

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜST ÇENE POSTERİOR BÖLGEDE YAPILAN TEK İMPLANT
DESTEKLİ İKİ ÜNİTELİ DİSTAL KANTİLEVER UZANTILI SABİT
PARSİYEL PROTEZLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. HAMİYET GÜNGÖR

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Doç.Dr. İLGİ BARAN

Prof. Dr. LALE KARAAĞAÇLIOĞLU

2015 – KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜST ÇENE POSTERIOR BÖLGEDE YAPILAN TEK İMPLANT
DESTEKLİ İKİ ÜNİTELİ DİSTAL KANTİLEVER UZANTILI SABİT
PARSİYEL PROTEZLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. HAMİYET GÜNGÖR

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Doç.Dr. İLGİ BARAN

Prof. Dr. LALE KARAAĞAÇLIOĞLU

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
Desteklenmektedir.**

Proje No: 2014/08

2015 – KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi 27/04/2015

İmza

Prof. Dr. Lale Karaağaçlıoğlu

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Prof. Dr. Saadet ATSÜ

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği

İmza

Prof. Dr. Yasemin Keskin

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Prof. Dr. Levent Nalbant

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

SİMGELER VE KISALTMALAR

A-P Mesafesi: Antero-Posterior Mesafe

DKU: Distal Kantilever Uzantı

K/İ: Kron/İmplant oranı

KDA: Kısaltılmış Dental Ark

mm : milimetre

MPa: Mega Pascal (N/mm^2)

N: Newton (kg.m/s^2)

HP: Hareketli protez

SP: Sabit protez

SEA : Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Max. : Maksimum

Min.: Minimum

Cr-Co: Krom Kobalt

1	GENEL BİLGİLER:	1
1.1	DENTAL İMPLANTLAR	1
1.1.1	İmplantın Tanımı	1
1.1.2	Tarihi ve Gelişimi:	1
1.1.3	Dental İmplant Tiplerinin Sınıflandırılması :	2
1.1.4	Kemik ve Osseointegrasyon:	3
1.1.5	İmplant Üstü Protezlerin Sınıflaması:	4
1.1.6	Dental İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler	5
1.1.6.1	Kantilever Uzantılı Protezler:	7
1.1.6.2	Kron/implant oranı:	8
1.2	ÜST ÇENE POSTERİOR BÖLGE İLE İLGİLİ DEĞERLENDİRMELER:	10
1.2.1	Üst Çene Posterior Bölgede İmplant Tedavi Planlaması:	11
1.2.2	Üst Çene Posterior Bölgeyi Etkileyen Biyomekanik Faktörler:	12
1.2.2.1	Kantilever Uzantılı Protezlerin Üst Çene Posterior Bölgede Kullanımı:	12
1.2.3	Kısaltılmış Dental Arkların Oklüzal Stabilitesi	13
1.3	BİYOMEKANİK:	14
1.3.1	Biyomekanik Kavramlar:	14
1.3.1.1	Kuvvet:	14
1.3.1.2	Stres (Gerilim-Gerilme):	14
1.3.1.3	Gerinim (Strain):	14
1.3.1.4	Poisson Oranı:	15
1.3.1.5	Elastiklik modülü (Young modülü):	15
1.3.1.6	Mohr dairesi:	15
1.3.1.7	Hooke kanunu ve lineer elastik cisimler:	15
1.3.1.8	Elastik Sınır:	16
1.3.1.9	İzotropi ve Anizotropi :	16
1.3.1.10	Homojen cisim:	16
1.3.1.11	Lineer Elastik Cisim:	16
1.3.1.12	Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres):	16
1.3.2	Gerilme Analizinde Kullanılan Yöntemler:	16
1.3.2.1	Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi:	17
1.3.2.2	Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analiz Yöntemi:	17
1.3.2.3	Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi	18
1.3.2.4	Holografik İnterferometri (Lazer ışınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi	18
1.3.2.5	Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:	18
1.3.2.6	Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi:	18
1.3.2.7	Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SEA):	19
2	GEREÇ VE YÖNTEM.....	22
2.1	Sınır Koşulları:	29
3	BULGULAR:	33
3.1	Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:	33

Şekil 4.14 A Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	37
Şekil 4.15 B Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	37
3.2 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:	42
Çizelge 4.2 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri	44
3.3 Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:	50
3.4 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:	54
Çizelge 4.4 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:	56
Şekil 4.62 A Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	57
Şekil 4.63 B Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	57
3.5 İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri:	58
Çizelge 4.5 İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	61
Şekil 4.78 A Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	61
Şekil 4.79 B Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	62
Şekil 4.80 C Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	62
Şekil 4.81 D Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	62
3.6 İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri:	66
Şekil 4.94 A Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	69
Şekil 4.95 B Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	69
Şekil 4.96 C Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	69
Şekil 4.97 D Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	70
3.7 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	73
3.8 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	80
3.9 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	87
3.10 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	94
4 TARTIŞMA VE SONUÇ:	102
5 KAYNAKLAR:	118
6 ÖZGEÇMİŞ:	135

ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim ve tez sürecim boyunca beni destekleyen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren ve her türlü sıkıntıda her zaman yanımda olan tez danışmanım Doç.Dr. İlgi BARAN'a,

Doktora eğitimimiz boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini bizlerden hiç esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Lale KARAAĞAÇLIOĞLU'na,

Doktora eğitimimizin başından sonuna kadar bilgisini, tecrübesini ve hoşgörüsünü bizden esirgemeyen sayın bölüm başkanımız Prof. Dr. Saadet ATSÜ'ye,

Her zaman sabır ve şevkatle yanımda olan, ailem haline gelen canım arkadaşım Dt. Merve ARSLAN'a,

Bildiği ne varsa öğretmeye çalışan, hayatıma ışık tutan Gencay KEÇELİ'ye,

Değerli bilgileri ve yardımları ile mesleki eğitimim ve doktora eğitimim üzerinde önemli katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistanlarına; özellikle de klinikteki iş yükümü her zaman paylaşan Ali Can BULUT'a

Ve her koşulda karşılıksız sevgi, ilgi, güven ve desteklerini hissettiğim ailem Kerim GÜNGÖR, Azime GÜNGÖR, Fatih GÜNGÖR ve Hanife GÜNGÖR'e

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

TEŞEKKÜR EDERİM

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Kron-İmplant Oranları (K/İ): Anatomik Oran(AO) ve Klinik Oran(KO) (Blanes 2009)	9
Şekil 3.1 Optik Tarayıcı	24
Şekil 3.2 Üst Çenedeki Doğal Dişlerin Üç Boyutlu Görüntüsü.....	25
Şekil 3.4 Bir İmplant Üzerine Yapılan Distal Kantilever Uzantılı Sabit Protez Modellemesi	25
Şekil 3.5 Metal Alt Yapı Modellemesi	26
Şekil 3.6 Üst Çeneden Tomografik Kesitlerin Hazırlanması.....	26
Şekil 3.7 Tomografik Görüntünün 3d- Doctor Yazılımına Aktarılması.....	27
Şekil 3.8 Üst Çene Kemığının Elde Edilmesi.....	27
Şekil 3.9 Katı Modele Çevrilen Model.....	28
Şekil 3.10 Eleman Çeşitleri	29
Şekil 3.12 Oblik Kuvvetlerin Uygulanması	29
Şekil 3.13 5mm lik Kantilever Uzantı	30
Şekil 3.14 6 mm lik Kantilever Uzantı	30
Şekil 3.15 7 mm lik Kantilever Uzantı	30
Şekil 3.16 8 mm lik Kantilever Uzantı	30
Şekil 3.17 9 mm lik Kantilever Uzantı	30
Şekil 4.1 A (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	33
Şekil 4.2 A (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	34
Şekil 4.3 A (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	34
Şekil 4.4 B(I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	34
Şekil 4.5 B(II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	34
Şekil 4.6 B(III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	34
Şekil 4.7 C (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	34
Şekil 4.8 C (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	35
Şekil 4.9 C (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	35
Şekil 4.10 D (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	35
Şekil 4.11 D (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	35
Şekil 4.12 D (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	35
Şekil 4.13 Kron/implant Oranları için Çizelgede Kullanılacak Renkler.....	36
Şekil 4.14 A Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	37
Şekil 4.15 B Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	37
Şekil 4.16 C Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	37
Şekil 4.17 D Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi	38
Şekil 4.18 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	42
Şekil 4.19 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	42
Şekil 4.20 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	42
Şekil 4.21 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	42
Şekil 4.22 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	42
Şekil 4.23 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	43
Şekil 4.24 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	43
Şekil 4.25 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	43
Şekil 4.26 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri.....	43
Şekil 4.27 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	43
Şekil 4.28 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	43
Şekil 4.29 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri	44

Şekil 4.78 A Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	61
Şekil 4.79 B Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	62
Şekil 4.80 C Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	62
Şekil 4.81 D Modelindeki İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	62
Şekil 4.82 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	66
Şekil 4.83 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	66
Şekil 4.84 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	66
Şekil 4.85 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	66
Şekil 4.86 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	66
Şekil 4.87 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.88 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.89 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.90 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.91 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.92 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	67
Şekil 4.93 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri	68
Şekil 4.94 A Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	69
Şekil 4.95 B Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	69
Şekil 4.96 C Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	69
Şekil 4.97 D Modelindeki İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	70
Şekil 4.98 Dik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	73
Şekil 4.99 Dik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	73
Şekil 4.100 Dik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	73
Şekil 4.101 Dik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.102 Dik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.103 Dik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.104 Dik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.105 Dik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.106 Dik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.107 Dik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	75
Şekil 4.108 Dik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	75
Şekil 4.109 Dik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	75
Şekil 4.110 A Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	76
Şekil 4.111 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	76
Şekil 4.112 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	77
Şekil 4.113 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	77
Şekil 4.114 Oblik Kuvvet Uygulanan A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	80
Şekil 4.115 Oblik Kuvvet Uygulanan A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	80
Şekil 4.116 Oblik Kuvvet Uygulanan A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	80
Şekil 4.117 Oblik Kuvvet Uygulanan B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.118 Oblik Kuvvet Uygulanan B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.119 Oblik Kuvvet Uygulanan B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.120 Oblik Kuvvet Uygulanan C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.121 Oblik Kuvvet Uygulanan C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.122 Oblik Kuvvet Uygulanan C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	81
Şekil 4.123 Oblik Kuvvet Uygulanan D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	82
Şekil 4.124 Oblik Kuvvet Uygulanan D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	82
Şekil 4.125 Oblik Kuvvet Uygulanan D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	82

Şekil 4.126 A Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	83
Şekil 4.127 B Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	83
Şekil 4.128 C Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	83
Şekil 4.129 D Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	84
Şekil 4.130 Dik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	87
Şekil 4.131 Dik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	87
Şekil 4.132 Dik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	87
Şekil 4.133 Dik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.134 Dik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.135 Dik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.136 Dik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.137 Dik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.138 Dik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	88
Şekil 4.139 Dik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	89
Şekil 4.140 Dik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	89
Şekil 4.141 Dik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	89
Şekil 4.142 A Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	90
Şekil 4.143 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	90
Şekil 4.144 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	90
Şekil 4.145 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	91
Şekil 4.146 Oblik Kuvvet Uygulanan A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	94
Şekil 4.147 Oblik Kuvvet Uygulanan A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	94
Şekil 4.148 Oblik Kuvvet Uygulanan A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri.....	94
Şekil 4.149 Oblik Kuvvet Uygulanan B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	95
Şekil 4.150 Oblik Kuvvet Uygulanan B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	95
Şekil 4.151 Oblik Kuvvet Uygulanan B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	95
Şekil 4.152 Oblik Kuvvet Uygulanan C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	95
Şekil 4.153 Oblik Kuvvet Uygulanan C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	95
Şekil 4.154 Oblik Kuvvet Uygulanan C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri.....	95
Şekil 4.155 Oblik Kuvvet Uygulanan D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	96
Şekil 4.156 Oblik Kuvvet Uygulanan D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri	96
Şekil 4.157 Oblik Kuvvet Uygulanan D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri.....	96
Şekil 4.158 A Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	97
Şekil 4.159 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	97
Şekil 4.160 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	97
Şekil 4.161 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	98

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1 Çalışmada modellenen implant çapı, implant boyu, kron boyu ve kantilever uzunlukları.....	23
Çizelge 3.2 Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modulleri ve Poisson Oranları.....	24
Çizelge 3.3 Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları.....	31
Çizelge 4.1 Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:.....	36
Çizelge 4.2 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:.....	44
Çizelge 4.3 Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:.....	52
Çizelge 4.4 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:.....	56
Çizelge 4.5 İmplanta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri	61
Çizelge 4.6 İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	68
Çizelge 4.7 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	75
Çizelge 4.8 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	82
Çizelge 4.9 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	89
Çizelge 4.10 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:	96

ÖZET

Üst çene posterior bölgede oluşan erken diş kayıpları sonucu implant destekli sabit protezler veya hareketli bölümlü protezler tedavi seçenekleri arasında yer alırlar. Sabit protez kullanmak isteyen hastalarda bazı durumlarda kemik yapı ve anatomik oluşumlar implantların istenilen yere yerleştirilmesine izin vermeyebilir. Böyle durumlarda kemik augmentasyonu veya sinüs tabanını yükseltme işlemi gibi seçenekler düşünülebilir ancak hem maliyet hem zaman hem de hastanın birkaç kez cerrahi işlem geçirmesi implant destekli kantilever uzantılı sabit protez kullanımını akla getirmektedir. Bu protezler hastayı hem estetik hem de fonksiyon olarak memnun edecektir. Bu tür bir protez planlarken mevcut kemiğe en uygun çap ve boydaki implantı seçmek gerekmektedir. Kemik rezorbsiyonu nedeni ile kron/implant oranının artacağını da gözardı edilmemelidir.

Çalışmamızda sonlu eleman stres analiz yöntemi kullanılarak farklı çap (3,3-4,1mm) ve boydaki (10-12mm) ITI marka implant üzerine yapılan iki üniteli distal kantilever uzantılı sabit protez için 3 farklı kron/implant oranı (1/1, 1,5/1,2/1) modellenmiştir. Her bir kron/implant oranı için beş farklı kantilever uzantı (5,6,7,8 ve 9mm) kullanılmıştır. Modellerde her bir krona 300 N.luk kuvvet dik ve oblik olarak uygulanmış; implantta, kemikte ve metal alt yapıda oluşan stresler değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda 3,3 mm çapındaki implantın kantilever uzantılı sabit protezler için üst çene posterior bölgede kullanımının uygun olmadığı tespit edilmiştir. Oluşturulan her model için kron/implant ve distal kantilever uzantısının artmasının stresleri artırdığı sonucuna varılmıştır. 4,1 mm çapında implant kullanımında ise kantilever uzantısının maksimum 9 mm olması bile implantta oluşturduğu stresler açısından kabul edilebilir bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: İmplant, İmplant Destekli Sabit Protezler, Kron/İmplant Oranı, Kantilever Uzunluğu, Sonlu Eleman Analizi

ABSTRACT

Implant supported fixed partial dentures and removable dentures can be the treatment options when early tooth loss is occurred in the posterior region of the maxilla. In some cases, patients who wants to use fixed partial denture, bone structure and anatomical structure don't allow the insertion of implant at the preferred region. In such cases, sinus augmentation and bone grafting can be preferred but treatment cost and time wasting must be considered. Because of these reasons implant supported fixed partial denture with cantilever extension can be the ideal treatment choise. This kind of prosthesis will please the patients both estetically and functionally. While selecting the implant size optimal implant diameter and implant height must be selected according to the existing bone. It mustn't be forgotten that crown/implant ratio will increase in consequence of bone resorbsion.

In our study we modeled the implants with different diameter (3,3mm and 4,1 mm) and different height (10mm and 12mm) using finite element analysis methods. The crown/ implant ratios were 1/1, 1,5/1, 2/1. For each crown/ implant ratio; the distal cantilever lenghts were 5,6,7,8 and 9 mm. 300 N force was applied to the each crown and the stress values were evaluated at alveolar bone, implant and metal substructure.

As a conclusion when the implant diameter is 3,3 mm; implant mustn't be used for supporting fixed partial denture with distal cantilever in the posterior region of the maxilla. Increasing the crown implant ratio and cantilever length will increase the stress in each finite elelemt models. It was also found that if the implant diameter is 4,1 mm, it can be used with all cantilever legth at the posterior region of the maxilla.

Keywords: Implant, Implant Supported Fixed Partial Dentures, Cantilever Length, Crown/Implant Ratio, Finite Element Analysis

1 GENEL BİLGİLER:

1.1 DENTAL İMPLANTLAR

1.1.1 İmplantın Tanımı

İnsan vücudundaki eksik bölümü tamamlamak için kullanılan ve doku içerisine yerleştirilen yapay aygıtlara implant denir. Canlı olmayan dokuların ya da alloplastik materyallerin organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak amacıyla canlı dokuya transferi ve içine yerleştirilmesine ise implantasyon denir (Spiekermann 1995). İmplantasyona diş hekimliği açısından bakacak olursak çene kemiğinde diş eksikliğinin olduğu bölgelere biyouyumlu materyallerin doğal bir diş kökü vazifesi görmesi amacı ile yerleştirilmesi işlemidir (Cranin 1990).

1.1.2 Tarihi ve Gelişimi:

Tarihte dental implantlara ait ilk çalışmalar milattan önce 6000 yılları civarında Mayalara ait kazılardan elde edilmiştir. Hayvan ve oyma fildişi dişlerinin kullanıldığı eski Mısır kayıtları da implantolojinin en eski örneklerindendir (Edward ve ark.2003). Magglio isimli araştırmacı 1800'lerin başında yeni çekim yapılan soketlere altından yapılmış diş kökü biçimindeki implantları yerleştirmiştir. Başarısı uzun dönem takip edilen ilk implantlar arasında 1930'larda vitalliumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) hazırlanan implantlar bulunmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Bränemark 1952-1960 yılları arasında yaptığı çalışmalar ve gözlemler sonucu köpeklerde sert ve yumuşak dokularda herhangi bir reaksiyon oluşturmadan 10 yıllık implant entegrasyonları gerçekleştirilmiştir (Bränemark 1977). Ayrıca 'osseointegrasyon' kavramı da 1960'lı yıllarda Per İngvar Bränemark tarafından tanıtılmıştır (Bränemark 1985).

O yıllarda en çok blade, subperiostal veya transmandibular implantlar kullanılmaktayken günümüze kadar geçen süreçte ise avantaj sağlayacak başka implant dizaynları da kullanılmaya başlanmıştır. İmplantların şekillerinde bazı farklılıklar ile birlikte cerrahi ve protetik işlemlerde de bazı değişiklikler yapılmıştır (Carranza ve ark 2012).

1.1.3 Dental İmplant Tiplerinin Sınıflandırılması :

Dental implantların sınıflamasında esas alınan faktörler; implant yapımında kullanılan materyal, implantın şekli, implantın yerleştirildiği doku ve implantın doku ile ilişkisidir (Hobo ve ark 1990). Şimdiye kadar implant materyali olarak titanyum, alüminyum oksit, zirkonyum kullanılmıştır. Günümüzde en yaygın olarak kabul edilen sınıflama ise aşağıdaki gibidir.

1- Kemik içi implantlar (Endosteal implantlar)

A. Kök formunda implantlar

a. Yivli kök formunda implantlar

b. Düz yüzeyli kök formunda implantlar

B. Blade tipi implantlar

C. Ramus implantları

2- Kemik üzeri implantlar (subperiostal implantlar),

3- Endodontik implantlar,

4- İntramukozal implantlar ve

5- Transosteal implantlar (Cenan 2005, Misch 2005, Balık 2007).

1.1.4 Kemik ve Osseointegrasyon:

Kemik hücre ve hücreler arası maddeden oluşur. Hücreler arası maddeyi ise organik ve inorganik kısım meydana getirir. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten (kalsiyum ve diğer mineraller) oluşur. Kemiğe elastik ve vizkoelastik özelliğini veren tip 1 kollajen ise dentinin organik matrisinin %86'sını oluşturur (Craig ve Powers 2002). Kemikte osteoblast, osteoklast ve osteosit isimli üç tip hücrenin aktivitesi söz konusudur (Natali 2003). Osteoblastlar organik matriksi üretir, mineralizasyon esnasında osteoblastların bir kısmı osteosit adını alır, bir kısmı da periostiumu oluşturur. Osteoklastlar ise kemik yıkımından sorumludur. Kemiğin yenilenmesi osteoblastların ve osteoklastların ömür boyu devam eden yapım ve yıkım işlemleri ile olur (Cenan 2005, Balık 2007, Çınar 2007).

Kemik morfolojisine, histolojisine ve kalitesine göre sınıflandırılabilir. Morfolojik sınıflamada kemiğin yoğunluğuna bakılır. Kemiğin dış yüzünü oluşturan ve içerisinde çok az boşluk bulunan kemiğe kortikal (kompakt) kemik denirken; içerisinde daha fazla boşluk bulunan kemiğe spongioz (trabeküler) kemik denir (Assif ve ark. 1996, Sadowsky 1997). Histolojik sınıflamada ise osteosit miktarına ve büyüklüğüne bakılarak olgun yada olgunlaşmamış kemik olarak ikiye ayrılır (Assif ve ark. 1996). Kemiğin kalitesi ile ilgili sınıflamada kemiğin iç yapısı, sertliği anlaşılmalıdır. İşte bu sınıflamada kemik yoğunluğuna göre en yoğun (D1) en az yoğun (D4) doğru 4 gruba ayrılır. D5 kemik ise mineralizasyonu tamamlanmamış kemiktir (Misch 1999, Misch 2005). Lekholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflandırmanın ilk grubunda kemik miktarı ikincisinde ise kemik kalitesi göz önüne alınır (Lekholm ve Zarb 1985).

Osseointegrasyon kemik ile implant arasındaki bağlantıyı anlatabilmek için Bränemark tarafından tanımlanmıştır. Bu tanıma göre canlı kemik dokusu ile yük altındaki implant yüzeyi arasında direkt, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı vardır (Bränemark 1983, Balık 2007). İmplantın yerleştirildiği cerrahi fazda implant etrafında biriken kanın pıhtılaşmasını takiben içerisindeki hücreler kemik doku oluşum mekanizmasında rol oynarlar (Cenan 2005).

Saf titanyum, yüzeyindeki titanium oksidin kemikle olan kimyasal bağlantısı

nedeniyle osseointegrasyonun sağlanması açısından implant materyali olarak uygun bulunmuştur (Alberkson ve Zarb 1989, Eskitascioglu ve ark 2004).

Osseointegrasyonun oluşumunda kemik ve implantla ilgili bazı faktörler göz önüne alınmalıdır. Bu faktörler kemiğin kalite ve kantitesi, cerrahi teknik, yükleme protokolü, implantın dizaynı, yüzey özellikleri ve doku uyumluluğu, çapı, implant yüzeyine lazer uygulanması ve sistemik faktörlerdir (Neukam ve Flemmig 2006, Harshakumar ve ark. 2014).

1.1.5 İmplant Üstü Protezlerin Sınıflaması:

İmplant üstü protezlerle ilgili günümüze kadar birçok sınıflama yapılmıştır. Bu sınıflamalarda dişsizlik durumunun parsiyel veya total dişsizlik olması, protezin sadece implant tarafından desteklenmesi veya hem implant hem de doğal diş tarafından desteklenmesi, yapılan protezin vidalı veya simante olması gibi faktörler göz önüne alınmıştır (Hobo ve ark 1990). Günümüzde en sık kullanılan ve kabul gören sınıflama ise Misch'e aittir.

Misch'in sınıflamasında implant üstü protezlerin sabit olması (SP) ve hareketli olması (HP) esas alınmıştır. İmplant üstü protezleri beş gruba ayırdığı bu sınıflamada ilk üç grup sabit protezleri diğer 2 grup ise hareketli protezleri ifade eder.

SP-1: Sadece kronun yerine konulduğu implant üstü sabit protezdir.

SP-2: Kron ile birlikte bir miktar kökün de yerine konulduğu implant üstü sabit protezdir.

SP-3: Kron ile dişetinin birlikte yerine konulduğu implant üstü sabit protezdir. Bu tür protezlerde estetiği sağlamak amacıyla pembe porselen veya akrilik kullanılabilir.

HP-4: İmplant üstü protezin desteğinin tamamen implantlardan sağlandığı implant üstü hareketli protezlerdir.

HP-5: İmplant üstü protezin desteğinin yumuşak doku ile birlikte implantlardan sağlandığı implant üstü hareketli protezlerdir (Misch 2005).

SP-1 grubu protezler yumuşak ve sert doku kaybının en az olduğu durumlarda kullanılır. Doğal bir görünüm yakalayabilmek için kemik veya yumuşak doku augmentasyonlarına ihtiyaç duyulabilmektedir. Estetiğin ön planda olduğu üst çene ön bölge SP-1 protezin en ihtiyaç duyulduğu bölgedir.

SP-2 grubu protezlerde kemik dokuda kayıp mevcuttur ve daha uzun kronlar söz konusudur. Gülme hattı içerisinde yer aldıklarında kronun 1/3 servikali estetik yönden olumsuz sonuç verebilir.

SP-3 grubu protezlerde ise kemik kaybı çok daha belirgindir. Kron boyu oldukça uzun olacaktır. Yapılacak metal destekli porselen sistemlerde meydana gelebilecek komplikasyonları önleyebilmek için, kron boyu 15 mm.yi geçtiği zaman hibrit protez kullanımı önerilmektedir (Misch 2005).

HP-4 grubunda yapılan protezlerde destek olarak sadece implantlar kullanılır. Alt çene için gerekli implant sayısı 5-6 adet iken ; üst çene için 6-8 adettir.

HP-5 grubu protezlerde ise implant sayısı daha azdır böylece maliyet azaltılmış olur. Destek olarak implantların yanısıra yumuşak dokular da kullanılır (Misch 2005).

Yapılacak her türlü protez için destek dokulara zarar vermemek ve protezlerin yapımında başarıyı sağlamak için doğru tedavi planlamasının yanısıra biyomekanik prensipler de göz ardı edilmemelidir (Tada ve ark 2003).

1.1.6 Dental İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler

Dental implantlarda uzun süreli başarı sağlamak için biyomekanik faktörler göz önüne alınmalıdır (Tada ve ark 2003). Biyomekanik kavramları implant destekli protezler için düşündüğümüzde; mekanik yapı olarak implant, abutment, abutment vidası ve protetik üst yapı, biyolojik yapı olarak ise implantın yerleştirildiği kemik ile yumuşak dokular anlaşılmalıdır ve bu biyolojik yapılar değişen şartlara olumlu ya da olumsuz yanıt verirler (Şahin ve ark 2002).

Biyomekanik kavramı doğal dişte ve implantta farklılık gösterir (Watzek 1996). Doğal dişlerde doğal diş ile alveol kemiği arasında bulunan periodontal ligament sayesinde stresler absorbe edilir ve dağıtılırken, implantta implant ile alveol kemiği arasında periodontal ligament bulunmadığı için gelen kuvvetler kemiğe direkt iletilirler (Chapman 1989, Eskitaşcıoğlu ve ark 2004). Bu kuvvet iletiminin en çok yoğunlaştığı bölge ise kret tepesidir ve yüksek şiddette gerilme kuvvetleri ortaya çıkar (Weinberg 2003). Alveol kemiği ile implant arasındaki ilişkiyi koruyabilmek için ise ortaya çıkan bu gerilme kuvvetlerini ideal bir şekilde alveol kemiğe iletmek ve implant etrafındaki kemiğin bütünlüğünü korumak hedeflenmelidir. Bu yapının bütünlüğü ancak gerilme kuvvetlerinin kemik dokusuna optimum dağılımı ile sağlanır (Lewinstein ve ark. 1995, McCabe 1999).

Gerilme kuvvetlerinin kemiğe uygun şekilde dağılımı sağlanamadığında dişhekimleri birtakım komplikasyonlarla karşılaşır. Bunların başında protez kırığı gelir. Daha sonra erken ve geç dönemde kemik kayıpları görülebilir. Vida gevşemesi veya kırılması, implantın veya abutmentin kırılması son olarak da implant kaybı görülen diğer komplikasyonlardır (Misch 2005, Hecker ve ark. 2006, Evrim 2010).

Biyomekanik faktörleri etkileyen unsurlar arasında ;

- İmplantın tasarımı, uzunluğu, çapı, yüzey yapısı,
- İmplantın sayısı ve arktaki yerleşimi
- Kuvvetin yönü, şiddeti
- Protezin tipi, materyali
- Parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı
- Kemik yoğunluğu
- Kemik-implant arayüz özelliği
- Hastanın yaşı ve cinsiyeti
- Kantilever varlığı
- Kron/kök oranı (Kron/implant oranı) (Şahin ve ark. 2002., Misch 2005) yer almaktadır.

Bu biyomekanik faktörler göz önüne alınarak protez hekiminin yapacağı protezle ilgili düzenlemelerde kantilever uygulaması ve kron-implant oranı iyi analiz

edilmelidir.

1.1.6.1 Kantilever Uzantılı Protezler:

Sabit protez çeşitlerinden biri olan kantilever uzantılı protezlerin bir tarafında bir veya birden çok destek varken diğer ucunda destek bulunmamaktadır ve gövde bir balkon yada kanat gibi uzanır (Shillinburg ve ark. 1997).

Doğal dişlerle desteklenen kantilever uzantılı protezlerde, seçilen destek dişin ideal kron/kök oranına sahip olması, uygun kök şekline sahip olması ve sağlıklı bir periodonsiyuma sahip olması aranan kriterlerdir. Kantilever uzantılı protezlerde gövde 1. sınıf kaldıraç gibi davrandığı için sentrik ve lateral hareketlerde gövdede herhangi bir okluzal temas olmamalıdır (Shillinburg ve ark. 1997).

Tam dişsizlik durumlarında uygulanan implant tedavilerinde de birbirine splintlenen implantlara kantilever uzantı konulabilir. Tam dişsizlik durumunda en anteriordaki implantın merkeziyle, en posteriordaki implantın distal kenarı arasındaki mesafeye anteroposterior mesafe (A-P mesafesi) denir ve kantilever miktarı bu mesafenin 2,5 katını aşmamalıdır. Ancak kantilever miktarı yalnızca A-P mesafesi ile belirlenemez. Dikkat edilecek diğer stres faktörleri arasında; parafonksiyon, ark formu, karşıt ark, çiğneme dinamikleri, kron yüksekliği, implant sayısı, implantın çapı ve dizaynı ve kemik yoğunluğu yer almaktadır (Misch 2005).

Tam dişsiz atrofik üst çenede kabul edilebilir bir çiğneme yapılabilmesi için molar bölgede uzun distal kantilever kullanımı gerekli olabilmektedir ancak 15 mm.den daha uzun kantilever kullanımının implant kayıplarını artırdığı belirtilmiştir (Shackleton ve ark. 1994 ve Peñarrocha-Oltra ve ark. 2013). Bu problemin çözümü için kemik grefti ve sinüs tabanını yükseltme işlemleri uygulanabilir veya greft işlemi uygulanmadan zigomatik kemiğe, tüber bölgesine de implant yerleştirilebilir. Bir diğer seçenek ise kısa veya açılı implant kullanımıdır (Del Fabbro ve ark. 2004., Peñarrocha ve ark. 2007., Peñarrocha ve ark. 2009).

Posterior bölgede tek taraflı dişsizlik durumlarında, yeterli kemik bulunmayan ve kemik grefti konulamayan durumlarda ise hareketli bölümlü protez uygulaması yerine implant destekli veya diş destekli kantilever uzantılı protezler tercih edilebilmektedir (Himmel ve ark 1992). Bu tür vakalarda kaldıraç etkisini azaltmak

için gövde büyüklüğü yaklaşık bir küçük azı büyüklüğünü geçmemelidir (Shillinburg ve ark. 1997).

Kantilever uzantı üzerindeki kuvvet 1. sınıf kaldıraca benzediği için bazı komplikasyonlar yaşanabilir. Örneğin yapıştırma simanları baskı kuvvetlerine karşı oldukça zayıftır ve desimantasyon sık görülür. Kantilever uzantısının meziodistal boyutunun kısaltılması çözüm olarak düşünülmüştür (Takayama 1989, Misch 2005).

