2, mm2)}$$

Bir cisme dışarıdan herhangi doğrultuda bir kuvvet uygulandığında bu cismin içinde iç gerilimler meydana gelir (Şekil 2-10). Bu gerilimler; çekme (uzama) gerilimi, basma (sıkıştırma) gerilimi ve makaslama (kayma) gerilimi şeklindedir ve cisimlerin hepsinde bu gerilimlerin bileşkesi bulunur^{5,101}.

Çekme (tensile) gerilimi: Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilimdir.

Sıkışma (compressive) gerilimi: Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilimdir.

Makaslama (shear) gerilimi: Bir cisme farklı düzlemlerde fakat aynı yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilimdir ⁵.



Şekil 2-10: Kuvvetin bileşenleri

Bir cisimdeki moleküller çekme kuvveti uygulandığında birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı direnç oluştururlar. Basma kuvveti uygulandığında ise moleküller birbirlerine yaklaşır sıkışmaya karşı bir direnç gösterirler. Makaslama kuvvetinin uygulandığı cisimde, uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak moleküllerin birbiri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşmaktadır. Materyallerin deformasyon oluşmasına karşı oluşturdukları bu direnç elastikiyet derecesini belirler ^{101,102}.

İmplant ve kemik üzerinde makaslama kuvvetleri karşı en yıkıcı etkiyi oluştururken sıkışma tipi kuvvetler daha tolere edilebilir düzeyde karşılanır ^{41,103}.

Strain (Gerinim)

Strese maruz bırakılan cismin birim uzunluğunda oluşan değişim gerinim (strain) adını alır ve 'ε' ile gösterilir. Cismin fiziksel deformasyonu olarak da ifade

edilebilir. Oransal olarak söylenir, niceliktir ve birimi yoktur. Aşağıdaki formül ile ifade edilir :

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

ε : Gerinim

ΔL : Deformasyon

L_0 : Orjinal uzunluk

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin yükleme yönündeki lateral gerinime oranına denir ve 'V' ile ifade edilir. Ayırıcı bir özelliktir, her cisim için farklı bir değer alır ve bu değerler 0 ile 0,5 arasındadır ^{100,101}.

Young Modülü (Elastisite Modülü)

Gerilmenin gerinime oranı olarak ifade edilir ve bir cismin sertlik derecesini gösterir. Young modülü arttıkça sertlik artar ve cismin deformasyona uğrama olasılığı azalır. Gerinimin birimi olmadığı için gerilmenin birimini alır ve maddeler için ayırıcı bir özelliktir ¹⁰⁴.

Von Mises Kriteri (Equivalent Stresses)

Von mises stresi, sünek materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak ifade edilir ve 3 asal stres değeri şeklinde hesaplanır. Bu değerler ile yapının tamamında oluşan stres değerleri hakkında bilgi sağlanabilir. Aşağıda formülü ile ifade edilmiştir ¹⁰⁵ :

$$\Sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

Asal Gerilim Değeri (Principal Stresses)

Kırılgan materyallerde (kemik ve porselen gibi) meydana gelen stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları incelemek için kullanılırlar.

Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile birim miktardaki uzamanın doğru orantılı olduğu kabul edilir fakat belli bir gerilme sınırından itibaren bu varsayım geçersiz kabul edilir ¹⁰⁴.

Homojen Cisim

Yapı içerisinde her yönde ve noktada elastik özelliklerin aynı olduğunu ifade eder.

İzotropik Cisim

Üç asal ekseninde de aynı elastik özelliklerinin olduğu kabul edilen cisimlere izotropik cisim denir. Başka bir deyişle farklı açı ya da yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özelliği gösterir ¹⁰⁴.

2.9.2. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içi karmaşık biyomekanik sistemleri içerebilen bir ortamdır ve bu sistemlerin incelenebilmesi için mühendislikte kullanılan çeşitli yöntemlerden faydalanılmaktadır ¹⁰⁶. Materyallerin stres altında gösterdikleri davranışları incelemek için diş hekimliğinde kullanılan çeşitli stres analiz teknikleri aşağıda sıralanmıştır ¹⁰⁷ :

1. Fotoelastik stres analizi yöntemi
2. Gerinim ölçer ile stres analizi yöntemi
3. Kırılma vernikle kaplama stres analizi yöntemi
4. Holografik interferometreyle stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi (SEA); kompleks ve biyomekanik bir yapının gerçeği yansıtacak şekilde matematiksel modelini oluşturup bilgisayar ortamında modelin çözümlenmesi temeline dayanan bir çözüm yöntemidir ¹⁰⁸. 1960 yılında Courant tarafından geliştirilen sistem ilk olarak havacılık ve uzay alanında kullanılmaya başlanmıştır ¹⁰⁹. Daha sonraları akışkanlar mekaniği, statik analiz, elektromanyetik analiz ve ısı transferi gibi birçok alanda da kullanılmış ve başarılı sonuçların ardından diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır ¹¹. Diş hekimliğinde bu analiz yönteminin kullanıldığı alanlar aşağıda verilmiştir ¹¹⁰ :

- Ortodontik apareyler, dişlerin hareket ettirilmesi
- Kompozit, amalgam, kanal dolgu maddesi gibi dental materyaller
- Kortikal ve spongiyöz kemik, temporomandibular eklem ya da çene kırıkları gibi oral ve maksillofasiyal bölgeyi ilgilendiren durumlar
- Kuran-köprü protezleri ya da dental implantlar gibi dental restorasyonlar
- Osseointegrasyon

Kesintisiz bir alanı bir dizi basit şekillere bölerek uygulanan bu teknikte; yapının sayısal olarak bir, iki ya da üç boyutlu analizi mümkündür. Parçadan tüme gitme prensibine dayanarak ilgili alanı daha küçük birimlere ayırarak incelemenin daha basit ve kolay bir şekilde yapılmasını sağlar dolayısıyla geometrik açıdan karmaşık bir yapıya sahip olan kemik-implant sistemindeki bileşenlerin analizi için bu yöntem son derece uygundur ^{11,111}.

Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ¹¹²⁻¹¹⁴

1. Sonlu elemanlar analiziyle oldukça karmaşık bir geometrik yapıdaki lineer ya da non-lineer cisimler güvenli ve uygun olarak analiz edilebilir.
2. Köşeli cisimler ya da çok bağlantılı (çok deliğe sahip yapılar) yapıların da analizi basit bir şekilde gerçekleştirilir.

3. Sınır koşulları kolay bir şekilde uygulanır.
4. İçeriğinde farklı malzemenin olduğu cisimlerin de ek bir çaba gerektirmeden kolay ve uygun bir şekilde analizleri yapılabilir.
5. Karmaşık cisimlerde ve problemlerde neden-sonuç ilişkilerini incelemek için analitik ve deneysel tekniklerden çok daha hassas ve etkin sonuçlar verebilir.
6. Bütünü tamamıyla değil de parçalara bölerek ele aldığı için daha basit bir şekilde var olan sorunun çözülmesini sağlar.
7. Non-invazivdir ve analiz süresi kısadır.

Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Dezavantajları ¹¹³

1. Veri ve bilgi almadaki ya da yorumlamada yapılan ufak bir hata sonucun yanlış olmasına neden olur.
2. Günümüzde sürekli yenilenen teknoloji nedeniyle kullanılan yazılım programlarının devamlı güncel tutulması gerekmektedir.
3. Kullanılan yazılım programlarının maliyeti fazladır ve analiz için alanında uzman kişilere ihtiyaç vardır.

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminde Temel Kavramlar

Eleman (Element)

Modeller sonlu sayıda basit geometrik şekillere bölünür ve en küçük birimi oluşturan bu yapıya eleman denir ¹¹⁵. Modelin bölündüğü eleman sayısı arttıkça sonuç o kadar çok gerçeğe yaklaşır. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) veya değişik şekillerde olabilirler ¹¹⁶.

Düğüm (Node)

Elemanları birbirine bağlayan noktalara düğüm denir ¹¹⁵.

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Karmaşık olan geometrik yapı, bir bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) dönüştürülür. Bu yapı, elemanlardan ve ilgili düğümlerden ve sınır koşullarından (boundary conditions) meydana gelir. Düğümler, köşe noktalarında birbirleri ile birleşen sonlu sayıda elemanlara bölünür. Yükleme ile oluşan her bir düğümdeki stres ve yer değiştirme bir bilgisayar programı sayesinde hesaplanabilir ¹¹⁷.

Geometri ve Katı Modelleme

İmplant ve kemiğin doğru modellenmesi doğru bir analiz için zorunludur. Günümüzde teknolojinin de gelişmesiyle analizlerde 3 boyutlu modelleme ile hız kazanmıştır. Bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sayesinde ortaya çıkan görüntülerin sonlu elemanlar analizi için aktarılması, geliştirilen özel yazılımlar yardımıyla daha da kolaylaşmıştır.

Sınır Şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları, elde edilen modelin belirli düğüm noktalarından sabitlendikten sonra oluşturulan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşullarıyla elde edilir. Kuvvetin şiddeti, açısı ve yönü yükleme koşullarına istinaden belirlenir ¹¹.

Materyal Özellikleri

Yapının materyal özellikleri oluşacak stres ve strain dağılımını etkileyen önemli bir durumdur. Yapılar özelliklerine göre izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilirler. Örneğin izotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı denilen 2 materyal sabiti vardır ve özellikler her yapıların her yönünde aynıdır. Aksine anizotropik bir materyal ise birbirinden farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir ¹¹⁸.

Yükleme Koşulları

Hazırlanan modele dışardan uygulanan yükleri temsil eder ¹¹⁹. Bu yükler basma, çekme ve makaslama kuvvetleri olarak modellere yansır. İmplant-kemik bağlantısında ve protezin kendisinde en yıkıcı etkilere makaslama kuvvetleri neden olur.

Gelecek kuvvetin yönü oluşan stresi önemli miktarda etkiler. Ağız içerisini düşündüğümüzde dik ve yatay kuvvetlerin yanında oblik kuvvetler daha olası ve gerçekçi ısırma yönünü ifade eder ¹¹.

Isırma yönünün yanında ısırma gücünün büyüklüğü de stresler için anlamlıdır. Normal dentisyona sahip bireylere kıyasla ağızda protetik restorasyon bulunduran bireylerde ısırma gücü daha düşük bulunmuştur ¹⁰³. Bunun yanında bireyin yaşı, cinsiyeti ve parafonsiyonel alışkanlıkları da ısırma gücünün büyüklüğünü etkileyen faktörler arasındadır ¹¹.

Kemik-İmplant Arayüzü

İlk geliştirilen Brånemark protokolüne göre implant kemik ara yüzünde iyileşme gerçekleşip osseointegrasyon sağlanana kadar esastır. Bu noktada sonlu elemanlar analizinde kemik ve implant arayüzünde modellenmesi istenen koşullara karar vermek gerekir ¹²⁰. Günümüzde klinisyenler implant kemik içine yerleştirildikten hemen sonra, osseointegrasyonun tamamlanmasını beklemeden implantı yüklemeyi tercih etmektedirler. Bu tarz yükleme protokolü “immediat yükleme” adı altında yapılır ve uygun koşullar sağlandığında güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir. Böyle bir durumda çeşitli sürtünme katsayıları devreye girerek implant ile kemik arasında küçük miktarlarda yer değiştirmeye izin veren tam osseointegrasyonun sağlanmadığı bir arayüzü stimüle etmek için kullanılır. İmplant ve kemik arasında bu az miktardaki hareketin oluşmasının uyarılmasıyla analizde doğrusal olmayan bir kaynak oluşur. Bunun sebebi yüklemenin gerçekleştiği sırada temas koşullarının değişecek olmasıdır. Bu tarz immediyat yükleme koşulları modellendiğinde sürtünme katsayısı çoğunlukla 0,3 değerine ayarlanır ^{10,100}

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin gerçekleştirilmesi için uygulanan belirli temel aşamalar aşağıda verilmiştir :

1. Yapıdan model elde edilmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi

Model Elde Edilmesi

Öncelikle analizi yapılacak yapının 3 boyutlu modelinin elde edilmesi gerekir. Bunun için bilgisayarlı tomografi ya da manyetik rezonans görüntülemelerden yararlanılarak bilgisayar ortamına aktarılan görüntülerin katı geometrik modeli elde edilir. Üç boyutlu modeller, bu şekilde manuel olarak oluşturulabilir ya da direk üretilebilir. Bilgisayarlı tomografi sayesinde aslına uygun anatomik oluşumlar ve kemik yoğunluğu değerleri gibi materyal özellikleri yansıtılarak modellenenebilir. Özel tasarım yazılımları ile bilgisayar ortamına aktarılarak modelleme işlemi gerçekleştirilir ¹¹.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde problemlerin çözümünde eleman adı verilen en küçük birimler rol alır. Bu elemanlar farklı geometrik şekillerde olabilirler ve birbirlerine düğüm adı verilen yapılarla bağlıdırlar. Bir elemanda oluşan durum bu düğümler aracılığıyla diğer bir elemana aktarılır ve bu yapıların oluşmasıyla ağ (mesh) oluşturulmuş olur. Eleman sayısı arttıkça kuvvet dağılımı daha iyi yansıtılır. Elemanlar ana yapının en küçük yapı taşı oldukları için ana yapıyla aynı mekanik özellikleri gösterirler. Küçük ama çok sayıda oluşturulan elemanlar sayesinde modelde birbirine yakın yerlerde oluşacak hızlı sonuç değişimleri gözlemlenebilir ¹²¹.

Analiz Verilerinin Yüklenmesi

Ağ yapısı oluşturulduktan sonra materyal özellikleri tanımlanır, sınır şartları ve yükleme koşulları belirlenir. Sonrasında farklı elemanların Poisson oranı ve Young modülü diye adlandırılan maddeler için ayırt edici özellik olan değerleri bilgisayar yazılımına tanımlanır. Modeller belirli noktalarından sabitlenir, uygulanacak kuvvetlerin şiddeti, açısı ve yönü ayarlanır. Tüm bunlar uygulandıktan sonra modeller çözümlenmeye hazır duruma gelir ^{122,123}.

Analizin Czmlenmesi

Analiz verileri bilgisayar ortamına yüklendikten sonra elemanların eř zamanlı çözümlenmesi yapılarak yapının tümünün de çözümlenmesi sağlanmış olur. Analizde elde edilen sonuçlar streslerin kemik içindeki dağılımı yani yük transferi hakkında bilgi verir. Matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilen stres değerlerinin varyansı bulunmamaktadır. Bu yüzden mevcut değerlerin istatistiksel olarak analizi yapılamamaktadır. Amaç gerçeğe en yakın ortamı oluşturup sonuçların buna göre yorumlanması olmalıdır. İzotropik ve homojen olarak oluşturulan modellerin sonlu elemanlar analizi sonuçlarının kliniğe uygulanabilir şekilde yorumlanmasına dikkat edilmelidir ^{11,114}.

Analizden elde edilen değerler genellikle asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) ya da yer değiştirme değerleri şeklinde sunulur. Değerlendirme kısmı materyalin özelliğine bağlı olarak yapılmalıdır. Kırılgan materyaller (kemik vb) için asal gerilim (principal stress) değerleri önem taşır. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme (tension) tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma (compression) tipi gerilimini ifade eder ^{124,125}. Sıkıştırma stres değerleri negatif iken çekme stresleri pozitif değer alır. Sıkıştırmanın ekme geriliminden daha yüksek değer alması incelenen bölgede bir sıkışma varlığını işaret ederken, bu değerlerin eşit olması ilgili alanda bükülme (torsiyon) oluştuğunu gösterir ¹²⁶. Sünek materyaller (abutment, implant vb metal içeren yapılar) için ise von Mises stres değerleri önem taşımaktadır. Dolayısıyla implant içeriğinde kullanılan titanyumda meydana gelen stresler değerlendirilirken çoğunlukla von Mises stresleri göz önünde bulundurulur. Von Mises değerleri; yapının bütününde meydana gelen makaslama kuvvetlerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da genel olarak bilgi vermektedir ¹¹.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tempa Mühendislik iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. Çalışmada all-on four konseptiyle uygulanan farklı boy ve yerleştirilme açılara sahip implantların immediyat ve osseointegre koşullar altındaki stress dağılımları hazırlanan modellerle sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

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.

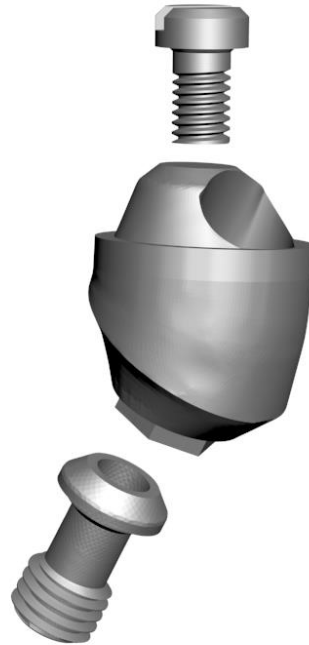
Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri “ALTAIR Evolve” yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir;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

3.1. Çalışmada Kullanılan Implant ve Protez Parçaları ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

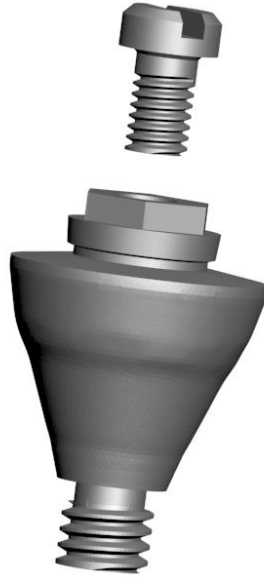
Çalışmada kullanılan “Nobel Parallel Conical Connection TiUltra” implant ve “Multi-unit Abutment Xeal” abutment, Nobel Biocare firmasının All-on-4 treatment concept ürün kataloğundaki ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Protez parçaları (metal alt yapı ve protez) ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3-1: İmplant modeli



Şekil 3-2: Açılı multiunit abutment ve bağlantı vidası



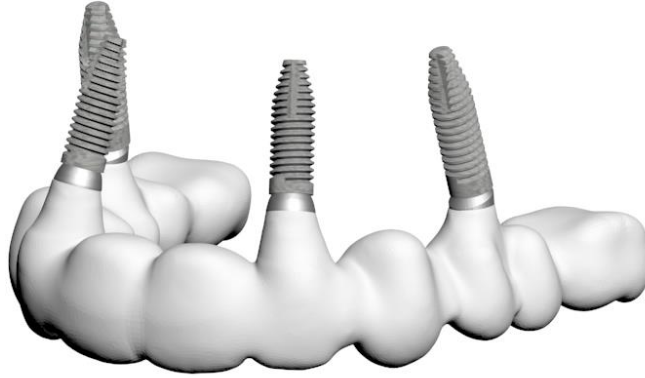
Şekil 3-3: Düz multiunit abutment ve bağlantı vidası



Şekil 3-4: İmplant ve açılı multiunit abutment

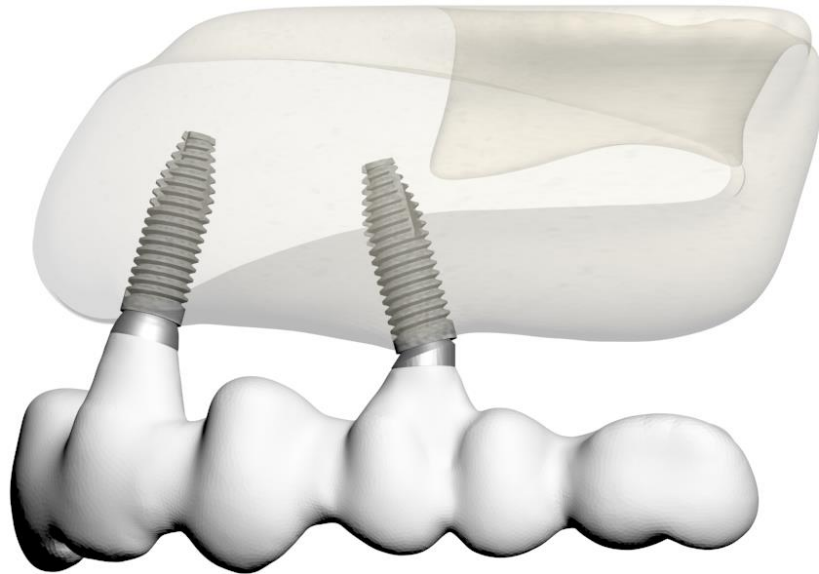


Şekil 3-5: İmplant ve düz multiunit abutment

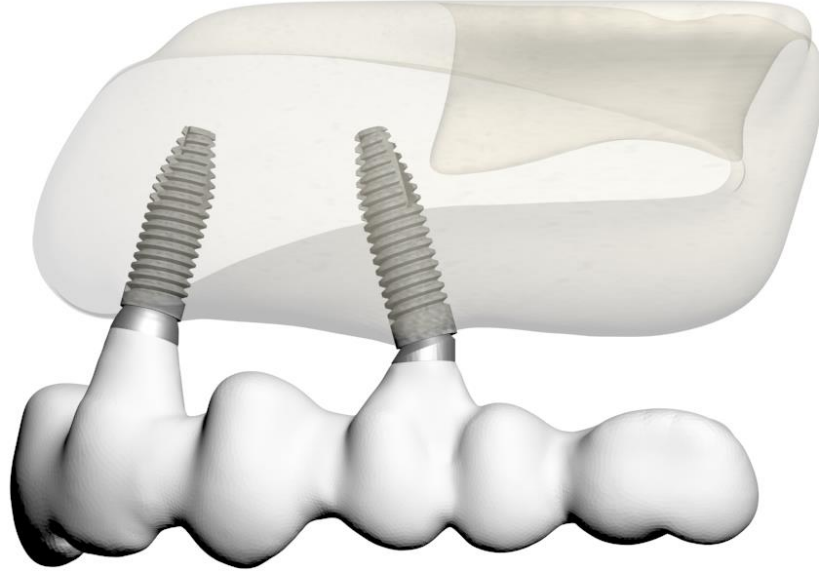


Şekil 3-6: Çalışma modelinin son hali

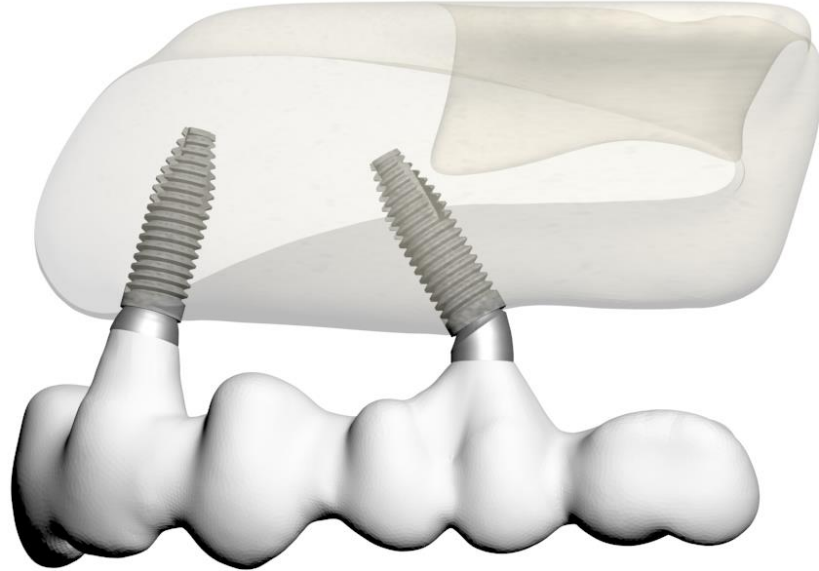
Çalışmada modellenen implantların çapı sabit olup 4.3 mm olarak belirlenmiş ve 13 mm ve 15 mm boya sahip implantlar kullanılmıştır. Çalışmada; anterior bölgede implantlar lateral kesiciler bölgesinde vertikal yönde, posterior implantlar ise premolarlar bölgesinde distale eğimli olacak şekilde konumlandırıldı. Her bir analiz için anteriordaki implantların boyu ve açısı aynı olacak şekilde değerlendirmeler yapıldı. Anteriordaki implant boyu her analiz için 13 mm olarak belirlendi ve vertikal olarak yerleştirildi. İlk analiz için, posteriordaki implant 1. premolar dişin hizasında distale doğru 30 derece açıyla ve boyu 13 mm olacak şekilde modellendi. İkinci analiz için, 5 numaralı dişin hizasında distale doğru 45 derece açıyla ve boyu 13 mm olacak şekilde modellendi. Üçüncü analiz için, posteriordaki implant premolar bölgesinde 4 numaralı dişin hizasında distale doğru 30 derece açıyla ve boyu 15 mm olacak şekilde modellendi. Dördüncü analiz için, 5 numaralı dişin hizasında distale doğru 45 derece açıyla ve boyu 15 mm olacak şekilde modellendi. Hazırlanan bu 4 modelin immediyat ve osseointegre koşullar altında stress dağılımları incelendi.



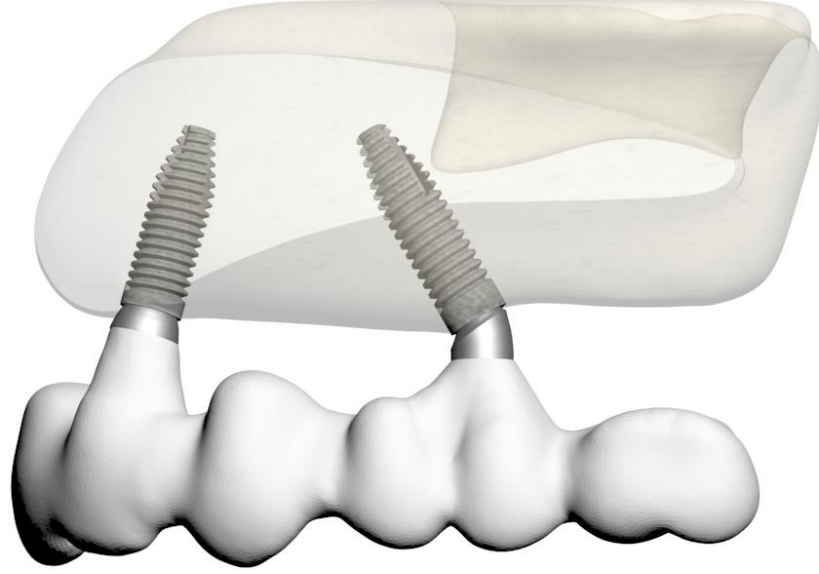
Şekil 3-7: Posteriorda 30 derece distale eğimli 13 mm boyundaki implant modeli (MODEL-1)



Şekil 3-8: Posteriorda 30 derece distale eğimli 15 mm boyundaki implant modeli (MODEL-2)



Şekil 3-9: Posteriorda 45 derece distale eğimli 13 mm boyundaki implant modeli (MODEL-3)



Şekil 3-10: Posteriorda 45 derece distale eğimli 15 mm boyundaki implant modeli (MODEL-4)

3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik maksilla kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin 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.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik maksilla kortikal geometrisi modellenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı anterior bölgede (kanin diş bölgesine kadar) 1 mm, posterior bölgede 0.7 mm olacak şekilde

ayarlanmıştır. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

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



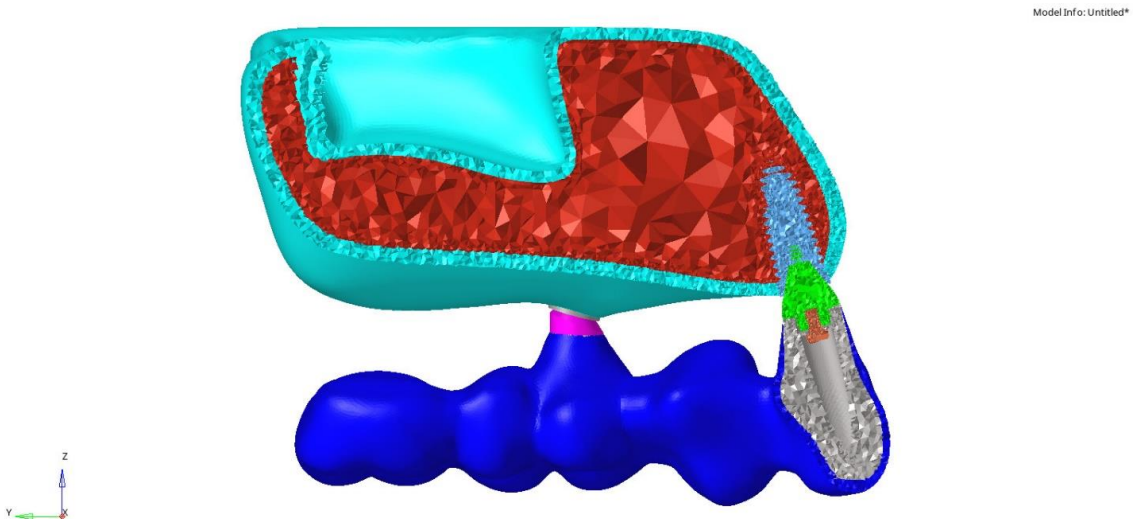
şekil 3-11: Kortikal kemik



Şekil 3-12: Trabeküler kemik

3.3. 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.