Yapılan çalışmalar daha etkin bir tedavi seçeneği sunabilmek için yalnızca kantilever uzantısı olan implant destekli sabit veya total protez uygulamasına değil, kısa ve açılı implant uygulamalarına da odaklanmıştır (Aglietta ve ark. 2012, Annibali ve ark. 2012).

1.1.6.2 Kron/implant oranı:

Alveol kret tepesinden dişin okluzal yüzeyine kadar olan mesafenin, kökün kemiğin içinde kalan kısmına olan oranı kron-kök oranıdır. Doğal dişlerde yapılacak olan sabit protezlerde kron-kök oranı için en ideal oran 2/3 tür. Kabul edilebilecek minimum oran ise 1/1 dir. Bu oranlardan daha büyük bir kron-kök oranı ancak karşıt arkta yapay dişlerin bulunduğu durumlarda kabul edilebilir (Shillinburg ve ark. 1997).

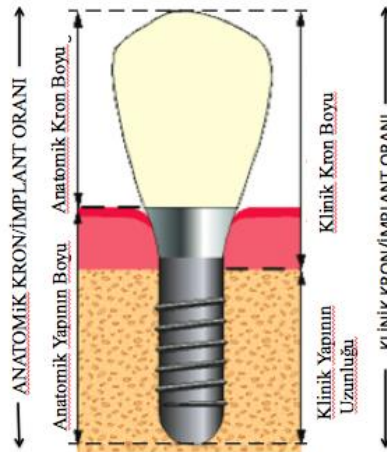
İmplant destekli protezlerde ise klinik kron boyu, okluzal düzlem ile alveol kemiğin tepe noktası arasındaki mesafedir ve minimum 8 mm. olabilir (Misch 2005).

Diş çekiminin ardından alveolar kemiğin dikey yöndeki kaybı sonucu implant üstü restorasyonların kron kısımları mevcut dentisyondaki doğal dişlerin kronlarına kıyasla daha uzun olur (Araujo ve Lindhe 2005). Kron boyunun artması ile artan kaldırıcı etkisi sonucu implant-kemik arayüzeyinde oluşacak zararlı yan kuvvetler artar (Shillinburg ve ark. 1997). Kron boyu 1 mm. arttığında kuvvetler %20 oranında artmaktadır. Alveolar kemikteki rezorbsiyon arttıkça olumsuz yönde etkilenen kron-kök oranını telafi edebilmek için daha çok sayıda implant yerleştirilmesi veya implantın boyutunun ve dizaynının değiştirilmesi tavsiye edilmektedir (Misch 2005).

Kron boyunun 15 mm. nin üzerinde olduğu durumlarda ise porselen için ideal

kalınlık olan 2 mm.yi koruyabilmek için daha fazla metal kullanımı gerekmektedir. Bunun sonucunda hem metal alt yapıda pöröziteler hem de porselen yapıda kırık görölme riski artar (Misch 2005).

Bazı yayınlarda kron-implant oranı iki farklı şekilde tanımlanmıştır. İlkinde anatomik kron boyunun implanta olan oranı esas alınırken (anatomik kron-implant oranı); ikincisinde klinik kron boyunun implanta olan oranı (klinik kron-implant oranı) esas alınır. Anatomik kron-implant oranında fulkrum implant boynu ile kron-abutment kompleksi arasındadır. Klinik kron-implant oranında fulkrum ise implant-kemik kontağının en koronal noktası kabul edilir. İmplant üstü protezlerdeki komplikasyonlarının değeriendirilmesinde klinik kron-implant oranının kullanılması biyomekanik açıdan daha gerçektir çünkü implanta bağlanan komponentlerin sertliğı kortikal kemiğinkinden daha büyüktür (Kitamura ve ark. 2004, Blanes 2009).



Şekil 1.1 Kron-İmplant Oranları (K/I): Anatomik Oran(AO) ve Klinik Oran(KO) (Blanes 2009)

Blanes'in 2009 yılında yayınladığı derlemede, kron-implant oranının implant çevresindeki kemik kaybını etkilemediğı, kron-implant oranı ile implant başarısı veya implant destekli protezlerde oluşan komplikasyonlar arasında bir ilişki bulunmadığı belirtilmiştir (Blanes 2009).

1.2 ÜST ÇENE POSTERİOR BÖLGE İLE İLGİLİ DEĞERLENDİRMELER:

Ağız içerisinde en zayıf kemik üst çene posterior bölgededir (Jaffin ve Berman 1991). Üst çene diş çekiminden sonra yaklaşık %60-%70 oranında yükseklik ve genişlik yönünde değişikliğe uğrar. Hem alt hem de üst çenede bukkal kortikal kemikte rezorbsiyon görülür (Misch 2005). Ancak diş çekimi kemik kayıplarındaki tek etken değildir; hormonlar, vitaminler ve mekanik etkiler de kemiğin hacminde değişikliğe sebep olurlar (Roberts ve ark. 1987, Lavelle 1993).

Üst çenenin tamamı ele alındığında en sık görülen kemik yoğunluğu D3 kemiktir. Üst çenenin anteriorunda D3 kemik yoğunluğu, posteriora göre daha fazla görülür. Posteriorunda ise hem D3 hem D4 kemik görülür. D1 kemiğe ise üst çenede neredeyse hiç rastlanılmaz. İmplant ile kemik arasındaki temas yüzeyi kemik yoğunluğundan etkilenir, temas yüzeyinin azalması ile kemiğe iletilen kuvvetler artar. Daha yoğun kemiklerde kayıp sadece krestal bölgede olurken, yoğunluğu az olan kemikte implant gövdesi boyunca kemik kaybı görülebilir (Misch 2005). Kemiğin yüklere karşı dayanıklılığı kemik yoğunluğu ile yakından ilişkilidir. Yoğunluğu ve sertliği fazla olan kemikte, yüklemeler esnasında kemiğe iletilen kuvvetler daha az yıkıcıdır (Mellal ve ark. 2004).

Üst çene posterior bölgede, diğer bölgelere kıyasla çok daha hızlı kemik kaybı görülür. Posterior bölgede yapılan çekim sonucu maksiller sinüs kret tepesine doğru uzama eğilimindedir ve bu bölgeye yapılacak olan cerrahi işlemler öncesi kemik grefti uygulanması gerekli olabilir. Diğer taraftan maksiller sinüsün konkav morfolojisi sayesinde kemik yükseklikleri 1. küçük azı bölgesinde en çok, 2. küçük azı bölgesinde daha az, büyükazı bölgesinde ise daha da az görülebilir (Misch 2005). Hem üst çenede, hem de alt çenede posterior bölgede anatomik yapılar daha yoğun bulunurlar ve yapılacak işlemler için sınırlayıcı niteliktedirler (Pietrokovski ve ark. 1976).

1.2.1 Üst Çene Posterior Bölgede İmplant Tedavi Planlaması:

Üst çene posterior bölgede meydana gelen diş kayıpları sonucu ortaya çıkan kemiğin genişliğindeki azalma, kemiğin başlangıç genişliğinin fazla olması nedeniyle kök şeklindeki implantların yerleştirilebilmesine olanak sağlar (Misch 2005). Meydana gelen rezorbsiyonlar sonucu üst çene orta hatta doğru yaklaşır ve yapılacak olan protezlerin pozisyonunu alt çene ile uyumu sağlayabilmek için bir miktar fasiale doğru eğimlendirilir.

Üst çene posterior bölgedeki diş eksikliklerini gidermek için implant tedavisi düşünüldüğünde kemik kalitesinin dışında dikkat edilmesi gereken diğer bir konu ise maksiller sinüstür. Posterior dişlerin kaybı ile maksiller sinüs genişler ve posterior bölgedeki kemik yüksekliği önemli derecede azalır (Misch 2005). Alveolar kemikteki problemlerin yanısıra maksiller sinüsün birçok farklı boyutta ve şekilde olması herhangi bir cerrahi modifikasyon yapılmaksızın implant yapılmasını imkansız kılar (Winter ve ark. 2002). Ayrıca okluzal kuvvetlerin üst çene posteriorunda yüksek olduğu göz ardı edilmemelidir. Sonuç olarak kemik yoğunluğunun az olması ve yüksek okluzal kuvvetler, bu bölgede daha geniş çaplı implantların kullanımını gerektirir. Örneğin büyük azı bölgesi için en ideal çap ise 5mm.dir (Misch 2005).

Widmark ve ark.larının (2001) yaptığı 5 yıllık çalışma sonuçlarına göre üst çeneye direkt yerleştirilen implantların başarısı (%87), greft uygulamasından sonra yerleştirilen implant başarısından (%74) daha fazla bulunmuştur. Greft uygulaması yapılmadan kısa implant kullanılmak istendiğinde ise en az 7-8 mm.lik kemik yüksekliği gerektiği unutulmamalıdır (Balshi ve ark.1999).

Üst çenede bulunan D3 ve D4 yoğunluğundaki kemikte okluzal kuvvetlerin etkisini azaltmak için implant yüzey alanı artırılmalıdır. Ancak yüzey alanını artırırken daha uzun implantların kullanımı üst çene posterior bölgede mevcut olan anatomik yapılar nedeni ile ilave cerrahiler gerektirecektir. İmplantın çapındaki 0,25 mm.lik bir artış toplam yüzeyde %5-10 luk bir artış sağlayacağından üst çene posterior bölgede daha geniş çaplı implant kullanmak daha uzun implant kullanmaya tercih edilir (Misch 2005).

Greft uygulaması ve kısa implant kullanımı tercih edilmediğinde ise implant yerleşimi için küçük azılar bölgesi uygundur. Üst 1. küçük azı dişi genellikle gülme

hattı içerisinde yer alırlar ve hem alt hem de üst çenede implant yerleştirmek için en uygun bölgedir. Üst çene 1. ve 2. küçük azı dişlerinin ortalama meziodistal genişliği 7,1 ve 6,6 mm. iken bu genişlik mine sement sınırının altında 4,2 ve 4,1 mm olmaktadır. Bu bölgeye yerleştirilecek implant boyutlarının ise orjinal diş boyutlarına yakın olması gerekmektedir, yani en ideal çap 4 mm. dir (Misch 2005).

Üst 1. küçük azının yeri genellikle maksiller sinüs duvarı üzerinde veya önündedir. Sinüs tabanını yükseltme işlemi ve kemik augmentasyonunun yapılamadığı durumlarda 1. küçük azı bölgesi, implant yerleşimi için uygundur ve 2. küçük azı bölgesine distal uzantı yapılarak kısa dental ark prensibine uygun protezler yapılabilir. İmplant yerleşimini 1. küçük azı bölgesine yaparken kanin dişin kökünün distale eğimli olabileceğini göz önünde bulundurmak ve cerrahi işlemler esnasında kanin dişinin köküne zarar vermektan kaçınmak gerekir (Misch 2005).

Üst çene posterior bölgede implant yapılmadan önce kron boyu ölçülmeli 8 mm den az ise gingivektomi gibi işlemlerle kron boyu için ideal mesafe sağlanmalıdır. Eğer posterior bölgede rezorbsiyon çok ise ve kron boyu çok fazla olacak ise implant sayısı ve implant çapı artırılmalıdır (Misch 2005).

1.2.2 Üst Çene Posterior Bölgeyi Etkileyen Biyomekanik Faktörler:

1.2.2.1 Kantilever Uzantılı Protezlerin Üst Çene Posterior Bölgede Kullanımı:

Üst çene posterior bölgede implant destekli protez planlandığında; maksiller sinüs tabanını yükseltme işlemi, kemik grefti, kemik rejenarasyonu gibi uygulamalarla implant yerleşimi için daha ideal kemiğin elde edilmesi hedeflenmiştir. Bu teknikler uygulandıktan sonra yapılacak implant, protetik açıdan çok daha uygun yerleşimli olacaktır (Klinge ve Flemmig 2009). Ancak bu ileri cerrahi teknikler tedavi sürecini uzatırken aynı zamanda komplikasyon riskini ve tedavi maliyetini artıracığından yaygın kullanım alanı bulamamaktadır (Esposito ve ark. 2009).

Üst çene posterior bölgeye kantilever uzantı yapılmadan önce bölgedeki kemiğin yoğunluğu, kullanılacak implantın sayısı, çapı, uzunluğu gibi faktörler göz önüne alınmalıdır. Hastada parafonksiyonel bir alışkanlık var ise kantilever uzantıdan kaçınılmalıdır (Misch 2005).

Sinüs boşluğunun büyük olduğu durumlarda posterior bölgeye implant yapılması mümkün olmadığında sinüs duvarının anterioruna, 1. küçük azı diş hizasına yerleştirilen implanta distal kantilever uygulandığında kısaltılmış dental ark uygulaması yapılabilir (Misch 2005).

1.2.3 Kısaltılmış Dental Arkların Oklüzal Stabilitesi

Kayser'in klinik çalışmalarına göre çift taraflı 2. küçük azılara kadar olan dişlerin varlığı ile oral fonksiyonlar korunabilir ve bu durum temporomandibular eklem disfonksiyonuna yol açmaz (Kayser 1981). Yapılan çalışmalarda hastaların simetrik 4 adet oklüzal üniteden birini bile kaybettiğinde çiğneme fonksiyonlarında zorluk yaşadıklarını belirlenmiştir. Kayser'e göre küçük azı dişleri 1 adet çiğneyici üniteye karşılık gelirken; büyük azı dişleri 2 adet çiğneyici üniteye karşılık gelmektedir (Kayser 1989).

Kısaltılmış dental arklarda başarının devamı için destek dişlerin etrafında sağlıklı bir kemik yapının olması ve hastalarda parafonksiyonel alışkanlıklar bulunmaması gerekmektedir (Witter ve ark. 1991). Bu tür vakalarda stabil oklüzal desteği yeniden yapılandırmak için hareketli bölümlü protez, kantilever uzantılı sabit parsiyel protez veya implant destekli protezler gibi protetik seçenekler tercih edilebilir (Maeda ve ark. 2005). Kısaltılmış dental arka sahip hastaların tedavisi hareketli bölümlü protez ile tedavisi yapılırsa bu hem destek dişlere ve çevre dokulara yüksek düzeyde stres iletimine, ekstra maliyete ve birçok kere hekimin hareketli bölümlü protezin tamir aşaması ile uğraşmasına neden olabilecektir (Sass ve ark. 2014). 2. küçük azıların bulunmadığı vakalarda, kısaltılmış dental ark prensibine uymak için kantilever uzantılı sabit parsiyel protez yapımı gerekebilmektedir (Sass ve ark. 2014). Kısaltılmış dental arkın uygulanabileceği hasta grubu genellikle 40 yaşın üzerinde, parafonksiyonel alışkanlıkları ve TME rahatsızlıkları olmayan hastalardır (Allen ve ark. 1998).

Kısaltılmış dental arkın çiğneme etkinliği üzerindeki etkisi günümüzde genelde yumuşak gıdaların tüketilmesiyle de kabul edilebilir bulunmuştur (de Sa e Frias ve ark. 2004).

1.3 BİYOMEKANİK:

1.3.1 Biyomekanik Kavramlar:

1.3.1.1 Kuvvet:

Kuvvet doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahip olan ve cisimlerin şekillerini, hareket durumlarını değiştiren bir etkidir (Kuhlberg 2005). Birimi ise IS sistemine göre Newton (N) olarak ifade edilir. Üç farklı tipte kuvvet vardır. Bunlar makaslama, gerilme ve sıkışma tipi kuvvetlerdir. Bu kuvvetler arasında kemiğin en dayanıklı olduğu kuvvet sıkışma daha sonra gerilme en az dayanıklı olduğu kuvvet ise makaslama tipi kuvvetlerdir (Misch 2005).

1.3.1.2 Stres (Gerilim-Gerilme):

Bir maddeye kuvvet uygulandığında uygulanan kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkiye stres denir (Franklin 1998).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

Dişhekimliğinde incelenen yüzeyler mm olarak tanımlandığından stres birimi megapaskal (MPa veya N/mm²) olarak kullanılır. Cisimlere her yönden ve açıdan etki eden kuvvetler sonucu karmaşık stresler oluşur. Bu stresler gerilme, makaslama ve sıkışma şeklindedir (Franklin 1998). Sıkışma şeklindeki streslerde aynı doğrultu ve yönde iki kuvvet cismi etkilerken, çekme streslerinde aynı doğrultuda ters yönde, makaslama streslerinde ise paralel ve karşılıklı iki kuvvet cismi etkiler (Franklin 1998).

Çekme ve makaslama tipi stresler implant ile kemik arayüzeyinde uzaklaşmaya neden olacağından yıkıcı streslerdir (Franklin 1998).

1.3.1.3 Gerinim (Strain):

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda birim boyutta bir boyutsal değişim olmaktadır. Bu boyutsal değişime gerinim (şekil değiştirme) denir ve şekil değiştirme miktarının orijinal boyuta olan oranı ile hesaplanır (Bölükbaşı 2008).

$$\text{Gerinim} = \text{Boyuttaki değişim} / \text{Orijinal boyut}$$

2 tip gerinim vardır. Elastik gerinimde geri dönüşüm mevcutken plastik gerinimde geri dönüşüm mümkün değildir (Franklin 1998).

1.3.1.4 Poisson Oranı:

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisimlerin elastik sınırları içerisinde endeki birim uzamanın boydaki birim uzamaya oranıdır (Franklin 1998).

$$V \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$

1.3.1.5 Elastiklik modülü (Young modülü):

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisimde elastik sınırlar içerisinde gerilme ile şekil değiştirme arasındaki orandır ve her materyal için farklılık gösterir. Birimi kg/mm^2 dir.

$$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim} = \sigma / \epsilon$$

Bir materyalin elastiklik modülü yüksek ise düşük elastiklik modülüne sahip olana göre eşit yük altında daha az deformasyon gösterir (Franklin 1998).

1.3.1.6 Mohr dairesi:

Bir cisme kuvvet uygulandığında gerilim durumunun mevcut cisimde kesit değişikçe değişmesi bir grafik ile gösterilir ve Mohr dairesi olarak adlandırılır (Balatlıoğlu 2000). Bu dairede şekil değiştirme ve gerilme grafiklerle anlatılır (Bölükbaşı 2008).

1.3.1.7 Hooke kanunu ve lineer elastik cisimler:

Bir cisme kuvvet uygulandığında şekil değiştirme meydana geliyor kuvvet kalktığında ise şekil değiştirme ortadan kalkıyor ise elastik gerinim, şekil değiştirme düzelmiyorsa plastik gerinim denir. Kuvvet ortadan kalktığında şekil değişimi bir miktar kalıyorsa elasto-plastik gerinim denir. Elastik sınırlar içerisindeki yükler için gerilme-gerinim ilişkisi doğrusal kabul edilir ve Hooke Kanunu olarak adlandırılır (Franklin 1998).

1.3.1.8 Elastik Sınır:

Cisme uygulanan yük ortadan kalktığında, tekrar kendi boyutuna dönebildiği maksimum yük-esneme miktarına elastik sınır denir (Kuhlberg ve Nanda 2005).

1.3.1.9 İzotropi ve Anizotropi :

Üç asal ekseninde (x,y,z eksenlerinde) elastik özellikleri aynı olan malzemelere izotropik, farklı olanlara ise anizotropik denir (Detolla ve ark 2000).

1.3.1.10 Homojen cisim:

Bir cismin içerisindeki elastiklik özelliğinin her noktada değişmeyip aynı olması durumunda bu cisimler homojen cisimlerdir (Hancı ve ark 2000).

1.3.1.11 Lineer Elastik Cisim:

Gerilim ile birim uzama arasındaki ilişkinin doğru orantılı olduğunun kabul edilmesi ve aradaki ilişkinin ifadesidir (Franklin 1998).

1.3.1.12 Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres):

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan stres dayanıklılığını belirlemede kullanılır, stresin şiddetinin ifade edilmesidir. Gerilmeler renk skalası ile gösterilebilir (Franklin 1998).

Yapılan analiz sonuçlarındaki verilerde elde edilen değerler pozitif ise gerilme tipi stresleri, negative ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bu streslerden mutlak değer olarak büyük olanın stres tipi daha etkilidir, o esas alınır (Franklin 1998).

1.3.2 Gerilme Analizinde Kullanılan Yöntemler:

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin, cisim üzerinde ne tür gerilme ve gerinim özellikleri gösterdiğini anlayabilmek için pek çok yöntem kullanılmıştır ve bu yöntemlere ‘gerilme analizi’ denir (Eser ve ark 2009). Amaç materyallerin mekanik

dayanıklılıklarını arttırmaktır. Bu sayede yapılacak olan tedavi planlaması daha optimal olacaktır (Hancı ve ark 2000, Göre 2010).

Dış hekimliğinde kullanılmakta olan gerilme analiz yöntemleri :

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer ile kuvvet analiz yöntemi
3. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri (Lazer ışınları) ile kuvvet analiz yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi (Ulusoy ve Aydın 2003)

1.3.2.1 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi:

Fotoelastik yöntemde incelenecek yapının, fotoelastik özelliği olan bir materyalden modeli elde edilir, ardından polarize ışık altında polariskop veya polarize filtre denilen aletler ile belirli yükler altında kuvvet çizgileri incelenir ve fotoğraflanır (Hancı ve ark 2000, Karayazgan 2005). Yöntemde karışık yapıların iç ve dış kısımlarında oluşan mekanik baskı ve gerilmeler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülür (Caputo ve Wylie 2006).

Bu yöntemde iki fiziksel teknik söz konusudur; ilkinde ışığın çift kırıcılık gösterdiği ortamların kullanılması, ikincisi ise ışığın polarizasyonudur (Ulusoy ve Aydın 2003). Bu yöntem ile tüm kesit hakkında bilgi edinilirken, elde edilen sayısal bilgiler kısıtlıdır (Hancı ve ark 2000). Yöntem ucuz ve kullanımı kolay olmasına rağmen in vivo çalışmalarda kullanılmazlar (Karl ve ark 2009).

1.3.2.2 Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analiz Yöntemi:

Gerilim ölçer yönteminde elektriksel direnç parçası ile parçanın bağlandığı yapıdaki gerinin dağılımları kaydedilmektedir (Eser ve ark 2009). Malzemedeki birim şekil değiştirme gerinin ölçerin bağlandığı noktadan ölçülür (Hancı ve ark

2000). Yöntem kuvvet, ağırlık, moment(tork), basınç gibi büyüklüklerin ölçümünde kullanılabilir (Sakaguchi ve ark. 1997).

Yöntem in vivo uygulamalarda kullanılabilir ve nicel değerlendirme yapılabilir ancak küçük objelerle kullanımı cihazın boyutundan dolayı zordur (Karl ve ark 2009).

1.3.2.3 Kırılğan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik tekniğinde incelenecek materyalin yüzeyine homojen şekilde ince bir tabaka vernik püskürtülüp fırınlanır. Daha sonra modele uygulanan kuvvet sonucu oluşan çatlakların yoğunlaştığı bölgeler yorumlanır (Balık 2007). Kuvvetin doğrultusu ve dağılımı da gözle görülür hale gelir (Özçelik 2010).

1.3.2.4 Holografik İnterferometri (Lazer ışınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Holografik interferometri yönteminde ilki referans ışını, diğeri ise inceleme ışını olan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan girişim saçaklarının kaydedilerek cismin üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Daha sonra tekrar bir ışın gönderilir ve iki ışın arasındaki farklılığa bakılır (Çınar 2007, Özçelik 2010). Bu yöntemde ışığın girişim ve kırınım olaylarından yararlanır. Gerilim veya yüzey değişimlerinin tespit edilmesi ile holografik enterfotometri doğmuştur (Korkmaz 2008).

1.3.2.5 Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:

Termografik yöntemde homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişimler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır yani temel prensip materyalin kuvvet altında moleküler seviyedeki ısı değişikliklerini ölçmektir (Ulusoy ve Aydın 2003).

1.3.2.6 Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi:

Radyoteleometri yönteminde veriler herhangi bir materyale bağlı olmadan; bir donanım ve yazılım ile transfer edilir. Bu verileri elde etmek için bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerilim ölçerle, gerilim ölçer

yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici gerekmektedir. Kablo kullanılmaması yöntemin avantajları arasındadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

1.3.2.7 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SEA):

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA) yapıların stres, gerinim ve deformasyonunu değerlendiren ve yeniden yapılandıran bir tekniktir. Bu yöntem, kompleks geometriye sahip bir yapının, ana yapı ile aynı özelliğe sahip daha basit geometrideki alt elemanların biraraya gelmesiyle oluşan matematiksel bir analizdir. Tüm sonlu elemanlar diferansiyel denklemler tarafından açıklanır ve sonuçların elde edildiği matematiksel modeller tarafından çözülür (Prado ve ark. 2014).

Yöntem 1956 yılında bulunmuştur ve o tarihten itibaren uçak sanayinde, inşaat alanında, çeşitli mühendislik alanlarında kullanılmıştır (Korkmaz 2008). 1977 den beri ise hem iki hem de üç boyutlu SEA modelleri, diş hekimliğinin özel alanlarında uygulanmaktadır.

Sonlu Elemanlar Stres Analizinde (SEA) kranial yapıların morfolojik özelliklerini, dental malzemelerin özelliklerini tam olarak yansıtmak oldukça güçtür, bu da sonuçları yorumlamayı zorlaştırabilir (Korioth ve Versluis A. 1997., Prado ve ark. 2014).

Son yıllarda SEA tıbbi alanlarda; insan kas iskelet sistemini değerlendirmede, yeniden yapılanma ve kemikleşme alanlarında, iskelet biyomekaniğinde, fonksiyonel morfoloji ve evrimsel antropolojide kullanılmaktadır (Al Nazer ve ark. 2008, Panagiotopoulou 2009). Diş hekimliğinde ise diş hareketlerini ve kraniofasial komplekste kuvvetlerin etkisini değerlendirmede ayrıca implantlar üzerine etki eden mekanik yüklerin etkisini ölçmekte ve adli uygulamalar için model oluşturulması gibi alanlarda kullanılır (Raul ve ark. 2008).

Ayrıca son yıllarda çiğneme fonksiyonu süresince oluşan mekanik streslerin dağılımını gözlemek için kraniofasial iskeletin çok ayrıntılı anatomik yapıları SEA ile değerlendirmek üzere bilgisayar ortamında üretilmiştir. SEA ile kortikal ve spongioz kemikte mekanik bir reseptör ve mekanik bilgi aktarımı oluşturmayı hedefleyerek, kemiğin morfolojisini ve yeniden yapılanmasını anlamak mümkün

olmuştur (Beaupre ve ark 1990).

SEA çiğneme kuvvetlerinin implant ve implantı çevreleyen kemik üzerindeki yoğunluğunu ve dağılımını değerlendirmeye izin verir (Huang ve ark. 2009). Bu yöntemde implantların biyomekanik özelliklerini değerlendirmek ve diğer testlerin sağlayamadığı klinik koşulları taklit edebilmek mümkün olduğundan osseointegrasyonla ilgili olayları anlamak mümkün olur (Meijer ve ark. 1996). Ayrıca SEA ile yapılan testler sonucunda, protezlerin tasarlanması ve üretilmesinde mekanik stresleri azaltmak amaçlanmıştır (Assunção ve ark. 2009). Bu yöntem ile elde edilen sonuçlar yüksek derecede doğruluk gösterirler, farklı mekanik özellikteki materyaller incelenebilir ve etik olmayan çalışmalar modellenabilir (Karl ve ark. 2009).

İmplant-kemik arayüzü, kemiğin elastik özelliği, lamina dura varlığı gibi birçok parametre kullanarak gerilimin yoğunluğu ve dağılımını ölçmek için modeller oluşturulur fakat kemiğin basit dikdörtgen konfigürasyonlarla modellendiği yerlerde anatomik yapıların taklidinde (modellenmesinde) limitasyonlar vardır (Meijer ve ark. 1996).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA) yönteminde problem çözümünde sistemin ağ yapısı, elemanları, düğüm ve sınır koşulları oluşturulur (Geng ve ark. 2001). Bilgisayara girilmesi gereken bilgiler ise; cismin geometrisi ile ilgili koordinatlar, uygun eleman tipi, poisson oranları ve elastisite modülü, sınır koşulları, uygulanan kuvvet ve yapılacak olan analizdir (Powers ve Sakaguchi 2006).

3 boyutlu SEA kullanımında güvenli sonuçlar elde edebilmek için sınır koşulları, yapıların geometrileri, doğrulama metodu, materyallerin basitleştirilmiş parametreleri önemlidir (Panigrahi ve Vineeth 2009). Bu yüzden bilgisayar teknolojilerinin gelişimiyle birlikte bu methodun geçerliliği ve bu parametrelerin etkilerini belirlemek birçok araştırmacı tarafından sorgulanmıştır (Huiskes 2000).

Her tedavi alternatifi için hem iki boyutlu hem de üç boyutlu modellemeler yapmak mümkündür ancak iki boyutlu modelleme üç boyutlu modelleme kadar doğru sonuç vermediğinden son zamalardaki çalışmalarda üç boyutlu modellemeler üzerine odaklanılmıştır (Georgiopoulos ve ark. 2007, Meriç ve ark.2012).

SEA ile yapılan araştırmaların kalitesini artırmak için modelleme prosedüründe dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. Yapılan modellerin aslı ile neredeyse tamamen aynı özellikte olması gerekir. Bunu sağlamak için canlı dokuların görüntülerinin alınması gerekmektedir. Modelleme prosedürü için detaylı bir anatomi kitabından ya da insan kadavrasından alınan çenenin tomografi görüntüsünden faydalanılabilir. Volumetrik veriler tomografi cihazlarından ya da manyetik rezonans görüntülerinden dijital olarak elde edilebilir. Bilgisayarlı tomografi kullanmak yalnızca anatomik yapıların geliştirilmesinde değil farklı kemik densitesine göre materyal özelliği yerleştirilmesini de sağlar. (Keyak ve ark. 1990, Cahoon ve Hannam 1994., Gultekin ve ark. 2012).

Modellemelerde anatomik yapının tamamının üretilmesi hem maliyet hem de zaman alacağından Boolean tekniği gibi tekniklerle ilgili alan, tüm yapıdan bir kesit halinde çıkarılıp alınabilir (Georgiopoulos ve ark. 2007).

SEA diğer yöntemlerle kıyaslandığında; ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmektedir, farklı malzeme ve geometrik özellikteki cisimler incelenebilmektedir, sınır şartları kolaylıkla uygulanabilmektedir. Dezavantajları arasında ise cisimlerin geometrilerinin matematiksel modele çevrilmesinin gerekliliği, malzeme parametreleri ile özelliklerin programa girilmesi ve yüksek kapasiteli bilgisayar gerekliliği sayılabilir (Adıgüzel 2010).

Dental implantların üzerlerine yapılacak olan protezlerde bireysel farklılıklar nedeniyle iletilecek olan stres miktarının klinik olarak ölçülmesinin mümkün olmayışı; yapılacak olan protezlerin başarısının öngörülmesine engel olmaktadır. Bu durumda protezlerin başarısının tekrarlanabilir ve kesin sonuçlar veren matematiksel bir test yöntemi ile değerlendirmek ve bu değerlendirmenin de klinik çalışmalara ışık tutması amacıyla sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullandığımız çalışmamız ile tek implant destekli iki üniteli sabit protezler için dik ve oblik kuvvetler karşısında oluşan stres değerlerini değerlendirmeyi hedefledik.

2 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Üst çenenin serbest sonlandığı parsiyel dişsizlik vakasının tek implant destekli iki üniteli distal kantilever uzantılı sabit parsiyel protezlerle tedavisinin farklı kron/kök oranları, farklı çap ve boydaki implantlar ve farklı kantilever uzantılarının stres değerleri üzerindeki etkilerinin araştırılması için planlanmıştır.

Çalışmamızda sağ üst posterior bölgede erken molar diş kaybı nedeni ile maksiller sinüsün kret tepesine yaklaştığı ve büyük azı dişlerinin olduğu bölgeye implant yerleştirilemeyen bir durum modellenmiştir. Sinüsün pozisyonuna göre en uygun implant yerleşim alanı olarak 1. küçük azı bölgesi seçilmiştir. Yerleştirilecek implant ITI marka olup; implant için iki farklı çap (3,3mm ve 4,1 mm) ve iki farklı boy (10mm ve 12mm) seçilmiştir. Tek implant üzerine farklı distal kantilever uzantılara (5,6,7,8 ve 9mm) sahip iki üniteli metal destekli sabit parsiyel protezler modellenmiştir. Her bir çap ve boydaki implantlar için protetik üst yapıda 1/1, 1,5/1 ve 2/1 kron/implant oranları kullanılmış ve toplam 60 adet model elde edilmiştir. Verilerin daha kolay değerlendirilebilmesi için; 3,3 çapında ve 10 mm boyundaki implanta A modeli, 3,3 mm çapında ve 12 mm boyundaki implanta B modeli, 4,1mm çapında ve 10 mm boyundaki implanta C modeli ve 4,1 mm çapında ve 12mm boyundaki implanta ise D modeli denilmiştir. Her bir model için kron/implant oranlarında ise 1/1 oranına (I), 1,5/1 oranına (II) ve 2/1 oranına ise (III) rakamı verilmiştir.

Elde edilen modellere, vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanarak, kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, implantta ve metal alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri, kron/implant oranının ve kantilever uzantı boyutunun etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Çizelge 2.1 Çalışmada modellenen implant çapı, implant boyu, kron boyu ve kantilever uzunlukları

Model No	İmplant çapı (mm)	İmplant boyu (mm)	Kron boyu (mm)			Kantilever uzantı
1,2,3	3,3	10	10	15	20	5
4,5,6	3,3	10	10	15	20	6
7,8,9	3,3	10	10	15	20	7
10,11,12	3,3	10	10	15	20	8
13,14,15	3,3	10	10	15	20	9
16,17,18	3,3	12	12	18	24	5
19,20,21	3,3	12	12	18	24	6
22,23,24	3,3	12	12	18	24	7
25,26,27	3,3	12	12	18	24	8
28,29,30	3,3	12	12	18	24	9
31,32,33	4,1	10	10	15	20	5
34,35,36	4,1	10	10	15	20	6
37,38,39	4,1	10	10	15	20	7
40,41,42	4,1	10	10	15	20	8
43,44,45	4,1	10	10	15	20	9
46,47,48	4,1	12	12	18	24	5
49,50,51	4,1	12	12	18	24	6
52,53,54	4,1	12	12	18	24	7
55,56,57	4,1	12	12	18	24	8
58,59,60	4,1	12	12	18	24	9

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



Şekil 2.1 Optik Tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır . Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Çizelge 2.2 Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modülleri ve Poisson Oranları

Set Adı	Malzeme	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	Kortikal D3 Kemik	15	0,3
Spongioz Kemik	Spongioz Kemik	1,5	0,3
Koping	Cr-Co	210	0,35
İmplant	Ti	110	0,35
Porselen	Porselen	69	0,28

Diş modelleri Wheeler atlasındaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu smartOptics tarayıcısı ile taranmasıyla elde edildi.



Şekil 2.2 Üst Çenedeki Doğal Dişlerin Üç Boyutlu Görüntüsü

Diş modelleri elde edildikten sonra gerekli diş elemanları kesilerek kron kısmı oluşturuldu. Kron kısmına gerekli miktarda offset verilmesiyle koppingler modellendi. İmplant tedarik edilen büyük boyuttaki ITI implantın smartOptics tarayıcısında taranmasıyla elde edildi.



Şekil 2.3 ITI Marka İmplant Modeli



Şekil 2.4 Bir İmplant Üzerine Yapılan Distal Kantilever Uzantılı Sabit Protez Modellemesi

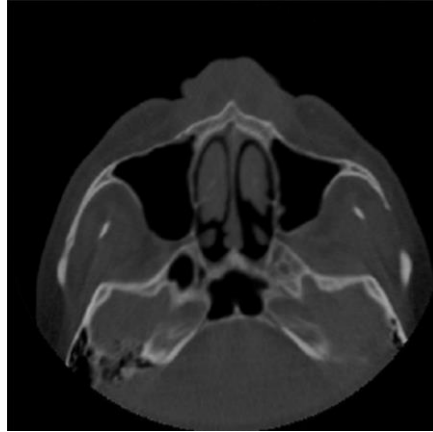
Çalışmamızda kullandığımız implantlar üzerine üst 1.küçük azı dişi ve distal kantilever uzantı olarak da üst 2. küçük azı dişi morfolojisinde metal destekli kronlar modellenmiştir.

Elde edilen kron modelinin offset yöntemi ile küçültülmesi ve alttaki implant ile uyumlanması ile metal alt yapı oluşturulmuştur. Alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) uygulanarak tasarlanmıştır.



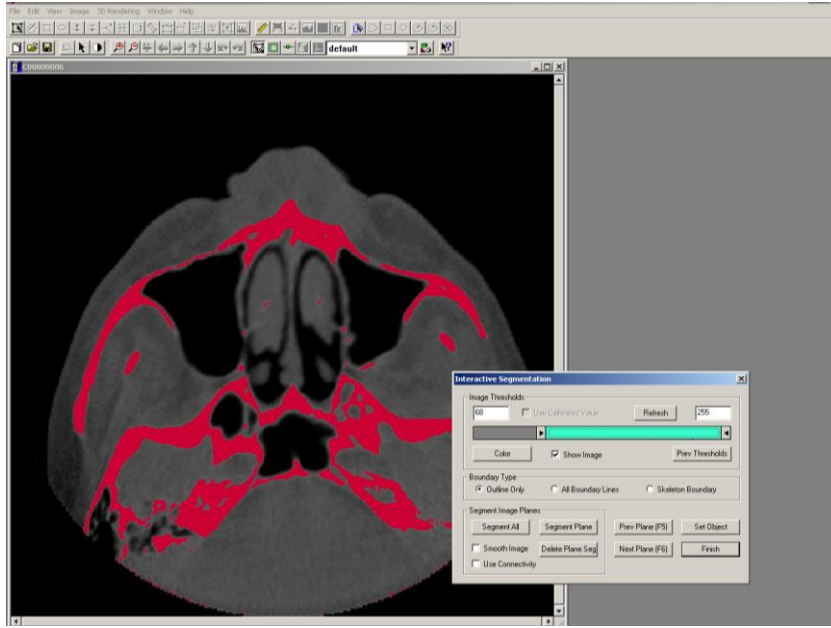
Şekil 2.5 Metal Alt Yapı Modellemesi

Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.



Şekil 2.6 Üst Çeneden Tomografik Kesitlerin Hazırlanması

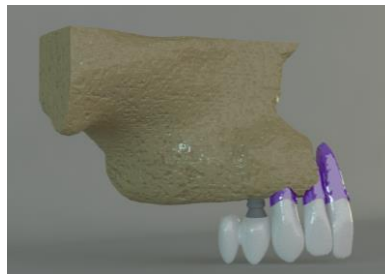
3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 2.7 Tomografik Görüntünün 3d- Doctor Yazılımına Aktarılması

Çekilen filmler, 3d-Doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edildi.

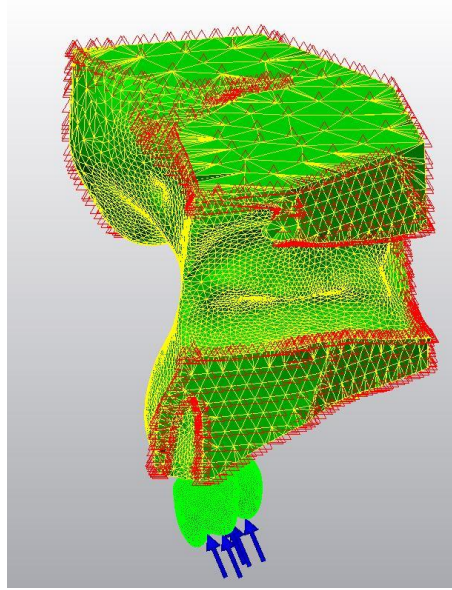
Kemik dokusundan offset yöntemi ile kortikal ve spongios kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 2.8 Üst Çene Kemiğinin Elde Edilmesi

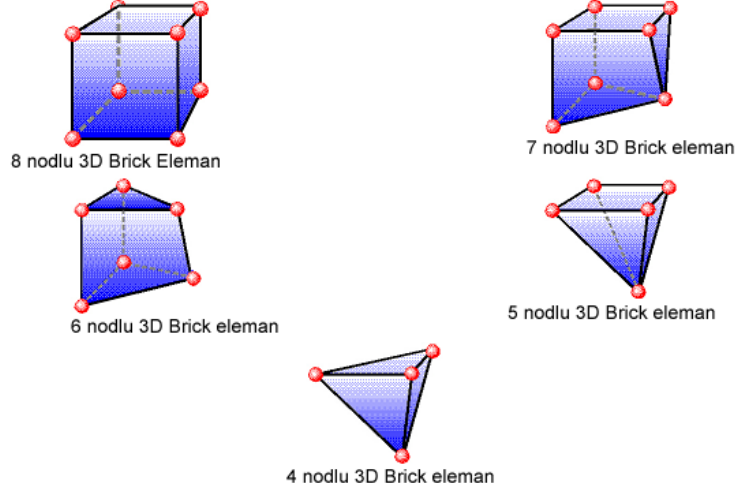
Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, PDL dokular, dişler, implant, kopingler ve kronlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 2.9 Katı Modele Çevrilen Model

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılabilir.

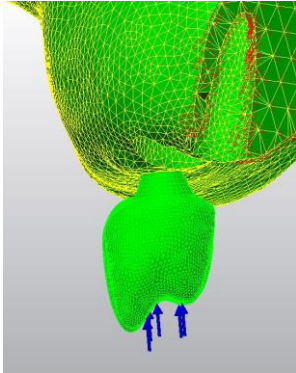


Şekil 2.10 Eleman Çeşitleri

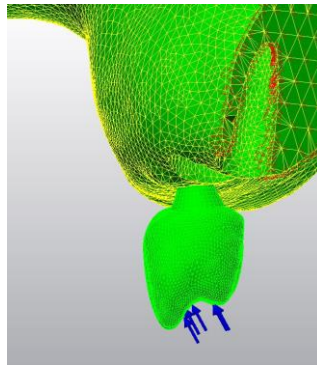
Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması; mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik olması ise; yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

2.1 Sınır Koşulları:

Model çene kemiğinin üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.



Şekil 2.11 Dik Kuvvet Uygulanması



Şekil 2.12 Oblik Kuvvetlerin Uygulanması

İmplant üstü kronların bukkal tüberküllerinin palatinal eğimlerinde ve palatinal tüberküllerine toplamda her krona 300 N kuvvet dik ve oblik şekilde uygulanmıştır.



Şekil 2.13 5mm lik Kantilever Uzantı



Şekil 2.14 6 mm lik Kantilever Uzantı



Şekil 2.15 7 mm lik Kantilever Uzantı



Şekil 2.16 8 mm lik Kantilever Uzantı



Şekil 2.17 9 mm lik Kantilever Uzantı

Çizelge 2.3 Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları

Model No	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
A(I) Kantilever uzantı : 5mm.	228023	46766
A(I) Kantilever uzantı : 6mm.	228474	46858
A(I) Kantilever uzantı : 7mm.	229978	47098
A(I) Kantilever uzantı : 8mm.	228806	46918
A(I) Kantilever uzantı : 9mm.	231501	47346
A(II) Kantilever uzantı : 5mm.	214655	44465
A(II) Kantilever uzantı : 6mm.	213886	44306
A(II) Kantilever uzantı : 7mm.	213459	44274
A(II) Kantilever uzantı : 8mm.	214957	44514
A(II) Kantilever uzantı : 9mm.	216644	44782
A(III) Kantilever uzantı : 5mm.	202372	42331
A(III) Kantilever uzantı : 6mm.	203831	42563
A(III) Kantilever uzantı : 7mm.	205121	42782
A(III) Kantilever uzantı : 8mm.	204954	42768
A(III) Kantilever uzantı : 9mm.	204523	42714
B(I) Kantilever uzantı : 5mm.	239487	48726
B(I) Kantilever uzantı : 6mm.	239938	48818
B(I) Kantilever uzantı : 7mm.	241442	49058
B(I) Kantilever uzantı : 8mm.	240270	48878
B(I) Kantilever uzantı : 9mm.	242965	49306
B(II) Kantilever uzantı : 5mm.	221664	45633
B(II) Kantilever uzantı : 6mm.	222569	45801
B(II) Kantilever uzantı : 7mm.	223545	45968
B(II) Kantilever uzantı : 8mm.	223521	45976
B(II) Kantilever uzantı : 9mm.	224173	46094
B(III) Kantilever uzantı : 5mm.	213042	44105
B(III) Kantilever uzantı : 6mm.	212698	44038
B(III) Kantilever uzantı : 7mm.	211298	43807
B(III) Kantilever uzantı : 8mm.	212190	43982

B(III) Kantilever uzantı : 9mm.	212111	43969
C(I) Kantilever uzantı : 5mm.	224882	45501
C(I) Kantilever uzantı : 6mm.	225330	45593
C(I) Kantilever uzantı : 7mm.	226837	45833
C(I) Kantilever uzantı : 8mm.	225658	45653
C(I) Kantilever uzantı : 9mm.	228357	46081
C(II) Kantilever uzantı : 5mm.	209295	42750
C(II) Kantilever uzantı : 6mm.	210988	43036
C(II) Kantilever uzantı : 7mm.	210561	43004
C(II) Kantilever uzantı : 8mm.	212059	43244
C(II) Kantilever uzantı : 9mm.	213746	43512
C(III) Kantilever uzantı : 5mm.	199474	41061
C(III) Kantilever uzantı : 6mm.	200933	41293
C(III) Kantilever uzantı : 7mm.	202223	41512
C(III) Kantilever uzantı : 8mm.	202056	41498
C(III) Kantilever uzantı : 9mm.	201625	41444
D(I) Kantilever uzantı : 5mm.	235928	48078
D(I) Kantilever uzantı : 6mm.	236379	48170
D(I) Kantilever uzantı : 7mm.	237883	48410
D(I) Kantilever uzantı : 8mm.	236711	48230
D(I) Kantilever uzantı : 9mm.	239406	48658
D(II) Kantilever uzantı : 5mm.	218105	44985
D(II) Kantilever uzantı : 6mm.	219010	45153
D(II) Kantilever uzantı : 7mm.	219986	45320
D(II) Kantilever uzantı : 8mm.	219962	45328
D(II) Kantilever uzantı : 9mm.	220614	45446
D(III) Kantilever uzantı : 5mm.	209483	43457
D(III) Kantilever uzantı : 6mm.	209139	43390
D(III) Kantilever uzantı : 7mm.	207739	43159
D(III) Kantilever uzantı : 8mm.	208631	43334
D(III) Kantilever uzantı : 9mm.	208552	43321

3 BULGULAR:

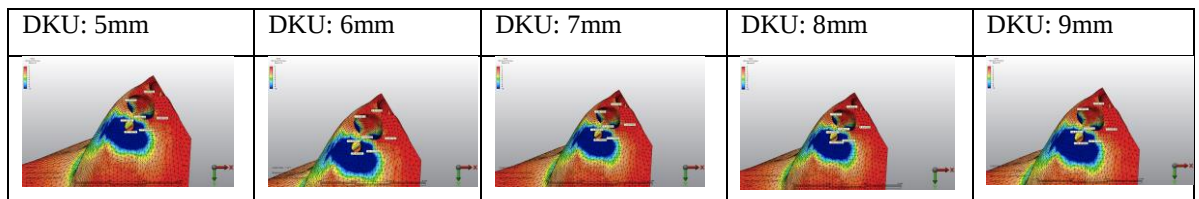
Üç boyutlu bir elemanda oluşan en büyük stres değeri, makaslama stres bileşenlerinin tümü 0 olduğunda oluşur. Bu konumdaki bir elemanda basma ve çekme streslerine ‘asal gerilme’ denir. Asal gerilme, maksimum, intermediate ve minimum olarak 3’e ayrılır. Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler gerilim tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade eder. Hangi stres tipinin büyük olduğu ise mutlak değere göre belirlenir ve stres elemanı büyük olan stres tipinin etkisi altında olacaktır. Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir.

Von Mises stres ise, çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İmplantlar çekilebilir materyaller olduğu için implantlarda Von Mises stresler değerlendirilir. Von Mises stresler oluşan çekme ve basma streslerinin bileşkesinin alınmasıyla elde edilir. İmplantlar için Von Mises stres değerleri çekme dayancı ile karşılaştırılır ve deformasyonun başlangıcı olarak kabul edilir.

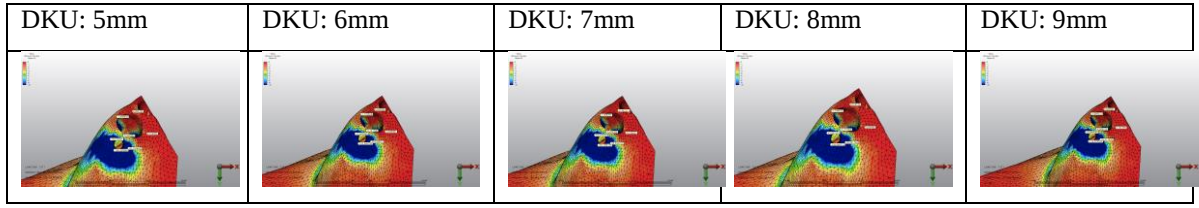
Sonlu elemanlar stres analiz yöntemindeki şekillerde görülen her bir renk bir stres aralığını (MPa) belirtir. Sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilen veriler matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analiz ile değerlendirilemez.

3.1 Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:

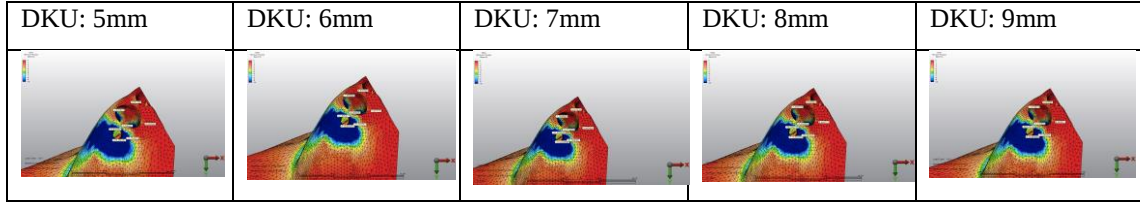
Kortikal kemiğe uygulanan dik kuvvetler sonucu stresler implant boyununun palatinalinde, distalinde ve bukkalinde yoğunlaşmıştır. En yüksek minimum asal gerilme değerleri için implantın distal bölgesindeki veriler değerlendirilmiştir.



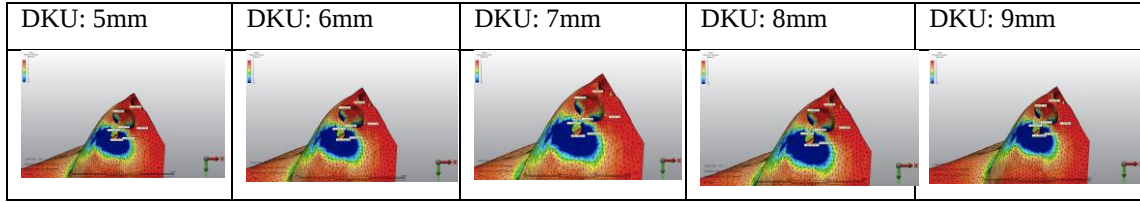
Şekil 3.1 A (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



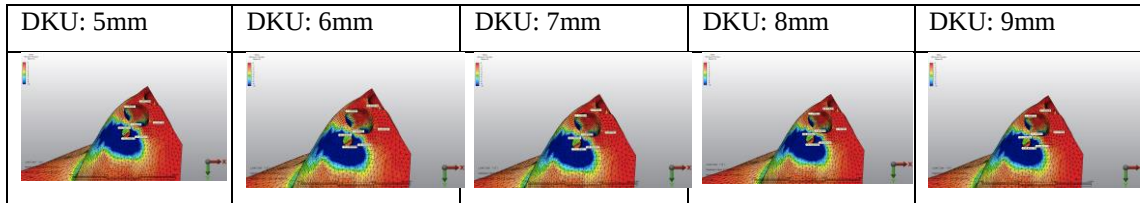
Şekil 3.2 A (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



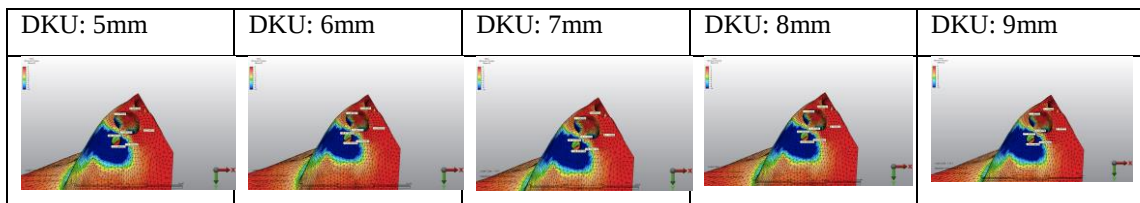
Şekil 3.3 A (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



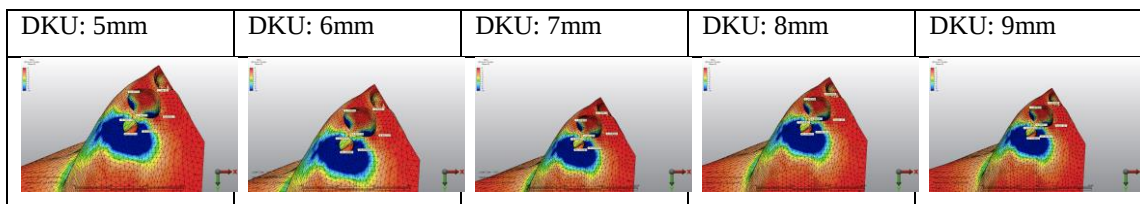
Şekil 3.4 B(I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



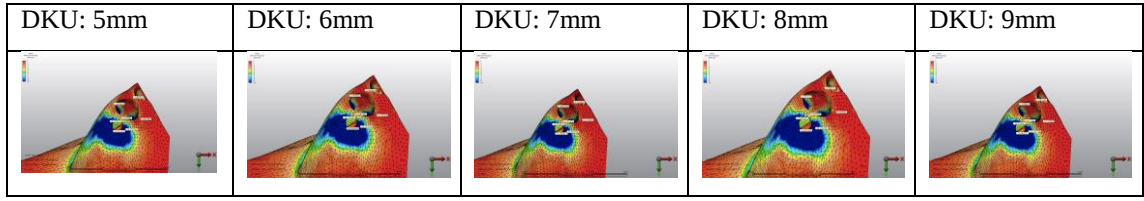
Şekil 3.5 B(II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



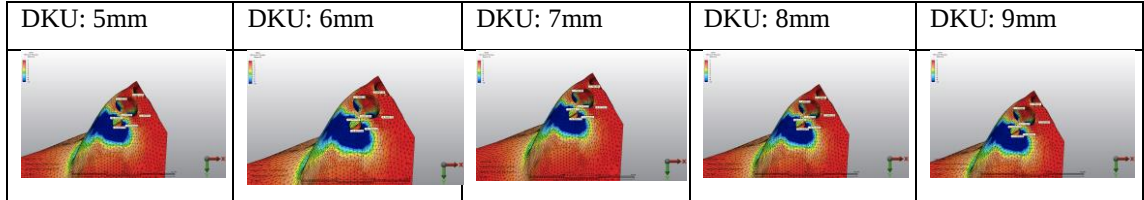
Şekil 3.6 B(III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



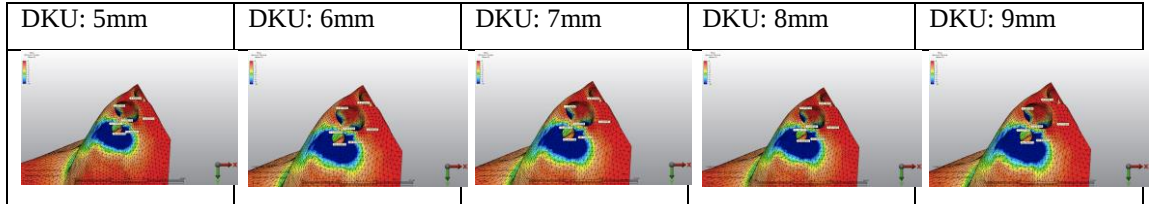
Şekil 3.7 C (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



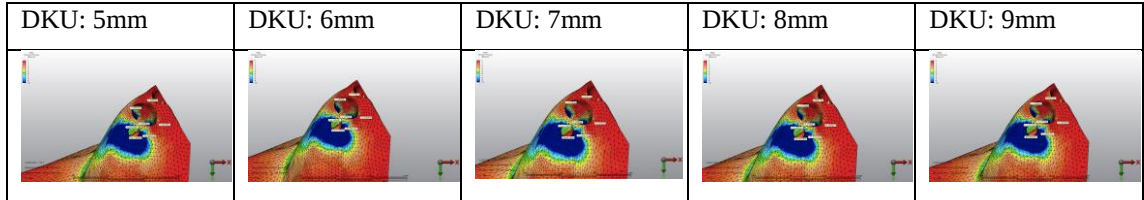
Şekil 3.8 C (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



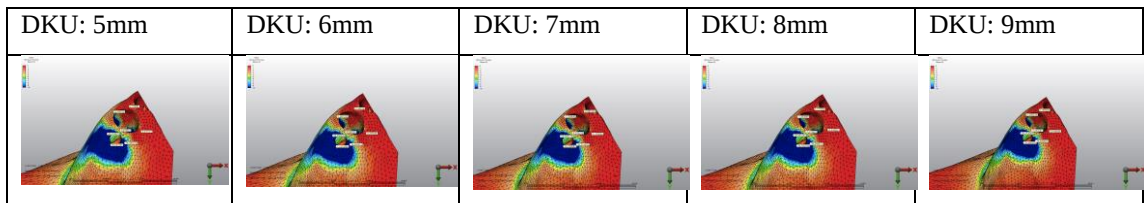
Şekil 3.9 C (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.10 D (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.11 D (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.12 D (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri

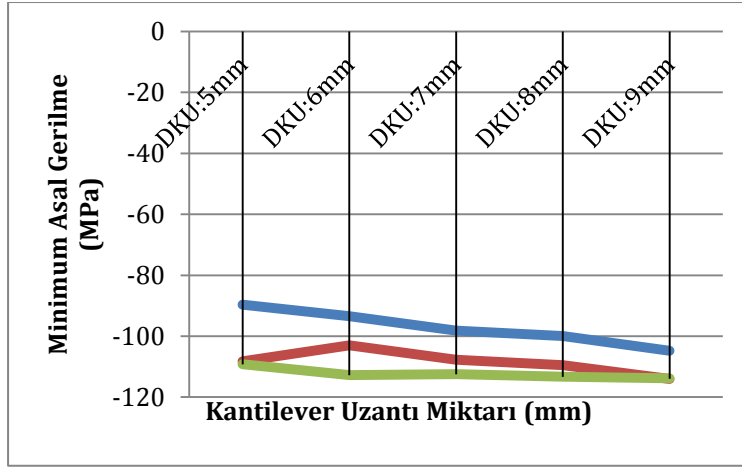
Çizelge 3.1 Kortikal Kemige Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:

		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/İ oranı : 1/1 (I)	-89,7	-93,4	-98,2	-100	-104,8
	K/İ oranı:1,5/1 (II)	-108,2	-103	-107,7	-109,5	-114
	K/İ oranı : 2/1 (III)	-109,2	-112,8	-112,5	-113,3	-113,8
Çap:3,3mm. Boy:12mm (B Modeli)	K/İ oranı : 1/1 (I)	-97,8	-102,3	-107,7	-109,9	-115,2
	K/İ oranı : 1,5/1 (II)	-110,2	-114,5	-119,7	-119,6	-120,6
	K/İ oranı : 2/1 (III)	-122,6	-126,9	-136	-135,9	-136,5
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/İ oranı : 1/1 (I)	-60,6	-63,4	-66,3	-67,9	-67,9
	K/İ oranı : 1,5/1 (II)	-65,8	-68,6	-71,3	-73	-75,4
	K/İ oranı :2/1 (III)	-70,8	-73,6	-73,5	-74,2	-74,5
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/İ oranı : 1/1 (I)	-56,9	-59,6	-62,4	-63,8	-66,5
	K/İ oranı : 1,5/1 (II)	-63,1	-65,6	-68,4	-68,4	-50
	K/İ oranı : 2/1 (III)	-69,5	-71,9	-76,7	-76,7	-76,9

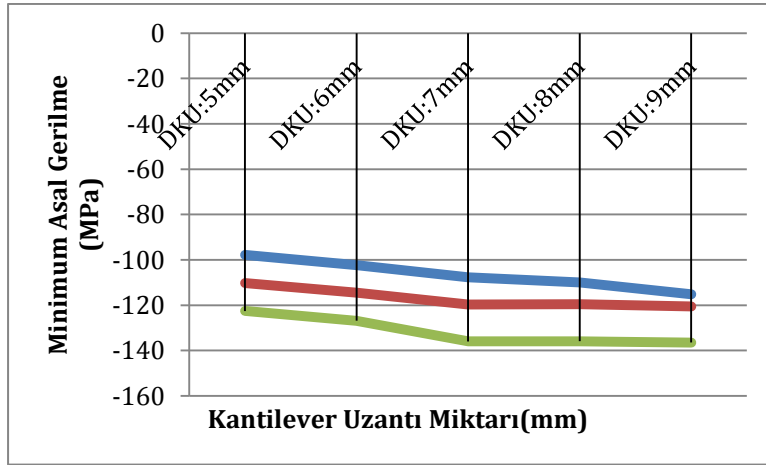
Oluşan streslerin A,B,C ve D modelleri için kron/implant oranına ve kantilever uzunluklarına göre grafikleri aşağıda verilmiştir. Bu grafiklerde kantilever uzunluğu arttıkça stres değişimi gözlenmektedir. Grafiklerdeki kron/implant oranı farklı renklerle belirtilmiştir. Mavi renk 1/1 oranını, kırmızı renk 1,5/1 oranını, yeşil renk ise 2/1 oranını ifade eder.



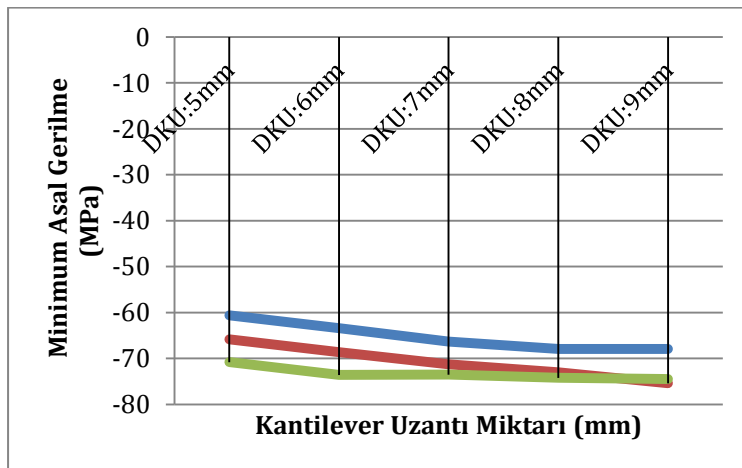
Şekil 3.13 Kron/implant Oranları için Çizelgede Kullanılacak Renkler



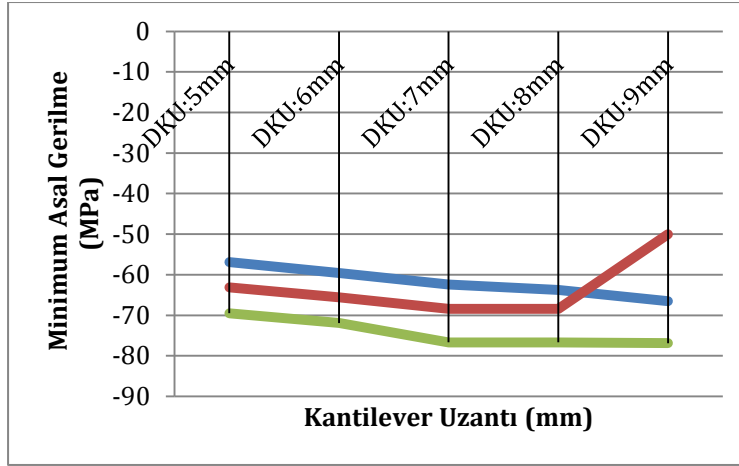
Şekil 3.14 A Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi



Şekil 3.15 B Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi



Şekil 3.16 C Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikle Gösterimi



Şekil 3.17 D Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asıl Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzanlısına Göre Grafikle Gösterimi

A Modeli için Kantilever Uzanlısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %11,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %16,8 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 4,9 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 0,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %5,3artmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 3,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 3,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %4,2 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzanlısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 4,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 10,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 12,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %17,7 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 3,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 8,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %8,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 3,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %10,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %11,3 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %12 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %12 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %8,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %10,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler % 14,5 artmıştır.