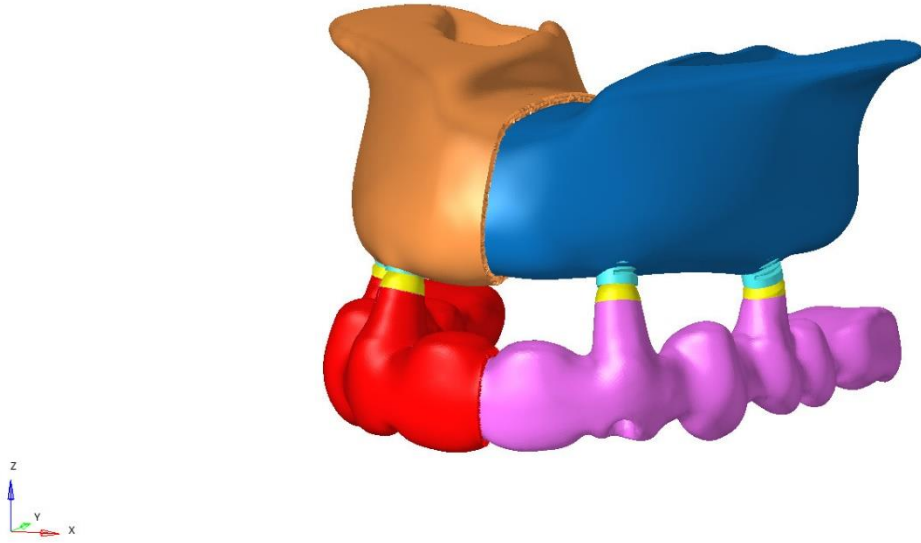
Şekil 3-13: Analize hazır hale getirilen matematiksel model örneği

3.4. Kullanılan Materyaller ve Özellikleri

Analizlerde **Error! Reference source not found.**'de elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri **Error! Reference source not found.**' de sayısal, Şekil 3-14' te ise görsel olarak tanımlanmıştır.

Malzeme	Renk	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Titanium_Implant		110000	0.3
Titanium_Vidaabutment		110000	0.28
Cr-Co Altyapı		218000	0.33
Porselen		68900	0.28
Kortikal		13700	0.3
D3 Trabekuler		1370	0.3

Tablo 3-1: Kullanılan malzemelerin elastic modül ve poisson oranları



Şekil 3-14: Kullanılan malzemelerin model üzerindeki gösterimi

Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve element sayıları aşağıda verilmiştir :

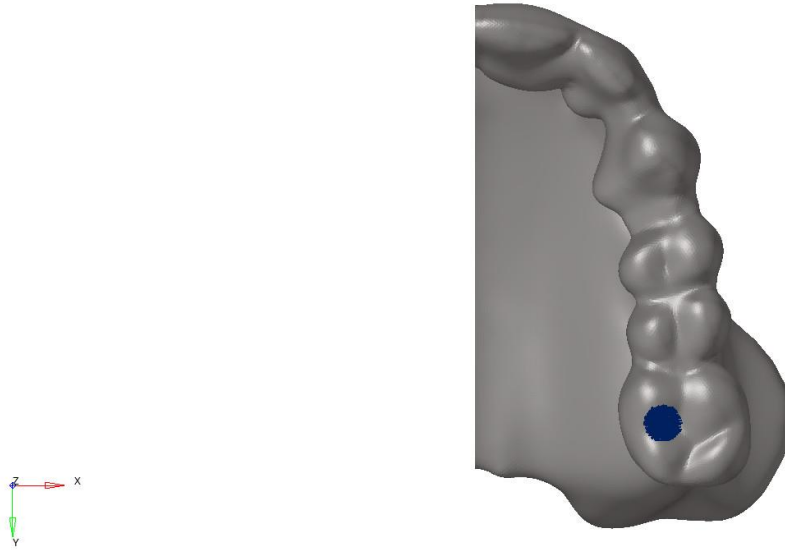
	Model - 1	Model - 2	Model - 3	Model - 4
İsim	30 derece 13 mm	30 derece 15 mm	45 derece 13 mm	45 derece 15 mm
Total # of Nodes	714180	808847	709764	811160
Total # of Elements	2836986	3238206	2834486	3243252

Tablo 3-2: Çalışmada modellerinin düğüm ve element sayıları

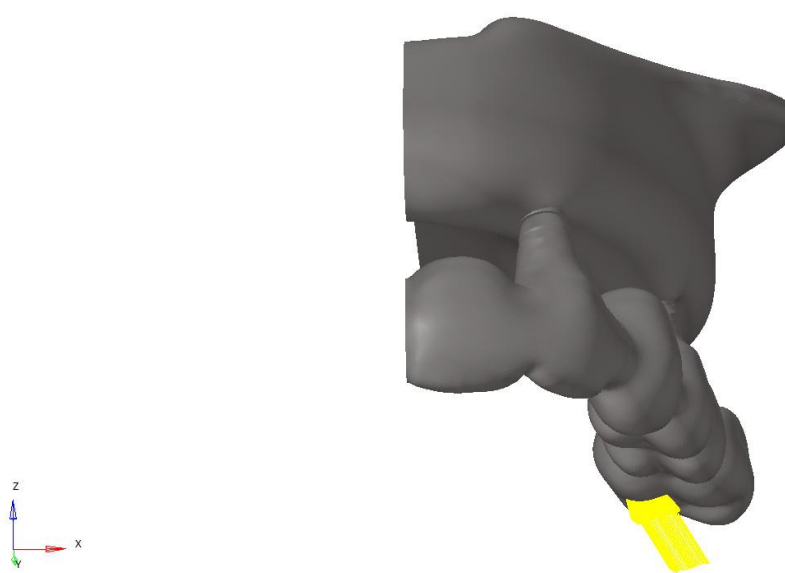
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

4 model için tek tip yükleme senaryosu olup; her model için osseointegre ve immediate yükleme koşulları simule edilerek toplamda 8 analiz gerçekleştirilmiştir. Yükleme molar diş üzerinden gösterildiği gibi bukko lingual yönde 30 derece açıyla, 4 mm çapında alandan 100 N olarak uygulanmıştır. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.



Şekil 3-15: Kuvvetin uygulandığı 4 mm çapındaki alan



Şekil 3-16: Uygulanan kuvvetin yönü

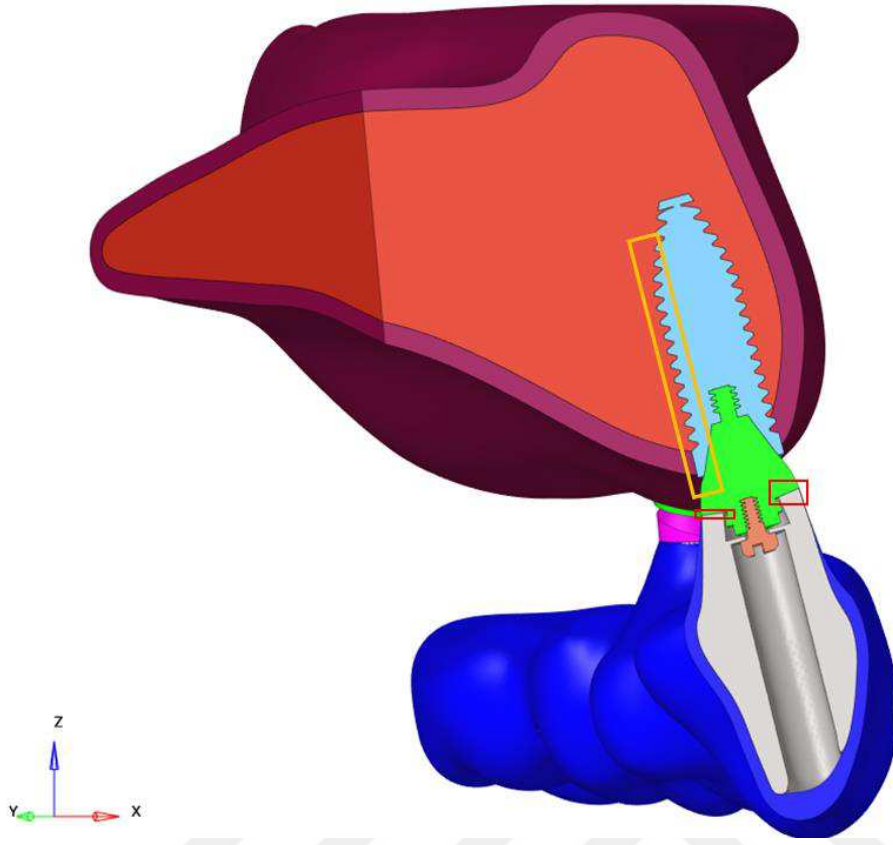
3.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik-İmplant Bağlantı Durumu

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 kortikal ve trabeküler kemiğin kendi içsel özelliklerine uygun yük dağılımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir.

Modellerin bir kısmı immediyat yükleme, bir kısmı osseointegre yüklemeyi simüle etmek amacıyla oluşturulmuştur, bu hedef doğrultusunda x' de turuncu renk ile gösterilen kemik-implant arayüzlerinde, immediyat yükleme için $\mu = 0.3$ katsayılı sürtünme kontağı, osseointegre yükleme için FREEZE kontakt tanımları gerçekleştirilmiştir.

Tüm modellerde, kırmızı renk ile gösterilen bölgede, abutment-bar arayüzü $\mu = 0.3$ katsayılı sürtünme kontağı ile modellenmiş ve bu sebeple tüm modeller non-lineer olarak koşturulmuştur.

Modelde eksplisit olarak açıklanan bu arayüzlerin dışında temas bulunan tüm bölgelerde FREEZE tipi kontakt tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım, öngerilme arayüzlerinde kayma olmadığını ve parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

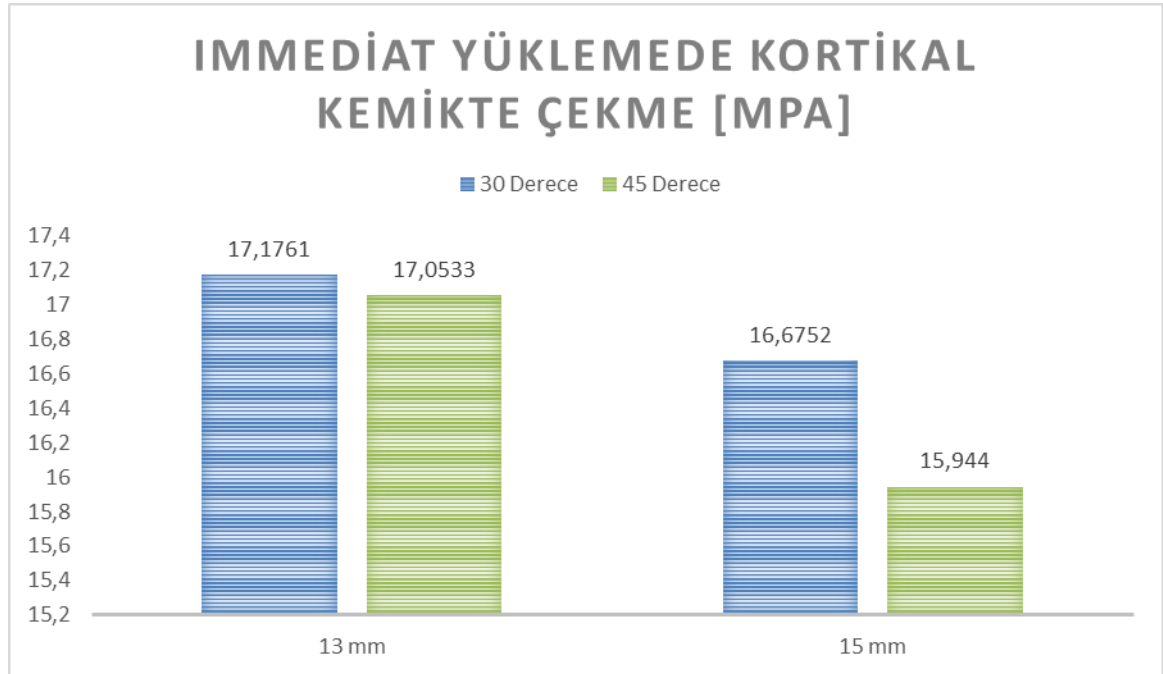


Şekil 3-17: Kemik, implant, abutment ve protez alt yapısı arasındaki bağlantının gösterimi

4. BULGULAR

4.1. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri

“İmmediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda” posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerinin kıyaslaması verilmiştir:

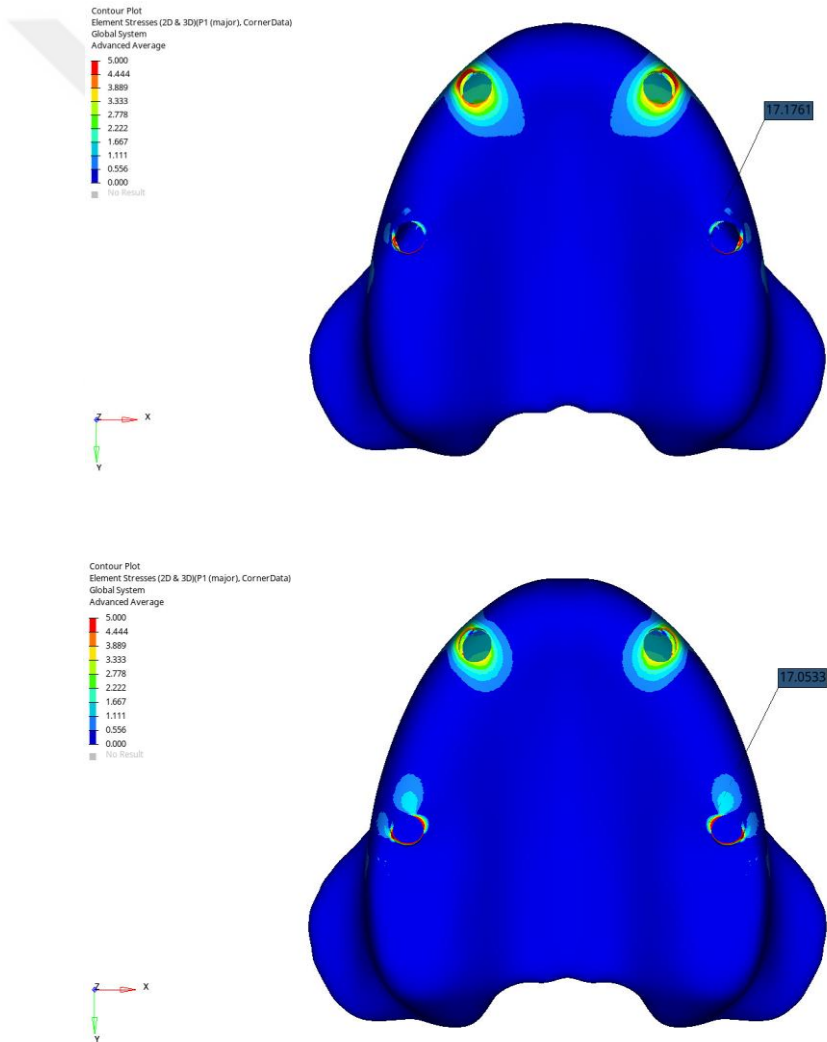


Şekil 4-1 : Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri

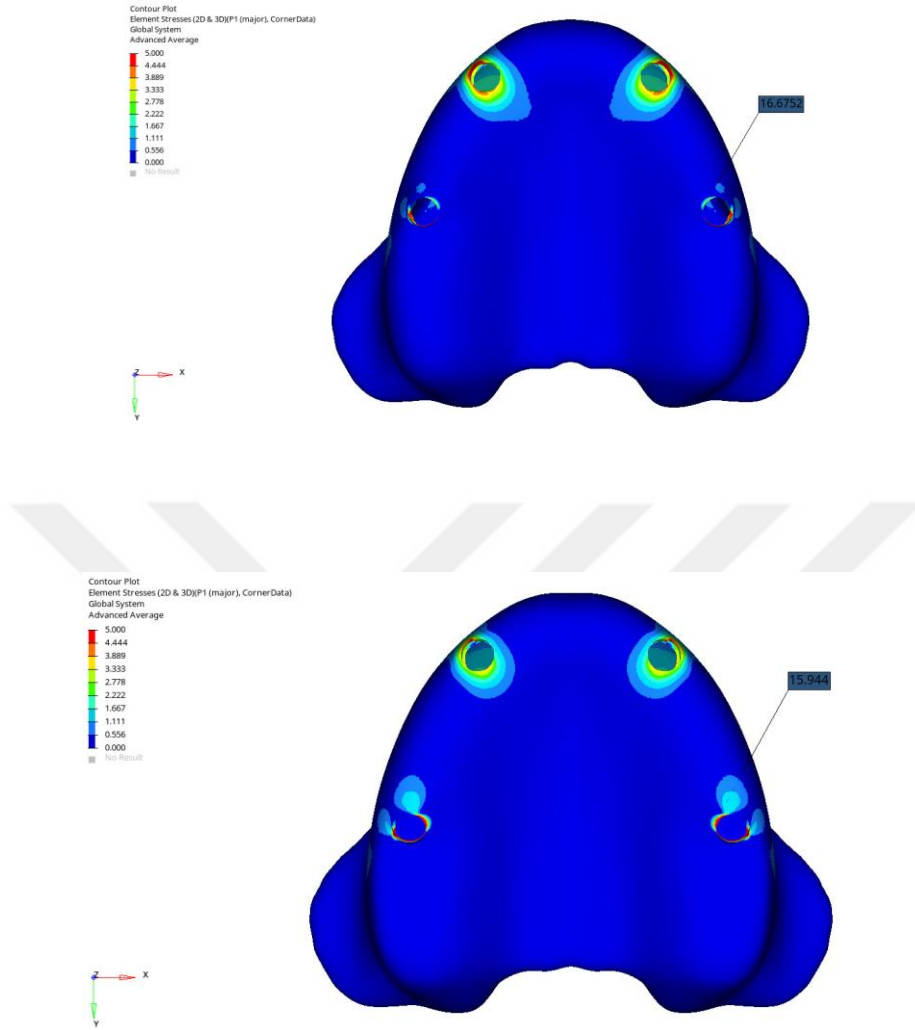
“İmmediat yüklemede posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki kortikal kemikte stresler incelendiğinde” en yüksek maksimum principal (maxp) değeri 17,1761 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük maxp değeri 15, 944 MPa ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-1: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	17,1761	17,0533
15 mm	16,6752	15,9440



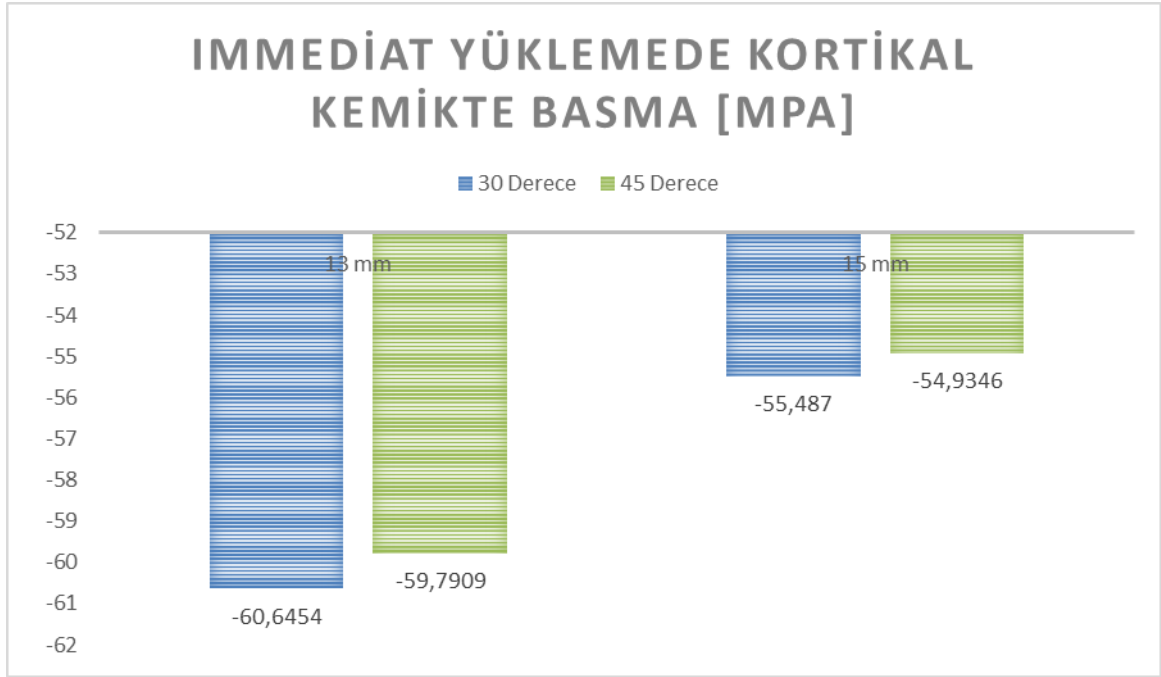
Şekil 4-2 : İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açılıya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açılıya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan stress maxp değerleri



Şekil 4-3 : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan stress maxp değerleri

4.2. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan basma değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:

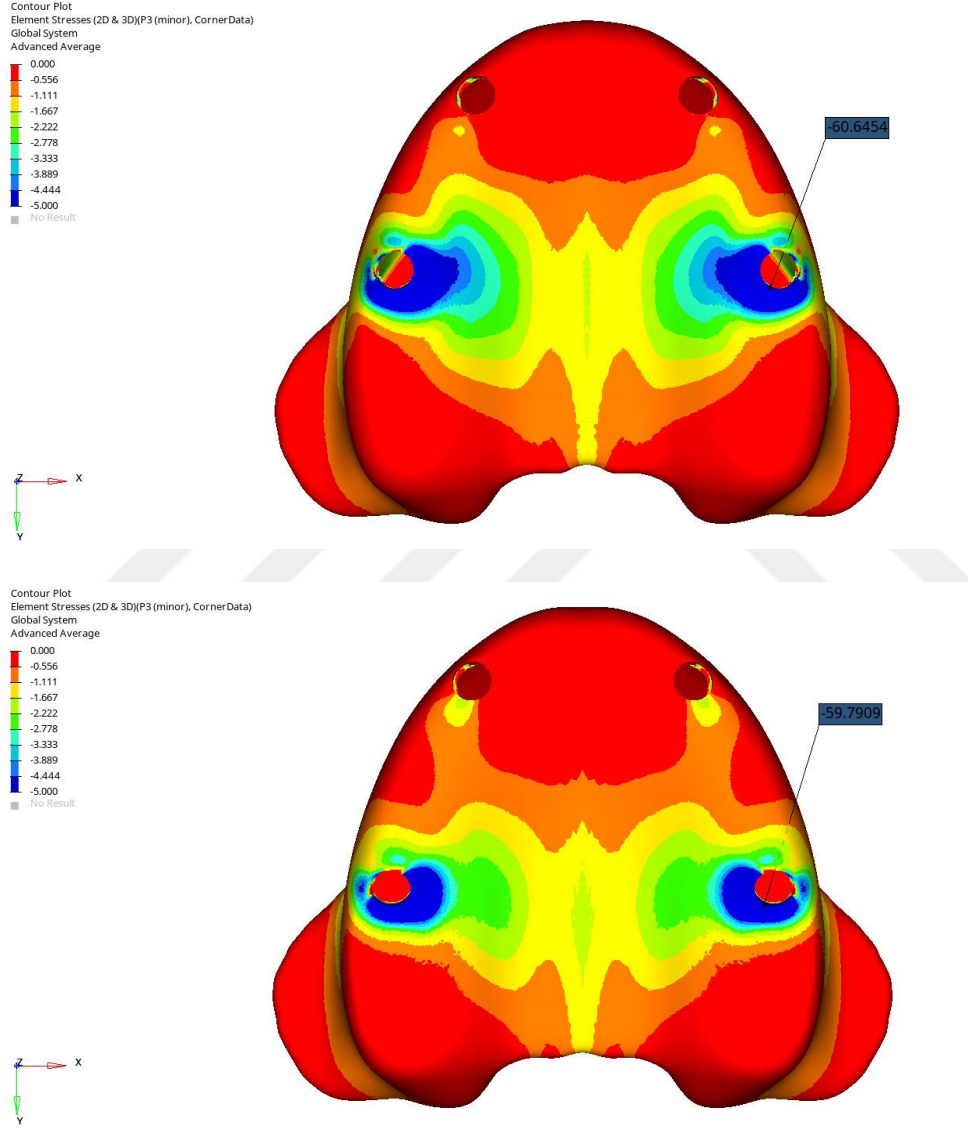


Şekil 4-4: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri

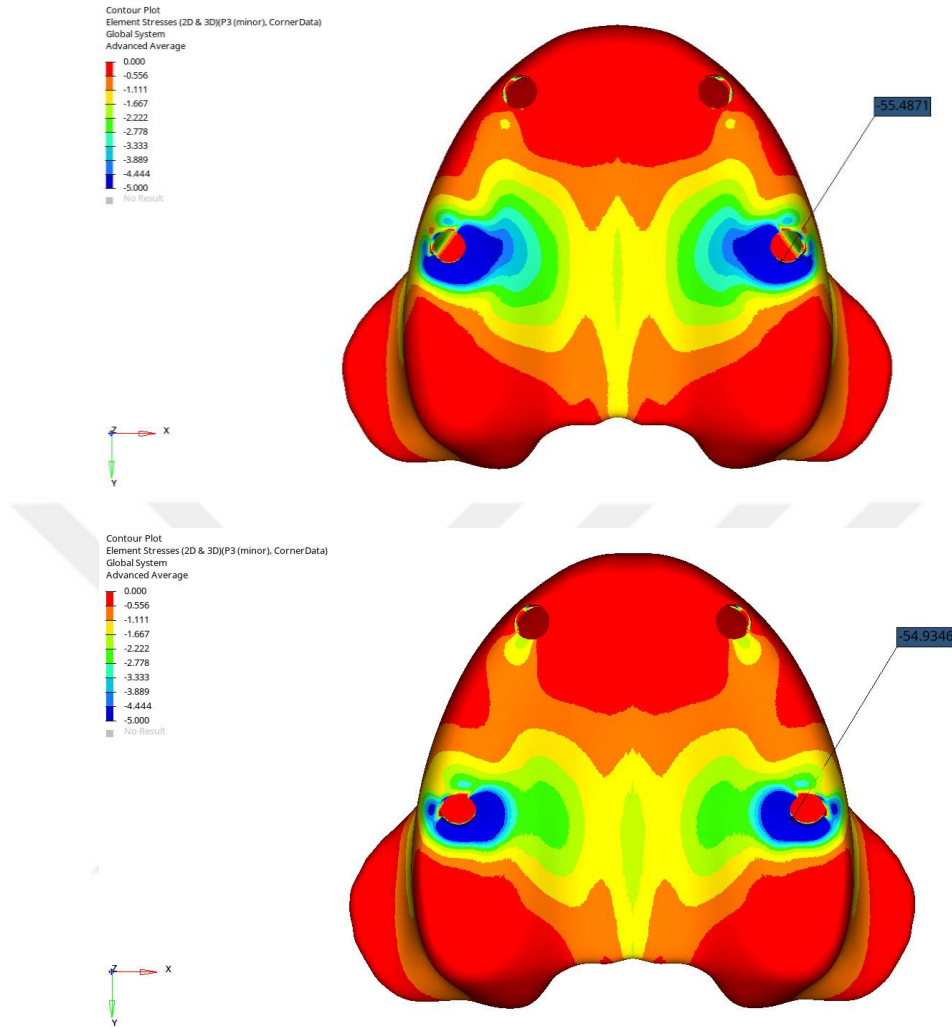
İmmediat yüklemde posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki kortikal kemikte stresler incelendiğinde en yüksek minimum principal (minp) değeri -60,6454 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük minimum principal değeri -54,9346MPa ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-2: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan basma değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	-60,6454	-59,7909
15 mm	-55,487	-54,9346