C(III) modeli:DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 3,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 3,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 4,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler % 5,2 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %9,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 12,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler % 16,8 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %3,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 8,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %8,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %20,8 azalmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 3,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %10,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %10,6 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %20 artmıştır, A(III) olduğunda %21 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %10,2 artmıştır, A(III) olduğunda % 20,7 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %9,6 artmıştır, A(III) olduğunda %14,5 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %9,5 artmıştır, A(III) olduğunda %13,3 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %8,7 artmıştır, A(III) olduğunda %8,5 artmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; % 12,6 artmıştır, B(III) olduğunda %25,3 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %11,9 artmıştır, B(III) olduğunda %24 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %11,1 artmıştır, B(III) olduğunda %26,2 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %8,8 artmıştır, B(III) olduğunda %23,6 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %4,6 artmıştır, B(III) olduğunda %18,4 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %8,5 artmıştır, C(III) olduğunda %16,8 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %8,2 artmıştır, C(III) olduğunda %16 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %7,5 artmıştır, C(III) olduğunda %10,8 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %7,5 artmıştır, C(III) olduğunda %9,2 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %11 artmıştır, C(III) olduğunda %9,7 artmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %10,8 artmıştır, D(III) olduğunda %22,1 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %10 artmıştır, D(III) olduğunda %20,6 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %9,6 artmıştır, D(III) olduğunda %22,9 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %7,2 artmıştır, D(III) olduğunda %20,2 artmıştır.

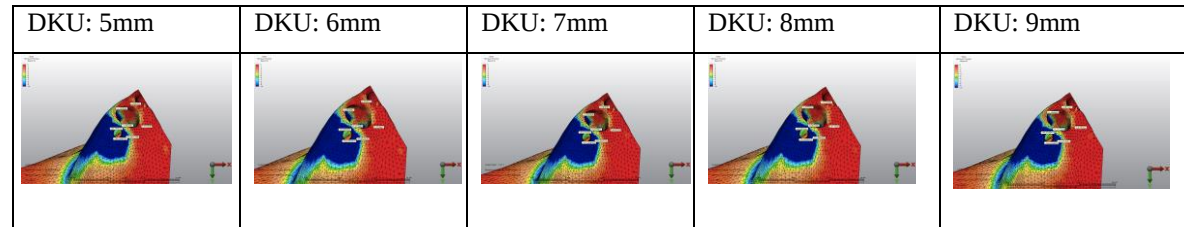
KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %24,9 azalmıştır, D(III) olduğunda %15,6 artmıştır.

Kortikal kemiğe dik kuvvetler uygulandığında 3,3 mm çap parametresi sabit tutulup implantın boyu 10mm den 12 mm ye çıkarıldığında stresler K/İ: 1/1 için ortalama %9,5 oranında ; K/İ: 1,5/1 için ortalama %7,8 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama %17,2 oranında artmıştır. 4,1 mm çap parametresi sabit tutulup implantın boyu 10mm den 12 mm ye çıkarıldığında ise; stresler K/İ: 1/1 için ortalama %5,2 oranında ; K/İ: 1,5/1 için ortalama %10,5 oranında; K/İ: 2/1 için ise DKU:5 ve 6 mm için stresler ortalama %2,1 oranında artarken; DKU:7,8 ve 9 mm için %3,6 oranında azalmıştır.

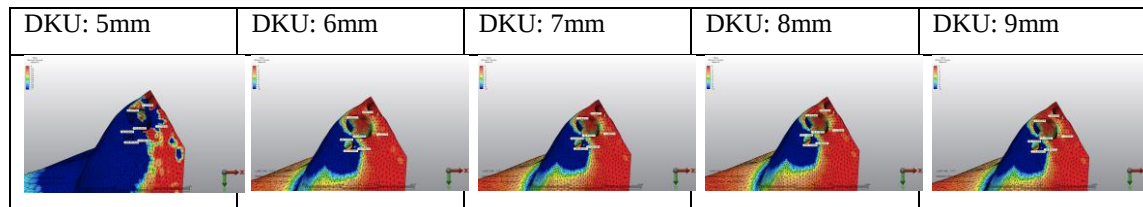
Kortikal kemiğe dik kuvvet uygulandığında implantın boy parametresi 10 mm de sabit tutulup çap parametresi 3,3mm den 4,1 mm ye çıkarıldığında ise stresler K/İ: 1/1 için ortalama %32,7 oranında; K/İ: 1,5/1 için ortalama %34,5 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama %34,7 oranında azalmıştır. 12 mm implantın boy parametresi sabit tutulup implant çapı 3,3 mm den 4,1 e artırıldığında ise K/İ: 1/1 için ortalama %42 oranında; K/İ: 1,5/1 için ortalama %46,1 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama % 43,5 oranında azalmıştır.

3.2 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri:

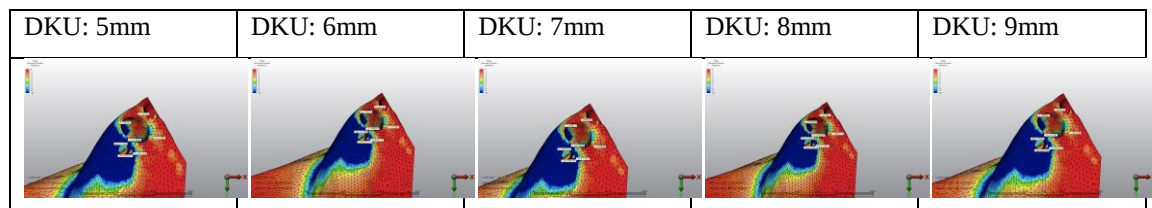
Kortikal kemiğe oblik kuvvetler uygulanması sonucu oluşan minimum asal gerilme değerleri implantın distal bölgesinde yoğunlaşmıştır.



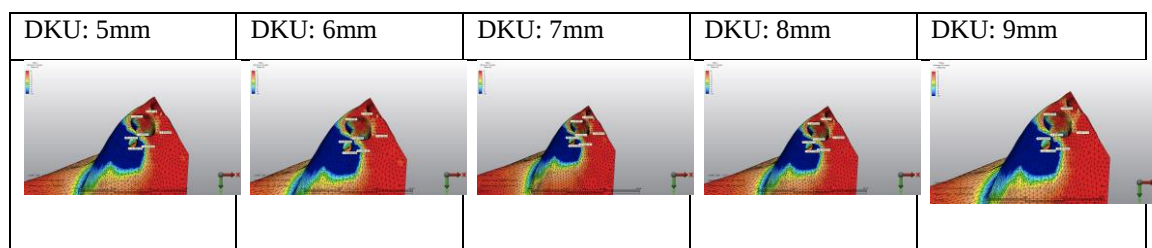
Şekil 3.18 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



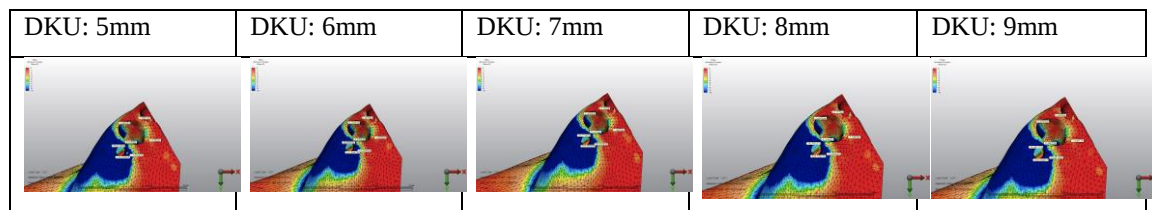
Şekil 3.19 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



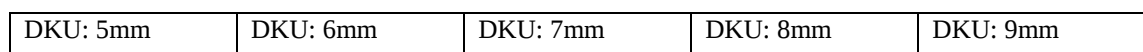
Şekil 3.20 Oblik Kuvvet Uygulandığında A (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri

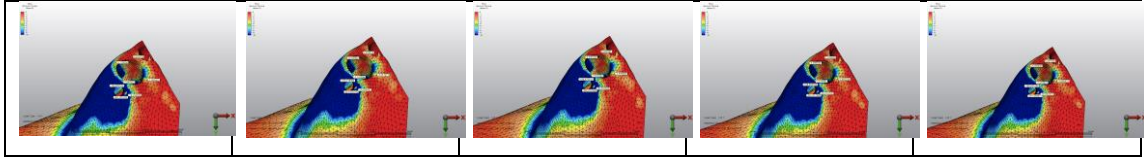


Şekil 3.21 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri

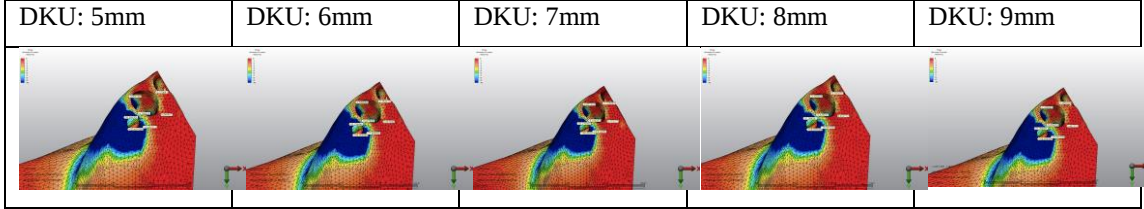


Şekil 3.22 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri

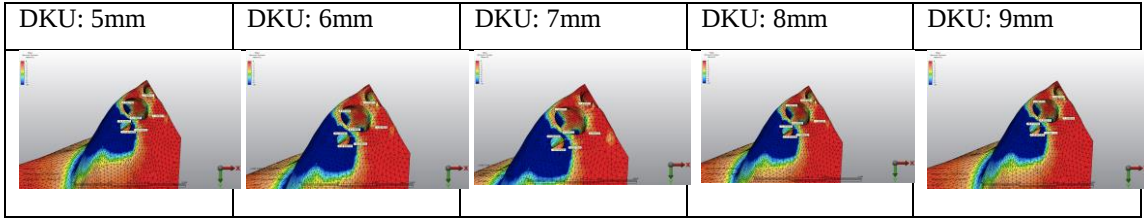




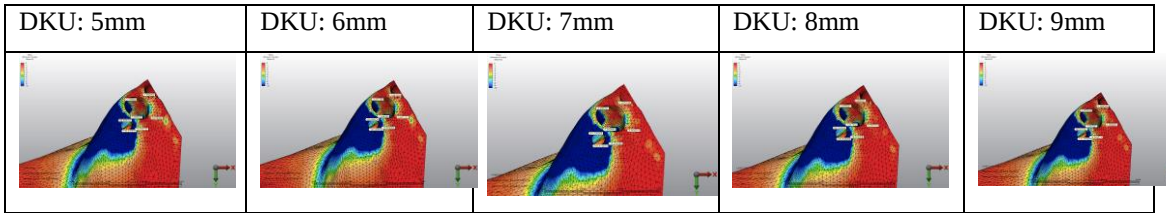
Şekil 3.23 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



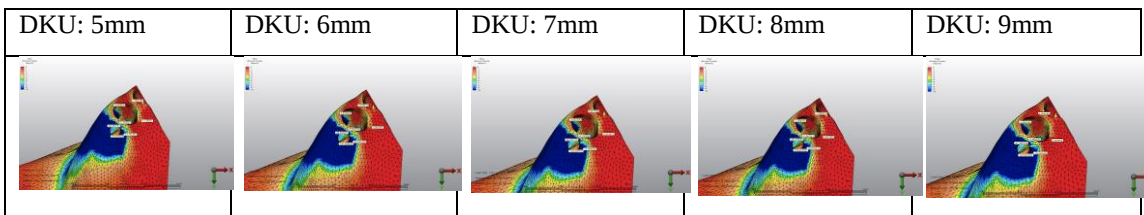
Şekil 3.24 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



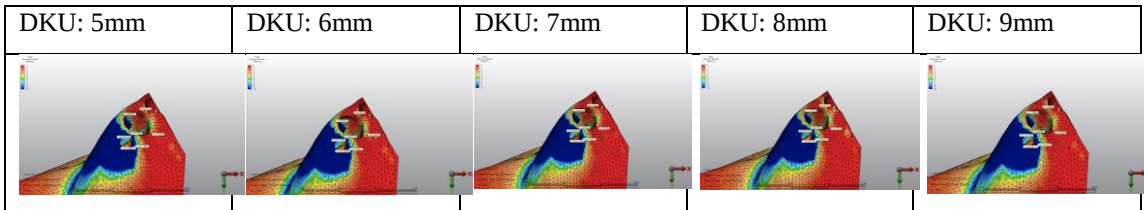
Şekil 3.25 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



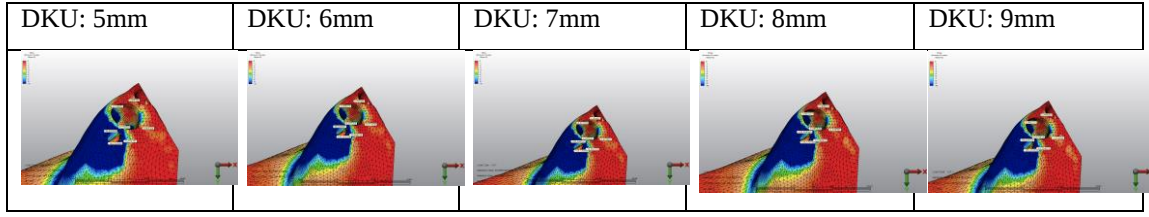
Şekil 3.26 Oblik Kuvvet Uygulandığında C (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.27 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (I) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



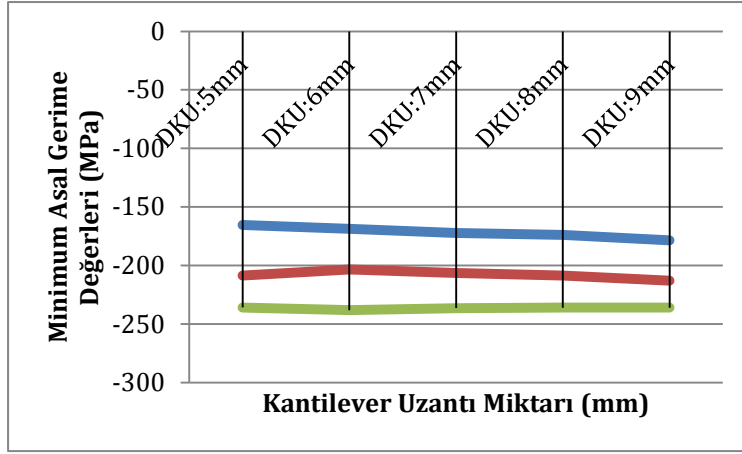
Şekil 3.28 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (II) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.29 Oblik Kuvvet Uygulandığında D (III) Modelinin Minimum Asal Gerilme Değerleri

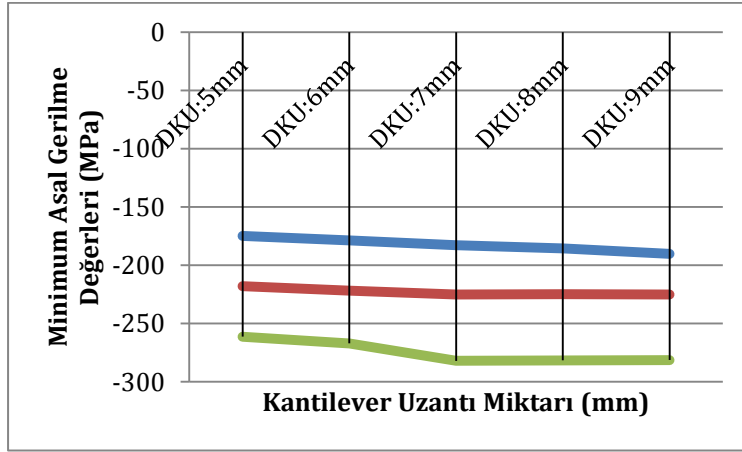
Çizelge 3.2 Kortikal Kemige Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Minimum Asal Gerilme Değerleri

		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	-165,5	-168,6	-172,3	-174	-178,5
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	-208,5	-203,3	-206,4	-208,7	-213
	K/l oranı : 2/1 (III)	-235,9	-238,2	-236,5	-236,1	-236
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	-174,9	-178,8	-182,9	-185,5	-190,1
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	-218	-221,9	-225,2	-224,7	-225,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	-261,3	-267	-282	-281,5	-281,3
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	-102,6	-104,9	-106,8	-108,5	-108,5
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	-121,6	-123,8	-125,5	-127,3	-129,8
	K/l oranı : 2/1 (III)	-140,5	-142,4	-141,4	-141,4	-141,3
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	-99,6	-101,9	-104	-105,4	-107,9
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	-121,9	-123,9	-125,9	-125,9	-126
	K/l oranı : 2/1 (III)	-144,7	-147,7	-155,7	-155,5	-155,3

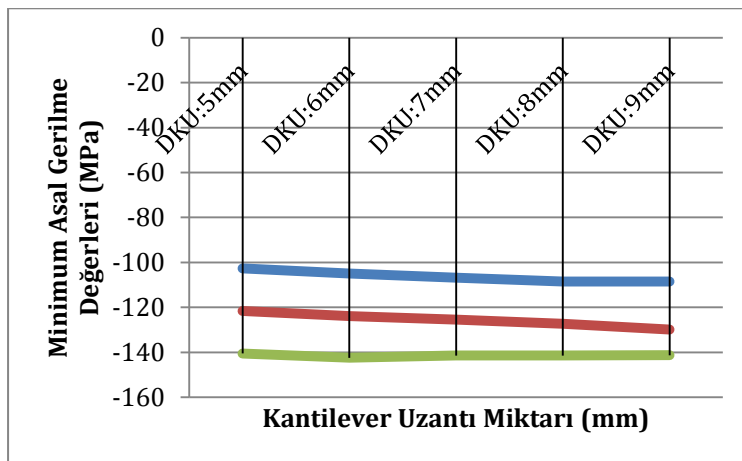


Şekil 3.30 A Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması

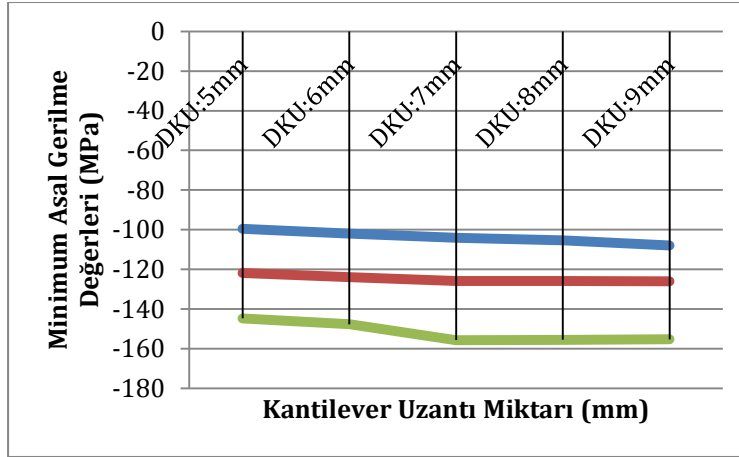
Sonucu Oluşan Min. Asıl Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzanlısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.31 B Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asıl Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzanlısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.32 C Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asıl Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzanlısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.33 D Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Min. Asıl Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi

A Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %1,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %4,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %5,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %7,8 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %2,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 1,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %0,09 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %2,1 artmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %0,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %0,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %0,08 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %0,04 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 2,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %4,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,6 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %1,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %3,3 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %2,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %7,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %7,6 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 2,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %5,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %5,7 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %1,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %6,7 artmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %1,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %0,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %0,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %0,5 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %2,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %4,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 5,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,3 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 1,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler % 3,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %3,3 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %7,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %7,3 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %25,9 artmıştır, A(III) olduğunda %42 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %20,5 artmıştır, A(III) olduğunda %41,2 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %19,7 artmıştır, A(III) olduğunda %37,2 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %19,9 artmıştır, A(III) olduğunda %35,6 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %19,3 artmıştır, A(III) olduğunda %32,2 artmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %24,6 artmıştır, B(III) olduğunda %49,3 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %24,1 artmıştır, B(III) olduğunda %49,3 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %23,3 artmıştır, B(III) olduğunda %54,1 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %21,1 artmıştır, B(III) olduğunda %51,7 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %18,4 artmıştır, B(III) olduğunda %47,9 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %18,5 artmıştır, C(III) olduğunda %36,9 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %18 artmıştır, C(III) olduğunda %35,7 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %17,5 artmıştır, C(III) olduğunda %32,3 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %17,3 artmıştır, C(III) olduğunda %30,3 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %19,6 artmıştır, C(III) olduğunda %30,2 artmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %22,3 artmıştır, D(III) olduğunda %45,2 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %21,5 artmıştır, D(III) olduğunda %44,9 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %21 artmıştır, D(III) olduğunda %49,7 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) den iken D(II) olduğunda stresler ; %19,4 artmıştır, D(III) olduğunda %47,5 artmıştır.

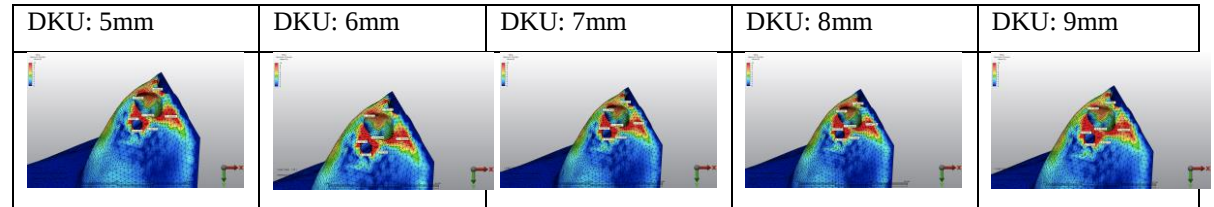
KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %16,7 artmıştır, D(III) olduğunda %43,9 artmıştır.

Kortikal kemiğe oblik kuvvetler uyguandığında 3,3 mm çap parametresi sabit tutulup implantın boyu 10mm den 12 mm ye çıkarıldığında stresler K/İ: 1/1 için ortalama %6 oranında; K/İ: 1,5/1 için ortalama %7,2 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama %16 oranında artmıştır. 4,1 mm çap parametresi sabit tutulup implantın boyu 10mm den 12mm ye çıkarıldığında ise; stresler K/İ: 1/1 için ortalama %2,4 oranında azalmıştır; K/İ: 1,5/1 için DKU: 5,6 ve 7 mm için ortalama %0,1 oranında artarken DKU: 8 ve 9 mm için ortalama %2 oranında azalmıştır. K/İ: 2/1 için ise ortalama %7,3 artmıştır.

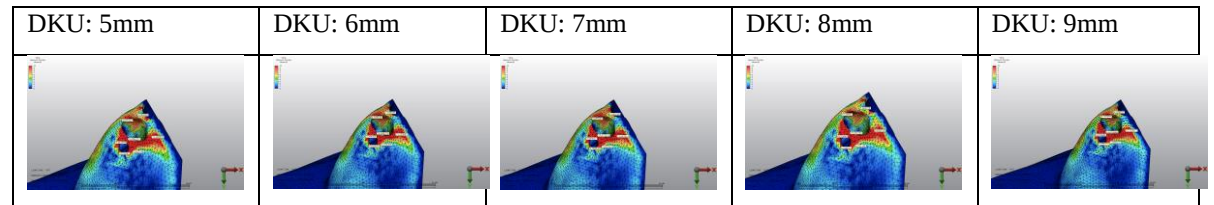
Kortikal kemiğe oblik kuvvet uygulandığında implantın boy parametresi 10 mm de sabit tutulup çap parametresi 3,3mm den 4,1 mm ye çıkarıldığında ise stresler K/İ: 1/1 için ortalama %38,2 oranında; K/İ: 1,5/1 için ortalama %39,6 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama %40,3 oranında azalmıştır. 12 mm implantın boy parametresi sabit tutulup implant çapı 3,3 mm den 4,1 e artırıldığında ise K/İ: 1/1 için ortalama %43,3 oranında; K/İ: 1,5/1 için ortalama %44,1 oranında; K/İ: 2/1 için ise ortalama %44,7 oranında azalmıştır.

3.3 Kortikal Kemiğe Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:

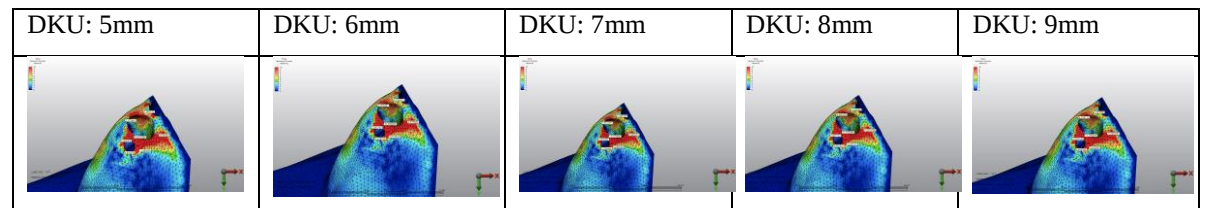
Kortikal kemiğe dik kuvvetler uygulanması sonucu oluşan maksimum asal gerilme stresleri implant boyununun daha çok mezialinde yoğunlaşmıştır.



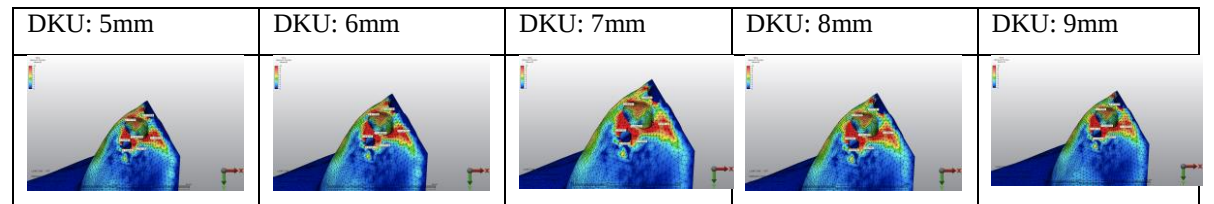
Şekil 3.34 A(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



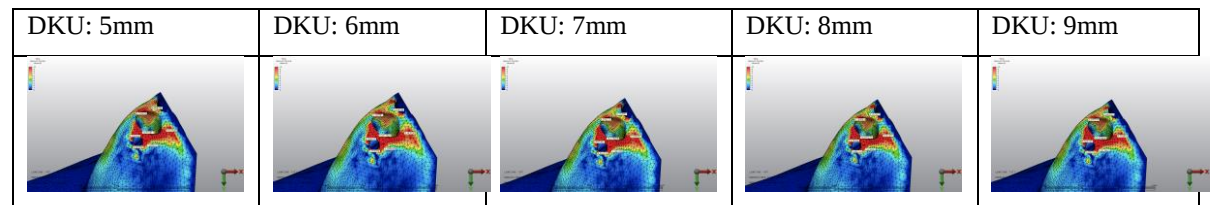
Şekil 3.35 A(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



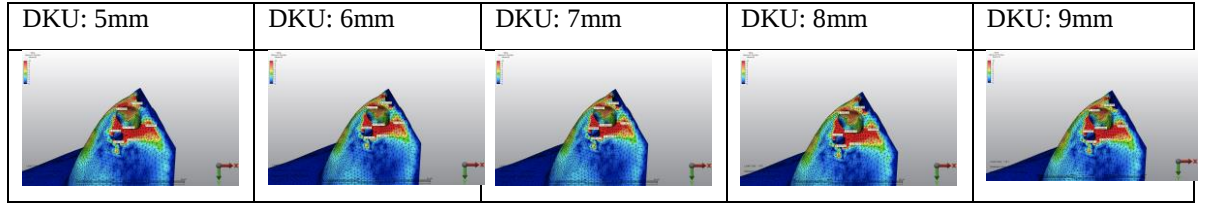
Şekil 3.36 A(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



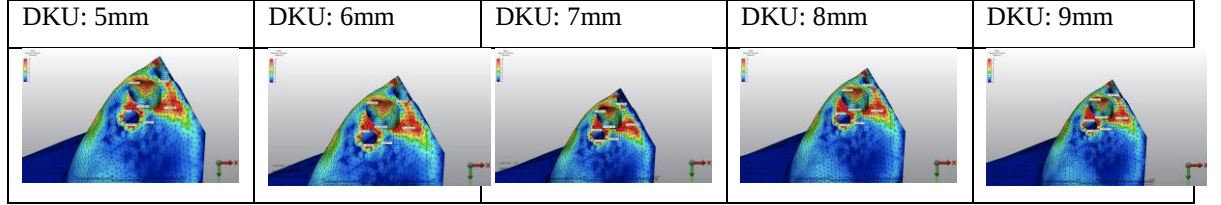
Şekil 3.37 B(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



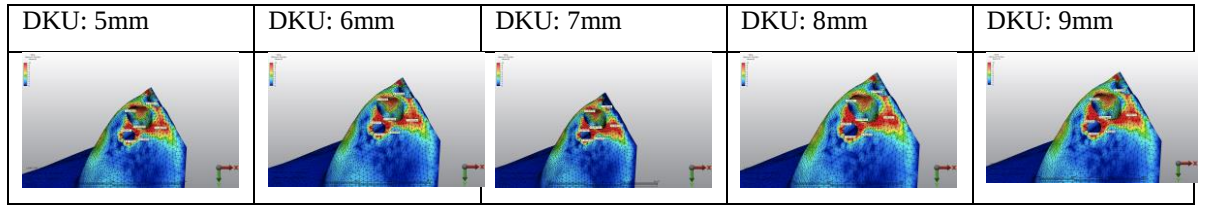
Şekil 3.38 B(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



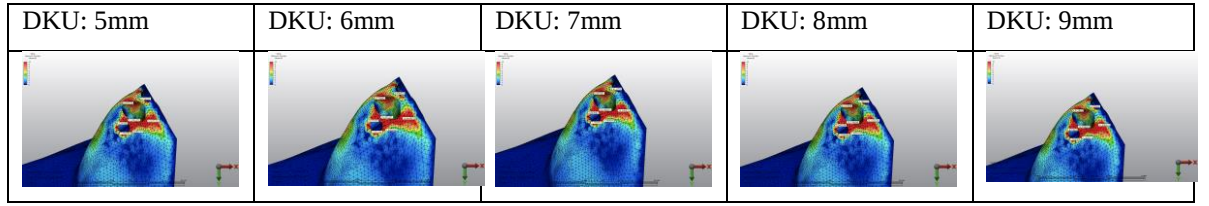
Şekil 3.39 B(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



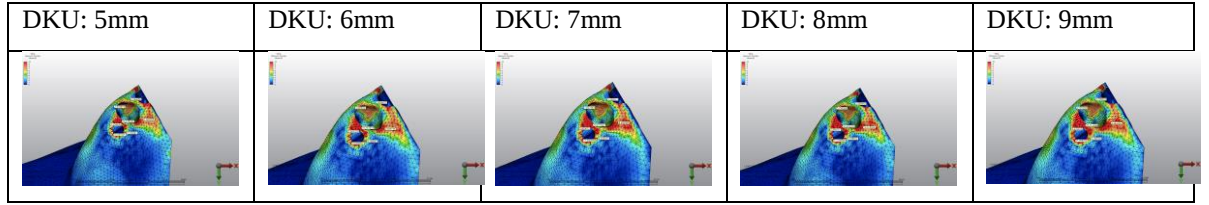
Şekil 3.40 C(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



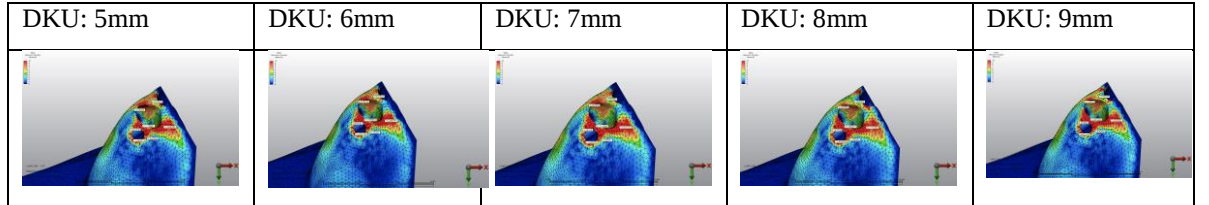
Şekil 3.41 C(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



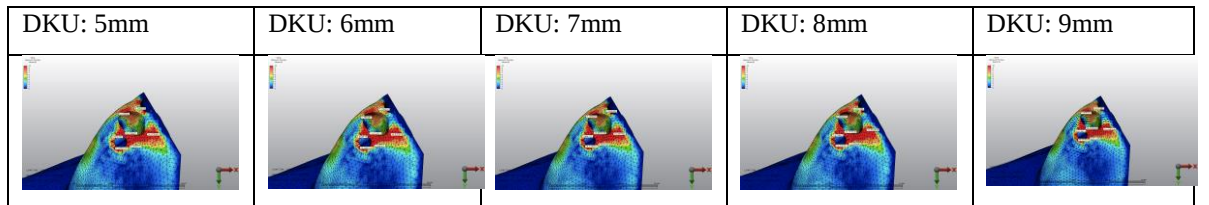
Şekil 3.42 C(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.43 D(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



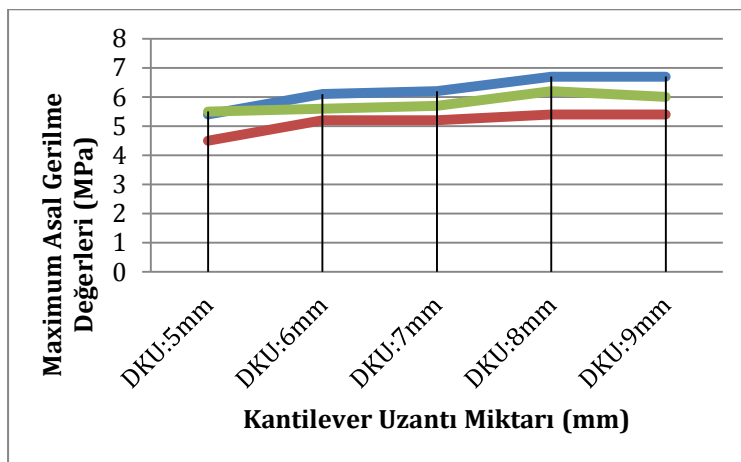
Şekil 3.44 D(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



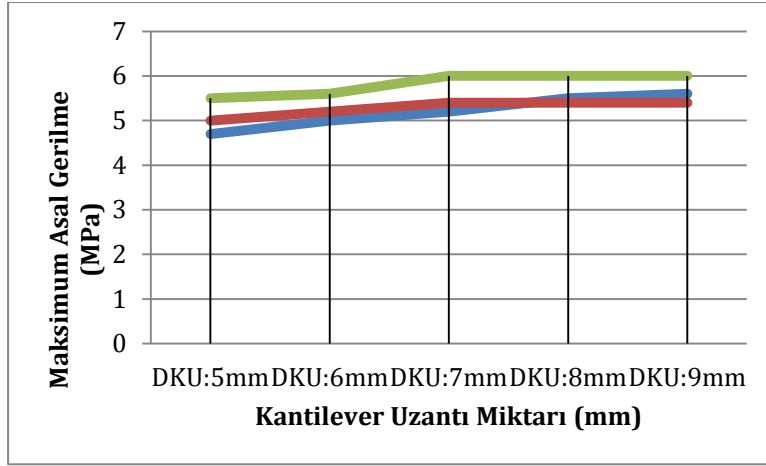
Şekil 3.45 D(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Çizelge 3.3 Kortikal Kemige Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:

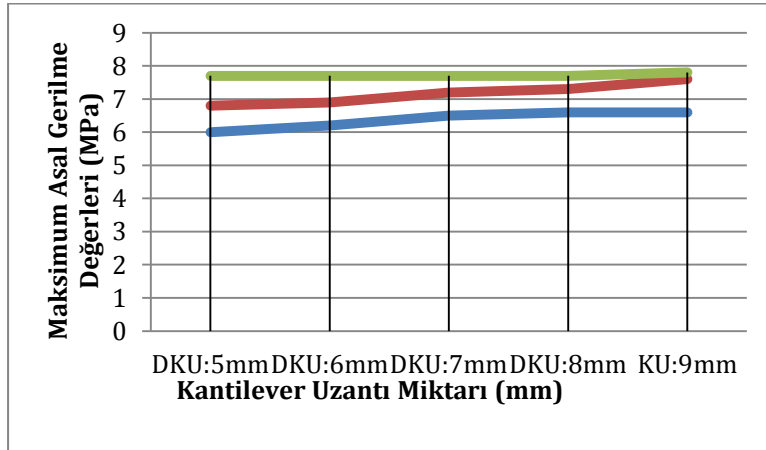
		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	5,4	6,1	6,2	6,7	6,7
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	4,5	5,2	5,2	5,4	5,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	5,5	5,6	5,7	6,2	6
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	4,7	5	5,2	5,5	5,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	5	5,2	5,4	5,4	5,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	5,5	5,6	6	6	6
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	6	6,2	6,5	6,6	6,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	6,8	6,9	7,2	7,3	7,6
	K/l oranı : 2/1 (III)	7,7	7,7	7,7	7,7	7,8
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	10,2	10,6	11,2	11,4	11,9
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	11,5	11,9	12,4	12,4	12,5
	K/l oranı : 2/1 (III)	12,9	13,2	14,2	14,2	14,2



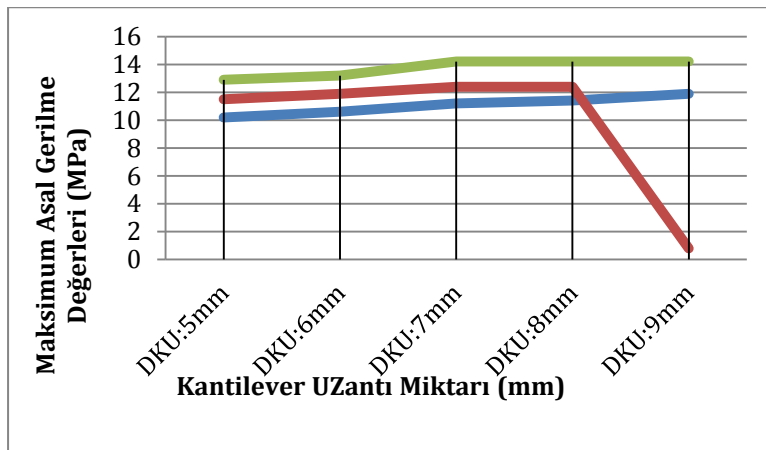
Şekil 3.46 A Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.47 B Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi



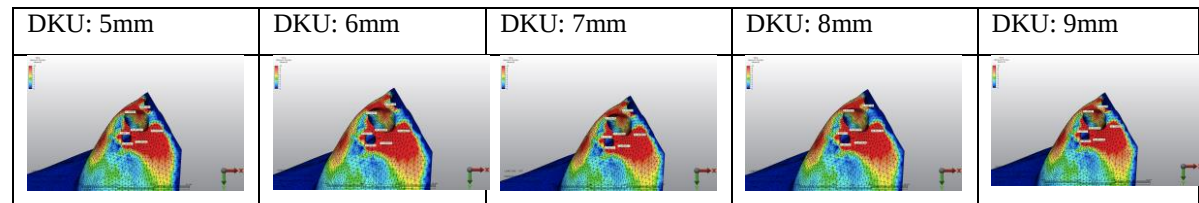
Şekil 3.48 C Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi



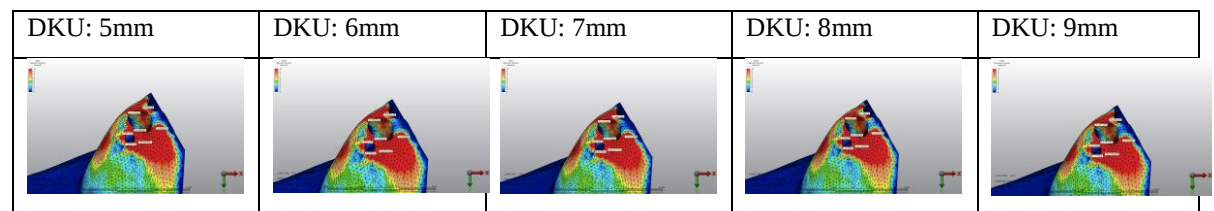
Şekil 3.49 D Modeline Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi

3.4 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:

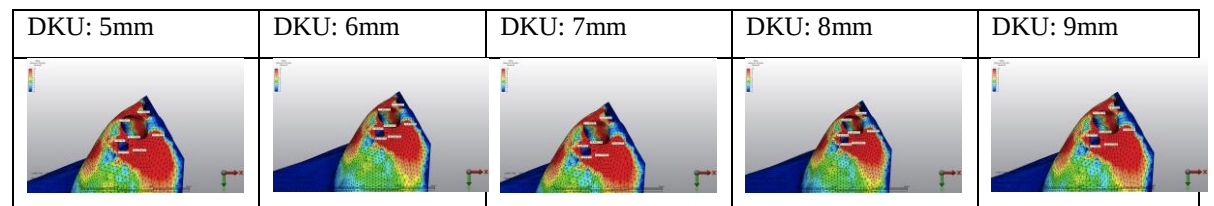
Kortikal kemiğe oblik kuvvetlerin uygulanması sonucu oluşan maksimum asal gerilme stresleri implant boyununun mezialinde ve palatinalinde yoğunlaşmıştır.



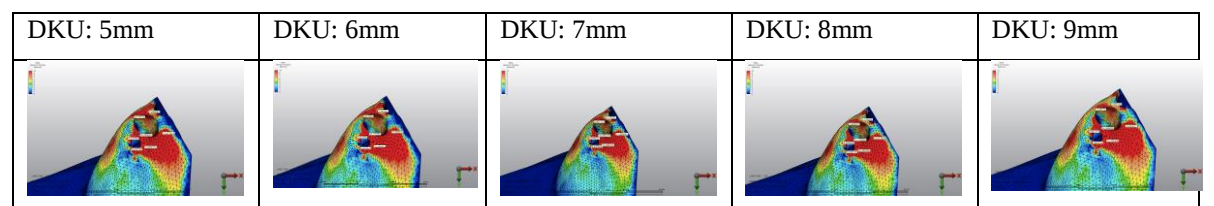
Şekil 3.50 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



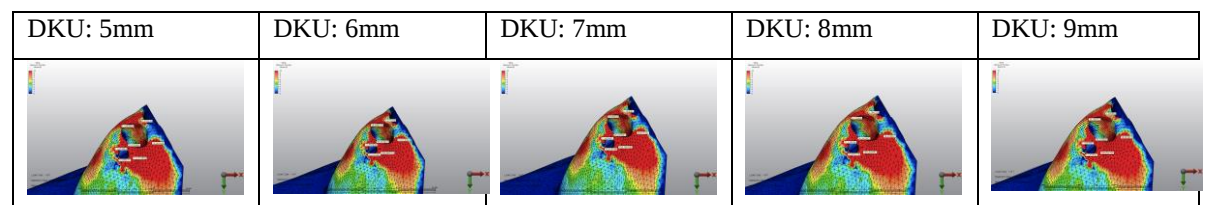
Şekil 3.51 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



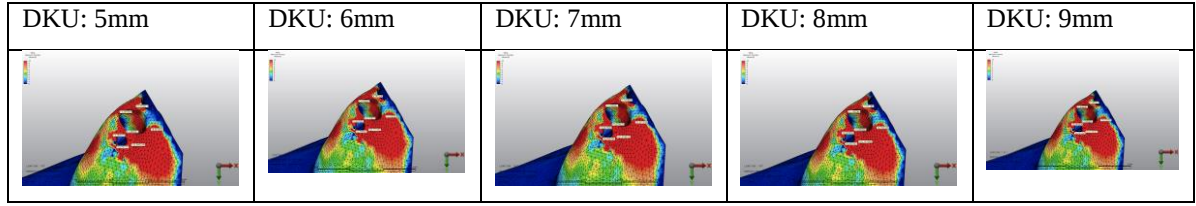
Şekil 3.52 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



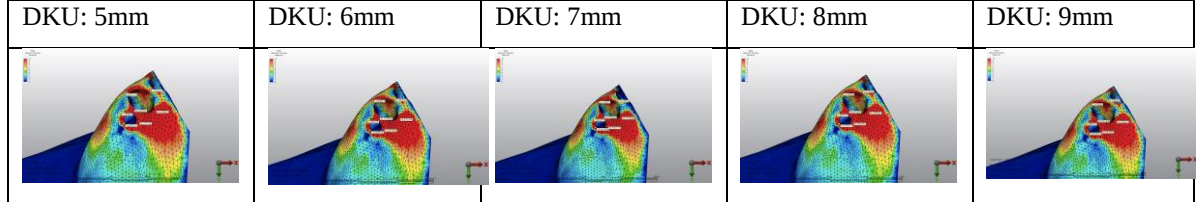
Şekil 3.53 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



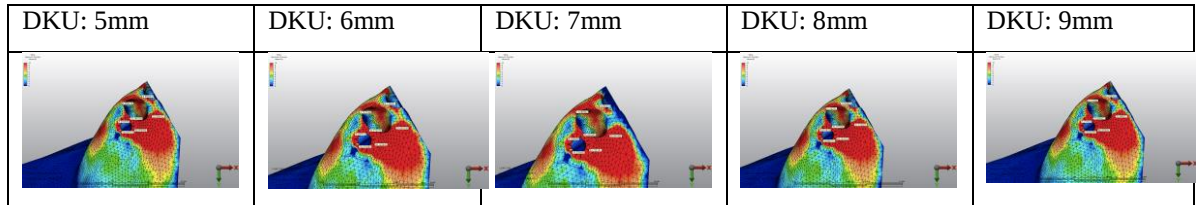
Şekil 3.54 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



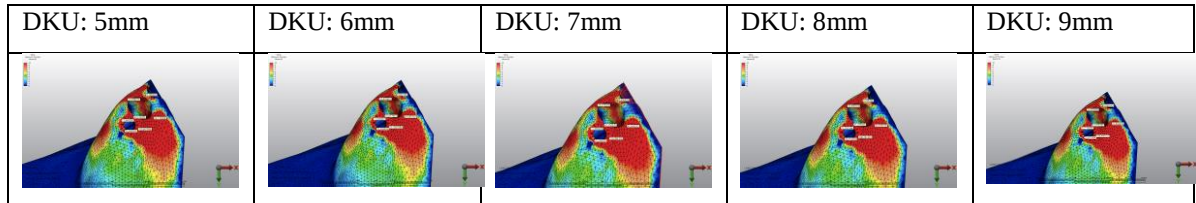
Şekil 3.55 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



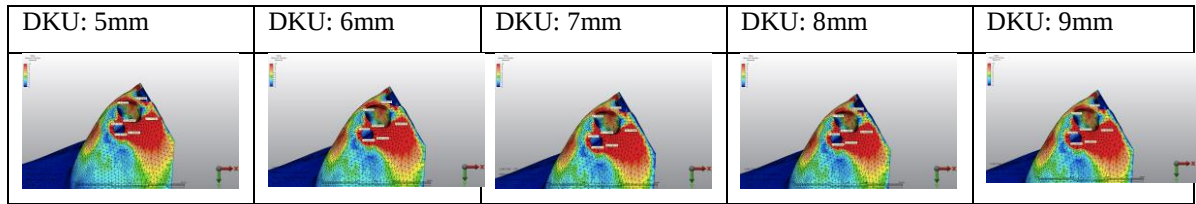
Şekil 3.56 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



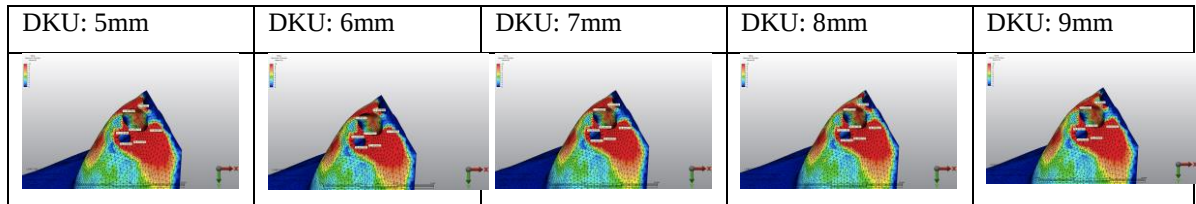
Şekil 3.57 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.58 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri

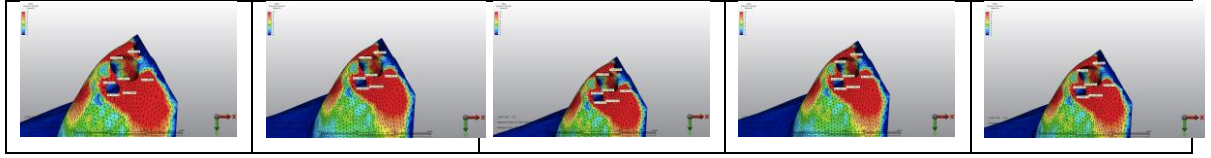


Şekil 3.59 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri



Şekil 3.60 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri

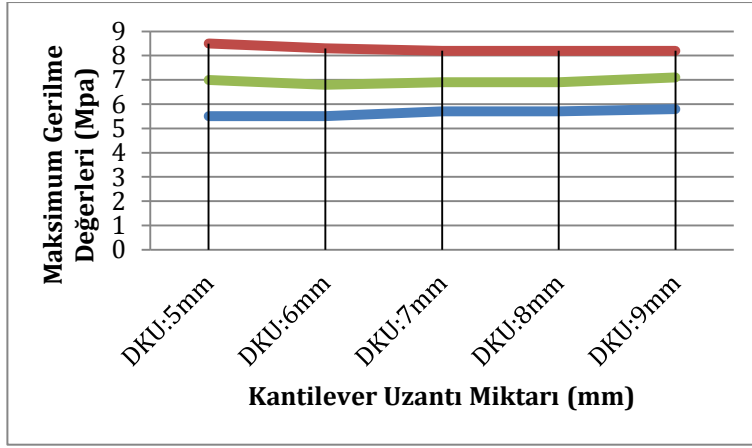
DKU: 5mm	DKU: 6mm	DKU: 7mm	DKU: 8mm	DKU: 9mm



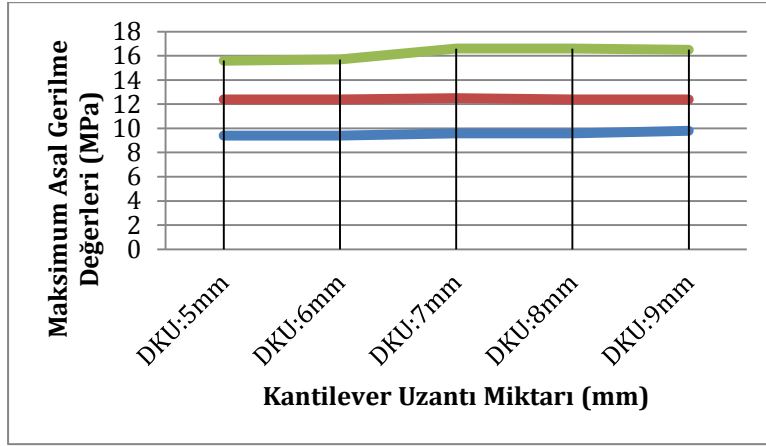
Şekil 3.61 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modelinin Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Çizelge 3.4 Kortikal Kemiğe Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerleri:

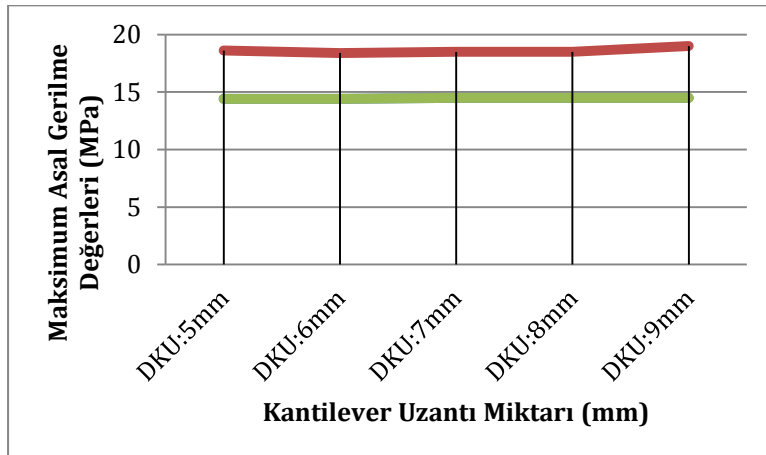
		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	5,5	5,5	5,7	5,7	5,8
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	8,5	8,3	8,2	8,2	8,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	7	6,8	6,9	6,9	7,1
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	9,4	9,4	9,6	9,6	9,8
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	12,4	12,4	12,5	12,4	12,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	15,6	15,7	16,6	16,6	16,5
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	14,4	14,4	14,5	14,5	14,5
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	18,6	18,4	18,5	18,5	19
	K/l oranı : 2/1 (III)	14,4	14,4	14,5	14,5	14,5
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	19,1	19,3	19,6	19,8	20,2
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	24,5	24,6	24,9	24,9	24,9
	K/l oranı : 2/1 (III)	30,1	30,5	32,2	32,1	32



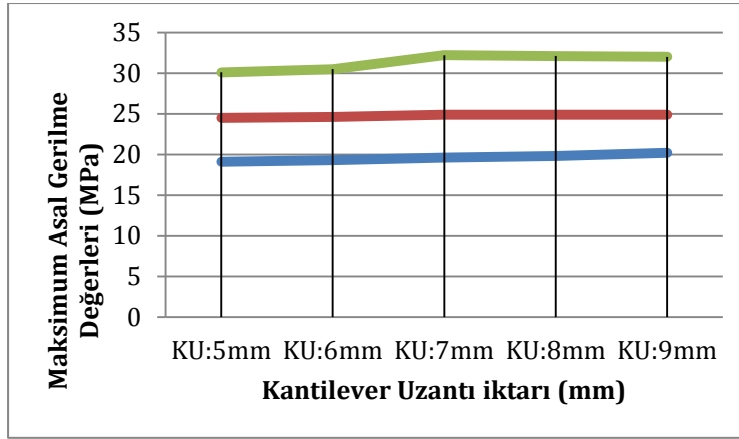
Şekil 3.62 A Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.63 B Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi



Şekil 3.64 C Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi

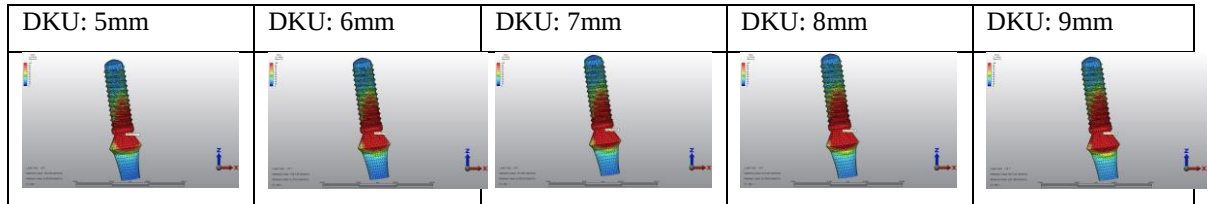


Şekil 3.65 D Modeline Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Max. Asal Gerilme Kuvvetlerinin Kantilever Uzantısına Göre Grafikte Gösterimi

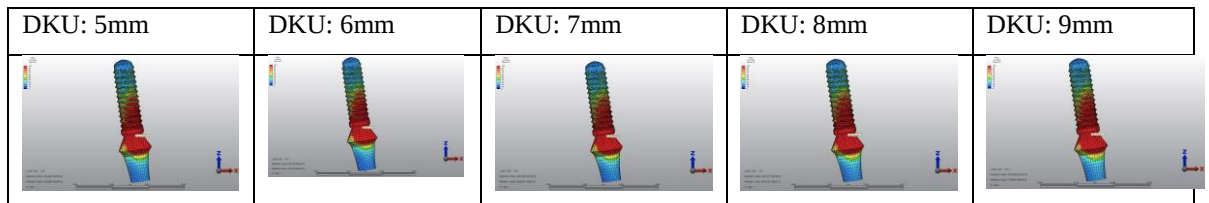
Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme ve maksimum asal gerilme değerleri arasından mutlak değer olarak büyük olan minimum asal gerilme değerleri olduğundan dikkate almamız gereken veriler sıkışma tipi kuvvetleri ifade eden minimum asal gerilme değerleridir.

3.5 İmplantın Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri:

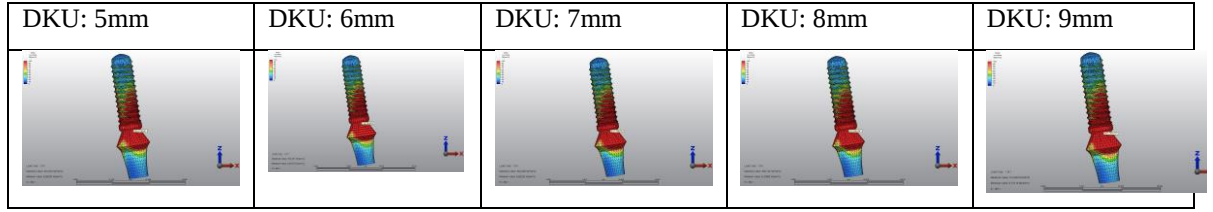
İmplantın uygulanan dik kuvvetler sonucu stresler implantın kolesinde palatinal bölgede ve implantın ilk yivlerinde yoğunlaşmıştır.



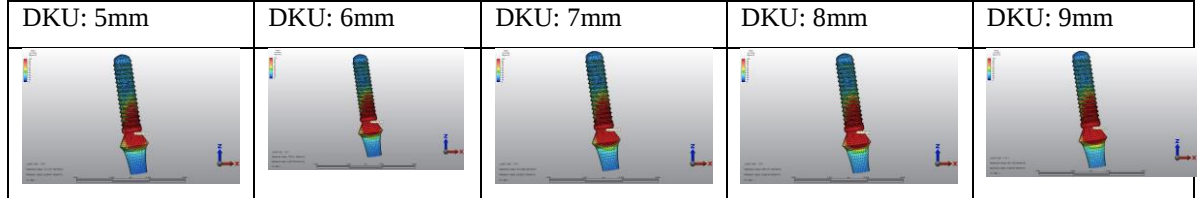
Şekil 3.66 Dik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



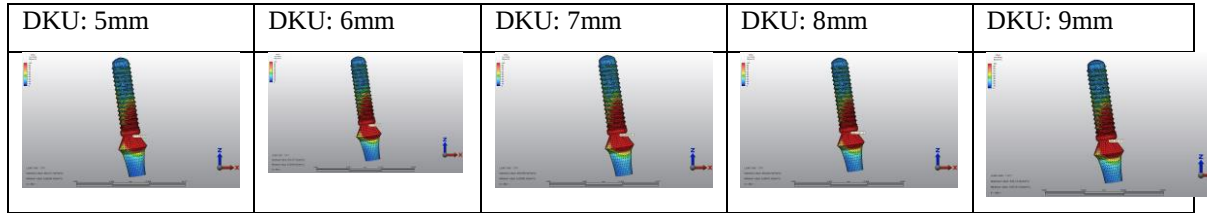
Şekil 3.67 Dik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



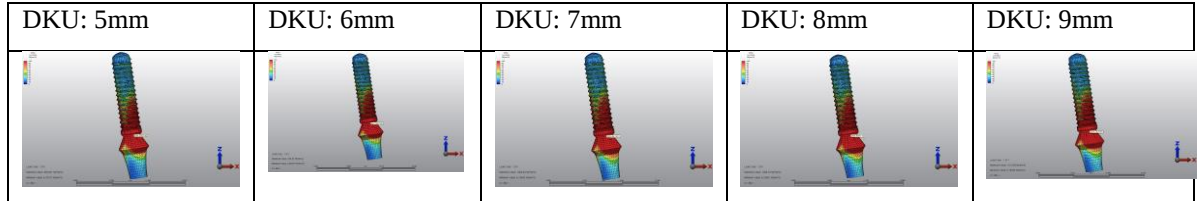
Şekil 3.68 Dik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



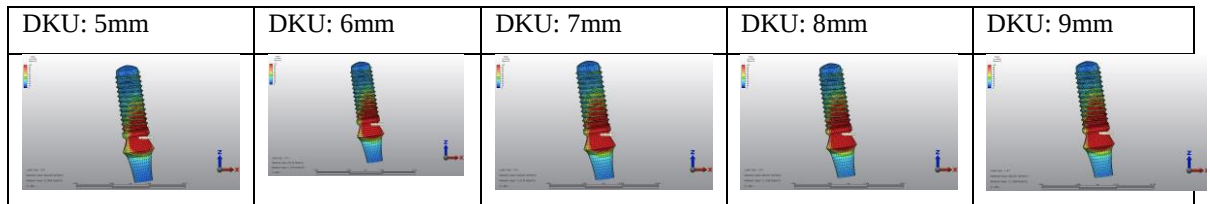
Şekil 3.69 Dik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



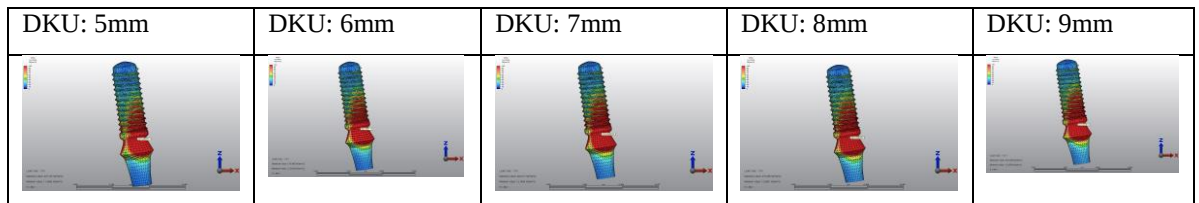
Şekil 3.70 Dik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



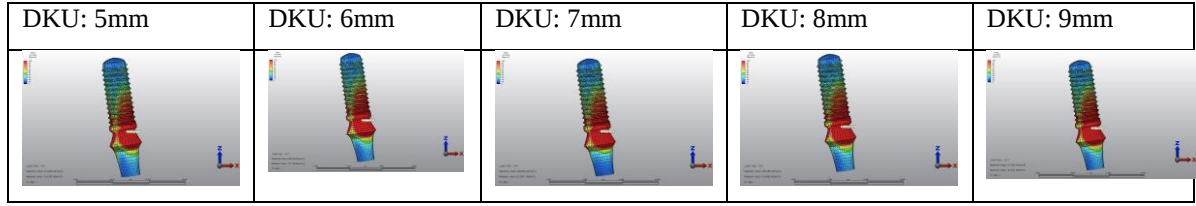
Şekil 3.71 Dik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