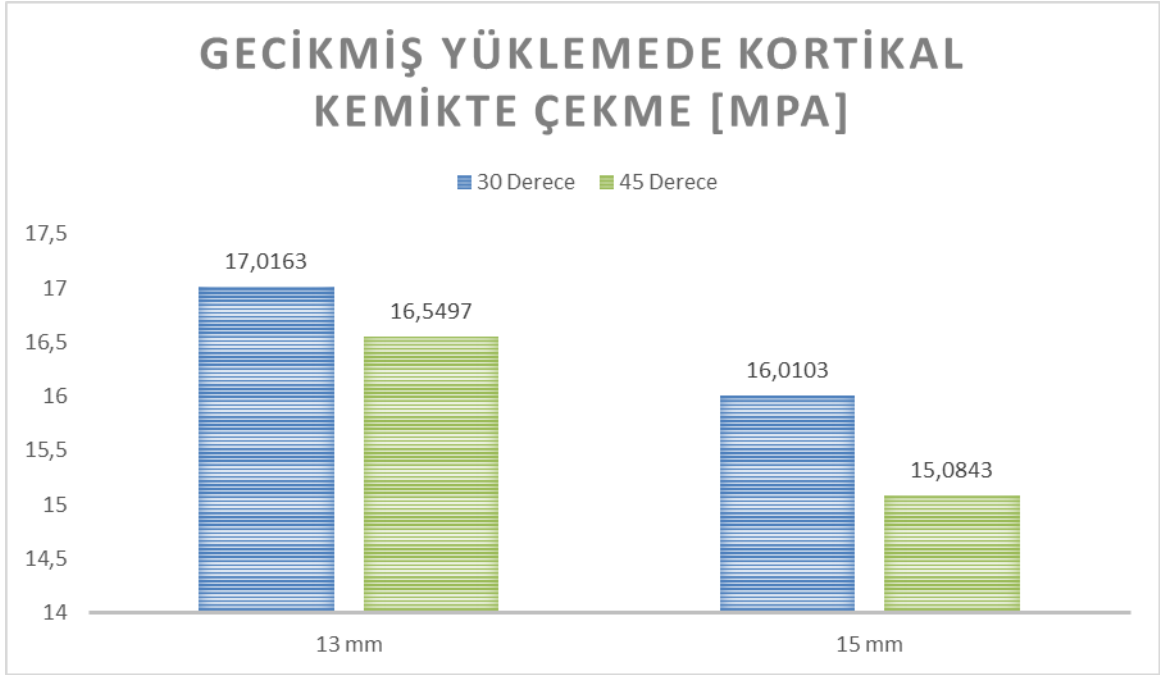
Şekil 4-5 : İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri



Şekil 4-6: : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açıya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açıya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri

4.3. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:

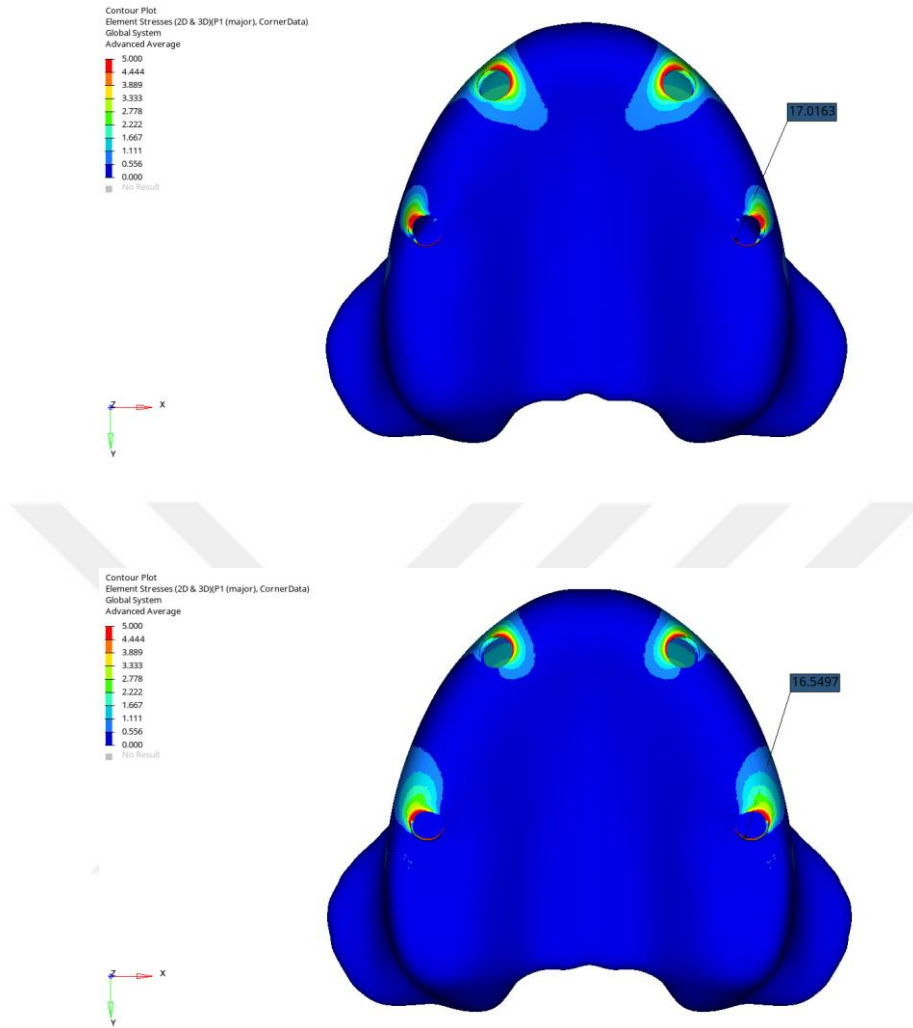


Şekil 4-7: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri

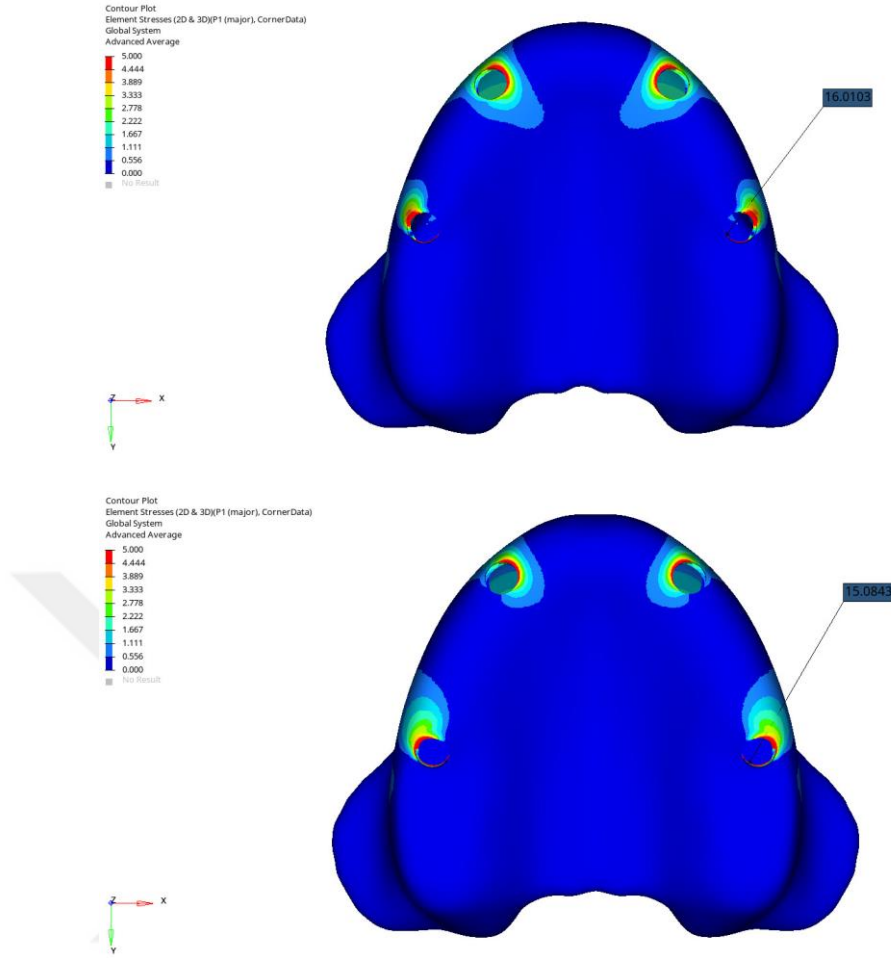
Gecikmiş yüklemede posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki kortikal kemikte stresler incelendiğinde en yüksek maksimum principal (maxp) değeri 17,0163 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük maksimum principal değeri 15,0843 ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-3: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	17,0163	16,5497
15 mm	16,0103	15,0843



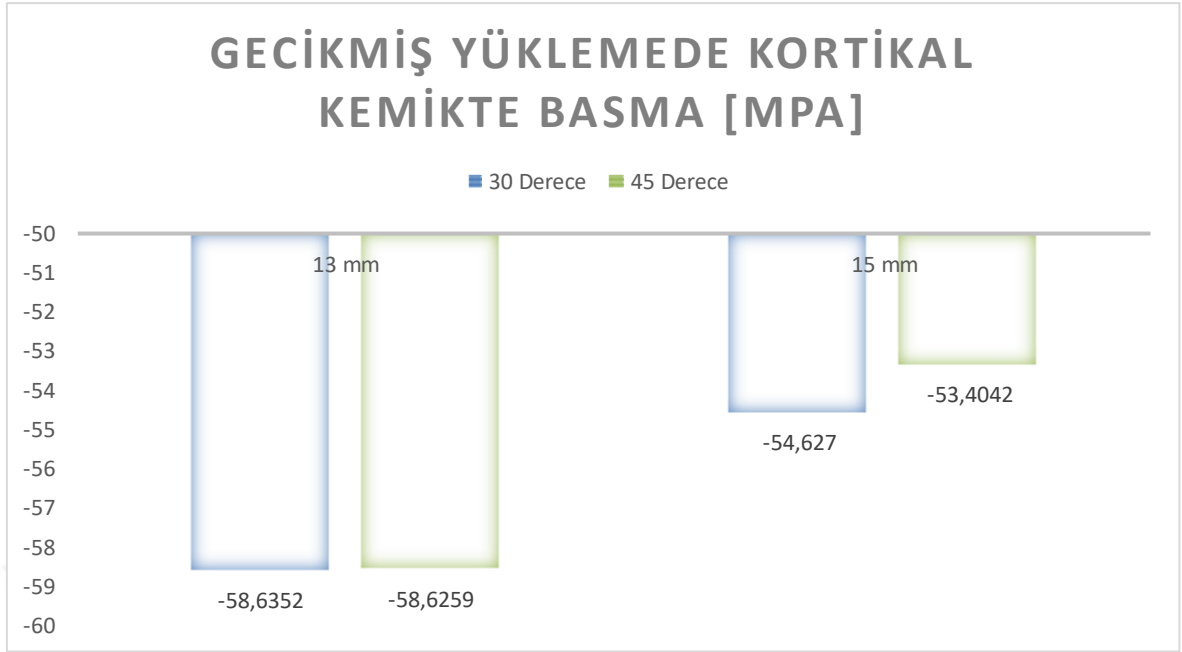
Şekil 4-8: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açıya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açıya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan maxp değeri



Şekil 4-9 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açılıya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açılıya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri

4.4. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan basma değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:

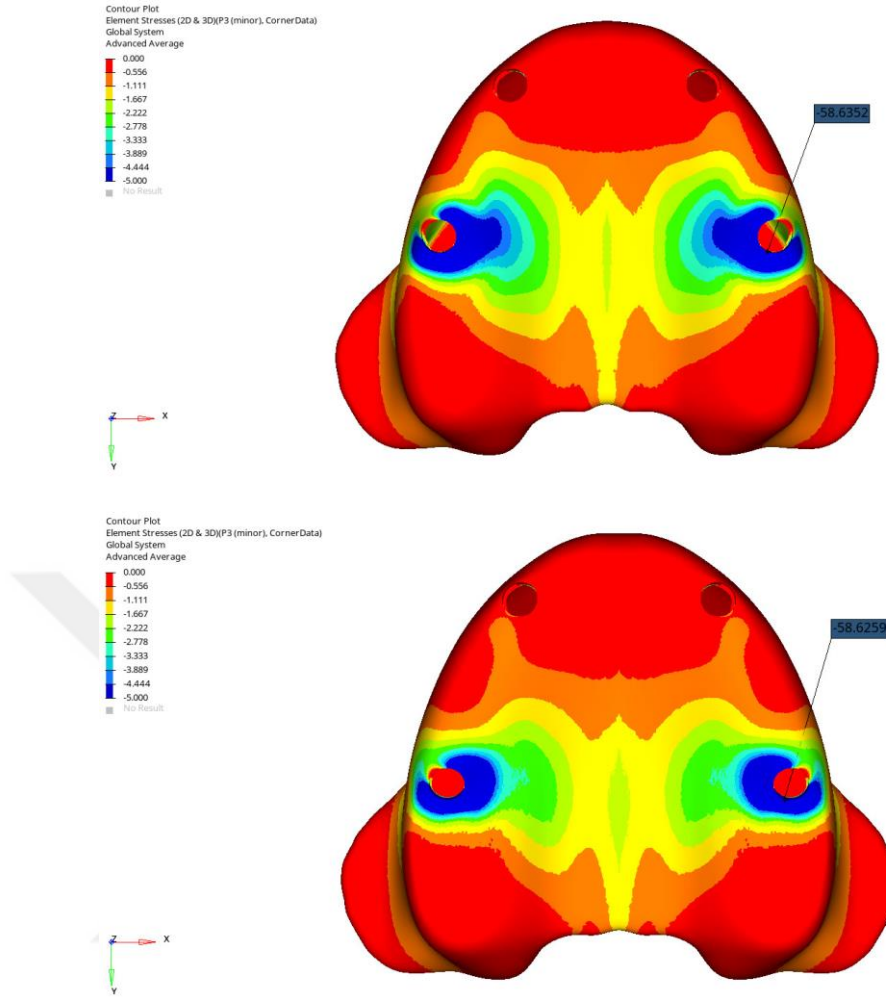


Şekil 4-10: Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri

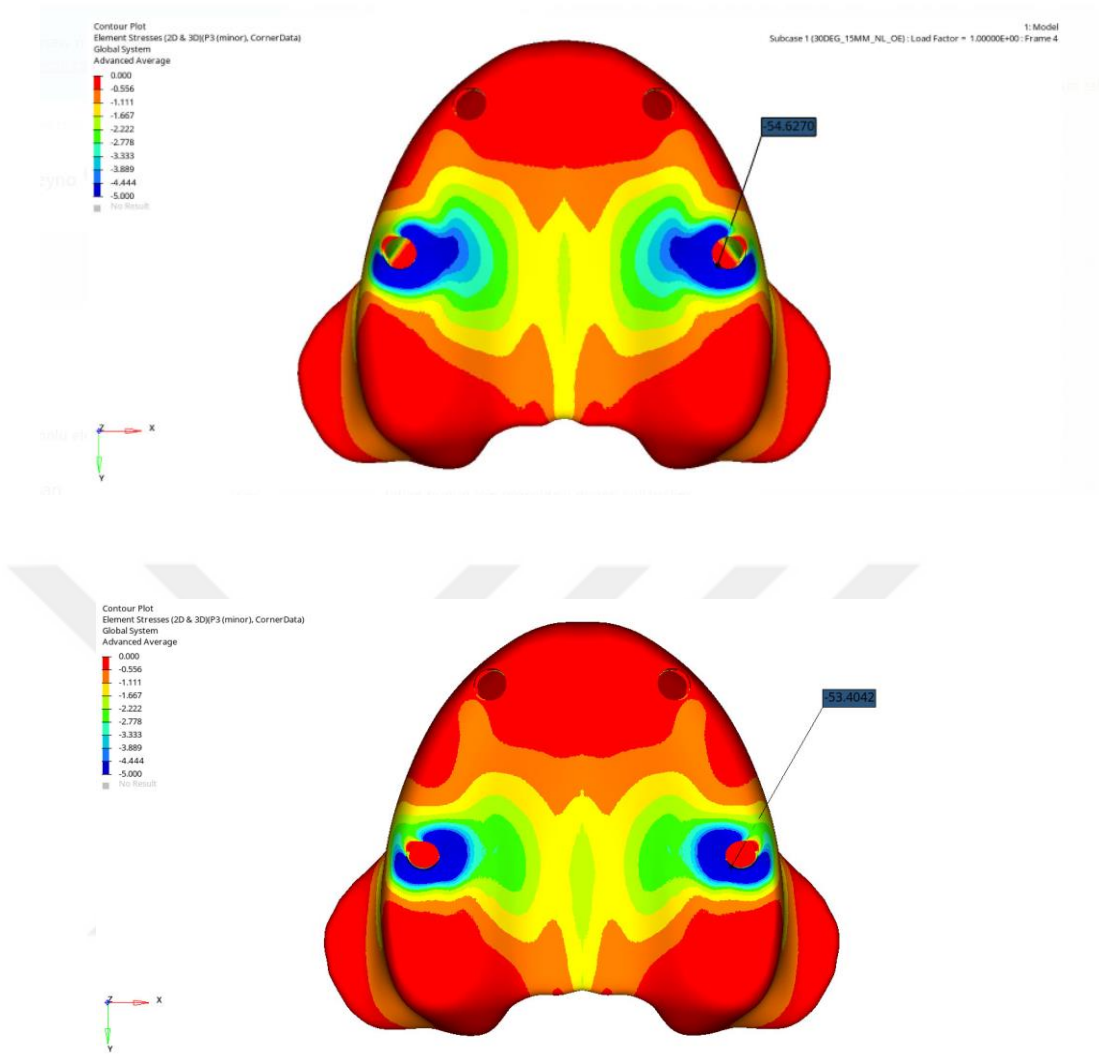
Gecikmiş yüklemde posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki kortikal kemikte stresler incelendiğinde en yüksek minimum principal (minp) değeri – 58,6352 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük minimum principal değeri – 54,1 ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-4: Gecikmiş yüklem altında kortikal kemikte oluşan basma değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	-58,6352	-58,6259
15 mm	-54,627	-53,4042



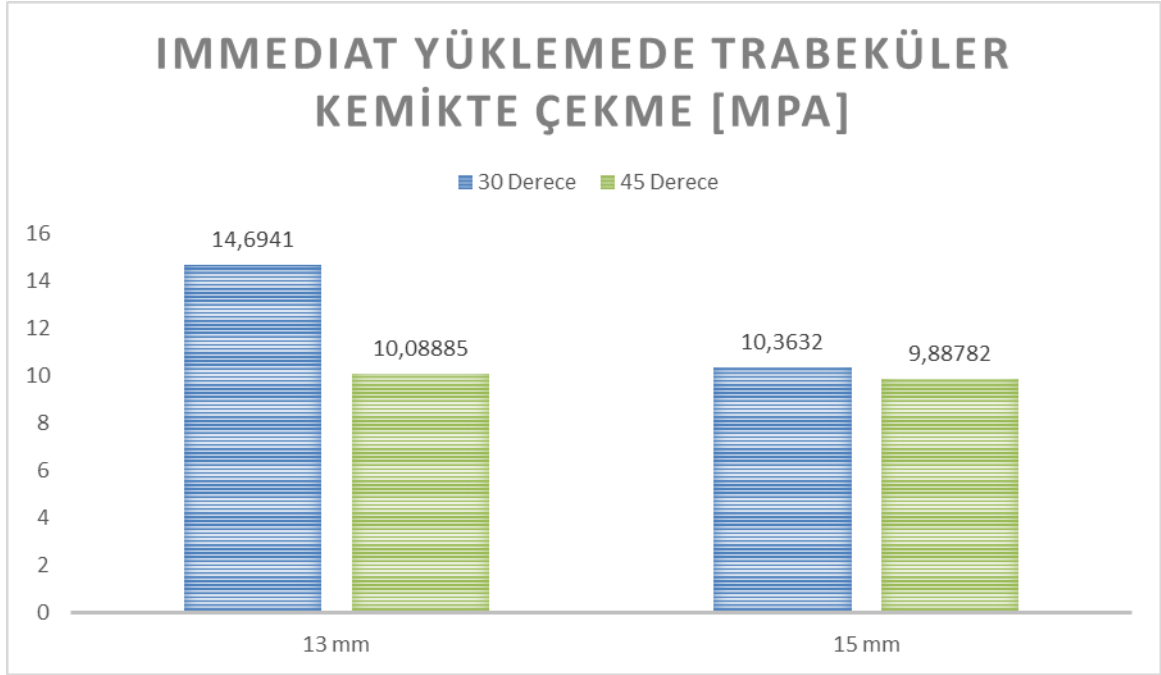
Şekil 4-11: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri



Şekil 4-12 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açılıya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açılıya sahip posterior implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan minp değeri

4.5. İmmediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri

İmmediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan çekme değerinin kıyaslaması verilmiştir:

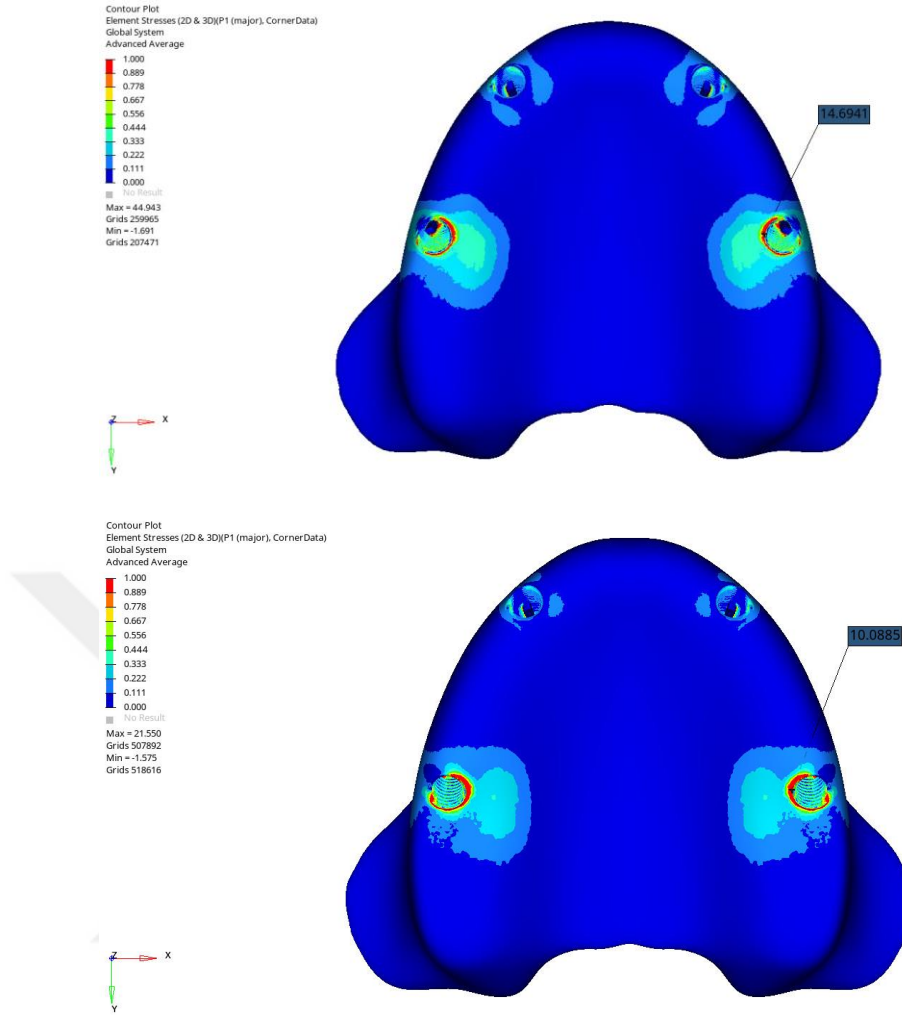


Şekil 4-13: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri

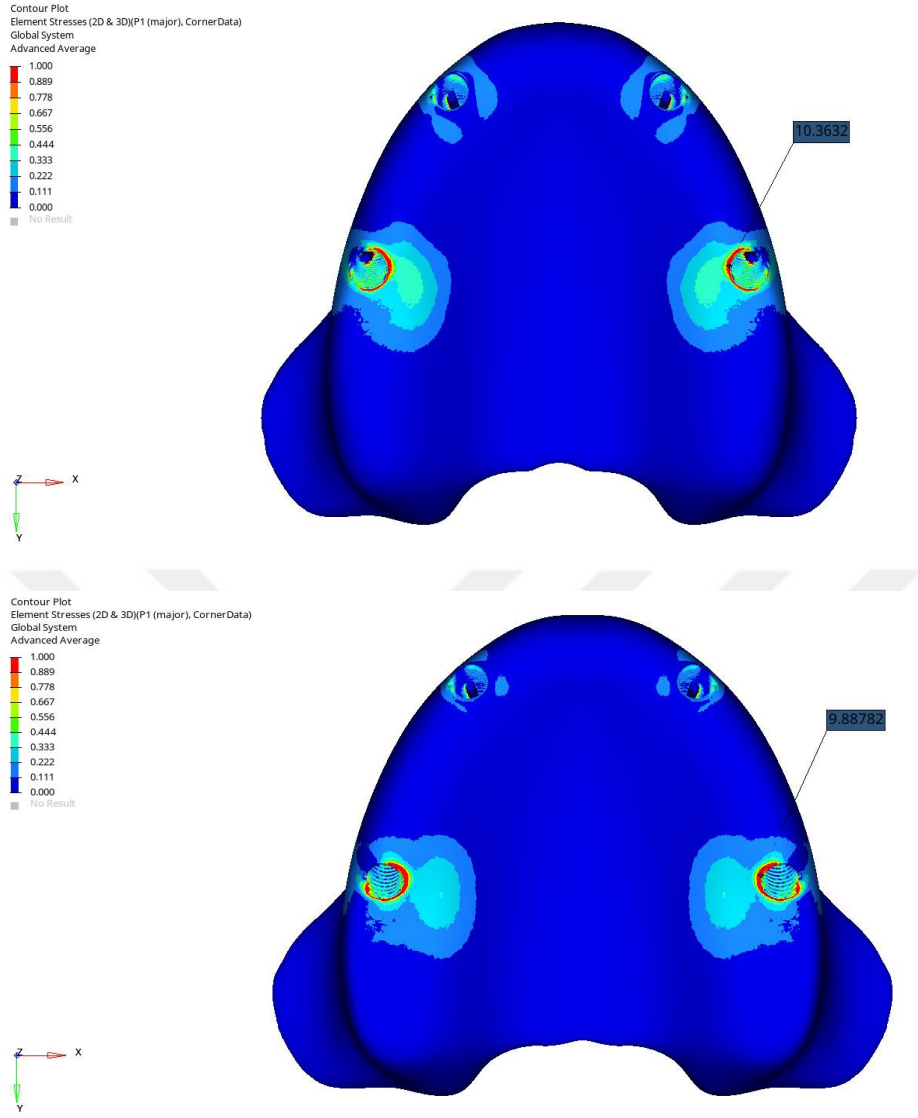
İmmediat yüklemde posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki trabeküler kemikte stresler incelendiğinde en yüksek maksimum principal (maxp) değeri 14, 6941 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük maxp değeri 9, 8878 MPa ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-5: İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan çekme değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	14,6941	10,08885
15 mm	10,3632	9,88782