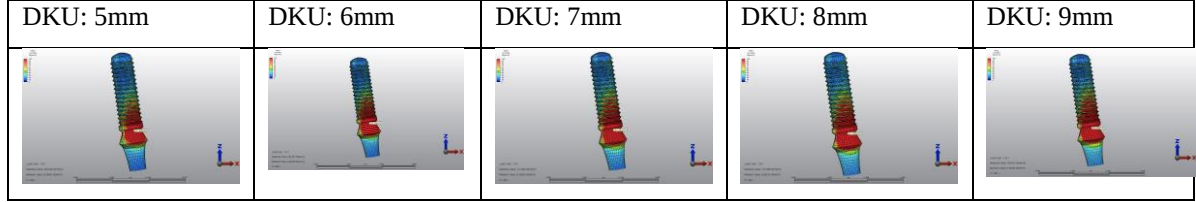
Şekil 3.72 Dik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



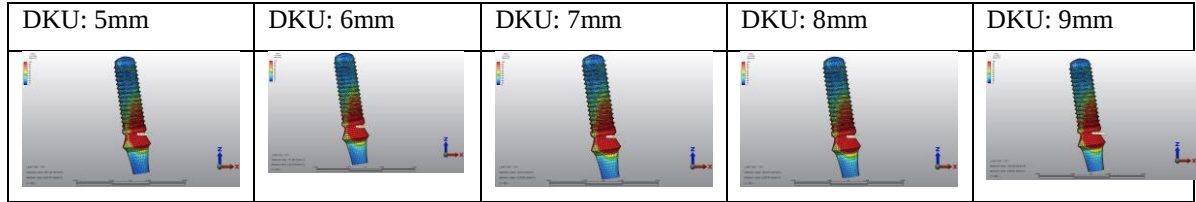
Şekil 3.73 Dik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



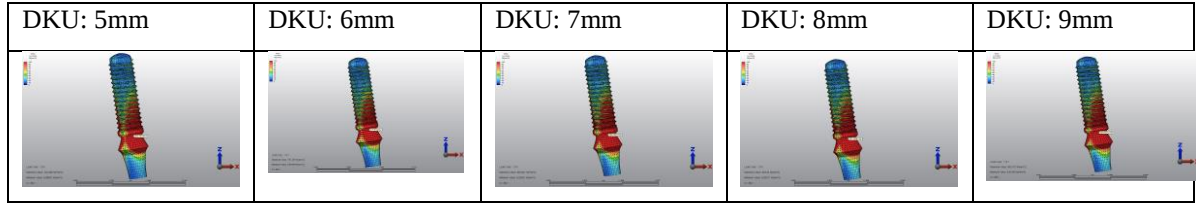
Şekil 3.74 Dik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.75 Dik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



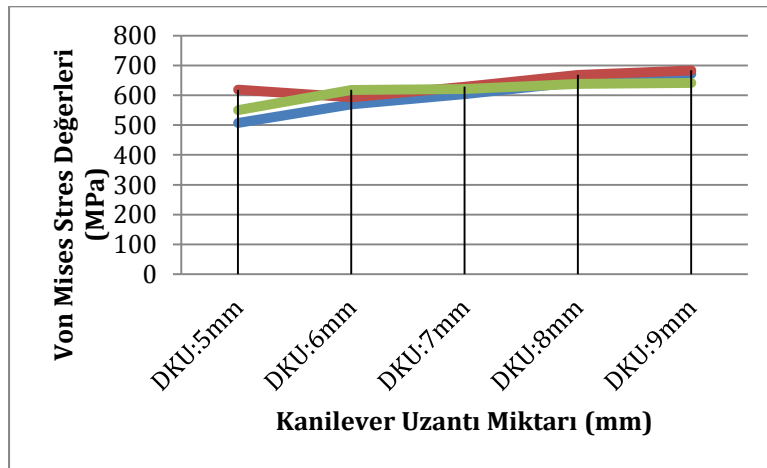
Şekil 3.76 Dik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



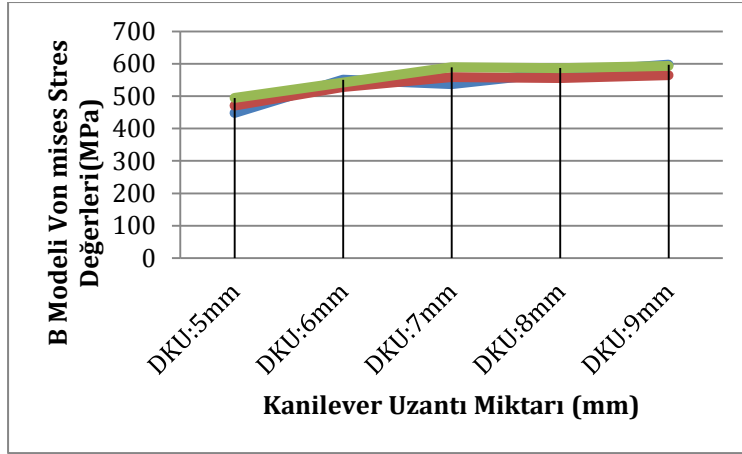
Şekil 3.77 Dik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri

Çizelge 3.5 İmplantın Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri

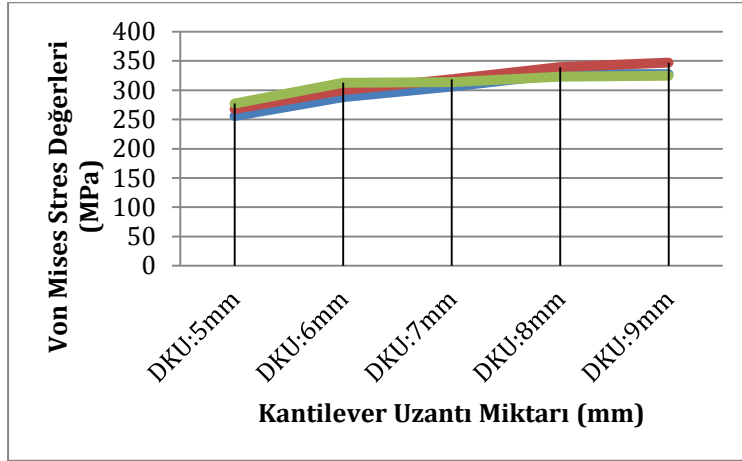
		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	506,8	569,3	604	644,5	671,7
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	618,4	593,5	628,6	668,5	683,6
	K/l oranı : 2/1 (III)	550,3	618,2	621,1	637,6	641,2
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	448,5	550,8	536,8	573,7	597
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	471,2	527,9	558,8	556,1	564,6
	K/l oranı : 2/1 (III)	494,3	542,2	589,4	586,9	593,7
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	255,5	288	306,3	327,2	327,2
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	267,9	300,3	318,4	339,3	347
	K/l oranı : 2/1 (III)	277,2	312,7	313,8	322,8	324,7
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	251,6	283,2	301,3	321,4	335,5
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	267,6	299	316,9	315,5	320,3
	K/l oranı : 2/1 (III)	283,7	310,5	338,3	337	340,8



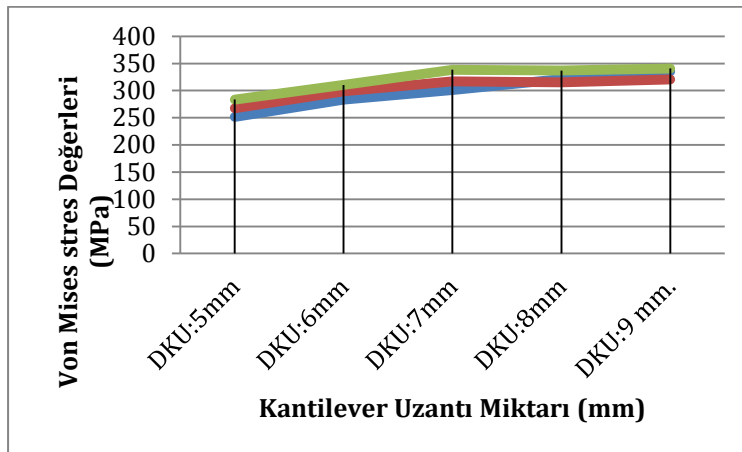
Şekil 3.78 A Modelindeki İmplantın Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.79 B Modelindeki İmplantta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.80 C Modelindeki İmplantta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.81 D Modelindeki İmplantta Dik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %27,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %32 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 4,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %1,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %8,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %10,5 artmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %12,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %15,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %16,5 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %22,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %27,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %33,1 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %18,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %18 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %19,8 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %18,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %20,1 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %28 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %28 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %18,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %26,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %29,5 artmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %13,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %16,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %17,1 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %27,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %33,3 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %11,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %18,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %17,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %19,6 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %19,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %18,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %20,1 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %22 artmıştır, A(III) olduğunda %8,5 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %4,2 artmıştır, A(III) olduğunda %8,5 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %4 artmıştır, A(III) olduğunda %2,8 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %3,7 artmıştır, A(III) olduğunda %1,1 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; % 1,7 artmıştır, A(III) olduğunda % 4,6 azalmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %5 artmıştır, B(III) olduğunda %10,2 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %4,2 azalmıştır, B(III) olduğunda %1,6 azalmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %4 artmıştır, B(III) olduğunda %9,7 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %3,1 azalmıştır, B(III) olduğunda %2,3 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %5,5 azalmıştır, B(III) olduğunda %0,6 azalmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %4,8 artmıştır, C(III) olduğunda %8,4 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %4,2 artmıştır, C(III) olduğunda %8,5 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %3,9 artmıştır, C(III) olduğunda %2,4 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %3,6 artmıştır, C(III) olduğunda %1,4 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %6 artmıştır, C(III) olduğunda %0,8 azalmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %6,3 artmıştır, D(III) olduğunda %12,7 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,5 artmıştır, D(III) olduğunda %9,6 artmıştır.

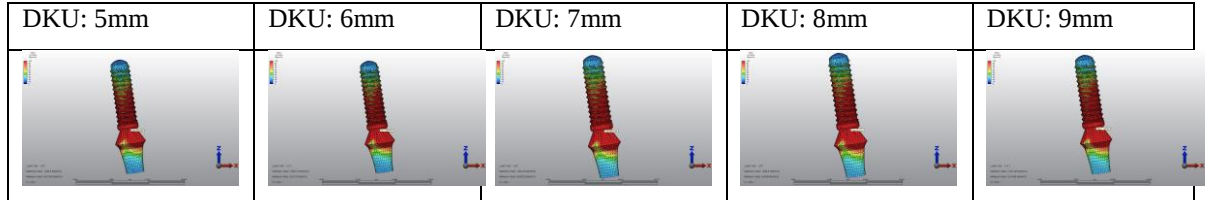
KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,1 artmıştır, D(III) olduğunda %12,2 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %1,9 azalmıştır, D(III) olduğunda %4,8 artmıştır.

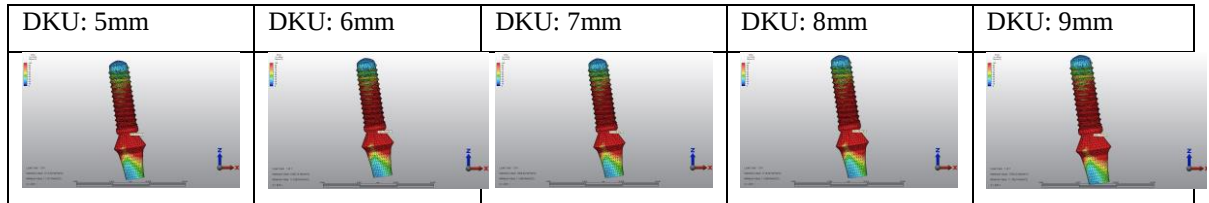
KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %4,6 azalmıştır, D(III) olduğunda %1,5 artmıştır.

3.6 İmplantın Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri:

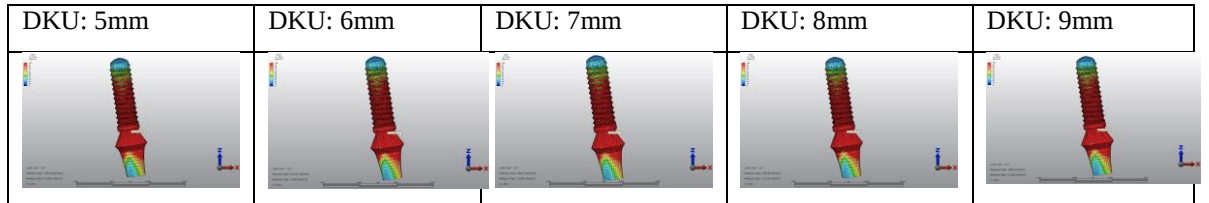
İmplantın uygulanan oblik kuvvetler sonucu stresler implantın tüm yüzeylerinde ve implantın apeksine doğru birçok yivde yoğunlaşmıştır.



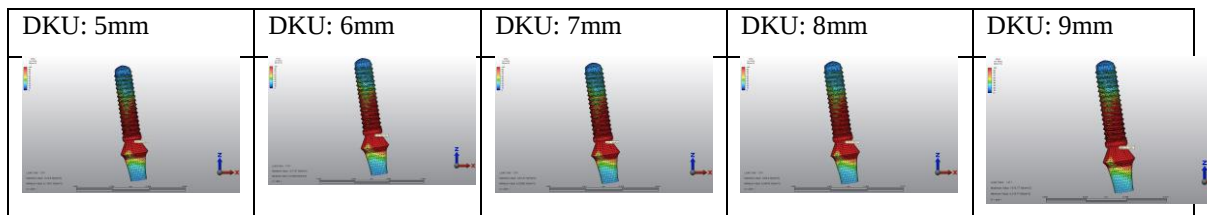
Şekil 3.82 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



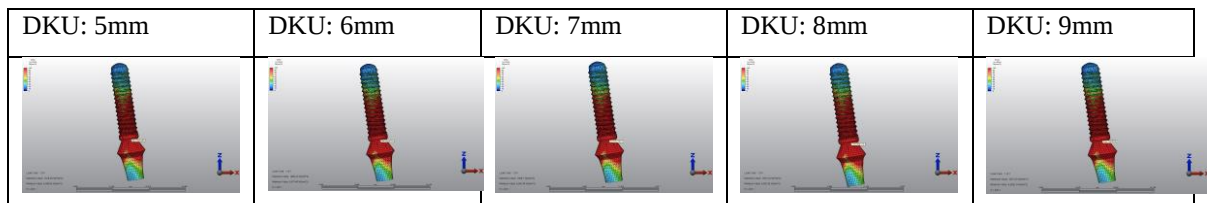
Şekil 3.83 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



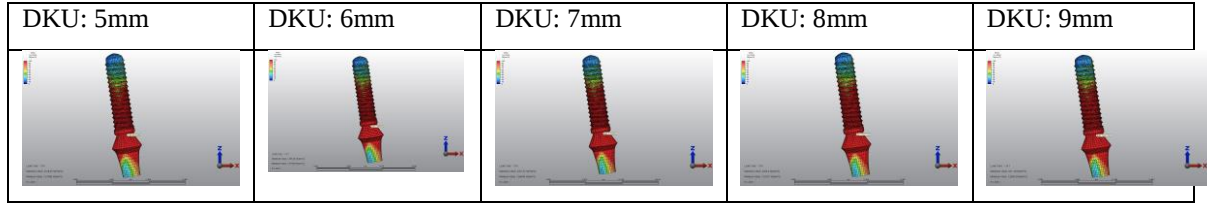
Şekil 3.84 Oblik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



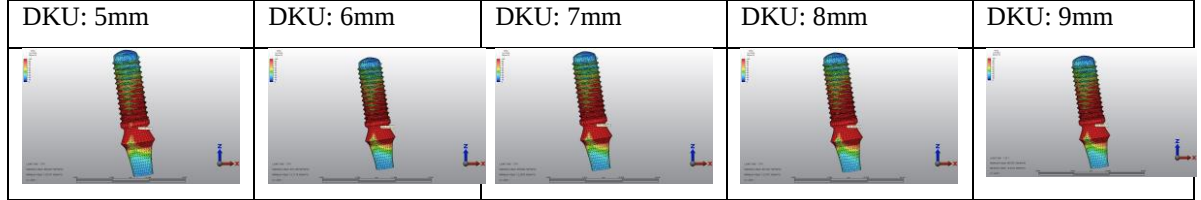
Şekil 3.85 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



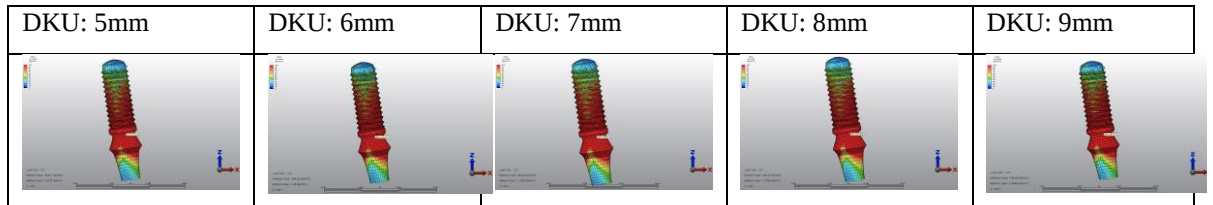
Şekil 3.86 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



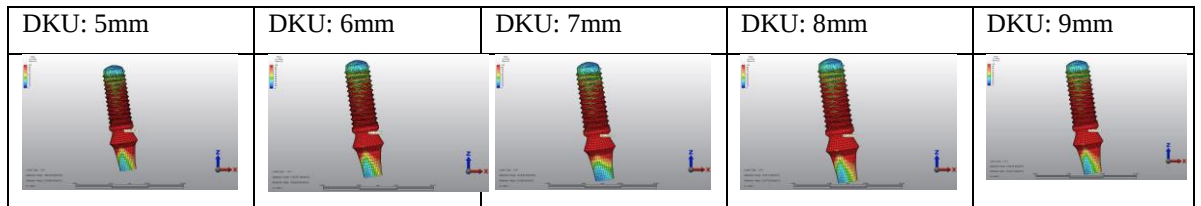
Şekil 3.87 Oblik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



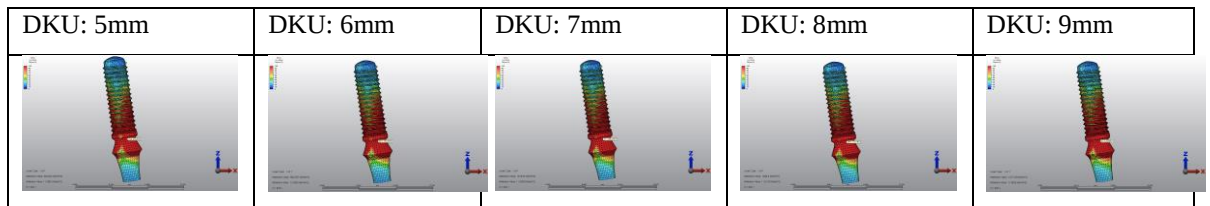
Şekil 3.88 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



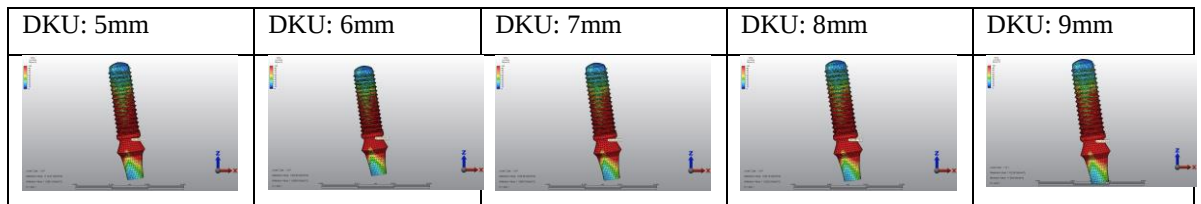
Şekil 3.89 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



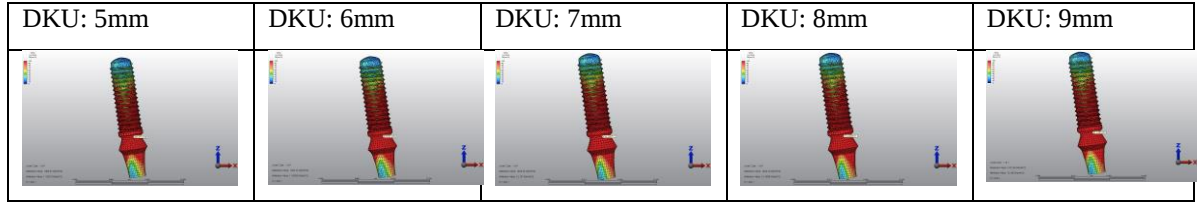
Şekil 3.90 Oblik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.91 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



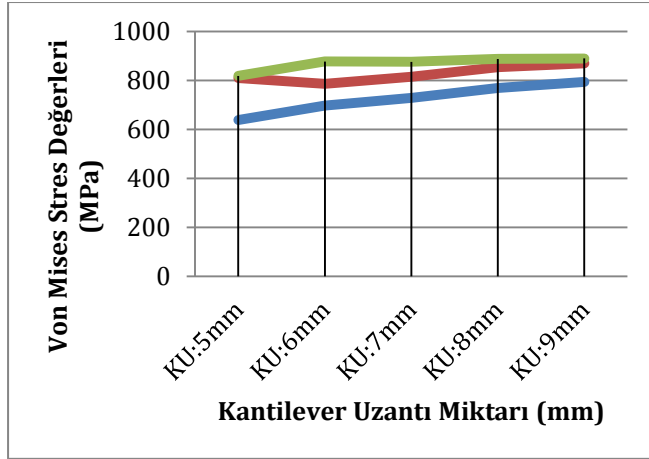
Şekil 3.92 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Misses Stres Değerleri



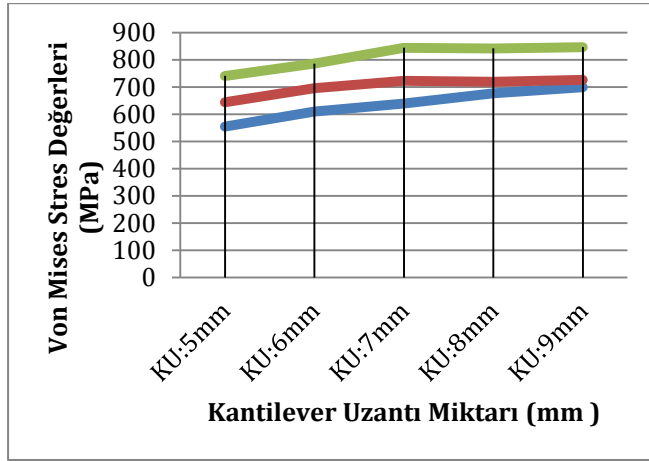
Şekil 3.93 Oblik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Misses Stres Değerleri

Çizelge 3.6 İmplanta Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri

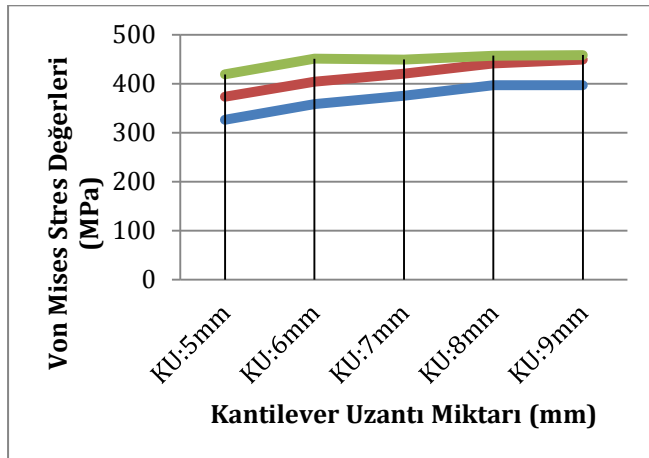
		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	638	697,2	728,8	768,6	794,1
	K/l oranı: 1,5/1 (II)	809,4	785,3	815	854,3	869,1
	K/l oranı: 2/1 (III)	818,4	876,8	875,6	887,8	889,6
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	555	610,3	639,1	676,6	699,2
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	644,2	696	722,6	719,3	726,7
	K/l oranı : 2/1 (III)	740,4	785,7	844,2	841,5	846,1
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	326,5	358,5	375,2	396,8	396,8
	K/l oranı: 1,5/1 (II)	373,3	404,2	420,1	441,5	449,3
	K/l oranı : 2/1 (III)	418,9	451,1	449,2	457,3	458,4
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	330	361,1	377,8	398,7	412,3
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	390	419,9	435,6	433,9	437,9
	K/l oranı : 2/1 (III)	452,4	479,8	516,2	514,6	517,2



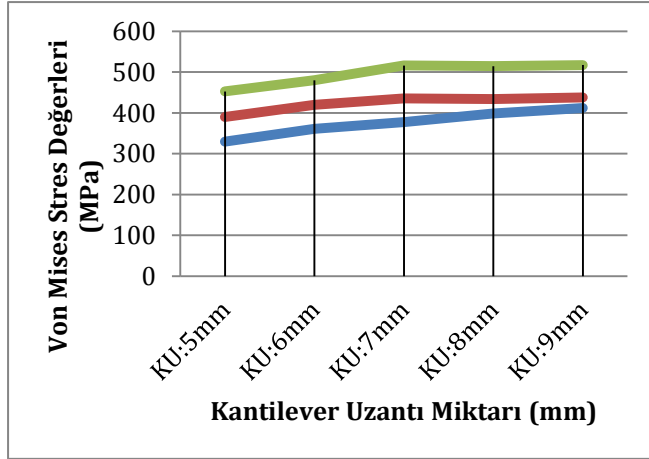
Şekil 3.94 A Modelindeki İmplantı Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.95 B Modelindeki İmplantı Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.96 C Modelindeki İmplantı Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Misses Stres Değerleri



Şekil 3.97 D Modelindeki İmplantın Oblik Kuvvetler Uygulanması Sonucu Oluşan Von Mises Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %20,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %24,4 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %3 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %0,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %5,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %7,3 artmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %7,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %6,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %8,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,6 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %15,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %21,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %25,9 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %12,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %11,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %12,8 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %13,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,2 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %21,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %21,5 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %8,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %12,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %18,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %20,3 artmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %7,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %20,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %24,9 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %7,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %11,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %11,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %12,2 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %13,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,3 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

DKU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %26,8 artmıştır, A(III) olduğunda %28,2 artmıştır.

DKU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %12,6 artmıştır, A(III) olduğunda %25,7 artmıştır.

DKU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %11,8 artmıştır, A(III) olduğunda %20,1 artmıştır.

DKU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %11,1 artmıştır, A(III) olduğunda %15,5 artmıştır.

DKU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %9,4 artmıştır, A(III) olduğunda %12 artmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

DKU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %16 artmıştır, B(III) olduğunda %33,4 artmıştır.

DKU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %14 artmıştır, B(III) olduğunda %28,7 artmıştır.

DKU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %13 artmıştır, B(III) olduğunda %32 artmıştır.

DKU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %6,3 artmıştır, B(III) olduğunda %24,3 artmıştır.

DKU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %3,9 artmıştır, B(III) olduğunda %21 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

DKU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; % 14,3 artmıştır, C(III) olduğunda %28,3 artmıştır.

DKU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %12,7 artmıştır, C(III) olduğunda %25,8 artmıştır.

DKU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %12 artmıştır, C(III) olduğunda %19,7 artmıştır.

DKU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %11,2 artmıştır, C(III) olduğunda %15,2 artmıştır.

DKU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %13,2 artmıştır, C(III) olduğunda %15,7 artmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

DKU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %18,1 artmıştır, D(III) olduğunda %37 artmıştır.

DKU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %16,2 artmıştır, D(III) olduğunda %32,8 artmıştır.

DKU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %15,2 artmıştır, D(III) olduğunda %36,6 artmıştır.

DKU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

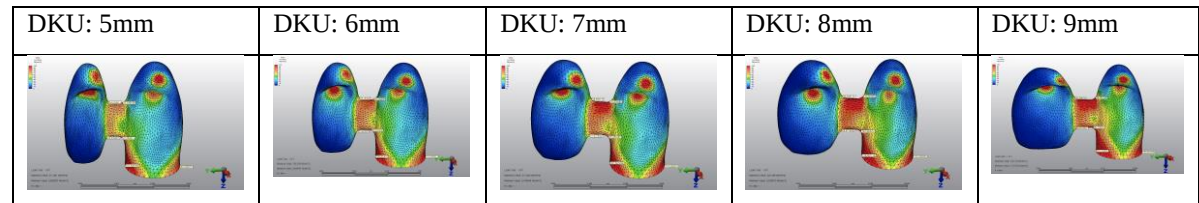
D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %8,8 artmıştır, D(III) olduğunda %29 artmıştır.

DKU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

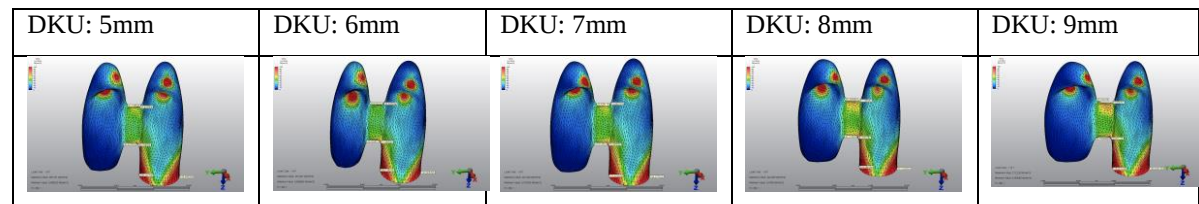
D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %6,2 artmıştır, D(III) olduğunda %25,4 artmıştır.

3.7 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

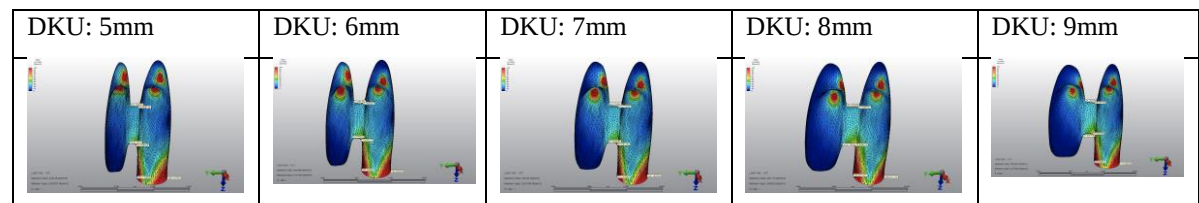
Uygulanan dik kuvvetler sonucu metal alt yapının konnektör bölgesinde oluşan stresler konnektörün koronalinde ve abutmenta bakan yüzünde yoğunlaşmıştır.