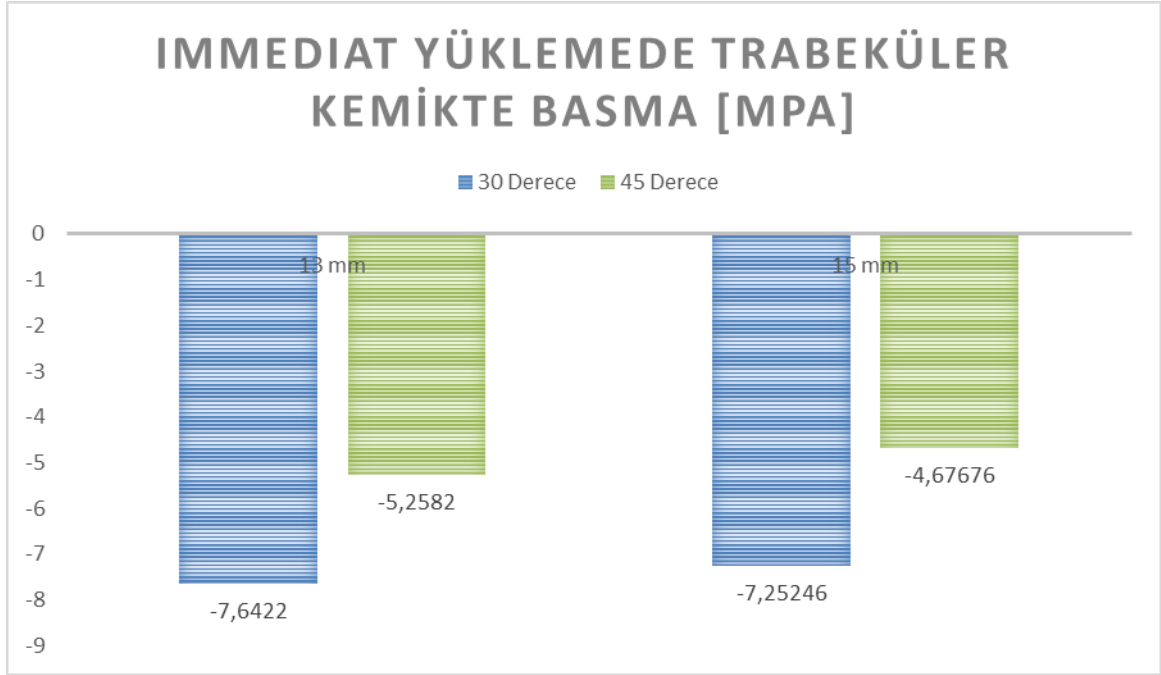
Şekil 4-14: İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açılıya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açılıya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp stress değerleri



Şekil 4-15 : İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açıya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açıya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stress maxp değerleri

4.6. İmmediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:

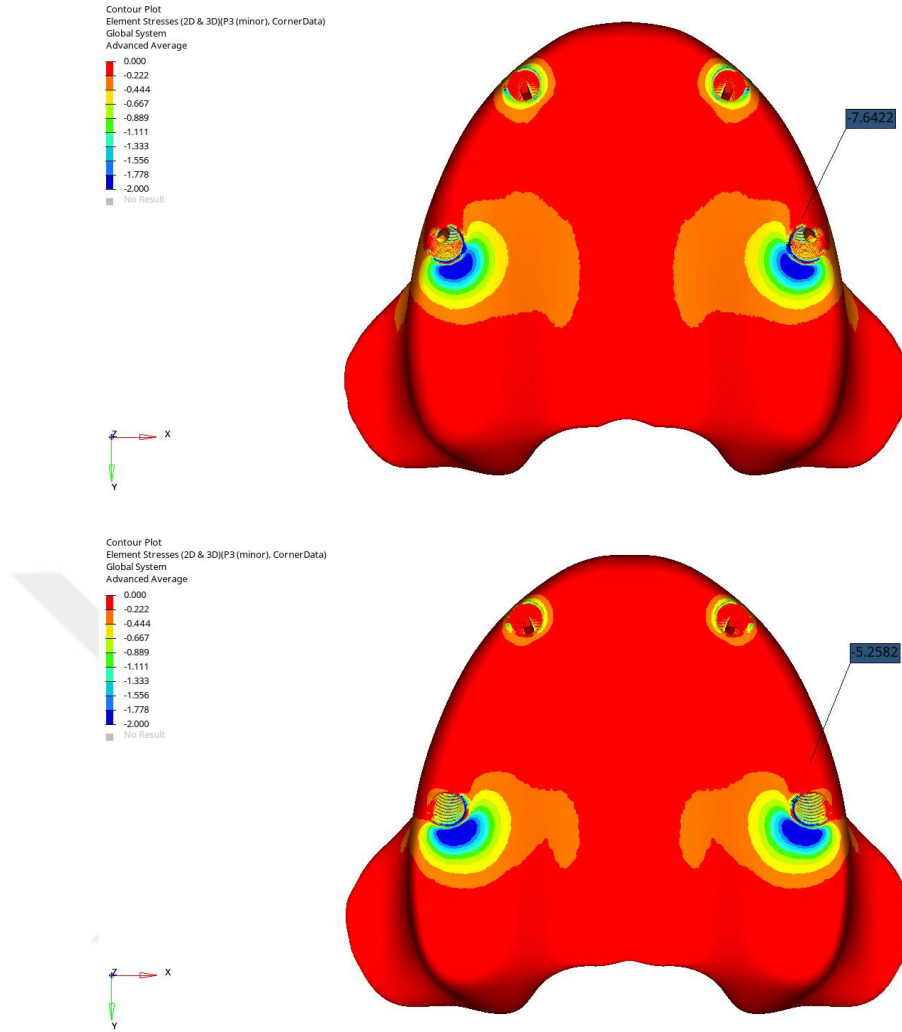


Şekil 4-16: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri

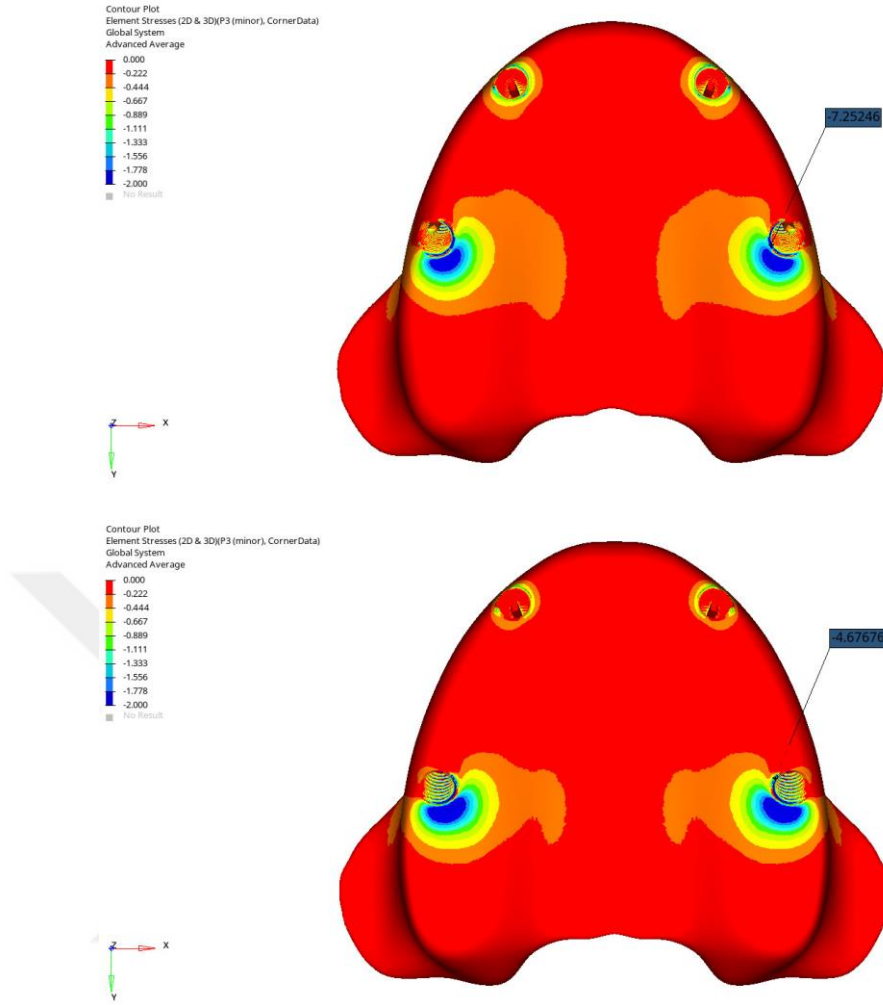
İmmediat yüklemde posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki trabeküler kemikte stresler incelendiğinde en yüksek minimum principal (minp) değeri -7, 6422 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük minimum principal değeri -4, 67676 MPa ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-6: İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	-7,6422	-5,2582
15 mm	-7,25246	-4,67676



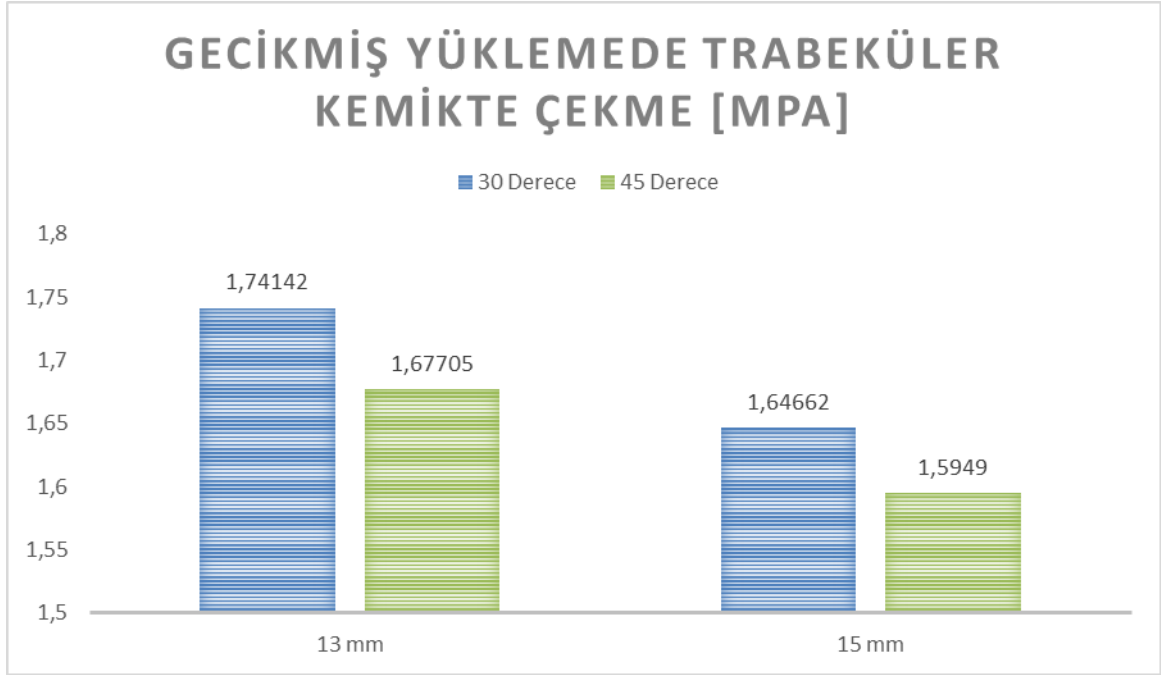
Şekil 4-17: İmmediat yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri



Şekil 4-18: İmmediat yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri

4.7. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:



Şekil 4-19: Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan çekme (maksimum principal) stress değerleri

Gecikmiş yüklemede posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki trabeküler kemikte stresler incelendiğinde en yüksek maksimum principal (maxp) değeri 1,74142 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük maksimum principal değeri 1,5949 ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

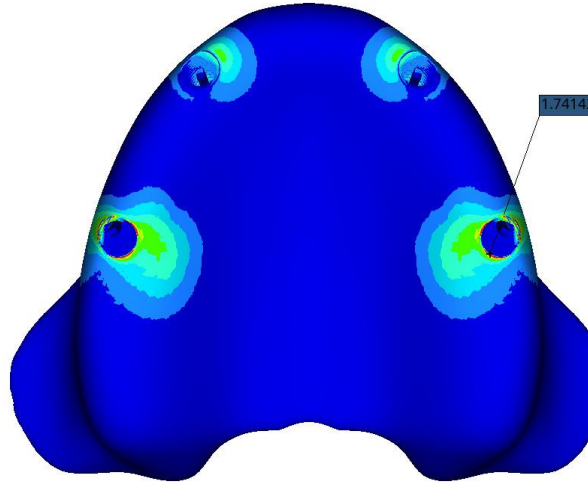
Tablo 4-7: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan çekme değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	1,74142	1,67705
15 mm	1,64662	1,5949

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(P1 (major), CornerData)
Global System
Advanced Average

1.000
0.889
0.778
0.667
0.556
0.444
0.333
0.222
0.111
0.000

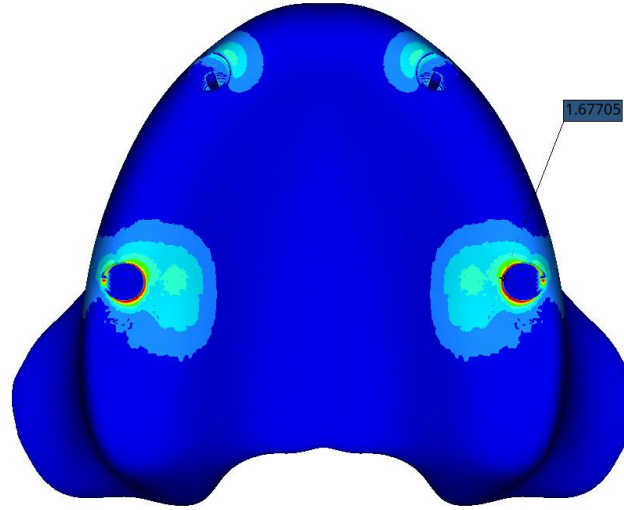
No Result
Max = 2.437
Grids 253904
Min = -1.017
Grids 245341



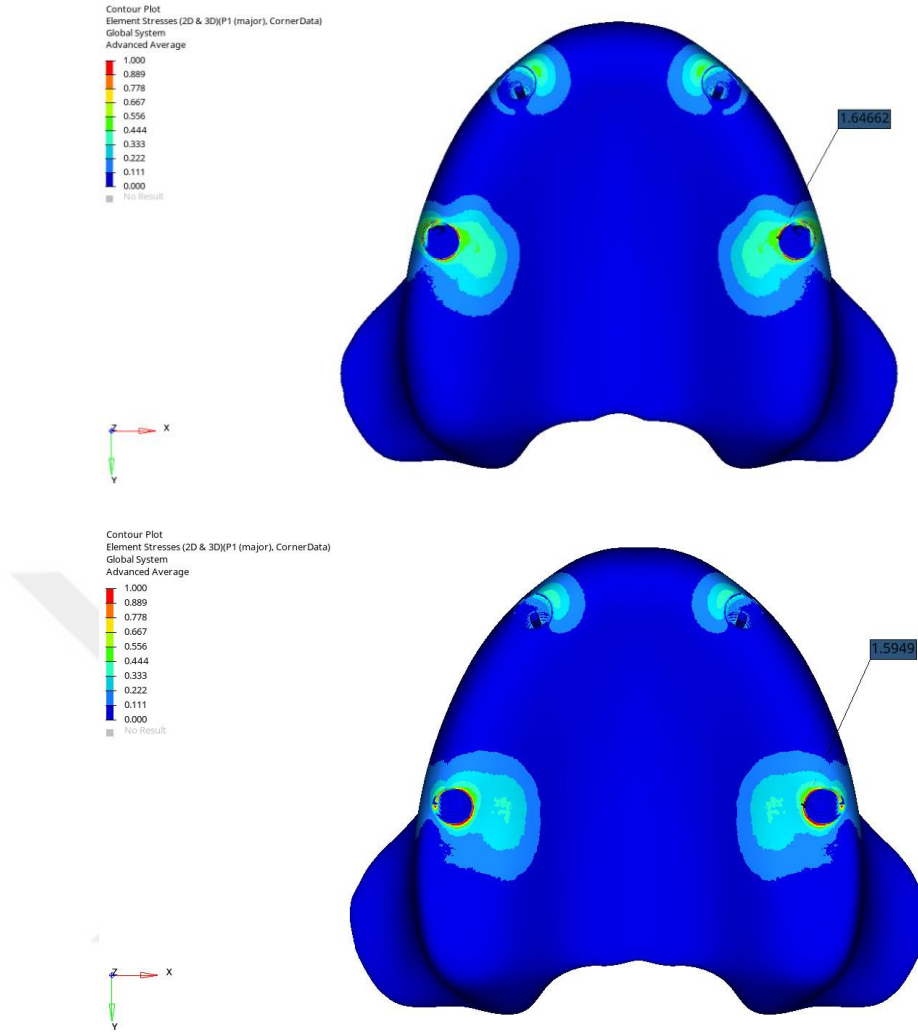
Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(P1 (major), CornerData)
Global System
Advanced Average

1.000
0.889
0.778
0.667
0.556
0.444
0.333
0.222
0.111
0.000

No Result
Max = 1.975
Grids 509963
Min = -0.761
Grids 518635



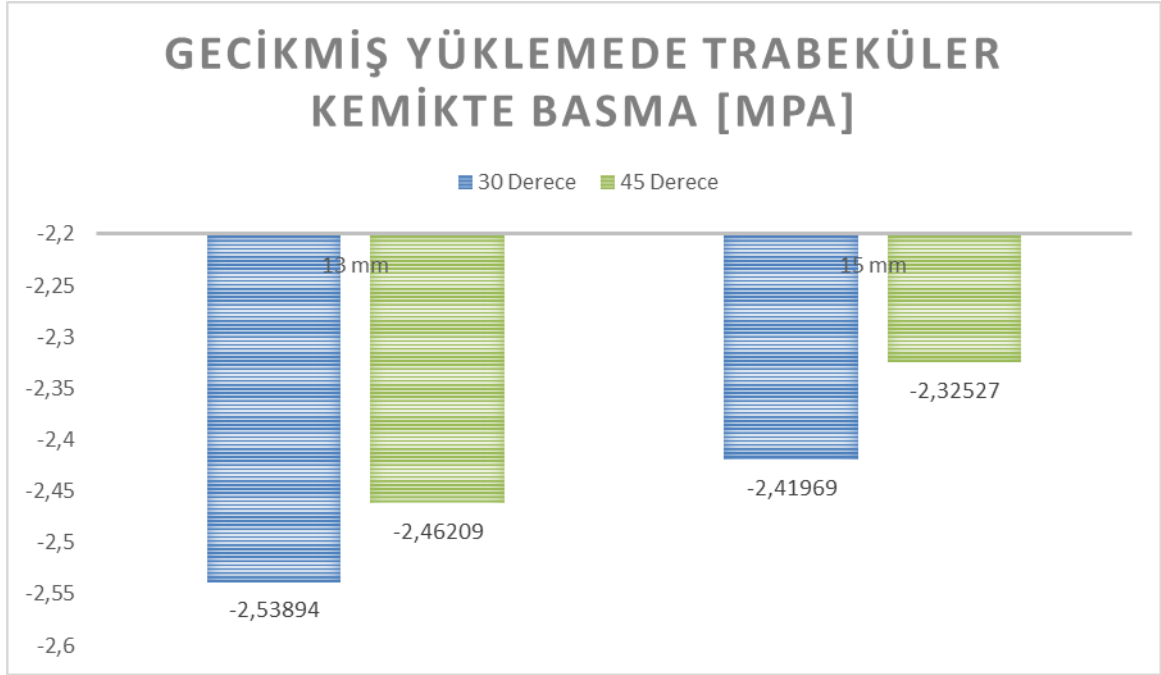
Şekil 4-20: Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp değeri



Şekil 4-21: Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açığa sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açığa sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maxp değeri

4.8. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stres Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerlerinin kıyaslaması verilmiştir:

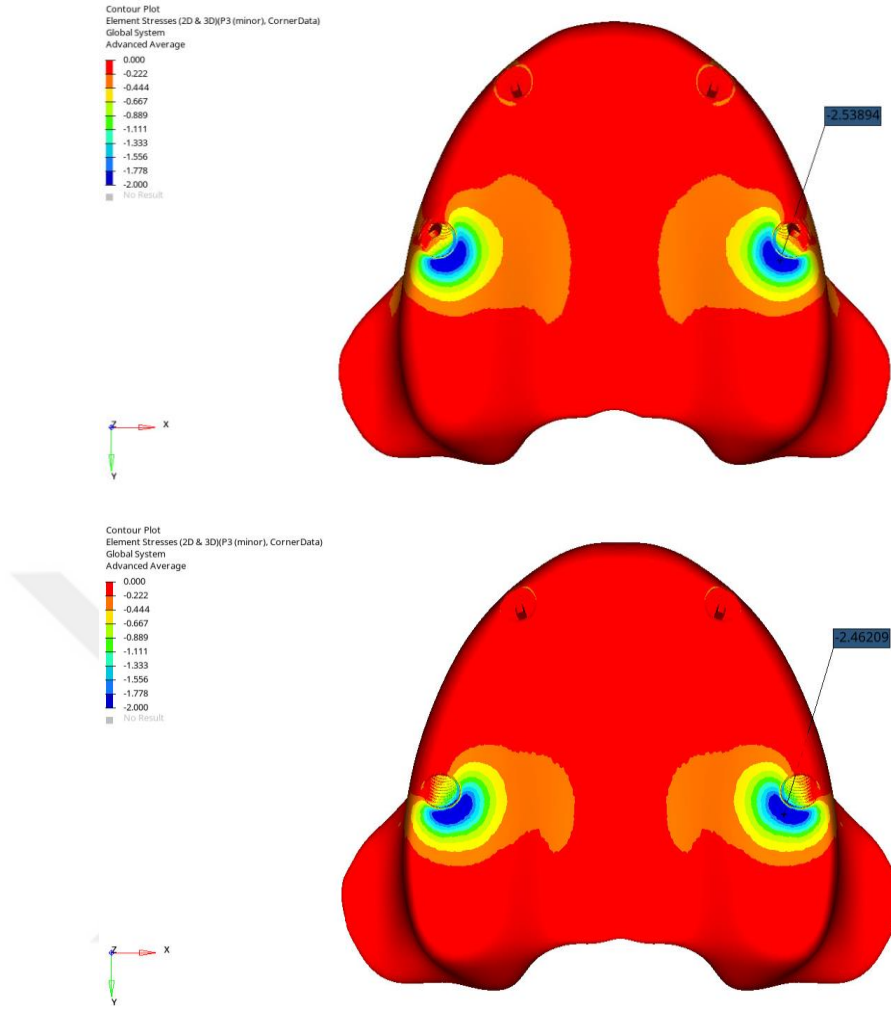


Şekil 4-22: : Posterior implant çevresinde trabeküler kemikte oluşan basma (minimum principal) stress değerleri

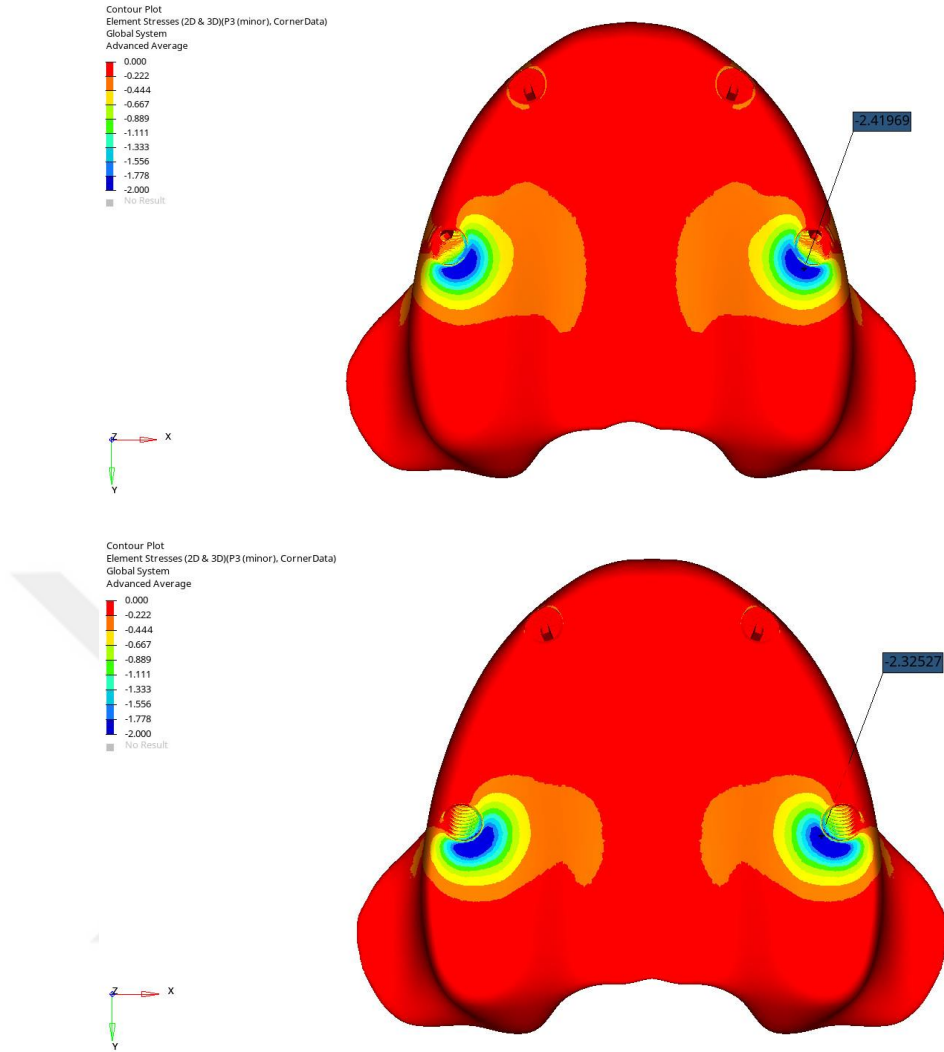
Gecikmiş yüklemde posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantların etrafındaki trabeküler kemikte stresler incelendiğinde en yüksek minimum principal (minp) değeri – 2, 53894 MPa ile 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük minimum pirincipal değeri – 2, 32527 MPa ile 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-8: Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan basma değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	-2,53894	-2,46209
15 mm	-2,41969	-2,32527