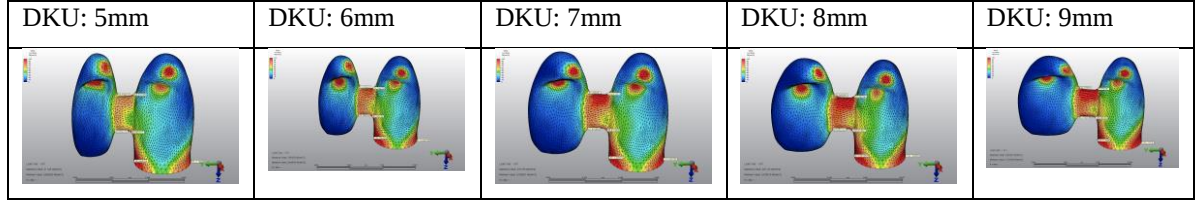
Şekil 3.98 Dik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



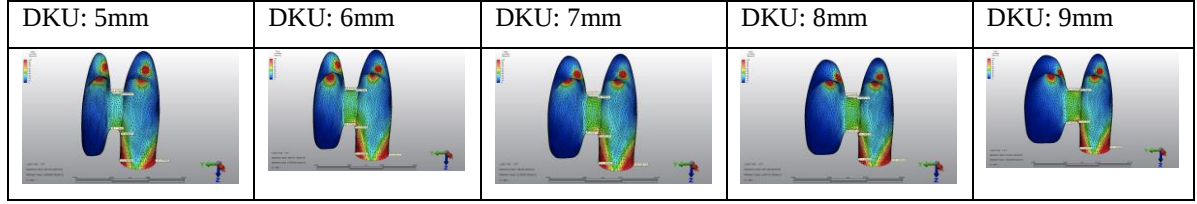
Şekil 3.99 Dik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



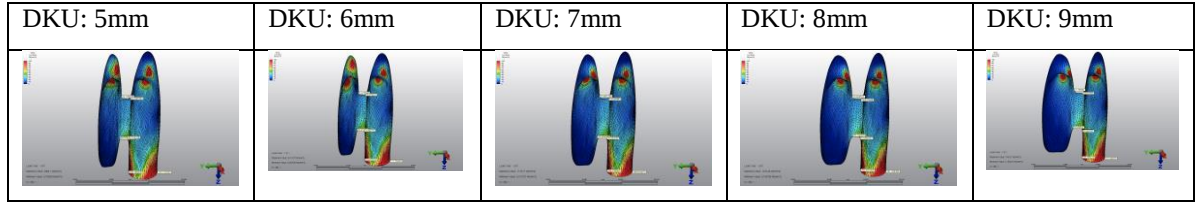
Şekil 3.100 Dik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



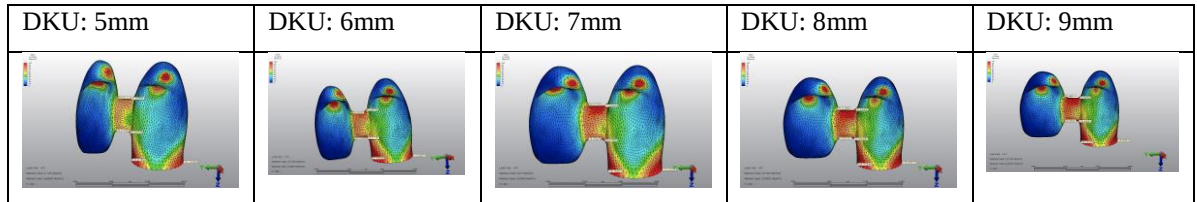
Şekil 3.101 Dik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



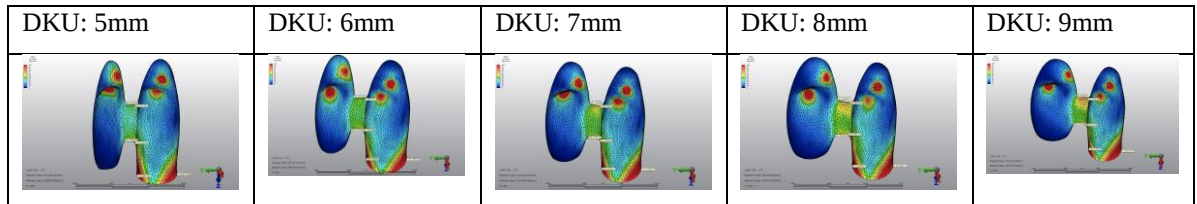
Şekil 3.102 Dik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



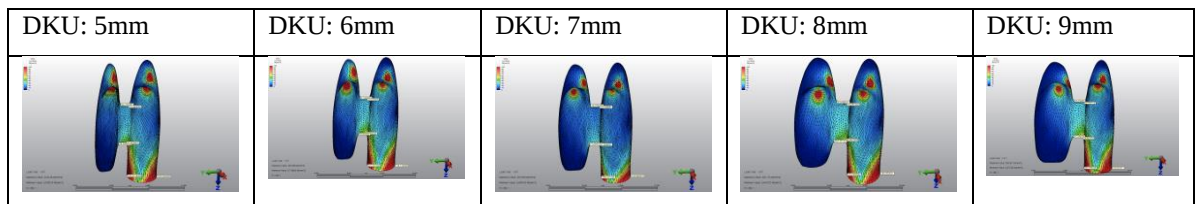
Şekil 3.103 Dik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



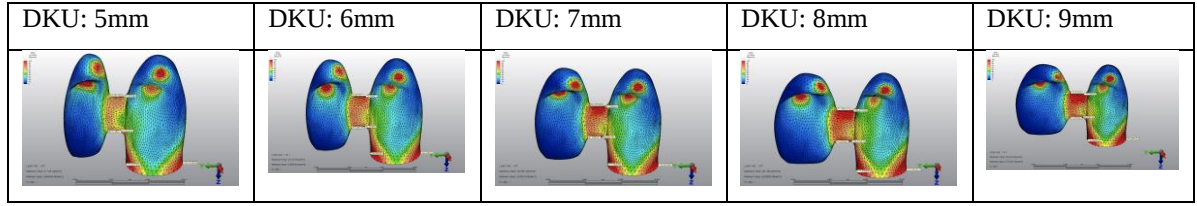
Şekil 3.104 Dik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



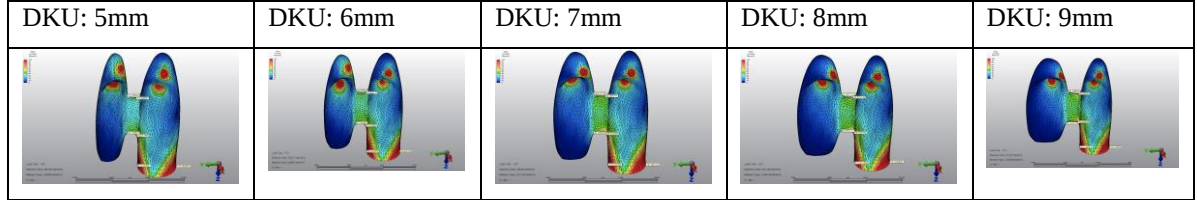
Şekil 3.105 Dik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



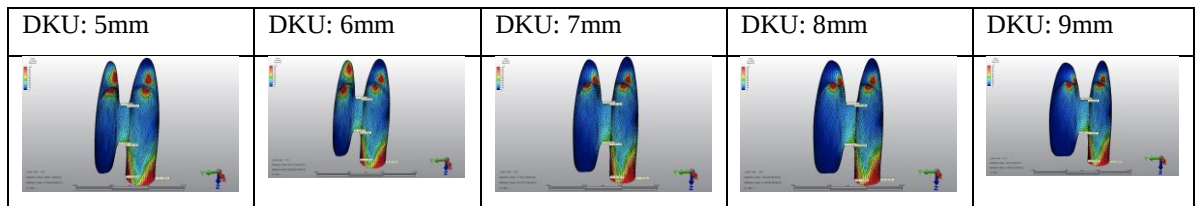
Şekil 3.106 Dik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.107 Dik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



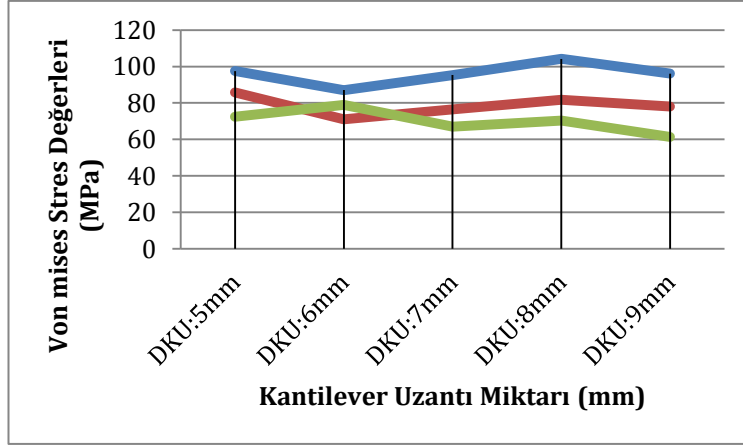
Şekil 3.108 Dik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



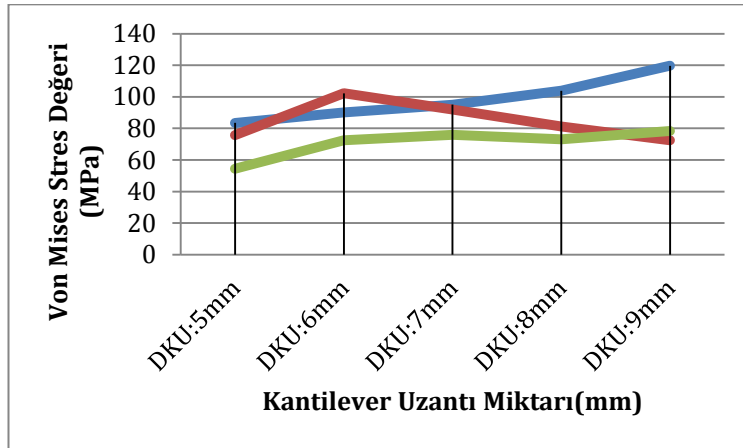
Şekil 3.109 Dik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 3.7 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

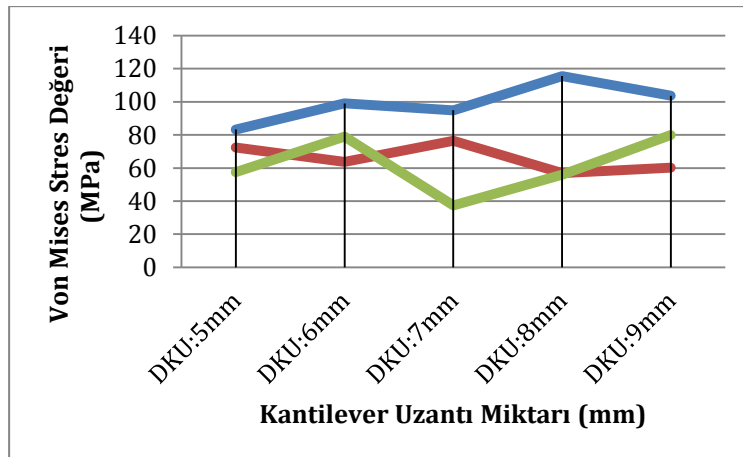
		D.K.U:	D.K.U:	D.K.U:	D.K.U:	D.K.U:
		5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	97,5	87,1	95,3	104,2	96,1
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	85,7	71,1	76,5	81,8	78
	K/l oranı : 2/1 (III)	72,4	78,9	67	70,4	61,3
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	83,5	90,2	95	103,9	119,7
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	75,8	102,2	92	81,1	72,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	54,5	72,5	76	73	78,3
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	83,2	99	94,8	115,5	103,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	72,4	63,7	76,4	56,9	60,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	57,4	78,9	37,3	56	79,9
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	69,4	90,3	95	102,4	80,8
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	65,6	73,2	83,9	68,8	73,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	67,9	72,5	76	63,6	82,6



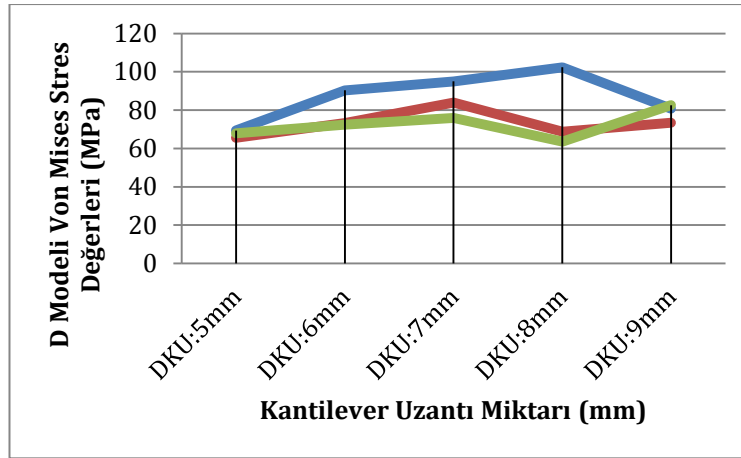
Şekil 3.110 A Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.111 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.112 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.113 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzatısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %10,7 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %2,3 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %6,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %1,5 azalmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %17,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,8 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4,6 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %9 azalmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %8,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %2,8 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %15,4 azalmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzatısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %13,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %24,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %43,3 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %34,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %21,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %6,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,2 azalmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %33 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %39,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %33,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %43,6 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %18,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %13,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %38,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %24,5 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %5,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %21,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %16,9 azalmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler % 37,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %35,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %2,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %39,1 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %30,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %36,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %47,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %16,4 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %11,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %27,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %11,8 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %11,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %6,4 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %21,6 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I)iken A(II) olduğunda stresler ; %12,2 azalmıştır, A(III) olduğunda % 27,6 azalmıştır

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %18,4 azalmıştır, A(III) olduğunda %9,5 azalmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %19,8 azalmıştır, A(III) olduğunda % 29,7 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %21,5 azalmıştır, A(III) olduğunda %32,5 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %18,9 artmıştır, A(III) olduğunda %36,3 azalmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %9,3 azalmıştır, B(III) olduğunda %34,8 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %13,3 artmıştır, B(III) olduğunda %19,7 azalmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %3,2 azalmıştır, B(III) olduğunda %20 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %22 azalmıştır, B(III) olduğunda %29,8 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %39,6 azalmıştır, B(III) olduğunda %34,6 azalmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %13 azalmıştır, C(III) olduğunda %31,1 azalmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %35,7 azalmıştır, C(III) olduğunda %20,4 azalmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %19,5 azalmıştır, C(III) olduğunda % 60,7 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %50,8 azalmıştır, C(III) olduğunda %51,6 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %41,9 azalmıştır, C(III) olduğunda %22,9 azalmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,5 azalmıştır, D(III) olduğunda %2,2 azalmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %19 azalmıştır, D(III) olduğunda %19,8 azalmıştır.

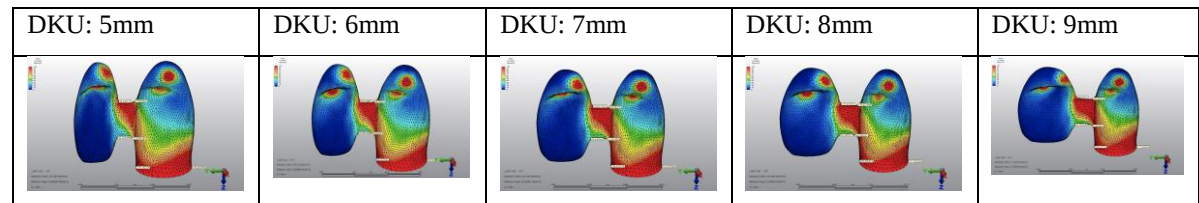
KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %11,7 azalmıştır, D(III) olduğunda %20 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %32,9 azalmıştır, D(III) olduğunda %37,9 azalmıştır.

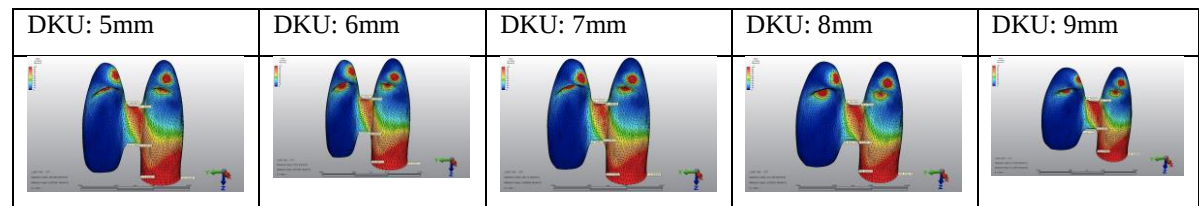
KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ; D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; % 9,2 azalmıştır, D(III) olduğunda %2,2 artmıştır.

3.8 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

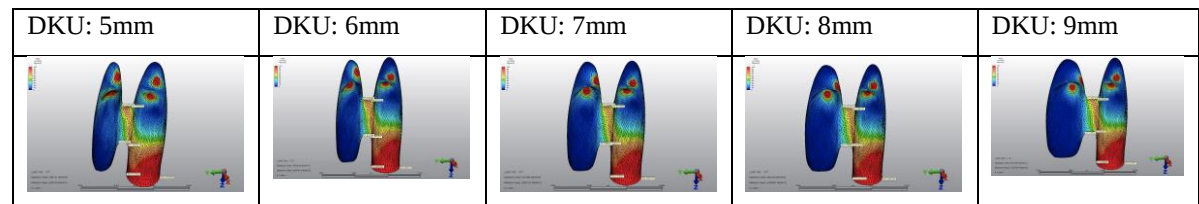
Uygulanan oblik kuvvetler sonucu metal alt yapının konnektör bölgesinde oluşan stresler konnektörün koronalinde, abutmenta bakan yüzeyin tamamında ve distal kantilever uzantısına doğru olan kısma doğru azalarak yoğunlaşmıştır.



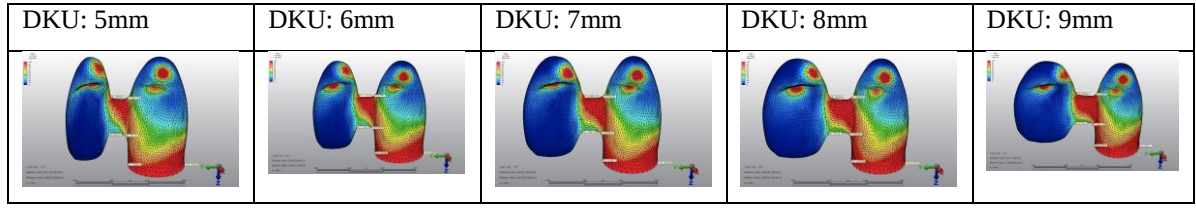
Şekil 3.114 Oblik Kuvvet Uygulanan A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



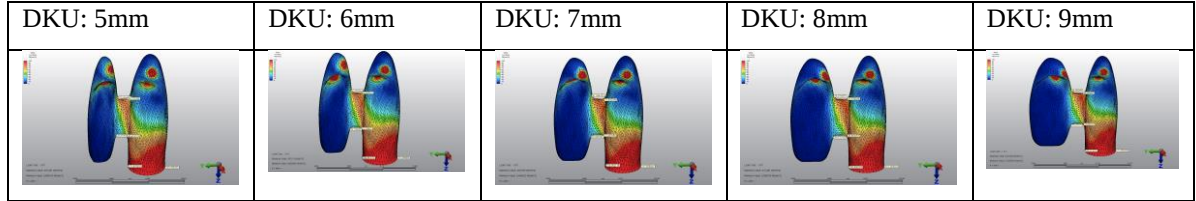
Şekil 3.115 Oblik Kuvvet Uygulanan A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



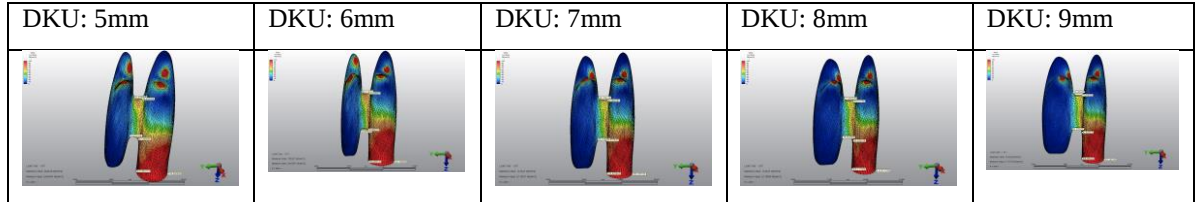
Şekil 3.116 Oblik Kuvvet Uygulanan A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



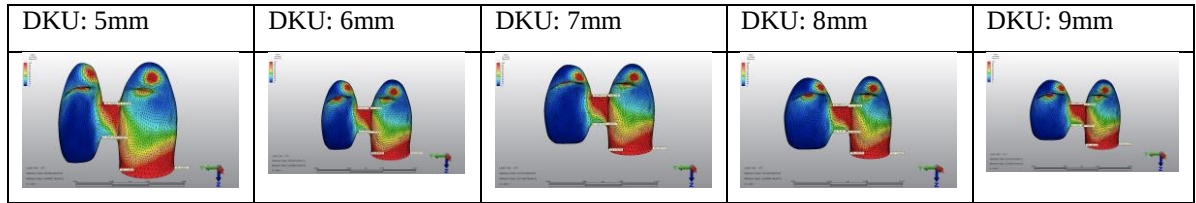
Şekil 3.117 Oblik Kuvvet Uygulanan B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



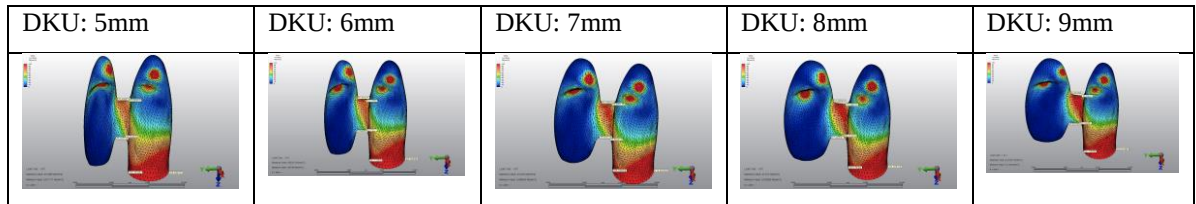
Şekil 3.118 Oblik Kuvvet Uygulanan B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



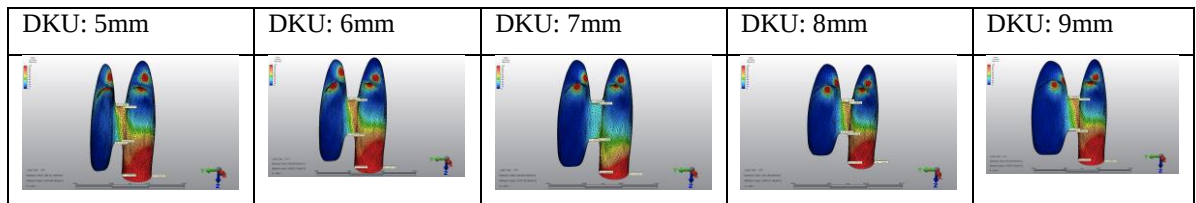
Şekil 3.119 Oblik Kuvvet Uygulanan B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



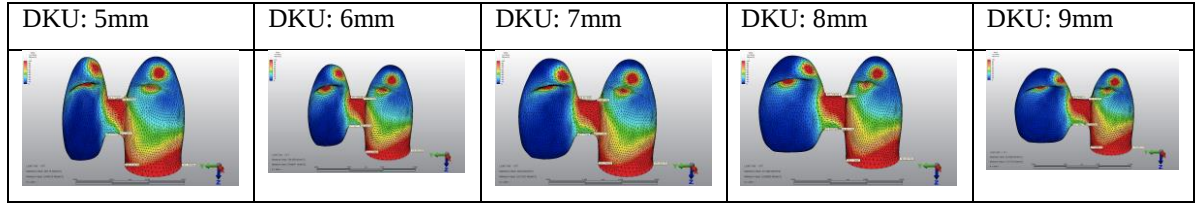
Şekil 3.120 Oblik Kuvvet Uygulanan C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



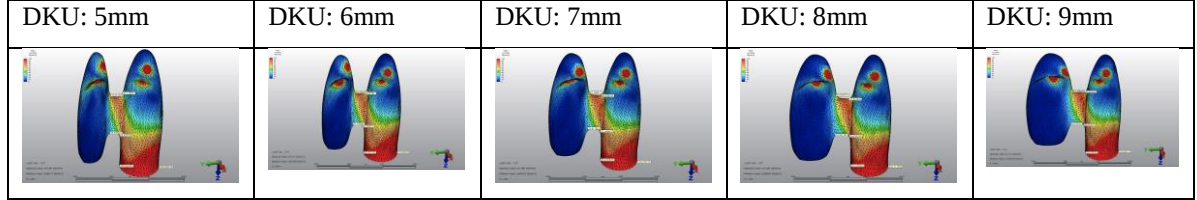
Şekil 3.121 Oblik Kuvvet Uygulanan C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



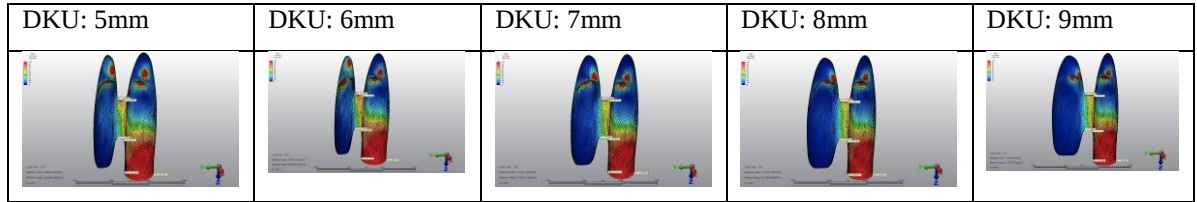
Şekil 3.122 Oblik Kuvvet Uygulanan C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.123 Oblik Kuvvet Uygulanan D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



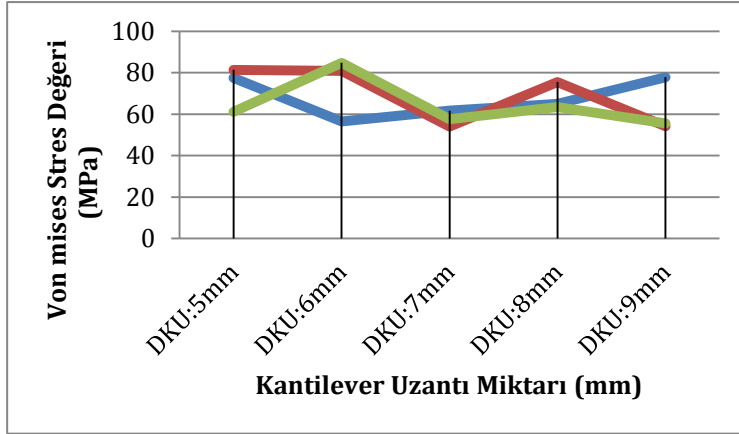
Şekil 3.124 Oblik Kuvvet Uygulanan D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



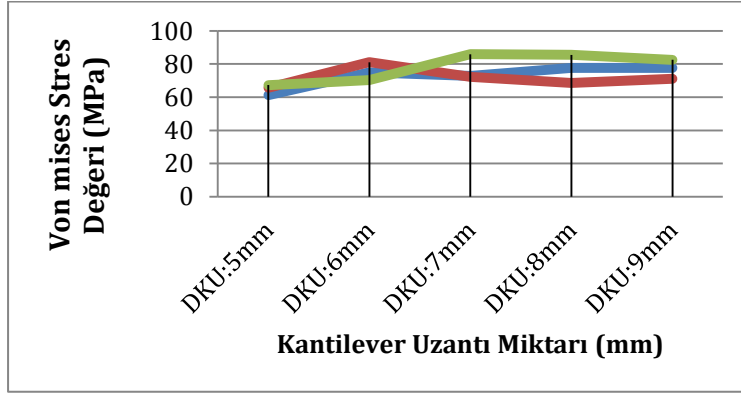
Şekil 3.125 Oblik Kuvvet Uygulanan D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 3.8 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

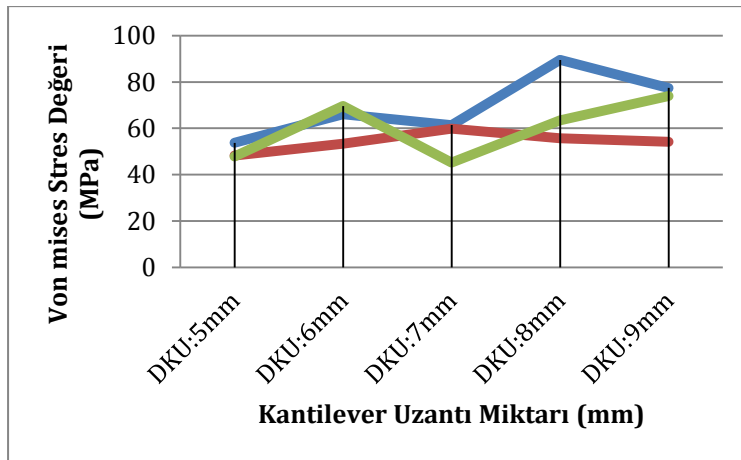
		D.K.U: 5 mm	D.K.U: 6 mm	D.K.U: 7 mm	D.K.U: 8 mm	D.K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	77,5	56,5	61,7	65	77,8
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	81,4	80,9	54	75,5	54,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	61,1	84,8	57,5	63,5	55,5
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	61,3	75	72,9	77,6	77,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	65,6	81,1	72,2	68,5	71
	K/l oranı : 2/1 (III)	67,3	70,4	85,9	85,5	82,5
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	53,7	66,1	61,4	89,5	77,4
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	48,3	53,4	59,9	55,7	54,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	47,8	69,6	45,2	63,5	73,9
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	44,2	58,2	48,6	64,8	69,3
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	65,5	81	72,1	68,4	70,8
	K/l oranı : 2/1 (III)	74,6	78,5	85,9	81	87,9



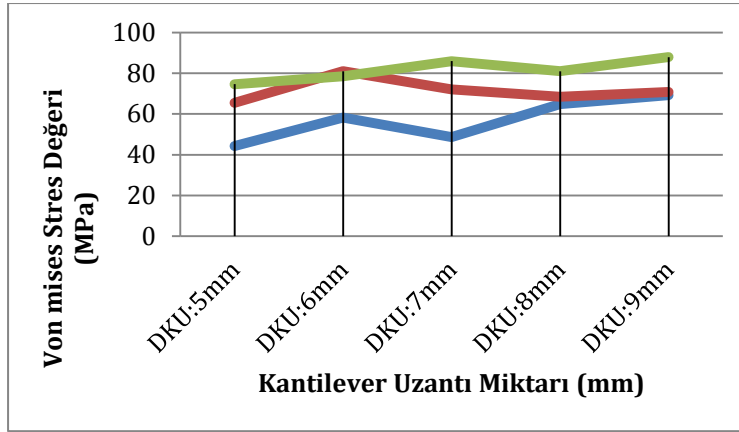
Şekil 3.126 A Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.127 B Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.128 C Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.129 D Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Konnektör Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzatısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %27,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %20,4 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %16,2 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %0,3 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %0,7 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %33,7 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %7,3 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %33,5 azalmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %38,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %5,9 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %3,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %9,2 azalmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzatısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %22,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %18,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %26,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %26,5 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %23,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,2 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %27,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %27 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %22,5 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %23 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %66,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %44,1 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %10,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %24 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %15,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %12,2 artmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %45,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %5,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %32,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %54,6 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %31,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %9,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %46,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %56,7 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %23,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %4,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %5,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %15,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %8,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %17,8 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %5 artmıştır, A(III) olduğunda %21,2 azalmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %43,1 artmıştır, A(III) olduğunda %50 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %12 azalmıştır, A(III) olduğunda %6,9 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %16,1 artmıştır, A(III) olduğunda %2,4 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %30,4 azalmıştır, A(III) olduğunda % 28,7 azalmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %7 artmıştır, B(III) olduğunda %9,7 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %8,1 artmıştır, B(III) olduğunda %6,2 azalmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; % 1 azalmıştır. B(III) olduğunda %17,8 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %11,8 azalmıştır, B(III) olduğunda %10,1 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %8,6 azalmıştır, B(III) olduğunda %6,3 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %10,1 azalmıştır, C(III) olduğunda %11 azalmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %19,3 azalmıştır, C(III) olduğunda %5,2 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %2,5 azalmıştır, C(III) olduğunda % 26,4 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %37,8 azalmıştır, C(III) olduğunda %29,1 azalmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %30 azalmıştır, C(III) olduğunda %4,6 azalmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %48,1 artmıştır, D(III) olduğunda %68,7 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) den iken D(II) olduğunda stresler ; %39,1 artmıştır, D(III) olduğunda %34,8 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %48,3 artmıştır, D(III) olduğunda %76,7 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

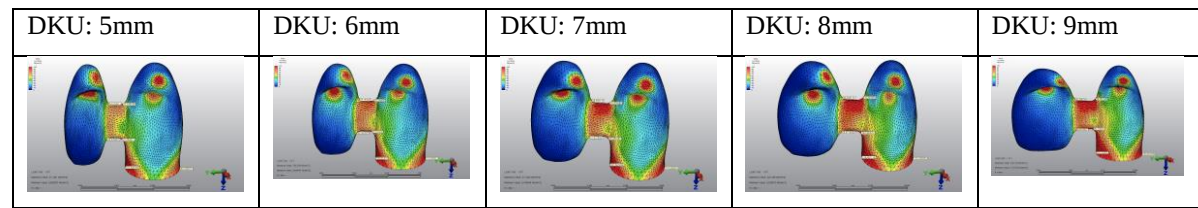
D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,5 artmıştır, D(III) olduğunda %25 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

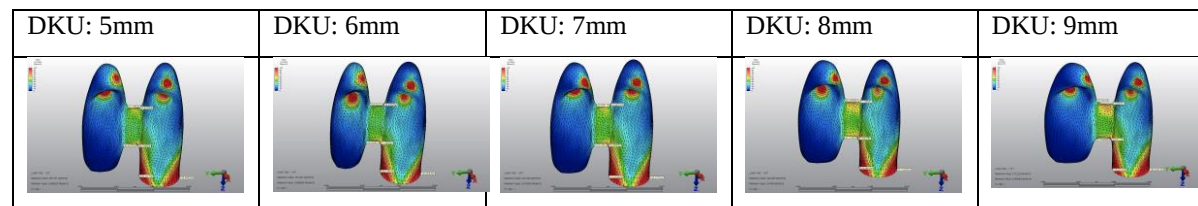
D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %2,1 artmıştır, D(III) olduğunda %26,8 artmıştır.