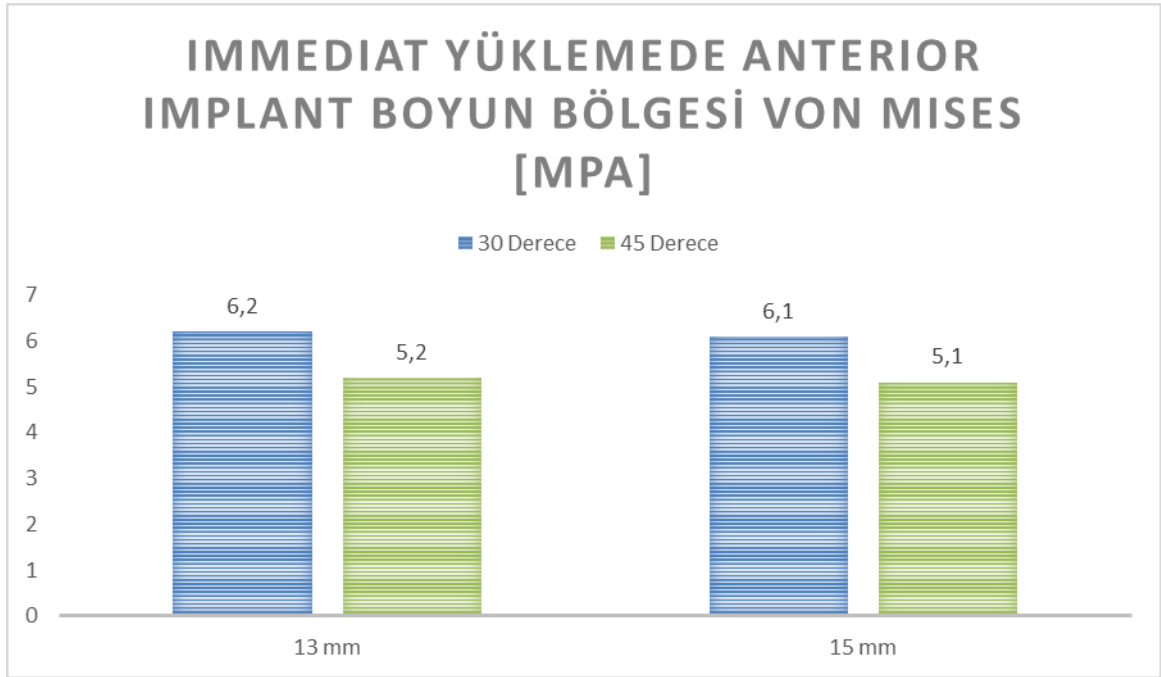
Şekil 4-23 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 13 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 13 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri



Şekil 4-24 : Gecikmiş yükleme altında, üstte 15 mm boy ve 30 derece açiya sahip posterior implantın, altta 15 mm boy 45 derece açiya sahip posterior implantın çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minp değeri

4.9. Immediat Yüklemede Anterior İmplantta Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

Immediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda; anterior implant her model için açısı vertikal ve boyu 13 mm olacak şekilde posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri verilmiştir:

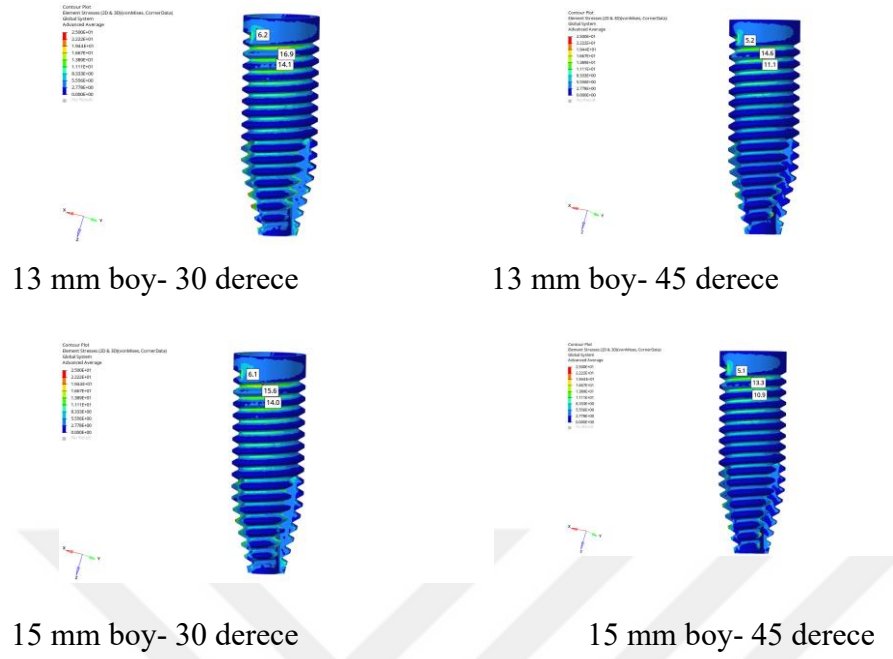


Şekil 4-25: İmmediat yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, immediat yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 6,2 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 5,1 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-9: İmmediat yükleme altında anterior implantta boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

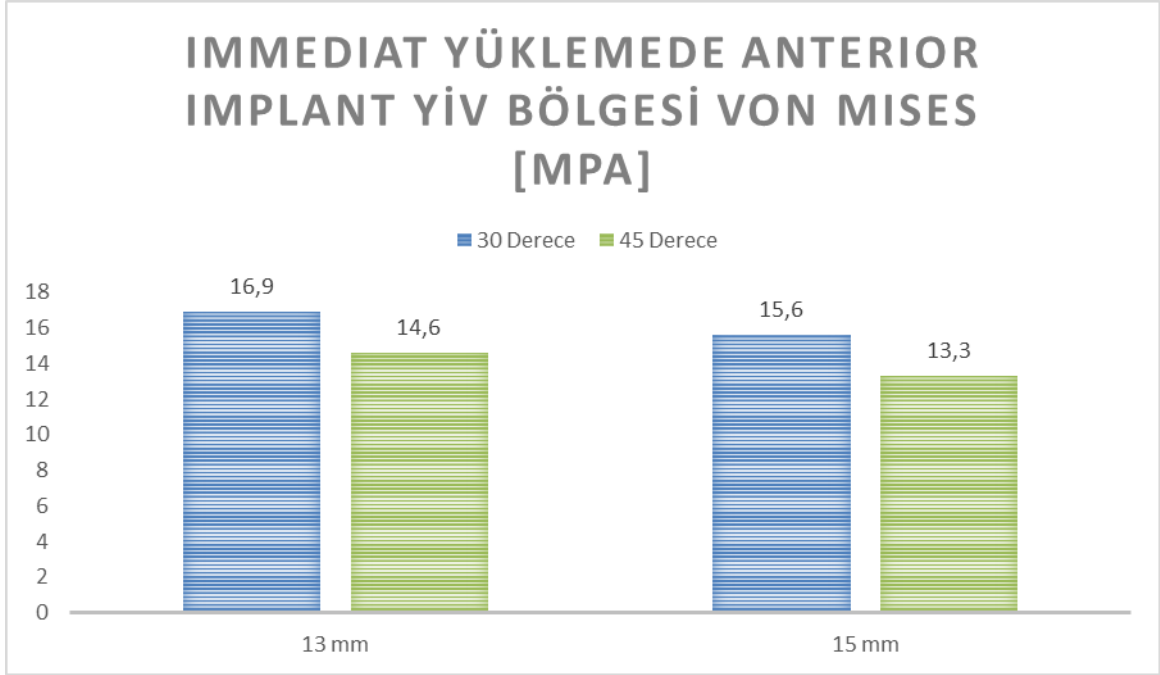
	30 Derece	45 Derece
13 mm	6,2	5,2
15 mm	6,1	5,1



Şekil 4-26 : İmmediat yükleme altında anterior implantlarda boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS değerleri

4.10. İmmediat Yüklemede Anterior İmplantta Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında anterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri verilmiştir:



Şekil 4-27 : İmmediat yükleme altında anterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

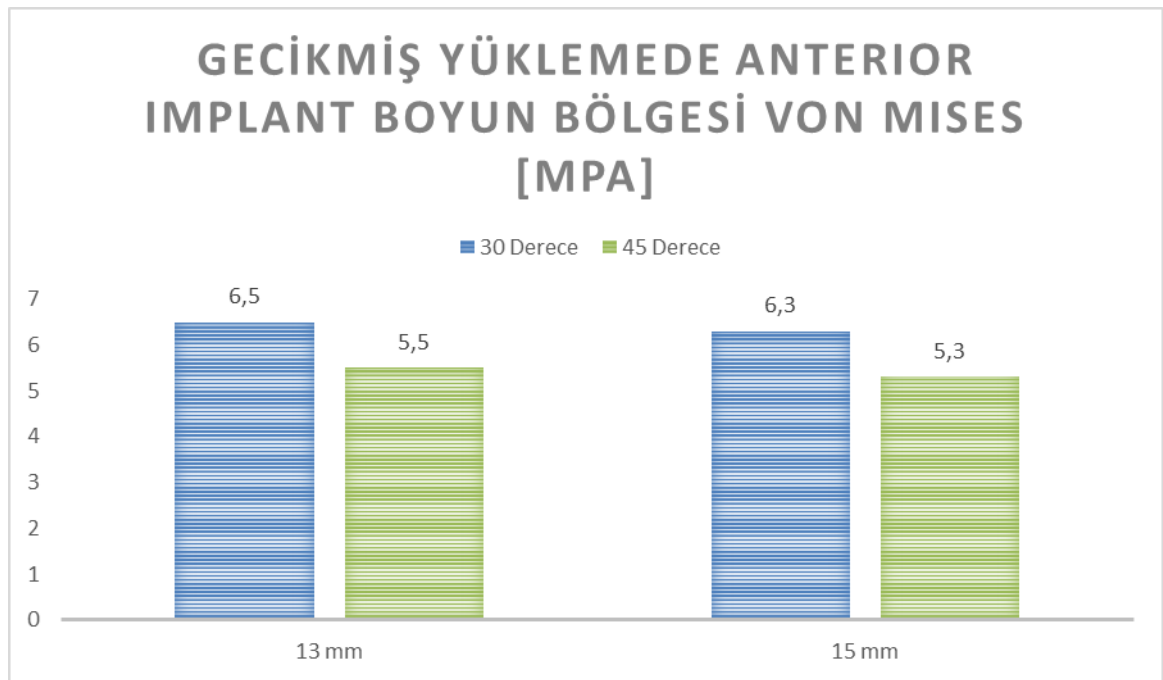
Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, immediat yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 16,9 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 13,3 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-10 : İmmediat yükleme altında anterior implantta yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	16,9	14,6
15 mm	15,5	13,3

4.11. Gecikmiş Yüklemede Anterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

İmmidiat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda; anterior implant her model için açısı vertikal ve boyu 13 mm olacak şekilde posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun oluşan von mises değerleri verilmiştir:

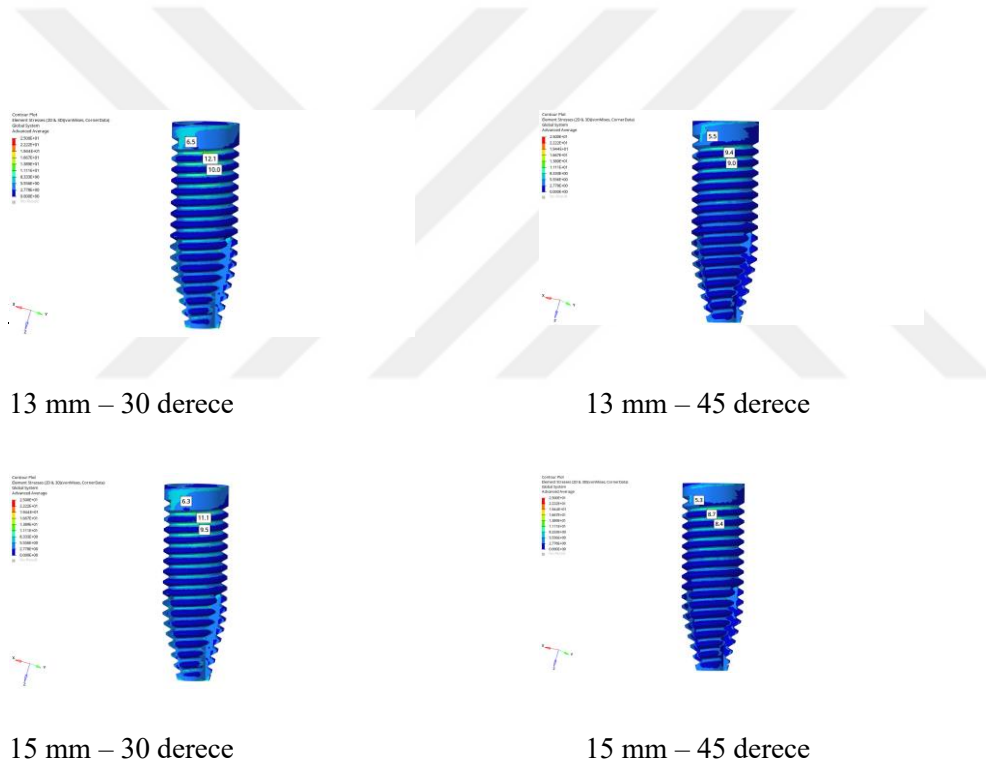


Şekil 4-28: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, gecikmiş yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 6,5 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 5,3 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-11: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

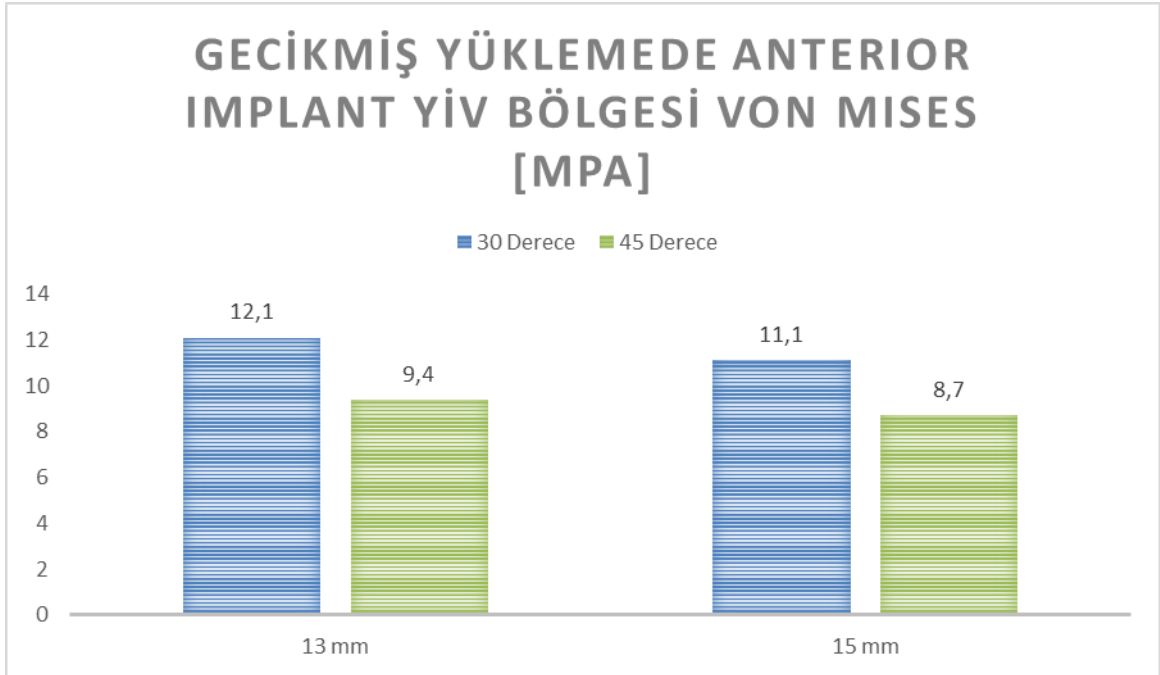
	30 Derece	45 Derece
13 mm	6,5	5,5
15 mm	6,3	5,3



Şekil 4-29 : Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS değerleri

4.12. Gecikmiş Yüklemede Anterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun oluşan von mises değerleri verilmiştir:



Şekil 4-30: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

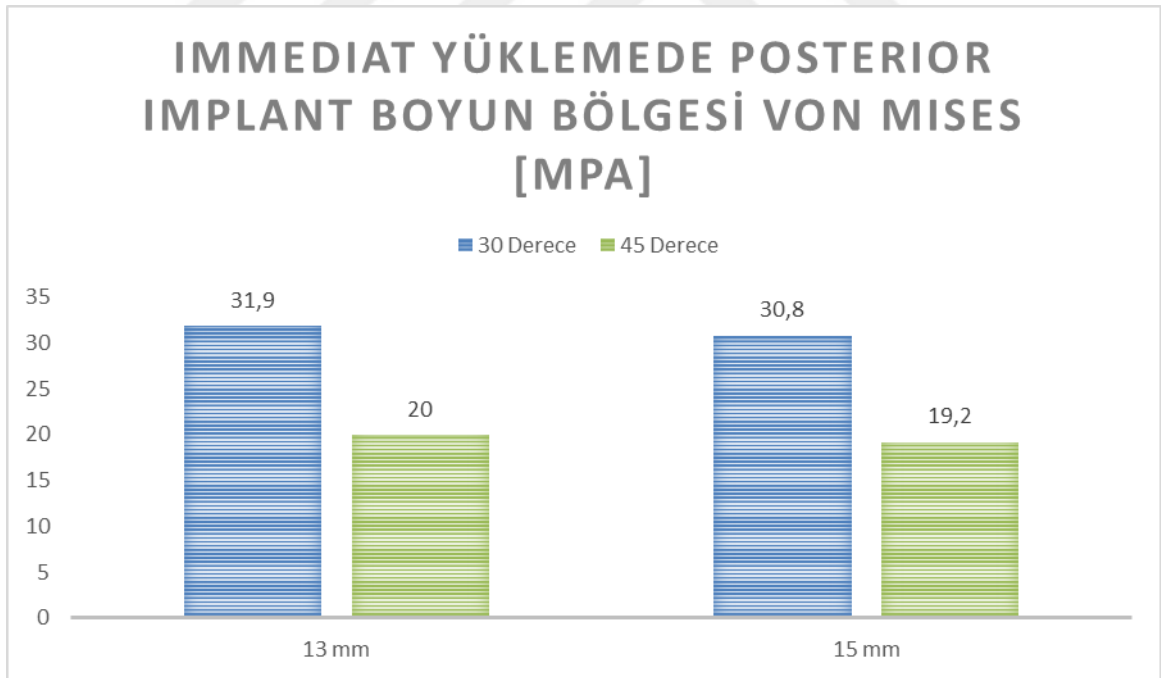
Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, gecikmiş yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 12,1 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 8,7 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-12: Gecikmiş yükleme altında anterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	12,1	9,4
15 mm	11,1	8,7

4.13. İmmediat Yüklemede Posterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

İmmediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda; anterior implant her model için açısı vertikal ve boyu 13 mm olacak şekilde posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında posterior implantın boyun oluşan von mises değerleri verilmiştir:



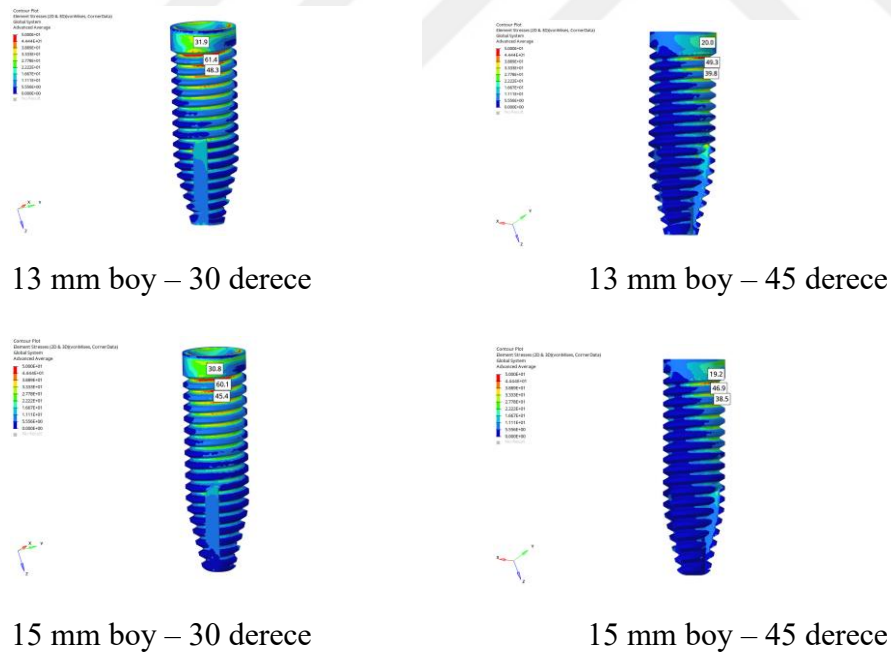
Şekil 4-31: İmmediat yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla

oluşturulan modeller incelendiğinde, immedat yükleme altında posterior implantta en yüksek von mises değeri 31,9 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 19,2 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-13: İmmedat yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

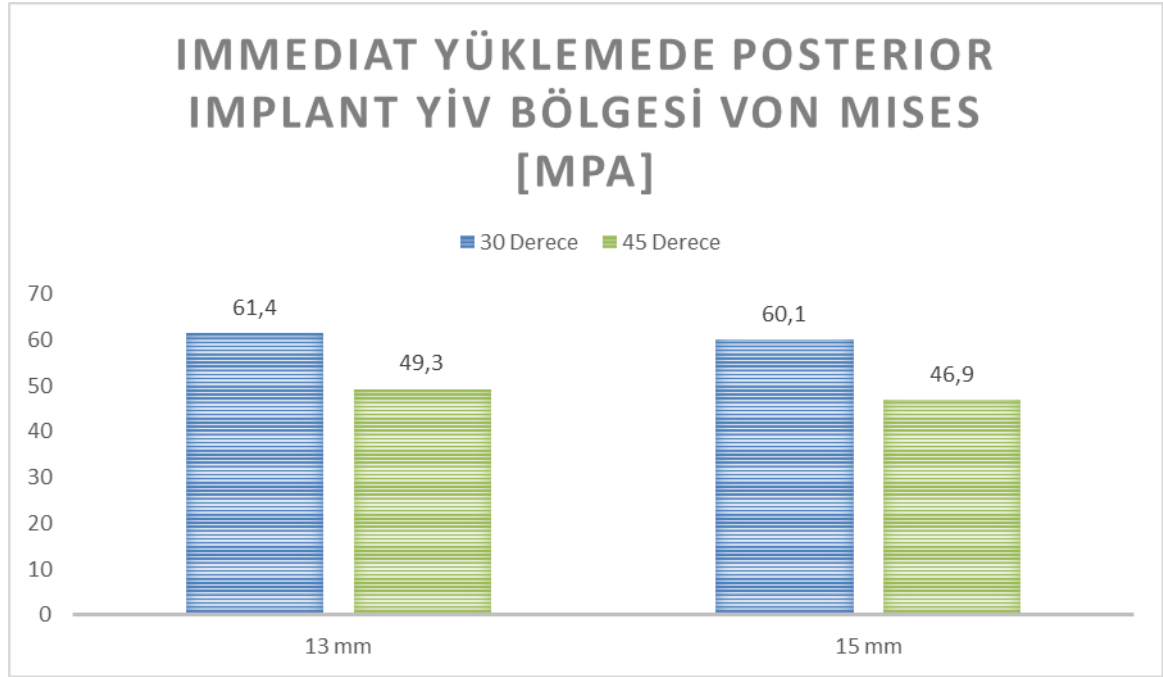
	30 Derece	45 Derece
13 mm	31,8	20
15 mm	30,8	19,2



Şekil 4-32 : İmmedat yükleme altında posterior implantta oluşan VMS değerleri

4.14. İmmediat Yüklemede Posterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında posterior implantın boyun oluşan von mises değerleri verilmiştir:



Şekil 4-33: İmmediat yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

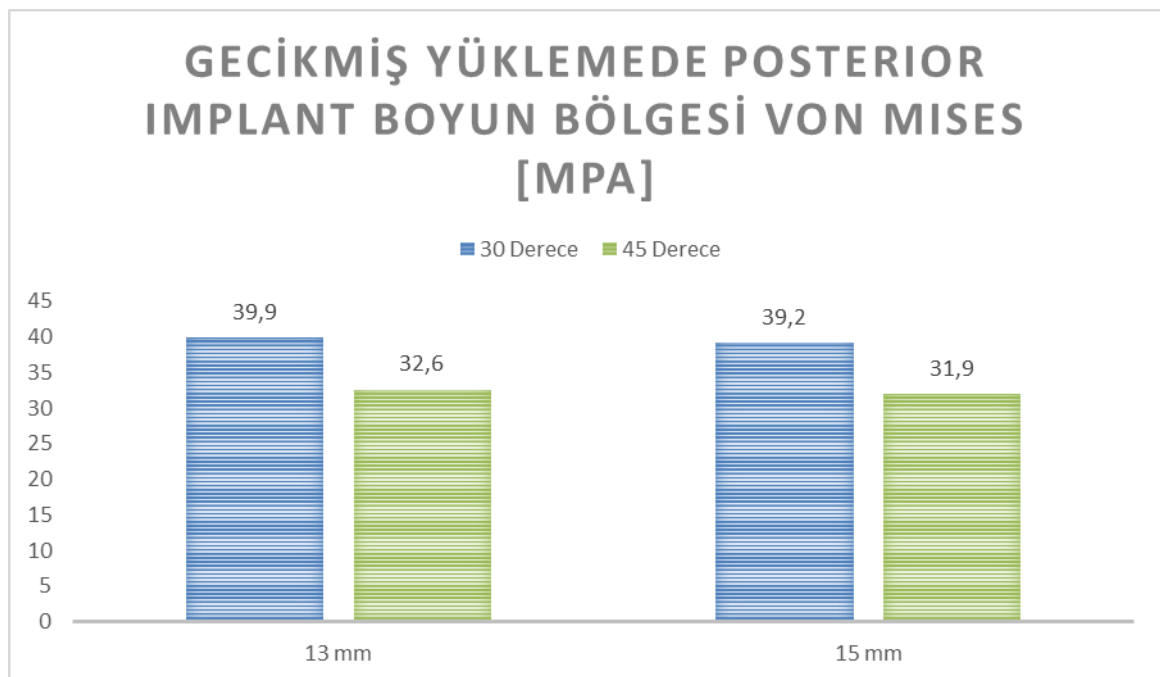
Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, immediat yükleme altında posterior implantta en yüksek von mises değeri 61,4 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 46,9 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-14: İmmediat yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	61,4	49,3
15 mm	60,1	46,9

4.15. Gecikmiş Yüklemede Posterior İmplantın Boyun Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

İmmediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda; anterior implant her model için açısı vertikal ve boyu 13 mm olacak şekilde posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri verilmiştir:

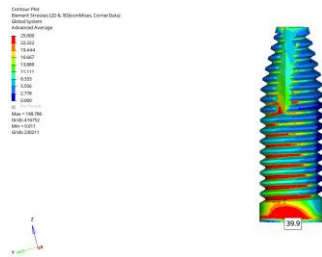


Şekil 4-34: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

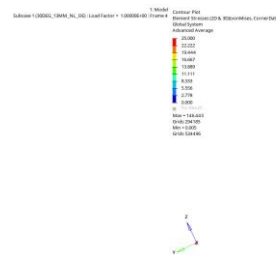
Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, gecikmiş yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 39, 9 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 31,9 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-15: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun bölgesinde oluşan von mises değerleri

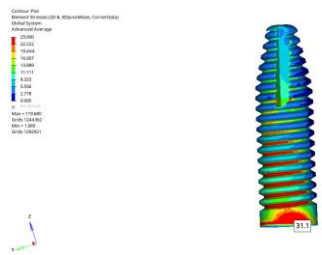
	30 Derece	45 Derece
13 mm	39,9	32,6
15 mm	39,2	31,9



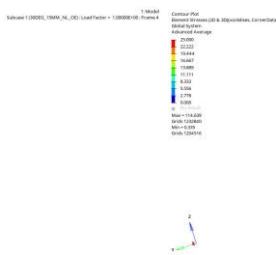
13 mm boy - 30 derece



13 mm boy – 45 derece



15 mm boy – 30 derece

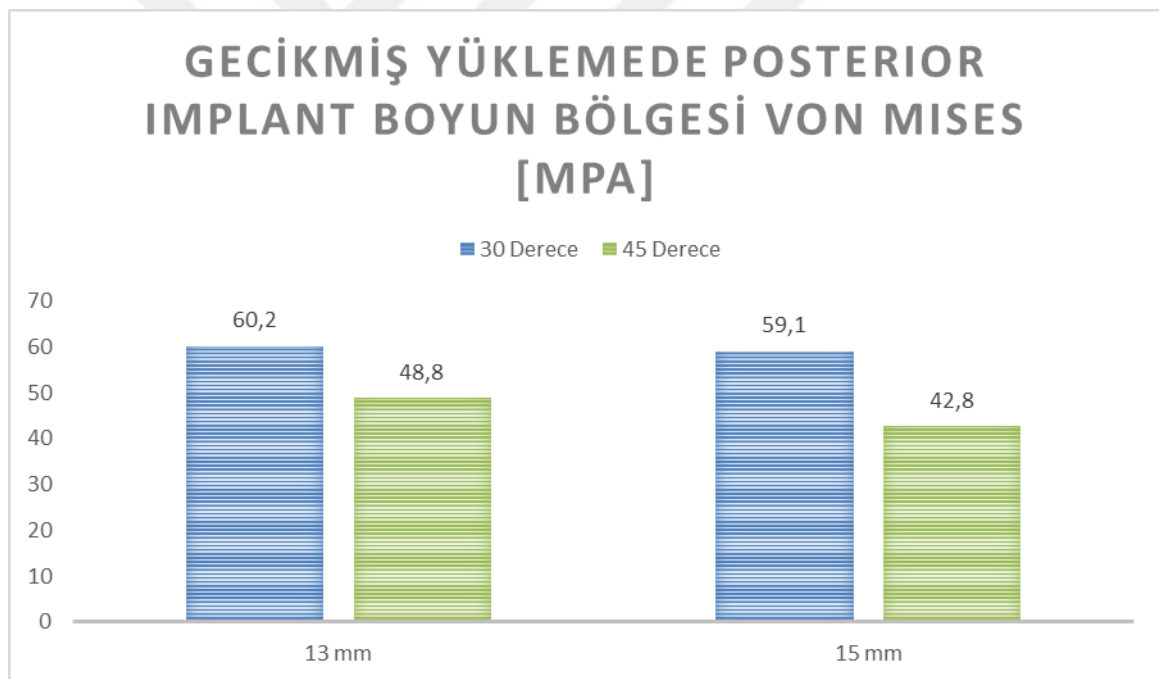


15 mm boy – 45 derece

Şekil 4-35 : Gecikmiş yükleme altında posterior implantın boyun ve yiv bölgesinde oluşan VMS derğerleri

4.16. Gecikmiş Yüklemede Posterior İmplantın Yiv Bölgesinde Oluşan Von Mises Değerleri

İmmediat ve osseointegre olarak 2 şekilde yükleme yaptığımız all on four çalışmamızda; anterior implant her model için açısı vertikal ve boyu 13 mm olacak şekilde posterior implantı 30 ve 45 derecelik açılarla, 13 mm ve 15 mm olarak 2 farklı boyda inceledik. Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri verilmiştir:



Şekil 4-36: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde, gecikmiş yükleme altında anterior implantta en yüksek von mises değeri 60,2 MPa ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla

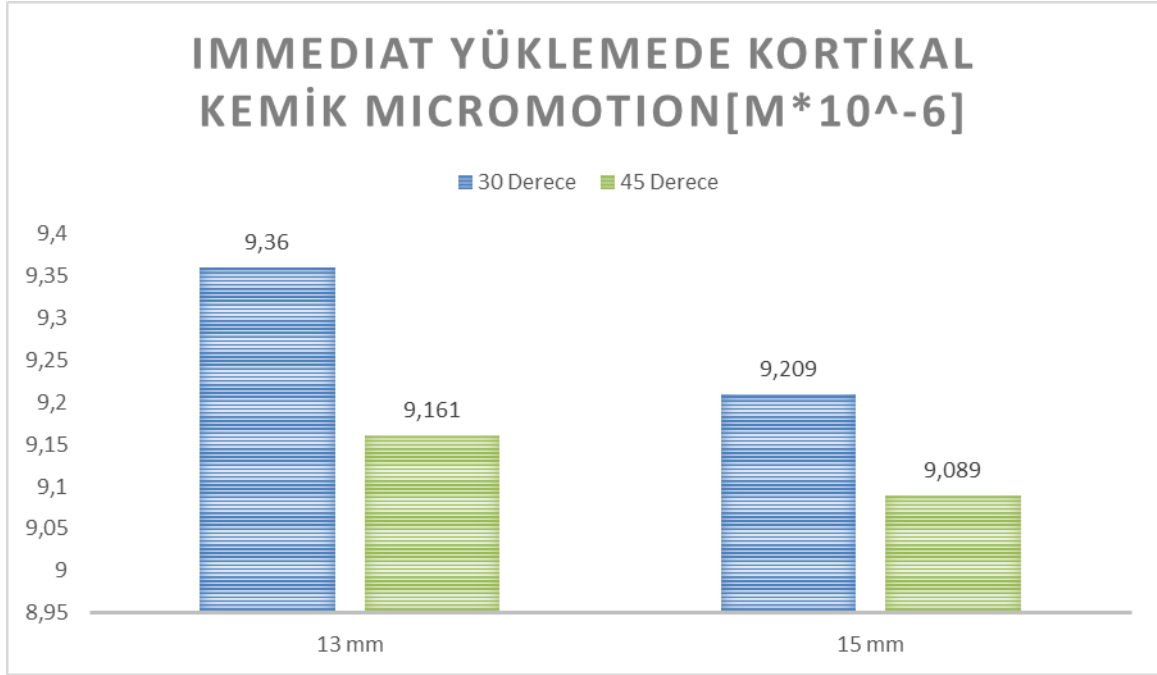
yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük von mises değeri 42,8 MPa ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.

Tablo 4-16: Gecikmiş yükleme altında posterior implantın yiv bölgesinde oluşan von mises değerleri

	30 Derece	45 Derece
13 mm	60,2	48,8
15 mm	59,1	42,8

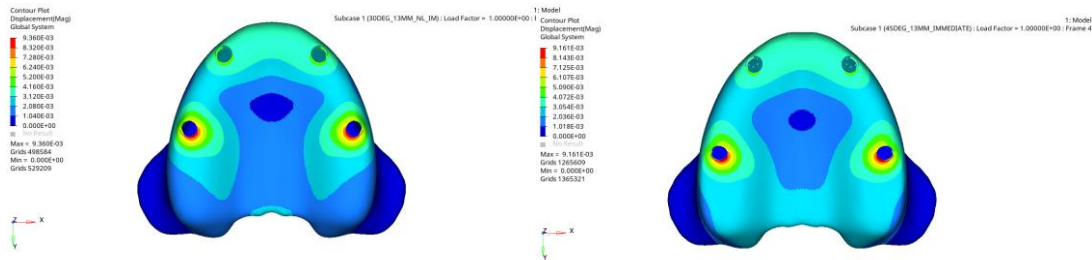
4.17. İmmediat Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri

Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion değerleri verilmiştir:



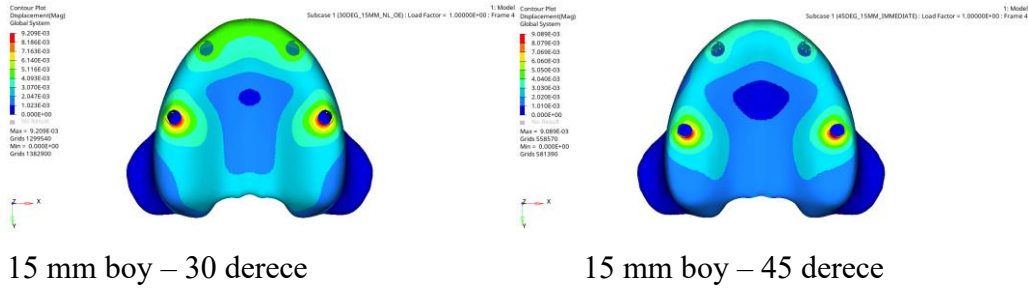
Şekil 4-37: İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde; posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek micromotion değeri 9,36 M*10⁻⁶ ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük micromotion değeri 9,089 M*10⁻⁶ ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.



13 mm boy – 30 derece

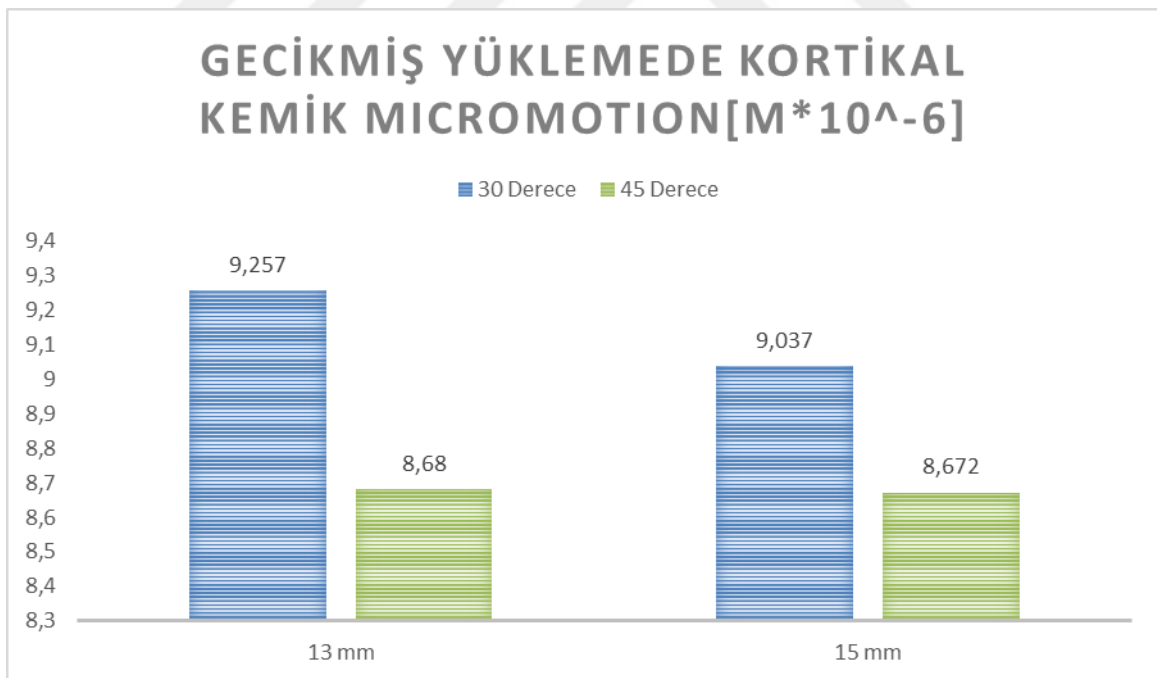
13 mm boy – 45 derece



Şekil 4-38 : İmmediat yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion değerleri

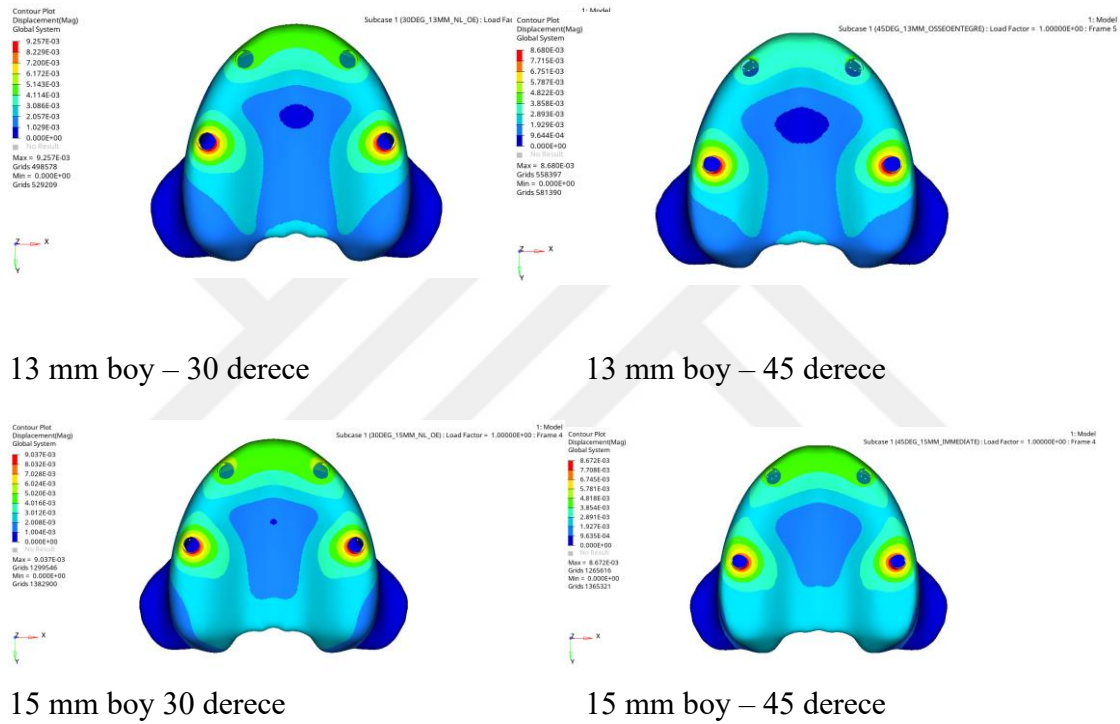
4.18. Gecikmiş Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri

Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion değerleri verilmiştir:



Şekil 4-39: Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri

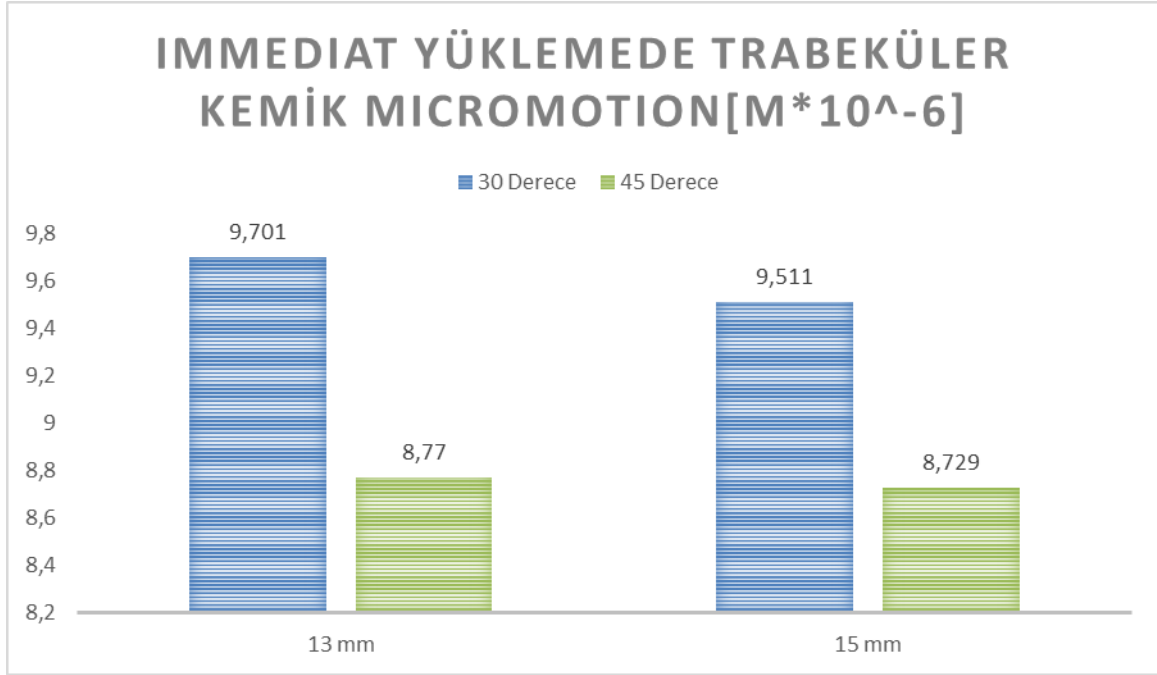
Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde; posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek micromotion değeri $9,257 \text{ M} \cdot 10^{-6}$ ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük micromotion değeri $8,67 \text{ M} \cdot 10^{-6}$ ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.



Şekil 4-40 : Gecikmiş yükleme altında kortikal kemikte micromotion değerleri

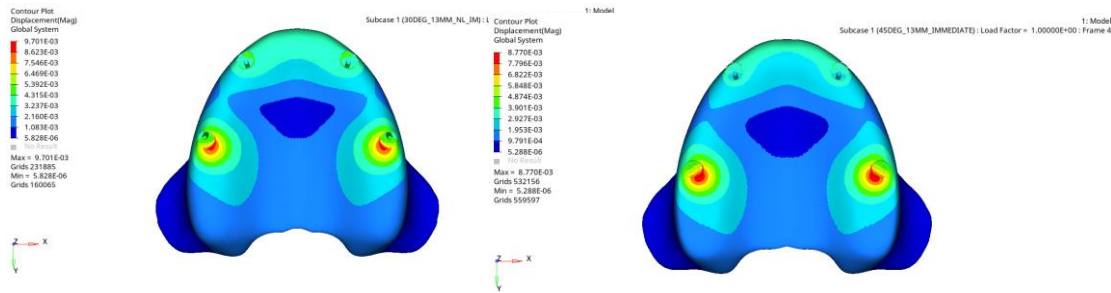
4.19. Immediat Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri

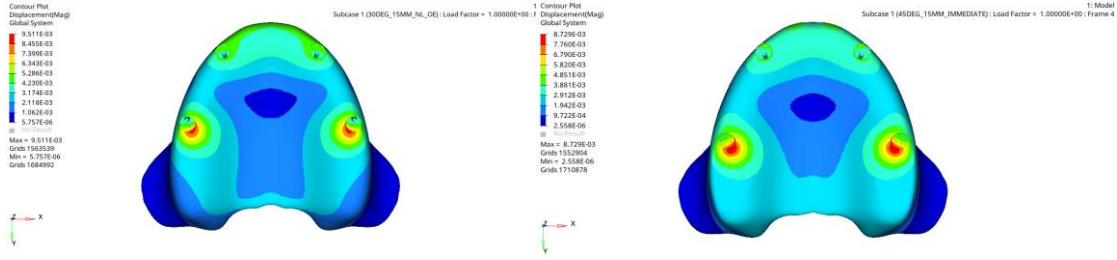
Aşağıdaki grafikte immediat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion değerleri verilmiştir:



Şekil 4-41: İmmedat yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla oluşturulan modeller incelendiğinde; posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek micromotion değeri 9, 701 M* 10⁻⁶ ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük micromotion değeri 8, 729 M* 10⁻⁶ ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.





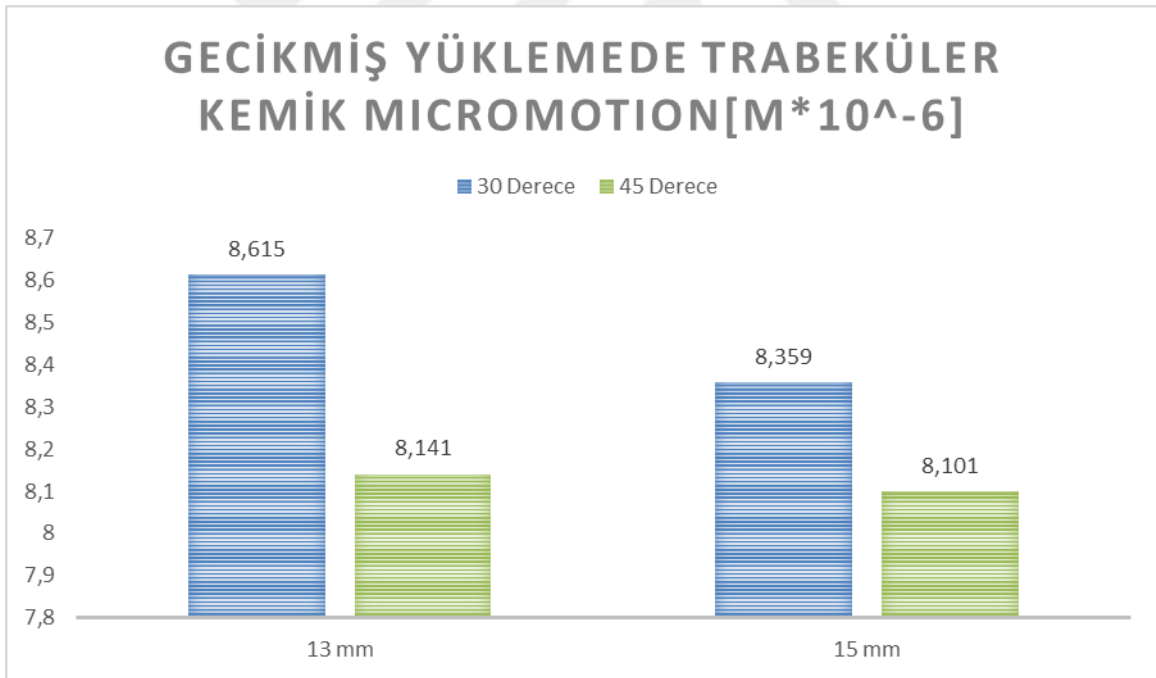
15 mm boy – 30 derece

15 mm boy – 45 derece

Şekil 4-42 : İmmediat yükleme altında trabeküler kemikte micromotion değerleri

4.20. Gecikmiş Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Micromotion Değerleri

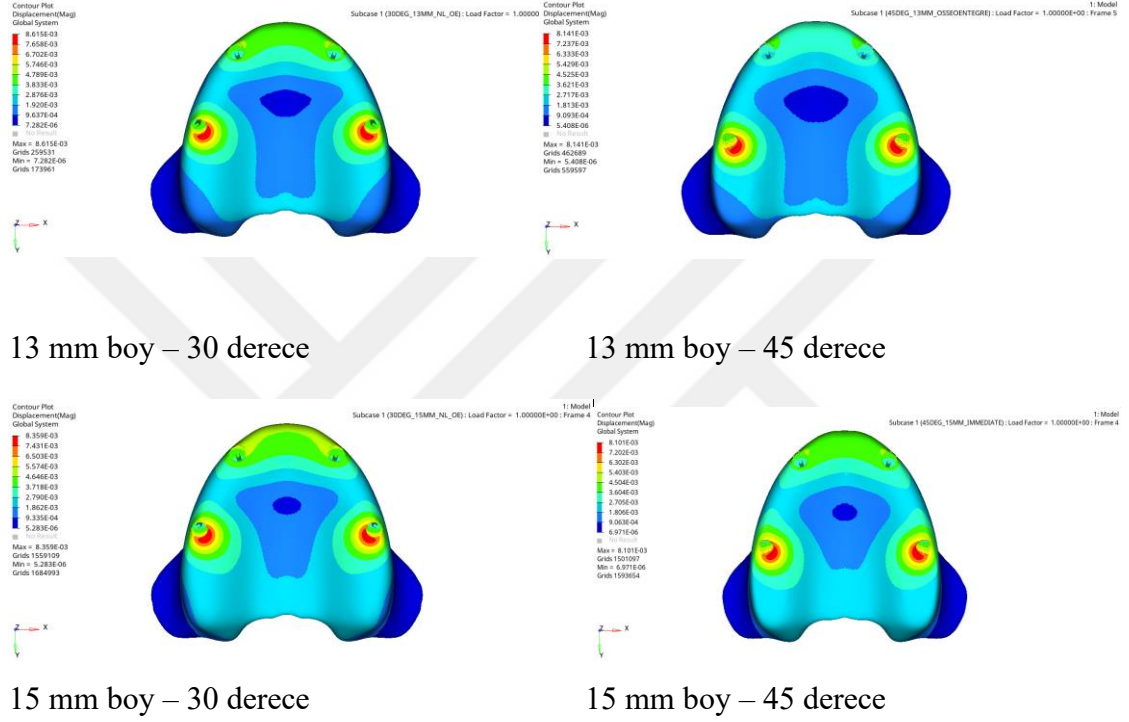
Aşağıdaki grafikte gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion değerleri verilmiştir:



Şekil 4-43: Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte oluşan micromotion (mikro hareketlilik) değerleri

Anterior bölgeye her model için vertikal yönde 13 mm, posterior bölgeye 13 mm ve 15 mm boy olacak şekilde 30 ve 45 derecelik açılarla yerleştirilen implantlarla

oluşturulan modeller incelendiğinde; posterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek micromotion değeri $8,615 \times 10^{-6}$ ile posteriorda 13 mm boy ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 1) gözlenirken en düşük micromotion değeri $8,101 \times 10^{-6}$ ile posteriorda 15 mm boy ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant ile oluşturulan modelde (MODEL 4) gözlenmiştir.



Şekil 4-44 : Gecikmiş yükleme altında trabeküler kemikte micromotion değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tam dişsiz maksilla modeline all-on four konseptiyle uygulanan 2 farklı boy ve yerleştirilme açılarına sahip implantların immediyat ve osseointegre koşullar altındaki stress dağılımlarını incelemek üzere modeller hazırlanmıştır. İmplantların üzeri bütün modellerde aynı olacak şekilde vidali sabit protetik restorasyon ile desteklenerek belirli oklüzal kuvvetler uygulanmıştır. Bu kuvvetler sonucunda implant ve çevresinde oluşan stress dağılımları sonlu elemanlar stress analiz yöntemi ile incelenmiştir.

Tam ve kısmi dişsiz çenelerin tedavisinde uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılan dental implantların gün geçtikçe kullanım sıklığı artmaktadır. Kullanımı giderek yaygınlaşan dental implantlarla birlikte tam dişsiz hastalarda hareketli protez yerine sabit protez kullanım imkanı da artmaktadır. İmplantüstü sabit protezler konvansiyonel protezlere göre daha yüksek ısırma kuvveti sağlayarak hastaların çiğneme fonksiyonunun da artmasına olanak tanır ¹²⁷.

İmplantların başarısı kemik kalitesi gibi birçok faktöre bağlıdır ve maksillanın özellikle posterior bölgesindeki daha az yoğunluklu trabeküler kemik yapısı alt çeneye oranla kemik kalitesinin daha düşük kabul edilmesine neden olur ¹. Ayrıca anterior bölgeye kıyasla posterior bölgeye gelen kuvvetlerin fazla olması implant başarısını etkileyen diğer bir faktördür ¹⁰⁰.

Atrofik maksillada dental implant uygulamaları, kemik kalitesi ve hacmindeki yetersizliğin yanında maksiller sinüs gibi anatomik oluşumların sınırlandırmasından dolayı zorlu olabilmektedir ². Yeterli kemiğin sağlanması için kullanılan kemik greft materyalleri ise göreceli olarak tedavi süresini uzatması ve iki veya daha fazla cerrahi operasyon gerektirmesi gibi nedenlerden dolayı yeni tedavi seçeneklerine olan ihtiyacı artırmıştır ^{3,4}.

Atrofik çenelere implant uygulamasını zorlaştıran bu dezavantajların üstesinden gelmek için Malo ve ark. 2003 yılında ‘All-on Four’ adını verdikleri tedavi konseptini geliştirmişlerdir ⁸. Bu tedavi konsepti bir yandan yetersiz kemik hacmine sahip tam dişsiz hastaya rehabilitasyon sağlarken diğer yandan daha düşük maliyet, düşük morbidite ve kısa tedavi aralıkları ile daha kaliteli bir yaşam seçeneği sunar. Bu teknikte

tam dişsiz çenelerin sabit protezle tedavisi için 4 implant kullanılır. Alveolar kemikte anterior bölgeye 2 implant vertikal olarak yerleştirilirken diğer iki implant ise distale açılı olacak şekilde posterior bölgeye yerleştirilmektedir ⁹.

All on four konseptiyle var olan kemikten olabildiğince yararlanılırken implantların da daha erken fonksiyona girmesi sağlanmaktadır. Konvansiyonel yöntemle kıyasla all on four yöntemiyle 4 implant kullanılması sayesinde ileri cerrahi teknikleri kullanılmadan hastaya uygun rehabilitasyon sağlanmaktadır. İmmediat yükleme ile hastaların iyileşme sürecinde geleneksel bir protez kullanma zorunluluğu ortadan kalkmış ve hasta memnuniyeti arttırılmıştır ¹⁰. Yöntem özellikle kemik kaybının en hızlı yaşandığı posterior maksillayı içeren üst çenede daha etkilidir ve daha uzun implant yerleşimine olanak tanır ¹²⁸.

Maksimum 45 açı ile yerleştirilen posteriordaki implantlar sayesinde arkın posteriorunda kalan protez desteğinin artması sağlanmaktadır. Açılı yerleştirilen implantların posterior açılanması arttırıldıkça kantilever uzunluğu azalacak böylelikle implantlar üzerine gelen stresin azalması beklenmektedir ¹²⁸.

Bu yöntemle birlikte daha uzun implantların açılı olarak yerleştirilmesi sağlanarak kemik ve implant arayüzeyi arttırılacak ayrıca hastanın var olan kemiği en etkin şekilde kullanılacaktır ¹²⁹.

Maksillanın posterior bölgesinde var olan yetersiz kemik ile implant yerleşiminde primer stabilitenin sağlanması zor olmaktadır. Özellikle bu bölgede immediat yüklenen implantlara gelen oklüzal kuvvetleri kontrol etmek güç olabilmektedir. Oklüzal kuvvetler maksillada uygulanan implantlarda daha fazla mikrohareketliliğe neden olabilmektedir. Bu yüzden dişsiz maksillada immediat uygulanan implantların klinik çalışmalarında tutarsızlık olabilmektedir. Dolayısıyla immediat yüklenen implantların mikrohareketliliğini ve primer stabilitesinin biyomekaniğinin incelenmesinin yararlı olacağı düşünülmektedir ¹³⁰.

İmmediat olarak yüklenen implantların klinik olarak öngörülebilirliği, ölçülebilir kanıtlar yerine daha çok deneyimlere dayanmaktadır. Bu yüzden biz de çalışmamızda farklı boy ve uygulama açılarına sahip all on four tekniğine uygun olarak yerleştirdiğimiz implantları immediat ve osseointegre yükleyerek biyomekanik etkilerini 2 farklı şekilde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile kıyasladık.

Bilinen birçok biyomekanik analiz yöntemi olmasına rağmen çoğunun klinik durumlarda uygulama yöntemlerinin zor olması nedeniyle gerçekleştirilmesi zordur. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde implant dizaynını ve implant başarısını etkileyen faktörleri değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir ¹¹. Sonlu elemanlar analizinin insan vücudunda maksillofasiyal bölge gibi ya da dental implantlar gibi kompleks yapıların incelenmesini sağlayan avantajları vardır ¹³¹.

Sonlu elemanlar analizi hareket denkleminde dayanan ve matris hesaplamaları yapan bir sayısal analiz tekniğidir. Konvensiyonel olan SEA' da kemik ve implant arayüzü arasında kusursuz tam temas olarak adlandırılan arayüz şekli tanımlanmaktadır. Bu nedenle osseointegrasyonun olduğu gecikmiş yüklemenin aksine osseointegrasyonun tam olarak gerçekleşmediği immedat yükleme durumu için konvensiyonel FEA yöntemi uygun koşulları simüle etmeyecektir. Ayrıca kontakt analizi sağlayan FEA basma kuvvetlerinin aktarılmasına izin verirken çekme kuvvetlerine izin vermemektedir. Bu yüzden bu kontrakt analizinin immedat yükleme durumunu simüle etmek için uygun olduğu düşünülmektedir ¹³⁰.

Sonlu elemanlar analizinin non-linear (doğrusal olmayan) kontakt analiz methodu, immedat yüklenen implant ile kemik arasındaki arayüz kontağını simüle etmek için kullanılmaktadır ¹³².

Gecikmiş yükleme sağlanan modeller için implantın, implant-kemik arayüzünde tam osseointegrasyonun sağlandığı varsayılmaktadır. İmmedat yüklenen modeller içinse osseointegrasyonun gerçekleşmediği kontakt arayüzü simüle edilmektedir ¹³³. Kontakt arayüzünün simüle edileceği implant ve kemik arasındaki sürtünme katsayısı 0.3 olarak alınmaktadır ^{10,133,134}.

Ayrıca kullanılan protez alt yapısının yer değiştirmesinin gerçeğe uygun şekilde değerlendirilmesi amacı ile protez alt yapısı ve abutment arayüzü arasında 0.3' lük sürtünme katsayısı simüle edilmiştir ^{9,135}.

Biz de çalışmamızda implantın boyu ve uygulama doğrultusu gibi aynı klinik koşullarda, gecikmiş ve immedat yükleme arasındaki iki farklı sonlu eleman analizi sonuçlarının karşılaştırılarak biyomekanikleri arasındaki farkın anlaşılması amacını edindik.

Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik maksilla kemik modeli tam dişsiz erişkin hastanın tomografisi çekilerek oluşturulmuştur. Uygun programlarla atrofik maksilla kortikal geometrisi modellenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı anterior bölgede (kanin diş bölgesine kadar) 1 mm, posterior bölgede 0.7 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir ^{128,136}.

Çalışmamızda sonlu elemanlar analiz yönteminin sınırlarından dolayı kortikal ve spongiyöz kemik ayrıca kullanılan diğer tüm materyaller homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Bütün yapıların elastik modulus ve poisson oranları çalışmalarda en sık esas alındığı belirtildiği şekilde kullanılmıştır ^{9,11,137}.

SEA methodunda gerçeğe ne kadar yakın büyüklükte ve doğrultuda kuvvetler uygulanırsa, ortaya çıkan analizlerin klinik anlamda kullanılabilir sonuçlar verebilmesi de o kadar mümkün olmaktadır ¹³⁸. Yapılan çalışmaların birçoğunda oblik yüklerin kuvvetleri daha iyi yansıttığı belirtilmiştir ^{4,137,139-141}.

Demenko ve ark. farklı boyutlardaki implantlar için uygun masseterik kuvvet yönü ve miktarını belirlemek için yaptıkları çalışmalarında oklüzal düzleme 75 derece açı olacak şekilde 118.2 N oblik kuvvet uygulamışlardır ¹⁴².

Ferreira ve ark. implantüstü sabit protetik restorasyonla desteklenmiş tam dişsiz mandibulada uyguladıkları non linear sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kantilever yüklemesi olacak şekilde mandibular birinci büyük azı dişinin lingual tüberkülünde 4mm' lik alanda bukkolingual yönde implantın uzun aksıyla 30 derecelik açı yapacak şekilde 100 N kuvvet uygulamışlardır ¹³⁵.

Gümrükçü ve ark. atrofik maksillada çeşitli kemik yoğunlukları ve farklı açılanmalarla yerleştirdikleri implantlar ile yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında oblik yönde 150 N kuvvet uygulamışlardır ¹⁴³.

Huang ve ark. maksillada sinüs augmentasyonu ile birlikte farklı boyut ve dizaynlarda immediat yükledikleri implantların çevre dokularda etkilediklerini inceledikleri non linear sonlu elemanlar analizi çalışmalarında implantın uzun aksına 30 derecelik açı ile 129 N büyüklüğünde bukkal oblik kuvvet uygulamışlardır ¹³².

Bhering ve ark. all on four ve all on six tekniğini karşılaştırdıkları çalışmalarında 150 N kuvvet uygulamışlardır ⁹.

Dokular ve protetik restorasyonlar üzerine gelen yüklerin etkilerinin doğru bir şekilde araştırılması için bu yüklerin yönü, şiddeti ve süresi gerçeğe en yakın şekilde uygulanmalıdır. Ağız içerisinde implant ve protetik restorasyonlara gelen çiğneme kuvvetleri bilateral olarak uygulanmaktadır. Daha önce yapılan çalışmalarda oklüzal yüklerin temsil edildiği kuvvetler için çeşitli yön, doğrultu ve şiddetler kullanılmıştır ¹⁴⁴⁻¹⁴⁷. Uygulanan kuvvetlerdeki bu çeşitliliğin nedeninin ise kişinin parafonksiyonel alışkanlıkları, eklem problemleri, yaşı, cinsiyeti gibi birçok durumdan kaynaklı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca kuvvetleri ölçmek için uygulanan cihaz ve yöntem farklılıkları da bu durumun oluşmasında etkilidir ^{148,149}. Sonlu elemanlar analizinden elde edilen veriler, oluşturulan modeller arasında karşılaştırmalar şeklinde yorumlanır. Dolayısıyla tüm modellere yükler aynı standardizasyona göre uygulanacağından dağılım yönü ve şeklinin sonuçlar üzerine doğrudan bir etkisi yoktur. Biz de çiğneme kuvvetlerini en uygun yansıtan diğer çalışmalarla benzer olarak bilateral olarak kantileverin son dişi 1.büyük azı dişine bukkopalatinal yönde 30 derecelik açıyla 100 N, toplamda 200 N kuvvet uyguladık.

Varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla sağlanmaları nedeniyle sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler için istatistik analizi uygulanmamaktadır ^{128,150-154}. Sonuçlar değerlendirilirken implant gibi sünek materyaller için von mises stress değerleri, kemik gibi kırılğan materyaller için ise asal gerilim (principal stress) değerleri kullanılmıştır. Oluşan stres değerleri ve meydana gelen dağılımları modeller arasında karşılaştırmalı şekilde incelenerek yorumlanması yapılmıştır.

Tam dişsizlik durumunda Malo ve ark. önerdiği all on four tedavi konseptiyle mevcut kemikten maksimum düzeyde yararlanılarak augmentasyon yöntemlerinin elimine edilmesi sağlanmıştır. Posteriorıda yerleştirilen açılı implantlar sayesinde anatomik oluşumların sınırlandırmaları da minimum düzeye indirgenmiştir. Bu tedavi konseptinin temelinde, uygulanan implantların üzerine immediat yükleme yapılarak hastaların konvensiyonel yönteme kıyasla aynı gün içerisinde sabit protetik restorasyona kavuşması yatmaktadır ¹³³. All on four konseptiyle uygulanan klinik çalışmaların hepsinde implantlar immediat olarak yüklenmektedir ¹³⁴. Ancak geçmişte yapılan

biyomekanik çalışmalar, distal implantların angulasyonunun kemik üzerindeki etkisini implant - kemik temasının %100 kabul edilip arayüzde osseointegrasyonun tam olarak sağlandığını baz alacak şekilde değerlendirmektedir ^{9,128,140,143,155}. Günümüzde bu konseptte uygun olarak implantları immediat olarak yükleyip değerlendiren çok az biyomekanik çalışma mevcuttur. Biz de çalışmamızda tam dişsiz maksillada uyguladığımız implantların immediat ve gecikmiş yükleme durumlarını implantları farklı boy ve açılarda yerleştirerek kıyasladık. Immediyat yükleme koşullarında kemik-implant arayüzünde 0.3 sürtünme katsayısı simüle edilerek modeller oluşturulmuştur ^{130,133,134}. Gecikmiş yükleme koşullarında kemik-implant arayüzünde tam osseointegrasyon simüle edilerek modeller hazırlanmıştır ^{9,128,140}. All on four konseptinde farklı açı ve boy uygulayarak immediat ve gecikmiş yüklemeyi kıyaslaması açısından çalışmamız, geçmişte uygulanan çalışmalara kıyasla farklılık göstermektedir.

Mellal ve ark. kontakt elemanlarını kullanarak non-linear sonlu elemanlar analizi yapan ilk araştırmacılarıdır. Çalışmalarında immediat yükleme simüle ederek vidalı implantların mandibuladaki principle stress dağılımlarını incelemiştir ¹⁵⁶. Vertikal, bukkolingual ve mesiodistal olacak şekilde 3 ayrı yönde uyguladıkları kuvvetler sonucunda vertikal ve mesiodistal yönde uyguladıkları kuvvetlerin en yüksek stress değerlerine immediat yükledikleri modellerde ulaştıklarını belirtmişlerdir ¹⁵⁶.

Ferreira ve ark. mandibulada uyguladıkları implant destekli sabit protetik restorasyonların immediat yükleme ve gecikmiş yükleme olacak şekilde 2 ayrı durumda rijit splintlemenin etkilerini kıyasladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında modellere 100 N büyüklüğünde oblik kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda immedat yükledikleri modellerin kemikte en yüksek stress değerine sahip olduğunu vurgulamışlardır ¹⁵⁷.

Gao ve ark. dişsiz maksilla modelinde tek bir implant üzerinde immediat ve gecikmiş yüklemeyi kıyasladıkları çalışmalarında implant üzerine 100 N büyüklüğünde kuvvet uygulamışlardır. En yüksek stress değerlerine immediat model üzerine kortikal kemikte implantın boynu etrafında ulaşmışlardır ¹⁵⁸.

Horita ve ark. mandibula modelinde all on four konseptiyle yerleştirilen implantlar üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında immediat ve gecikmiş olacak şekilde 2 farklı yükleme prosedürünü baz alarak kantilever varlığını

kıyaslamışlardır. Kantilever yüklemeyi mandibular 1.molar üzerinden, kantileveri yok sayarak yaptıkları yüklemeyi ise açılı yerleştirdikleri posteriordaki implantın abutment bölgesi üzerinden uygulamışlardır. Çalışmalarında kantilever boyunun stress değerlerini önemli derecede etkilediklerini fakat yükleme zamanının immediatta daha yüksek olacak şekilde principle stress ve strain değerlerinde anlamlı derecede bir farklılık oluşturmadığını belirtmişlerdir ¹³³.

Pessoa ve ark. immediat implant yerleştirme, immediat yükleme ve gecikmiş yüklemeyi karşılaştırdıkları non linear sonlu elemanlar analizi çalışmalarında implantın uzun aksına 45 derecelik açı olacak şekilde bukkopalatinal yönde 50 N, 100 N ve 200 N' luk kuvvetler uygulamışlardır. 4 farklı implant dizaynını karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek stress değerlerine immaediat yerleştirdikleri implant modellerinde ulaşmışlardır. Gecikmiş yüklemenin immediat yüklemekten daha az stress değerlerine sahip olduğunu belirtmişler sadece bir implant dizaynındaki modellerde immediat yüklemenin stress değerleri diğerlerine göre daha az bulmuşlardır ¹⁵⁹.

Biz de all on four konseptiyle 2 farklı boy ve 2 farklı açıda yerleştirdiğimiz implantları immediat ve gecikmiş yükleme olarak 2 farklı şekilde kıyasladığımız çalışmamızda elde ettiğimiz 8 ayrı modelde kortikal ve spongiyoz kemikte, en yüksek maximum principle ve minimum principle değerlerine immediat yüklenen modellerde karşılaştık. Spongiyoz kemikte iki yükleme arasında fark fazlayken kortikal kemikte birbirine yakın değerler elde ettik. 2 farklı açıda ve 2 farklı boyda yerleştirdiğimiz posterior implantlarda en yüksek von mises değerlerine immediat yüklenen modellerde rastladık.

Saber ve ark. 5 farklı model oluşturarak yaptıkları çalışmalarında 4 modeli all on four konseptine göre posteriordaki implantın yerleştirilme açısını 0, 15, 30 ve 45 derece olacak şekilde uygulamışlardır. Son modelde ise 6 adet implantı vertikal olarak yerleştirmişlerdir. 5 modele de üst yapı uyguladıktan sonra en distaline 100 N büyüklüğünde kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda posteriordaki implantın yerleştirilme açısı arttıkça kantileverin azaldığını ve kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan stress değerlerinin azaldığını gözlemlemişlerdir. Çalışma sonucunda, açılanmanın artırılarak kantilever uzunluğunun azalmasının, streslerin dağılmasında implant sayısına nazaran daha baskın faktör olduğunu bulmuşlardır ¹²⁸.

Bevilacqua ve ark. atrofik maksillada all on four konseptine göre oluşturdıkları çalışmalarında distaldeki implantın açılanması 0, 15, 30 ve 45 derece olacak şekilde 4 farklı model elde etmişlerdir. Sırasıyla kantileveler uzunlukları ise 13, 9, 5 ve 0 mm olarak belirlenmiştir. Posterior kantilever bölgesinden 150 N büyüklüğünde dikey kuvvet uygulamışlar ve implant çevresindeki kemikte oluşan stress değerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak distaldeki implantın açılanmasının arttıkça implant çevresinde oluşan stresin azaldığını gözlemlemişlerdir. Çalışmalarında, açılı olarak yerleştirilen bu yöntemin, posterior kantilevere sahip dikey olarak yerleştirilen konvansiyonel maksiller tam sabit protetik restorasyonlara alternatif bir yöntemi olacağını belirtmişlerdir ¹³⁷.

Takahashi ve ark. mandibula üzerinde 5 farklı model elde ederek yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ilk modelde 6 implantı birbirine paralel yerleştirmişlerdir. Diğer 4 modelde ise anteriordaki implant 13 mm ve 15 mm olacak şekilde 2 farklı boyda yerleştirilmiş ve her 4 model için de distaldeki implant açılanmaları 0, 15, 30 ve 45 derece olacak şekilde ayarlanmıştır. Bütün modellerde implantlar mental foramenler arasına yerleştirilmiş ve 50 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır. Çalışmalarının sonucunda açılanmanın arttıkça çevre kemikte oluşan stresin azaldığını vurgulamışlardır ¹⁶⁰.

Naini ve ark. mandibulada all on four konseptiyle, ilk modelde anteriordaki implantları dik açı olacak şekilde birbirine paralel ve distaldeki implantları 45 derecelik açı ile yerleştirmişlerdir. İkinci modelde ise 4 implantı birbirine paralel olacak şekilde dik açı ile yerleştirmişlerdir. İlk durumda ,modeller üzerine uyguladıkları üst yapının anterioruna (ön kesiciler bölgesinden) 178 N, ikinci durumda ise posterioruna (1.molar bölgesinden) 300 N büyüklüğünde kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda anterior bölgeden uygulanan kuvvet sonucunda açılı olarak yerleştirilmiş implantların çevresinde daha fazla stress oluşurken posterior bölgeden uygulanan kuvvet sonucunda implantı açılı yerleştirmenin stresi azalttığını vurgulamışlardır ¹⁴¹.

Gümrükçü ve ark. atrofik maksillada D2 ve D3 kemik tipinde 6 farklı model oluşturarak yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında her modelde 5 implant kullanmışlardır. Her iki kemik tipi için de birinci modelde 5 implantı vertikal olarak yerleştirip distaldeki implantların boyunu 11.5 mm tutarak sinus ogmentasyonu işlemini

gerçekleştirmişlerdir. İki kemik tipi için de ikinci modelde distaldeki implantı 30 derece açıyla yerleştirerek boyunu 13 mm, üçüncü modelde distaldeki implantı 45 derecelik açıyla yerleştirerek boyunu 16 mm olarak ayarlamışlardır. Çalışma sonucunda kortikal kemikte en düşük stress değerleri distalde vertikal olarak yerleştirilen modellerde bulunmuştur. 45 derece açıyla yerleştirilen modellerde 30 derece açıyla yerleştirilene göre daha düşük stress değerlerine rastlanmış ve bunun kantilever miktarının azalmasıyla ilgili olduğu sonucuna varılmıştır ¹⁴³.

Liu ve ark. all on four konseptine göre farklı açılarla yerleştirdikleri distal implantlarla oluşturdukları 4 farklı modelde immediat ve gecikmiş yüklemeyi kıyaslamışlardır. Yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında distaldeki implantları 0, 15, 30 ve 45 derecelik açıyla yerleştirmişlerdir. Immediat yüklenen modeller implant-kemik arayüzünde 0.3 sürtünme katsayısını kullanarak oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda her iki yükleme koşulunda da 0 derece ile yerleştirilen modellerde en yüksek stres değerlerine ulaşılmıştır. Ayrıca 30 ve 45 derece açıyla yerleştirilen modellerde stress dağılımının 0 ve 15 derece açıyla yerleştirilenlere göre daha iyi olduğu belirtilmiştir ¹³⁴.

Biz de immediat ve gecikmiş yükleme altında all on four konseptiyle anteriordaki implantlar her modelde vertikal olacak şekilde distaldeki implantların 2 farklı boyu ve 2 farklı uygulanma açısı olacak şekilde toplamda 8 model oluşturduk. Protez ark boyu her modelde sabit kalacak şekilde distalde 30 derecelik açıyla yerleştirilen implant 1.premolar diş hizasında, 45 derecelik açıyla yerleştirilen implant 2.premolar diş hizasına gelecek şekilde modellendi. Çalışma sonucunda en yüksek stress değerlerine kortikal kemikte rastlanmıştır. Ayrıca karşılaştırılan bütün modellerde en düşük stress değerlerine kantileverin daha az olduğu, 45 derecelik açıyla yerleştirilen implantların bulunduğu modellerde rastlanmıştır.

Kong ve ark.nın implant boyu ve çapını biyomekanik olarak karşılaştırdıkları non linear sonlu elemanlar analizi çalışmasında immediat ve osseointegrasyonun sağlandığı gecikmiş yükleme koşullarında her model için mandibular 1.molar diş bölgesini kullanmışlardır. Implant çapları 3, 4 ve 5 mm, implant boyları ise 6, 11 ve 16 mm olacak şekilde toplamda 9 model oluşturmuşlardır. Aksiyal ve bukkolingual olacak şekilde 2 farklı yönde kuvvet uyguladıkları çalışmalarında implant boyunun aksiyal

kuvvetler altında kemikte daha olumlu sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Aksiyal yükleme altında implant boyunu artırmanın implant stabilitesini önemli derecede arttırdığını vurgulamışlardır. Yapılan çalışmada kortikal kemikte, gecikmiş yükleme altında implant çapının stresi daha fazla azalttığı, immediat yükleme altındaysa implant boyunun daha fazla azalttığını belirtmişlerdir ¹⁰.

Gao ve ark. dişsiz maksilla modelinde tek implant üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında 10, 13, 15 ve 17 mm olacak şekilde 4 farklı implant boyu kullanarak immediat ve gecikmiş yüklemeyi kıyaslamışlardır. Tüm modellerde implant premolar bölgesine yerleştirilmiş ve 100 N büyüklüğünde vertikal kuvvet yapılan üst yapının oklüzal yüzeyinden uygulanmıştır. Osseointegre modeller için implant-kemik ara yüzünde tam temas simüle edilirken immediat modeller için implant-kemik arayüzünde 0.3 sürtünme katsayısı kullanılmıştır. Çalışma sonucunda her iki yükleme koşulunda da implant boyunun arttıkça implant çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen stress değerlerinde azalma görüldüğü belirtilmiştir. Sadece sinus tabanı ile temas halinde olduğu belirtilen 17 mm uzunluğundaki implant çevresinde en yüksek stress değerlerine ulaşılmıştır. Bu nedenle bikortikal olarak yerleştirilen implantların stresi artırdığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca trabeküler kemikte de en yüksek stress değerlerine implant boyunun en kısa olduğu immediat yükleme yapılan modelde ulaşılmıştır¹⁵⁸.

Wu ve ark. implant boyunun biyomekanik etkilerini kıyasladıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında mandibula ve fibula kemiklerini kullanarak kıyaslama yapmışlardır. Immediat yükleme altında gerçekleşen koşullarda 6, 10 ve 15 mm olacak şekilde 3 farklı implant boyu kullanılarak 125 N'luk kuvvet implantın uzun aksına 45 dercelik açıyla hazırlanan üst yapı üzerinden uygulanmıştır. Çalışma sonucunda kısa implantların oral rehabilitasyon için bir seçenek olabileceğini vurgulamışlardır ¹⁶¹.

Gümrükçü ve ark. implant sayısı, boyu ve yerleştirilme açılarını kıyasladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında toplamda 13 model elde ederek her bir model üzerini sabit hibrit protez ile tamamlamışlardır. 4 implant olan 5 model, 5 implant olan 5 model ve 7 implant olan 3 modelde; 4 ve 5 implanta sahip modellerde implant boyları sırasıyla 6, 8, 11.5, 13 ve 16 mm, 7 implanta sahip modellerde ise 6, 8 ve 11.5 mm

uzunluğunda implantlar kullanılmıştır. 4 ve 5 implanta sahip modellerde distalde yer alan implantlara sırasıyla 0, 0, 0, 30 ve 45 derecelik açılanma verilirken 7 implant kullanılan 3 modelde açılanma 0 derece olarak belirlenmiştir. Çalışma sonucunda daha düşük stress değerlerine daha uzun implantların kullanıldığı modellerde ulaşıldığı belirtilmiştir¹⁶².

Memari ve ark. mandibulada 2 farklı implant boyunu kıyasladıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında birinci modelde 2 adet 6 mm boyunda implant, ikinci modelde 2 adet 10 mm boyunda implant kullanarak üzerini overdenture protez ile tamamlamışlardır. Çalışma sonucunda kısa implanta sahip modelde daha düşük stress değerleri elde ettiklerini fakat farkın önemsenecek miktarda olduğunu belirtmişlerdir¹⁶³.

All on four konseptine göre immedat ve gecikmiş yükleme olacak şekilde implantlarda 2 farklı boy ve 2 farklı yerleştirilme açısı kıyaslağımız çalışmamızda 13 mm ve 15 mm boyları kıyasladık. Her 2 boyda da en yüksek stress değerlerine kortikal kemikte rastladık. En yüksek stress değerlerini 13 mm boyda immedat yüklenen ve 30 derecelik açıyla yerleştirilen modelde elde ederken en düşük stress değerlerini 15 mm boyda osseointegre kabul edilen ve 45 derecelik açıyla yerleştirilen implantın bulunduğu modelde elde ettik. 13 mm boya ve 45 derece açılanmaya sahip modelin 15 mm boy ve 30 derece açılanmaya sahip modelden daha düşük stress değerleri olduğunu gördük. Bu da yerleştirilme açısının implant boyuna nazaran stress değerleri üzerinde daha etkili sonuçlara sebep olduğunu düşündürmektedir.

Osseointegrasyonunu tamamladığı kabul edilen gecikmiş yüklemenin olduğu implantlarda stress, implant-abutment bağlantı bölgesine yakın olan boyun bölgesinde diğer bölgelere kıyasla daha çok birikmektedir^{9,41,135,164}. Himmlova ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında farklı çap ve boy uzunluklarına sahip osseointegre implantların kemik-implant ara yüzündeki von mises stress değerlerini karşılaştırmışlardır. Implant çapını arttırmanın, stress değerleri üzerinde, implant boyunu arttırmaktan daha etkili olduğunu buldukları çalışmalarında bütün modellerde en yüksek stress değerlerine implantın boyun bölgesinde rastlamışlardır¹⁵¹.

Bhering ve ark. all on four ve all on six tedavi konseptlerini 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, tedavi konseptinden bağımsız

olarak implantlarda en yüksek von mises stress değerlerine implant - kortikal kemik ara yüzünde rastlamışlardır. Çalışmalarında stresin en yoğun olduğu bölgenin implant boynu olduğunu belirtmişlerdir ⁹.

Biz de all on four konseptiyle yerleştirdiğimiz, gecikmiş ve immediat yükleme altında oluşturduğumuz modellerin stress değerlerini karşılaştırdığımız çalışmamızda; gecikmiş yüklenen modellerdeki osseointegre implantlarda, en yüksek von mises stress değerlerine implantın boyun bölgesi etrafında ulaştık.

İmmediat yükleme sağlanan implantlarda ise implant-kemik ara yüzünde tam kontakt olmadığı için implantın yiv bölgesinde hareket daha fazla olmaktadır. Yivli bölgenin kemikle olan temasına bağlı bu alanlarda, gecikmiş yüklemeye kıyasla immediat yüklemenin olduğu durumlarda implantlarda daha fazla stress görülmektedir. Horita ve ark. all on four konseptine uygun olarak elde ettikleri modelleri immediat yükleme altında karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında immediat yükleme altındaki implantların yiv bölgesinde, implantların diğer bölgelerine kıyasla daha yüksek stress değerlerine ulaşmışlardır ¹³³.

Biz de all on four konseptiyle yerleştirdiğimiz, gecikmiş ve immediat yükleme altında oluşturduğumuz modellerin stress değerlerini karşılaştırdığımız çalışmamızda; immediat yüklenen modellerdeki implantlarda, en yüksek von mises stress değerlerine implantın yiv bölgesi etrafında ulaştık.

İmmediat yüklenen implantlarda başarılı bir osseointegrasyonun sağlanması için primer stabilite elde etmek çok önemlidir. Implant başarısında kemik-implant ara yüzünde oluşan mikro hareketlilik, yükleme zamanından daha fazla önem taşımaktadır. Brunski ve ark. immediat yüklenen implantlarda başarılı osseointegrasyonun sağlanması için kemik-implant ara yüzündeki kontakt bölgesinde oluşan mikro hareketliliğin 100 μm ' den az olması gerektiğini belirtmişlerdir ^{134,165}. Trisi ve ark. ise bu değer 50-100 μm ' yi aşmaması gerektiğini vurgulamışlardır ¹⁶⁶.

Liu ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında all on four konseptine göre farklı açılarla yerleştirdikleri distal implantlarla oluşturdukları modelleri immediat ve gecikmiş yükleme olarak 2 farklı şekilde kıyaslamışlardır. Çalışma sonucunda yükleme zamanından bağımsız olarak en yüksek mikro hareketlilik

değerlerine 0 derece açıyla yerleştirdikleri modelde elde etmişlerdir. Gecikmiş yüklemeyle kıyasladıklarında immediat yüklemede daha yüksek değerler elde edilmiştir. En yüksek mikro hareketliliğe açılı olarak yerleştirilen implantın boyun bölgesinde kuvvetin uygulandığı yere en yakın yerde bulmuşlardır. Kemik-implant arasında immediat yüklemede oluşan mikro hareketlilik değerleri 7.37 - 12.69 μm arasında bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda bu çalışmada başarılı bir osseointegrasyon gerçekleşeceği belirtilmiştir ¹³⁴.

Horita ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında all on four konseptine göre yerleştirdikleri implantların immediat yükleme altında biyomekanik davranışlarını incelemişlerdir. Implantların çevre dokulara olan etkilerini, protez alt yapı materyallerini ve implant mikro hareketliliğini, kantilever varlığında ve kantileveri yok sayarak uyguladıkları kuvvet ile inceledikleri çalışmalarında en yüksek mikro hareketliliği tüm yükleme koşullarında distal implantın krestal bölgesinde gördüklerini belirtmişlerdir. En yüksek değer 14.4 μm olup bu değeri distaldeki implantta kuvvetin uygulandığı yere en yakın noktada bulmuşlardır. Çalışma sonucunda mikro hareketliliğin uygun değer aralığında olduğunu belirtip osseointegrasyonun başarılı bir şekilde olacağını vurgulamışlardır ¹³³.

Biz de all on four konseptine göre göre immediat ve gecikmiş yükleme olacak şekilde implantlarda 2 farklı boy ve 2 farklı yerleştirilme açısı kıyaslağımız non linear sonlu elemanlar analizi çalışmamızda en yüksek mikro hareketlilik değerlerine alveolar krette distal implantın boyun bölgesinde elde ettik. Çalışma sonucunda elde ettiğimiz değerler bahsedilen çalışmalarla uyumluluk göstermektedir.



6. SONUÇLAR

1. Çalışmadan elde edilen veriler sonucunda immediat ve gecikmiş yüklemelerin her ikisinde de kortikal kemikte trabeküler kemiğe oranla daha fazla stres gözlemlenmiştir.
2. Çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda kortikal ve trabeküler kemikte, karşılaştırılan bütün modellerde immediat yüklemeye gecikmiş yüklemeye kıyasla daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Kortikal kemikte, immediat ve gecikmiş yüklemeye birbirine çok yakın değerler bulunmuş gecikmiş yüklemeye stresin daha homojen dağıldığı gözlemlenmiştir.
3. All on four konseptine göre yerleştirilen implantların von mises değerlerine bakıldığında; immediat yüklenen modellerde en yüksek stres değerlerine implantın yiv bölgesinde, gecikmiş yüklenen modellerde en yüksek stres değerlerine implantın boyun bölgesinde rastlanmıştır.
4. All on four konseptine göre yerleştirilen implantların von mises değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değerler posteriordaki açılı yerleştirilen implantta gözlemlenmiştir.
5. All on four konseptine göre distalde 2 farklı açıyla yerleştirilen implantlarda; 30 derece açıyla yerleştirilen tüm modellerde 45 derece açıyla yerleştirilen modellere kıyasla daha yüksek von mises stres değerleri elde edilmiştir.
6. All on four konseptine göre distalde 2 farklı açıyla yerleştirilen implantların kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu değerler incelendiğinde, en yüksek stres değerlerine 30 derece açıyla yerleştirilen modellerde rastlanmıştır.
7. All on four konseptine göre anteriordaki implant boyu sabit kalacak şekilde posteriorda 2 farklı boy kullanılarak oluşturulan modellerin hepsinde 13 mm boyundaki implantlarda 15 mm boyundaki implantlara göre daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir.

8. 2 farklı boyda yerleştirilen implantların çevre kemikte yarattığı stres değerleri, en yüksek 13 mm boya sahip modellerde gözlemlenmiştir.
9. Modeller incelendiğinde 13 mm boy, 45 derece açıyla yerleştirilen modellerin stres değerleri ;15 mm boy, 30 derece açıyla yerleştirilenlere göre daha düşük çıkmıştır. Bu da bize stres değerleri üzerinde; yerleştirilme açısının implant boyundan daha etkili olduğunu düşündürmektedir.
10. Çalışmadan elde edilen mikro hareketlilik değerleri yapılan diğer literatür çalışmalarıyla uyumluluk göstermektedir. Bu da bize bu çalışmada osseointegrasyonun başarılı bir şekilde gerçekleşeceğini düşündürmektedir.



KAYNAKLAR

1. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery - Clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005;37(6):776-780. doi:10.1016/j.bone.2005.06.019
2. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J*. 2006;201(1):13-23. doi:10.1038/sj.bdj.4813766
3. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):459-465. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01852.x
4. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501-510. doi:10.1111/cid.12024
5. CE. M. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Elsevier Mosby; 2008.
6. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*.; 2014.
7. C A, C M, K F, et al. The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):447-459. doi:10.1111/CID.12007
8. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(SUPPL. 1):2-9. doi:10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x
9. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C*. 2016;69:715-725. doi:10.1016/j.msec.2016.07.059
10. Kong L, Gu Z, Li T, et al. Biomechanical optimization of implant diameter and

- length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2009;22(6):607-615.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19918598>.
11. Geng JPA, 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. doi:10.1067/mpr.2001.115251
 12. Tunalı B. Oral İmplantoloji. In: ; 2000.
 13. Laney W. *Oral and Endorsing Organizations* : Vol 32.; 2017.
 14. Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014;40(2):50-60.
 15. J D. A bit of history and dental implantology today. *Promot Dent*. 1972;2:12-18.
 16. Çetiner S ZF. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2007;24(1):51-56.
 17. Palacci P. Soft and Hard tissue management. In: *Esthetic Implant Dentistry*. ; 2001:5-9.
 18. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U LJH. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
 19. Zarb GA. Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament. *İnt J Oral Maxillofac Implant*. 1991;11:88-91.
 20. Uzun G. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*,. 2007;2:43-50.
 21. Albrektsson, T., Jansson, T., Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*. 1986;30(1):151-174.
 22. Albrektsson T WA. The impact of oral implants–past and future 1966- 2042. *J Can Dent Assoc*. 2005;71(5):327.
 23. Jayesh RS, Dhinakarsamy V. Osseointegration. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015;7(April):S226-S229. doi:10.4103/0975-7406.155917
 24. Bancroft J SA. *Theory and Practice of Histological Techniques*.; 1996.

25. Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., Brånemark P. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*. 1986;57(4):285-289.
26. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A, Lazić B. Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers. *Resorptive Chang Maxillary Mandibular Bone Struct Removable Denture Wearers*. 2002;36(2):261-265.
27. Ross, M.H., and Pawlina W. *Histology: A Text and Atlas, with Correlated Cell and Molecular Biology, 6th Edition.*; 2014.
28. Linkow LI CR. *Theories and Techniques of Oral Implantology.*; 1970.
29. Adell R. *Tissue Integrated Prostheses in Clinical Dentistry*. Vol 35.; 1986. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3912327>.
30. Cawood JI, Stoelinga PJW, Blackburn TK. The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(5):377-385. doi:10.1016/j.ijom.2007.01.024
31. 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. doi:10.1016/S0901-5027(03)00132-2
32. Misch CE KÖ. *Dental Implant Protezler*. Nobel Tıp Kitapevleri; 2009.
33. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler(4). In: *Tam Protezler(4)*. ; 2004:788-792.
34. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental Implants: A Review. *J Periodontol*. 1992;63(11):859-870. doi:10.1902/jop.1992.63.11.859
35. George A. Zarb, BchD, DDS, MS, FRCD, Charles L. Bolender, DDS, MS, Steven Eckert, Rhonda Jacob AF and RM-S. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients - Elsevier Digital Book (Retail Access Card), 12th Edition - 9780323092173*.
<https://evolve.elsevier.com/cs/product/9780323092173?role=student>. Accessed December 4, 2020.
36. Phillips' Science of Dental Materials - 12th Edition.
<https://www.elsevier.com/books/phillips-science-of-dental-materials/anusavice/978-1-4377-2418-9>. Accessed December 4, 2020.

37. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM VA. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implant: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1998;13:539-545.
38. Vishnu VA, Sanyal PK, Tewary S, Nilesh K, Suresh Prasad RM, Pawashe K. A split-mouth clinico-radiographic comparative study for evaluation of crestal bone and peri-implant soft tissues in immediately loaded implants with and without platelet-rich plasma bioactivation. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2019;13(2):117-122. doi:10.15171/joddd.2019.018
39. Abd El-Dayem MA, Assad AS, Eldin Sanad ME, Mahmoud Mogahed SAAH. Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant Dent.* 2009;18(6):501-511. doi:10.1097/ID.0b013e3181b4f857
40. Grotendorst GR, Martin GR, Pencev D, Sodek J, Harvey AK. Stimulation of granulation tissue formation by platelet-derived growth factor in normal and diabetic rats. *J Clin Invest.* 1985;76(6):2323-2329. doi:10.1172/JCI112243
41. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.*; 1999.
42. Misch, C. E., Kutay Ö. *Dental Implant Protezler.*; 2009.
43. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate Rehabilitation of the Extremely Atrophic Mandible with Fixed Full-Prosthesis Supported by Four Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(3):434-441. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00265.x
44. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark P, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *undefined.* 1990.
45. Adell R. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416. doi:10.1016/S0300-9785(81)80077-4
46. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *J Prosthodont.* 2012;21(5):413-424. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00835.x

47. Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Brägger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):131-141. doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01527.x
48. Soto-Peñaloza D, Zaragozí-Alonso R, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e474-488. doi:10.4317/jced.53613
49. Cabello, G., and González DGFJ. The Edentulous Maxillary Arch: A Novel Approach to Prosthetic Rehabilitation with Dental Implants, Based Upon the Combination of Optimum Mechanical Resources. *Dentistry.* 2014;4(217):2161-1122.
50. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: A 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):61-69. doi:10.1111/j.1708-8208.2006.00003.x
51. Agnini A, Agnini AM, Romeo D, Chiesi M, Pariente L, Stappert CFJ. Clinical Investigation on Axial versus Tilted Implants for Immediate Fixed Rehabilitation of Edentulous Arches: Preliminary Results of a Single Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):527-539. doi:10.1111/cid.12020
52. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28-33. doi:10.1016/S0022-3913(97)70084-2
53. Menéndez-Collar M, Serrera-Figallo MA, Hita-Iglesias P, et al. Straight and tilted implants for supporting screw-retained full-arch dental prostheses in atrophic maxillae: A 2-year prospective study. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal.* 2018;23(6):e733-e741. doi:10.4317/medoral.22459
54. Delben JA, Goiato MC, Pellizzer EP, Filho OM. Planning for immediate loading of implant-supported prostheses: Literature review. *J Oral Implantol.* 2012;38(SUPPL. 1):504-508. doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00188
55. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(SUPPL. 1):s88-

- s94. doi:10.1111/j.1708-8208.2005.tb00080.x
56. Vairo G, Pastore S, Di M, Baggi L. Stress Distribution on Edentulous Mandible and Maxilla Rehabilitated by Full-Arch Techniques: A Comparative 3D Finite-Element Approach. In: *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. InTech; 2011. doi:10.5772/19151
 57. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro M Del. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(4):255-263. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00090.x
 58. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5):646-654. doi:10.1111/j.1708-8208.2010.00304.x
 59. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):836-855. doi:10.1111/cid.12068
 60. Ho CC. *Implant Rehabilitation in the Edentulous Jaw: The "All-on-4" Immediate Function Concept*.; 2012.
 61. Christopher CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All_on-4" immediate function concept. *Australas Dent Pract*. 2012:138-148.
 62. Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U., and Choukse V. The "All-on-four" immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res*. 2014;2(1):78-81.
 63. TARUNA M. Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *J Clin DIAGNOSTIC Res*. 2014;8(10):ZE16. doi:10.7860/jcdr/2014/9648.5020
 64. FUNG YC. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*.; 1965.
 65. Brunski, JB, Puelo, DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2000;15(1):15-47.

66. Uysal H. Kemiğin mekanik özellikleri ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplantoloji Derg.* 1997;4.
67. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. In: *Clinical Oral Implants Research*. Vol 11 Suppl 1. Clin Oral Implants Res; 2000;33-58. doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011S1033.x
68. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S MO. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3 dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1998;13(6):781-790.
69. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102. doi:10.1034/j.1600-0501.2003.140113.x
70. Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., van't Hof, M.A., Geertman, M.E., Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998;77(10):1832-1839.
71. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implantsupported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1993;8(1).
72. Lee J-H, Frias V, Lee K-W WR. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):377-381.
73. Langer B, Langer L HI. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4).
74. Ivanoff C-J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C LU. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1999;14(2):173-180.
75. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P HI. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(3).
76. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-

- term implant success at the academy for oral implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2014;44(3):102-108. doi:10.5051/jpis.2014.44.3.102
77. Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YL, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: A clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(2):230-237. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02452.x
 78. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(22):1-20. doi:10.3390/ijerph17228685
 79. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2000;15(1).
 80. Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL GC. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5).
 81. Benzing UR, Gall H WH. Biomechanical aspects of two different implantprosthetic concepts for edentulous maxillae. . *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2).
 82. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR SC. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):361-364.
 83. Hobkirk J PK. The influence of occlusal surface material on peak Prostheses., masticatory forces using osseointegrated implant-supported. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3).
 84. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401.
 85. WM E. The PDF version of this paper is currently unavailable. *Br Dent J.* 1992;172:305-312.
 86. O’Neal, R.B., Sauk, J.J., Somerman MJ. Biological requirements for material

- integration. *J Oral Implant.* 1992;18(4):243-255.
87. Wang, R.R., Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401-408.
 88. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23(2):79-90.
 89. Sailer HFJ. A new method of inserting endosseous implants in totally atrophic maxillae. *Craniomaxillofac Surg.* 1989;17(7):299-305.
 90. Depprich, R., Zipprich, H., Ommerborn, M., Naujoks, C., Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S ve diğerleri. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med.* 2008;4(30).
 91. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partiallystabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989;23(1):45-61.
 92. Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru H. Interface histology of In, unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant initial bone healing. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):599-604.
 93. Scarano, A., Di Carlo, F., Quaranta, M., Piattelli A. Bone response to Implantol, zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implant.* 2003;29(1):8-12.
 94. Piconi, C., Maccauro G. *Zirconia as a Ceramic Biomaterial Biomaterials.*; 1999.
 95. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-153. doi:10.1034/j.1600-0501.2002.130204.x
 96. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):671-676. doi:10.1016/0022-3913(90)90325-7
 97. Chun H-J, Cheong S-Y, Han J-H, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-574. doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00891.x

98. Caputo A. SJ. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence; 1987.
99. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection (2 Ed.)*. New York: Quintessence.; 1997.
100. Craig R. *Restorative Dental Materials (10 Ed.)*. St. Louis: Mosby; 1997.
101. Sakaguchi RL PJ. Craig's Restorative Dental Materials. *Heal Sci*. 2012;13:34-35.
102. Prasad K TS. Basic principles of finite element method And, and its applications in orthodontics. *J Pharm Biomedical Sciences*. 2012;16:1-4.
103. López CS, Saka CH, Rada G VD. Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*. 2016;6(2).
104. İnan M. *Cisimlerin Mukavemeti*. 6th ed.; 1988.
105. Dowling NE. *Mechanical Behavior of Materials Engineering Methods for Deformation, Fracture, and Fatigue*. 4th ed.; 1988.
106. Assunção WG, Ricardo Barão VA, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-1177. doi:10.1097/SCS.0b013e3181acdb81
107. Ulusoy M AK. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bolumlu Protezler (3);*; 2010.
108. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-548. doi:10.1016/j.dental.2006.03.013
109. YETTRAM AL, WRİGHT KW PH. Finite element stress Research, analysis of crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res*. 1972;55(6):1004-1011.
110. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2004;7(5):277-303. doi:10.1080/10255840412331309243
111. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*. 2007;40(11):2377-2385. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.11.019
112. MENİCUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATİ M, LORENZETTİ M PG. Tooth-

- implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implant Res.* 2002;13:334-341.
113. Nelson LD. *First Course in the Finite Element Method.* 5th ed. Education Ltd; 2007.
 114. EBRAHİMİ F. *Finite Element Analysis-New Trends and Developments.*; 2012.
 115. Ö. A. Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Diş Hek Derg.* 2010;11(1):18-23.
 116. Taşkinsel E GH. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;8:131-135.
 117. A. Ç. Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stress Distribution Implant-Supported Fixed Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2006;21(1):36-44.
 118. Hsu, M.L., and Chang CL. *Application of Finite Element Analysis in Dentistry.*; 2010.
 119. Soares, C.J., Bicalho, A.A., Valdivia, A.D.C.M., Versluis, A., Barreto BDCF, Veríssimo, C., and Roscoe MG(. *Finite Element Analysis in Dentistry: Improving the Quality of Oral Health Care.*; 2012.
 120. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC FD. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 1997;25(6):485-491.
 121. Romeed S, Fok S WN. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006;33:209-215.
 122. Logan D. *First Course in the Finite Element Method.*; 2007.
 123. Lin D, Li Q, Li W SM. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Mech Behav Biomed Mater.* 2009;2:410-432.
 124. Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EAC, Rocha E. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010;21:696-702.
 125. Ramoğlu S OOD 2014; 24: Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz

- yöntemi. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg.* 2014;24:175-180.
126. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G DCM, Lieven S PR. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implant Res.* 1998;9:407-418.
 127. 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. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(3):511-517.
 128. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The Comparison of Stress Distribution with Different Implant Numbers and Inclination Angles In All-on-four and Conventional Methods in Maxilla: A Finite Element Analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2015;9(4):246-253. doi:10.15171/joddd.2015.044
 129. 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. doi:10.1111/j.1708-8208.2001.tb00127.x
 130. Gao J, Matsushita Y, Esaki D, Matsuzaki T, Koyano K. Comparative stress analysis of delayed and immediate loading of a single implant in an edentulous maxilla model. *J Dent Biomech.* 2014;5(1):1-7. doi:10.1177/1758736014533982
 131. Park YS, Kwon HB. Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(3):326-332. doi:10.4047/jap.2013.5.3.326
 132. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *J Dent.* 2008;36(6):409-417. doi:10.1016/j.jdent.2008.02.015
 133. 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. doi:10.1016/j.jpor.2016.08.002

134. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(6):585-594. doi:10.1080/10255842.2019.1572120
135. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C.* 2014;38(1):306-314. doi:10.1016/j.msec.2014.02.021
136. Dechow P, Wang Q, Peterson J. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human craniofacial skeleton. *Anat Rec.* 2011;293(4):618-629. doi:10.1002/ar.21124.Edentulation
137. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):5-13. doi:10.1016/S0022-3913(10)60182-5
138. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3-15. doi:10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2
139. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-88. doi:10.1563/1548-1336(1998)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2
140. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(S1):e332-e342. doi:10.1111/cid.12129
141. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776-781. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21841987>.
142. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res.* 2011;90(10):1211-1215.

doi:10.1177/0022034511417442

143. Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med.* 2017;86:47-54. doi:10.1016/j.compbiomed.2017.04.015
144. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR LJ. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six Imp: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2010;25:239-246.
145. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8(3):161-172.
146. Kurtz SM. An Overview of PEEK Biomaterials. In: *PEEK Biomaterials Handbook.* ; 2012:1-7.
147. Fazi G, Tellini S, Vangi D BR. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2011;26:752-759.
148. Türker N. All-On- Four Tekniğine Göre Farklı Oklüzal Şemalarla Tasarlanmış Tedavi Seçeneklerinde İmplant ve Destek Dokulara İletilen Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitü. 2018.
149. Koç D, Dogan A BB. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010;4:223-232.
150. Wood DM. Programming the finite element method 2nd edn, I. M. Smith and D. V. Griffiths, Wiley, Chichester, 1988, No. of pages: 482. Price: £14.95 \$31.50 ISBN: 0 47191553X. *Commun Appl Numer Methods.* 1988;4(6):845-845. doi:10.1002/cnm.1630040621
151. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-25. doi:10.1016/j.prosdent.2003.08.008
152. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of

- superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C*. 2014;35(1):92-99. doi:10.1016/j.msec.2013.10.022
153. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46(7):1312-1320. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.02.008
 154. Teixeira MF, Ramalho SA, De Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: Rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent*. 2010;19(1):39-49. doi:10.1097/ID.0b013e3181cc7ffc
 155. 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. doi:10.1111/j.1708-8208.2001.tb00127.x
 156. Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):239-248. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01000.x
 157. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C*. 2014;38(1):306-314. doi:10.1016/j.msec.2014.02.021
 158. Gao J, Matsushita Y, Esaki D, Matsuzaki T, Koyano K. Comparative stress analysis of delayed and immediate loading of a single implant in an edentulous maxilla model. *J Dent Biomech*. 2014;5(1):1758736014533982. doi:10.1177/1758736014533982
 159. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1279-1287. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22167434>.
 160. 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. doi:10.1016/j.jpor.2010.04.004
161. Wu J, Chen C YS. Stress Distribution and Micromotion Analyses of Immediately Loaded Implants of Varying Lengths in the Mandible and Fibular Bone Grafts: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. 2012:77-85.
 162. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*. 2018;56(6):979-989. doi:10.1007/s11517-017-1737-4
 163. Memari Y, Fattahi P, Fattahi A, Eskandarion S, Rakhshan V. Finite element analysis of stress distribution around short and long implants in mandibular overdenture treatment. *Dent Res J (Isfahan)*. 2020;17(1):25-33. doi:10.4103/1735-3327.276231
 164. Geng JPA, 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. doi:10.1067/mpr.2001.115251
 165. Brunski, J.B., Puleo, D.A., Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2000;15(1):15-46.
 166. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D CM, G. S. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implant Res*. 2009;20(5):467–471.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ALL ON FOUR KONSEPTİYLE UYGULANAN FARKLI BOY VE YERLEŞTİRİLME AÇILARINA SAHİP İMPLANTLARIN STRES DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 5	% 5	% 1	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	% 1
2	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	acikerisim.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
6	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.erdiss.org İnternet Kaynağı	<% 1