3.9 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

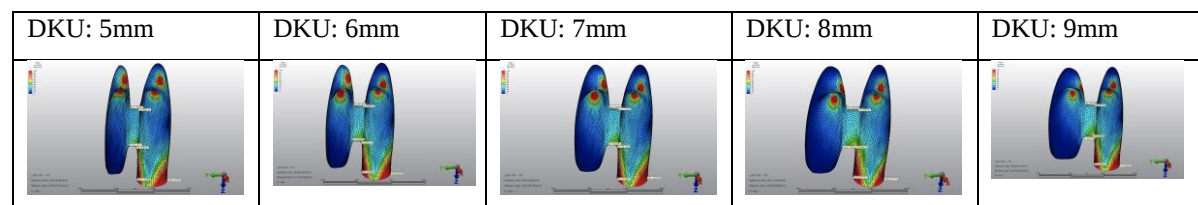
Uygulanan dik kuvvetler sonucu metal alt yapıda oluşan Von Mises stresleri kole bölgesinde distal yüzünde yoğunlaşmıştır.



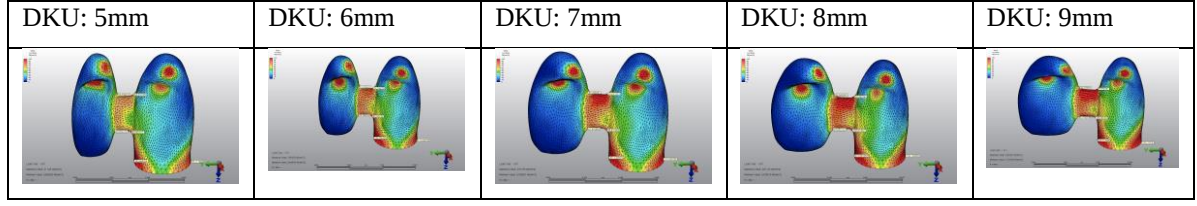
Şekil 3.130 Dik Kuvvet Uygulandığında A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



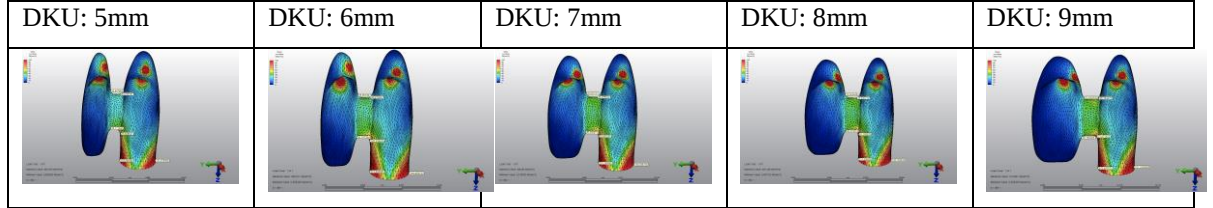
Şekil 3.131 Dik Kuvvet Uygulandığında A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



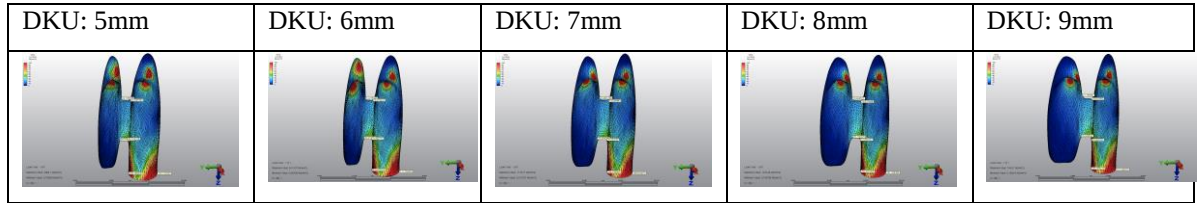
Şekil 3.132 Dik Kuvvet Uygulandığında A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



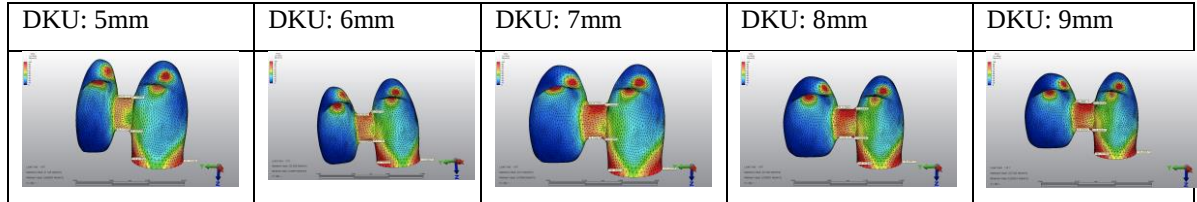
Şekil 3.133 Dik Kuvvet Uygulandığında B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



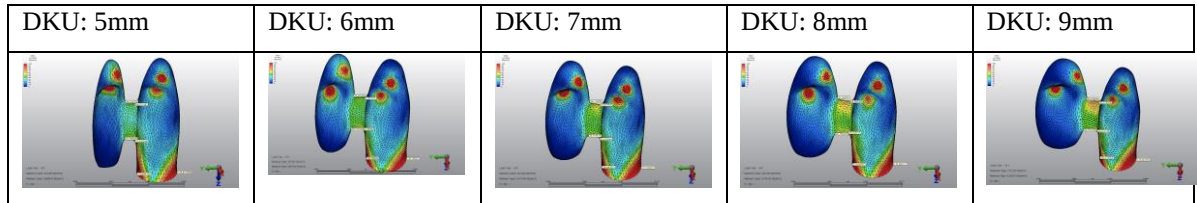
Şekil 3.134 Dik Kuvvet Uygulandığında B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



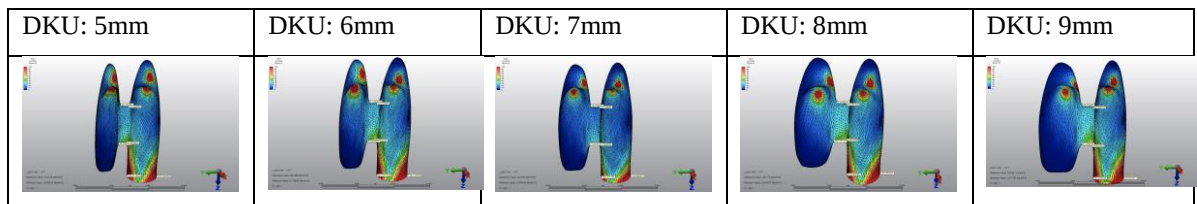
Şekil 3.135 Dik Kuvvet Uygulandığında B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



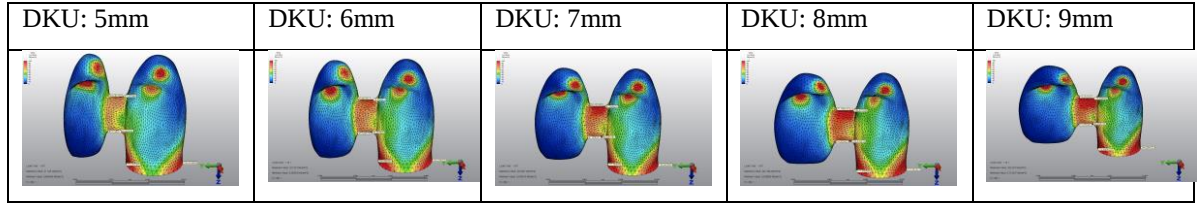
Şekil 3.136 Dik Kuvvet Uygulandığında C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



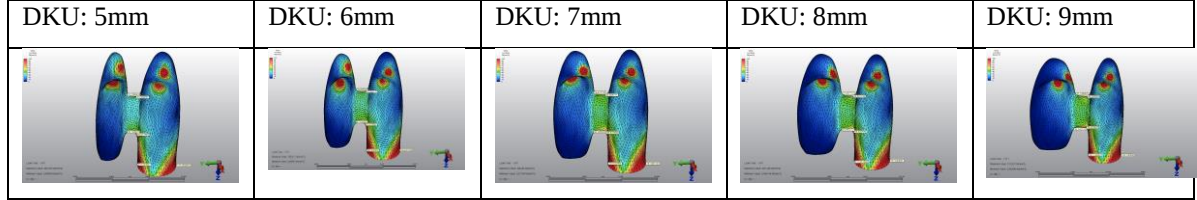
Şekil 3.137 Dik Kuvvet Uygulandığında C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



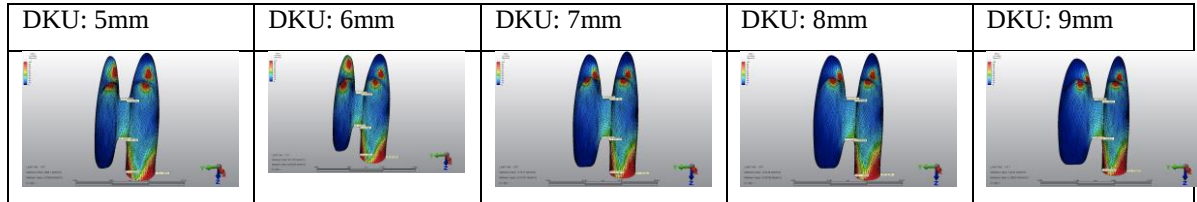
Şekil 3.138 Dik Kuvvet Uygulandığında C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.139 Dik Kuvvet Uygulandığında D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



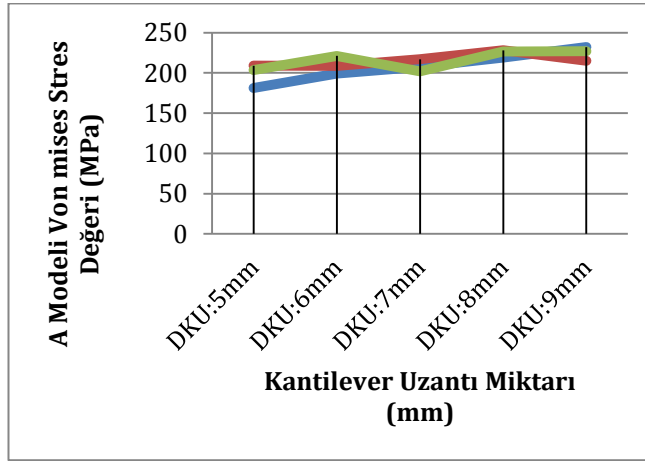
Şekil 3.140 Dik Kuvvet Uygulandığında D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



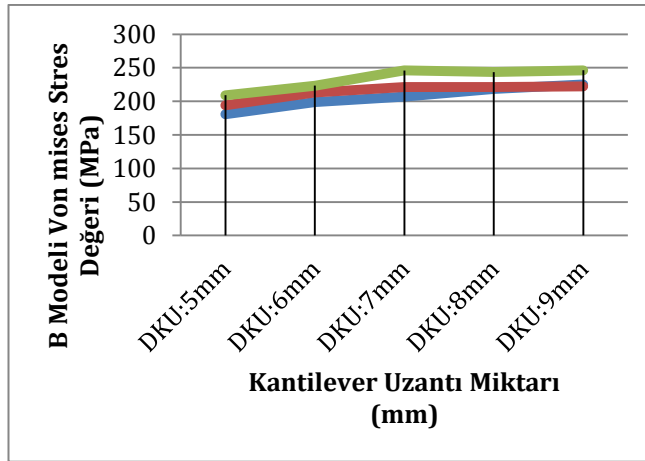
Şekil 3.141 Dik Kuvvet Uygulandığında D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 3.9 Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

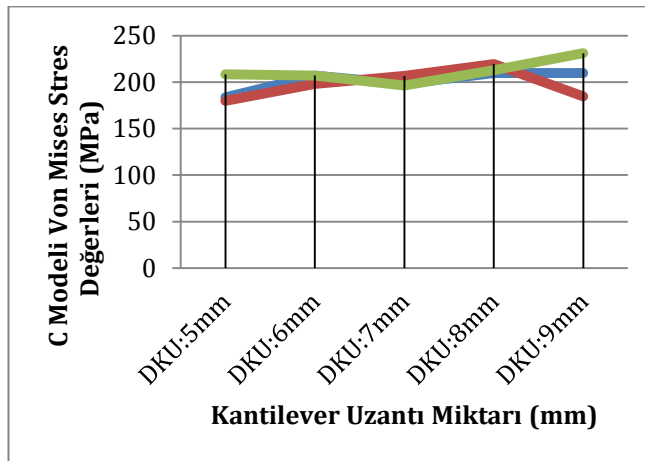
		K.U:	K.U:	K.U:	K.U:	K.U:
		5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	181,3	199,2	207,5	218,9	232,1
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	209,1	208,7	217	228	215,2
	K/l oranı : 2/1 (III)	203,7	221,2	201,9	226,5	226,9
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	180,8	198,7	207,1	218,5	225,1
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	193,9	213	221,1	221,1	222,3
	K/l oranı : 2/1 (III)	209,1	223,4	246	243,6	246,3
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	183,6	207,2	198,1	209,7	209,7
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	179,8	198	206,6	219,5	184,5
	K/l oranı : 2/1 (III)	208,3	207,2	196,4	212,9	231
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	172,2	208,9	217,9	211,5	215,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	201,5	221	229,5	211,6	231,1
	K/l oranı : 2/1 (III)	215,4	230	252,5	222,1	252,8



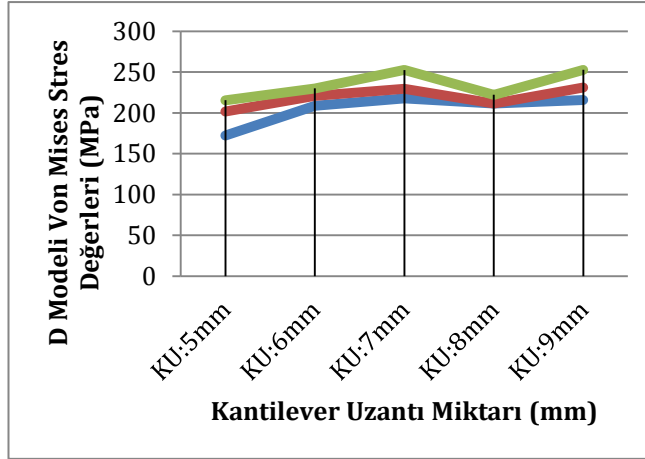
Şekil 3.142 A Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.143 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.144 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.145 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %20,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %28 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %0,2 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %2,9 artmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %8,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler % 0,9 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %11,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %11,3 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %20,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %24,5 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %14 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,6 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %17,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %16,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %17,7 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %14,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,2 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %10,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %22 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %2,6 artmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %0,6 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %5,8 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %2,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %10,8 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %21,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %26,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %22,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %25,2 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %13,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,6 artmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %3,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %7,3 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %12,3 artmıştır, A(III) olduğunda %15,3 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %4,7 artmıştır, A(III) olduğunda %11 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %4,5 artmıştır, A(III) olduğunda % 2,7 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %4,1 artmıştır, A(III) olduğunda %3,4 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %7,3 azalmıştır, A(III) olduğunda % 2,3 azalmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %7,2 artmıştır, B(III) olduğunda %15,6 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %7,1 artmıştır, B(III) olduğunda %12,4 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %6,7 artmıştır, B(III) olduğunda %18,7 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %1,1 artmıştır, B(III) olduğunda %11,4 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %1,3 azalmıştır, B(III) olduğunda %9,4 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; % 2,1 azalmıştır, C(III) olduğunda %13,4 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; % 4,5 azalmıştır, C(III) olduğunda %0 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %4,2 artmıştır, C(III) olduğunda % 0,9 azalmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %4,6 artmıştır, C(III) olduğunda %1,5 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %12,1 azalmıştır, C(III) olduğunda %10,1 artmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %17 artmıştır, D(III) olduğunda %25 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,7 artmıştır, D(III) olduğunda %10,1 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %5,3 artmıştır, D(III) olduğunda %15,8 artmıştır.

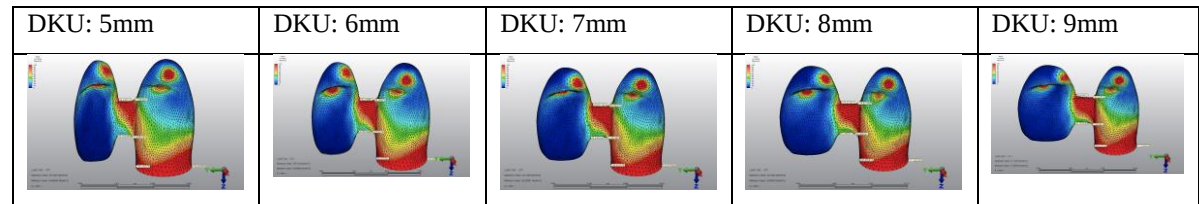
KDU: 8 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %0 artmıştır, D(III) olduğunda %5 artmıştır.

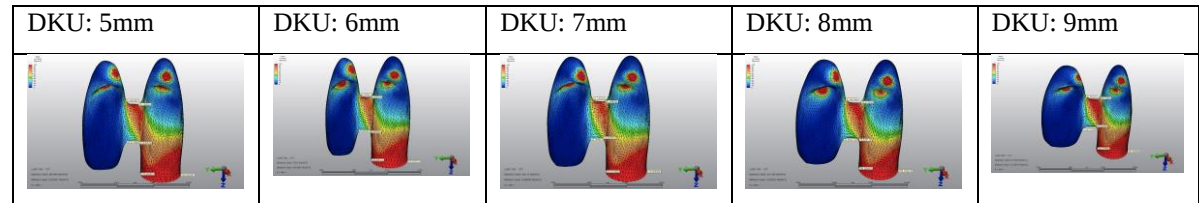
KDU: 9 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %7,1 artmıştır, D(III) olduğunda %17,2 artmıştır.

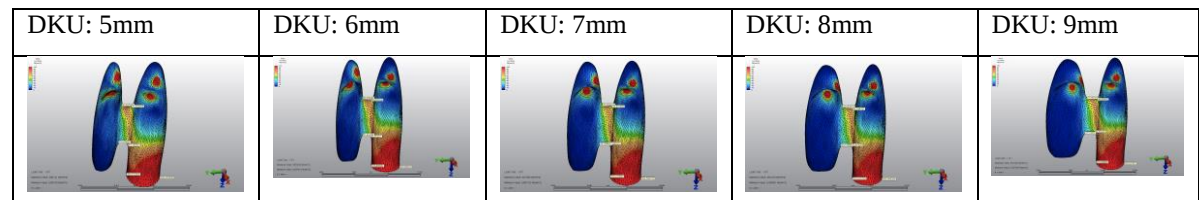
3.10 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:



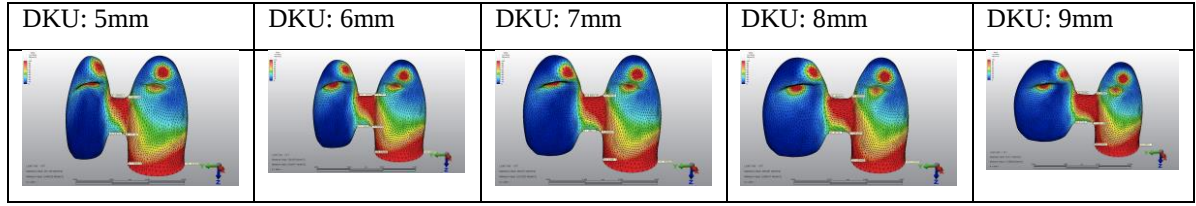
Şekil 3.146 Oblik Kuvvet Uygulanan A(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



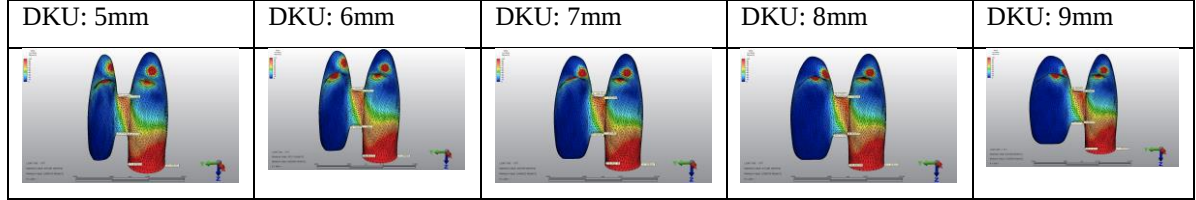
Şekil 3.147 Oblik Kuvvet Uygulanan A(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



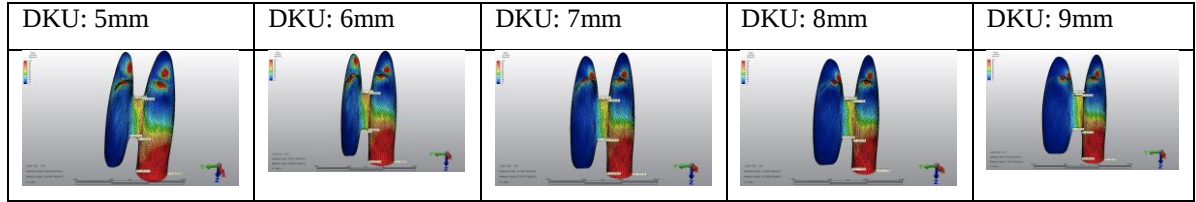
Şekil 3.148 Oblik Kuvvet Uygulanan A(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



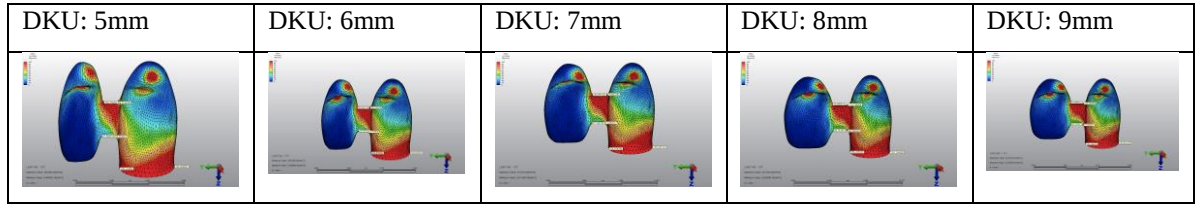
Şekil 3.149 Oblik Kuvvet Uygulanan B(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



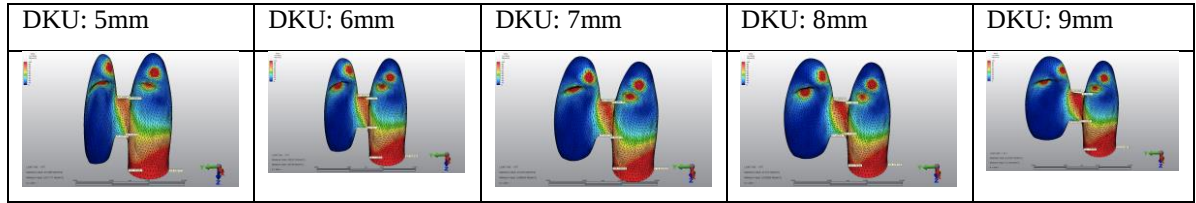
Şekil 3.150 Oblik Kuvvet Uygulanan B(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



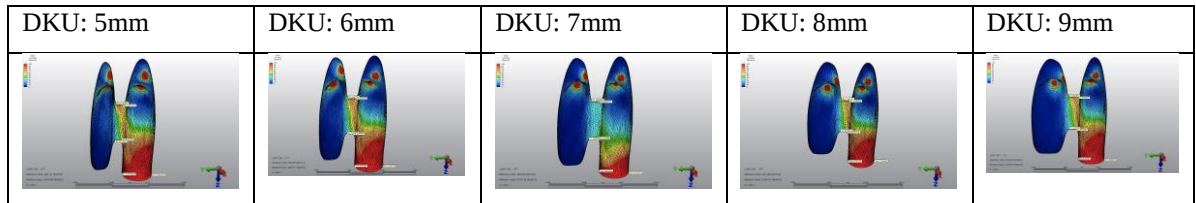
Şekil 3.151 Oblik Kuvvet Uygulanan B(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



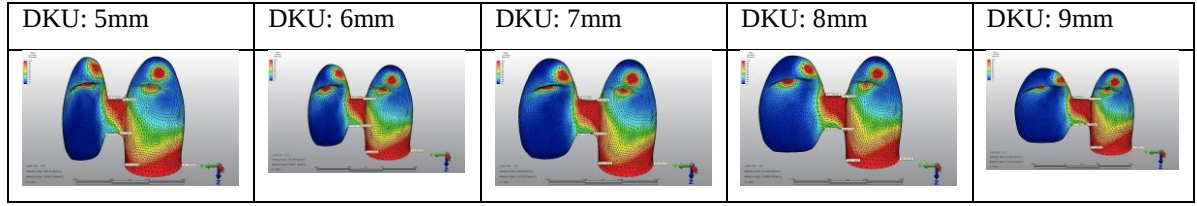
Şekil 3.152 Oblik Kuvvet Uygulanan C(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



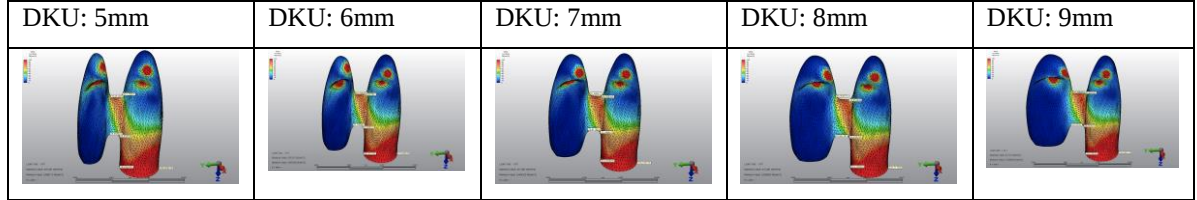
Şekil 3.153 Oblik Kuvvet Uygulanan C(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



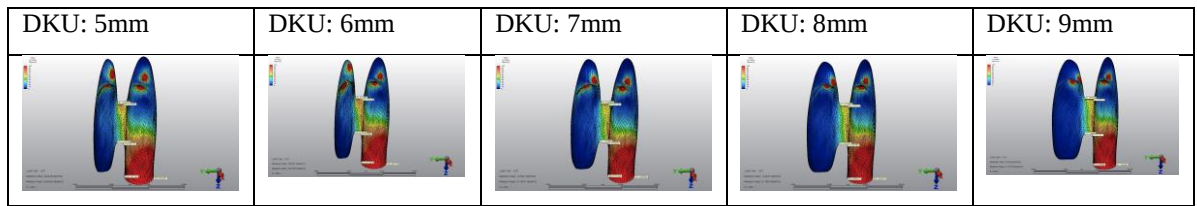
Şekil 3.154 Oblik Kuvvet Uygulanan C(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.155 Oblik Kuvvet Uygulanan D(I) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



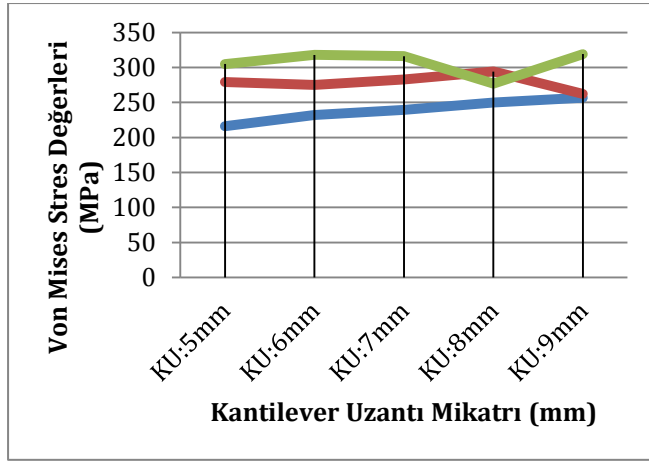
Şekil 3.156 Oblik Kuvvet Uygulanan D(II) Modeli için Von Mises Stres Değerleri



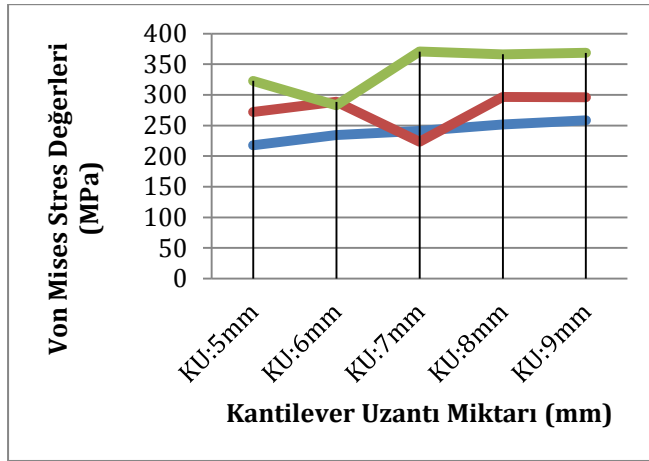
Şekil 3.157 Oblik Kuvvet Uygulanan D(III) Modeli için Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 3.10 Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:

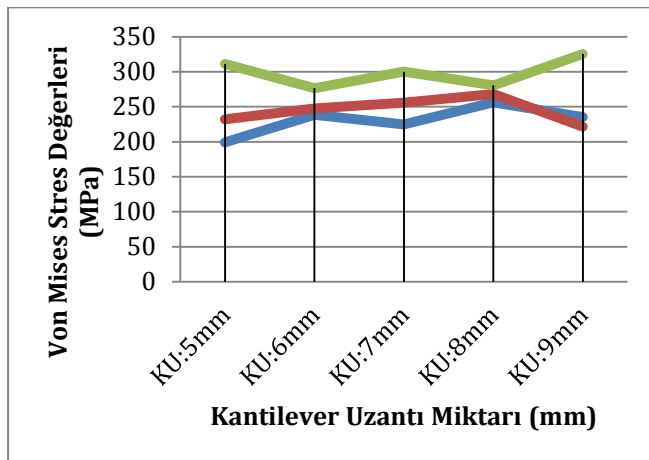
		K.U: 5 mm	K.U: 6 mm	K.U: 7 mm	K.U: 8 mm	K.U: 9 mm
Çap:3,3mm. Boy:10 mm. (A Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	216	232	239,5	249,8	256,6
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	279,3	275	282,8	294,2	262,4
	K/l oranı : 2/1 (III)	304,8	318	316,2	276,9	319,2
Çap:3,3mm. Boy:12mm. (B Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	217,7	234,2	241,4	251,6	258,4
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	271,8	288,5	223,3	296,5	295,9
	K/l oranı : 2/1 (III)	322,9	282,9	370,6	366,2	368,5
Çap:4,1mm. Boy:10mm. (C Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	199,1	238,6	224,8	256,4	235,1
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	232,1	247,7	255,7	268,2	221,7
	K/l oranı : 2/1 (III)	311	276,6	300	280,7	325,4
Çap:4,1mm. Boy:12mm. (D Modeli)	K/l oranı : 1/1 (I)	234,2	212,1	259,2	232,1	277,8
	K/l oranı : 1,5/1 (II)	284,9	302,5	310,3	310,7	260,5
	K/l oranı : 2/1 (III)	333,1	347,8	308,3	302,4	379,6



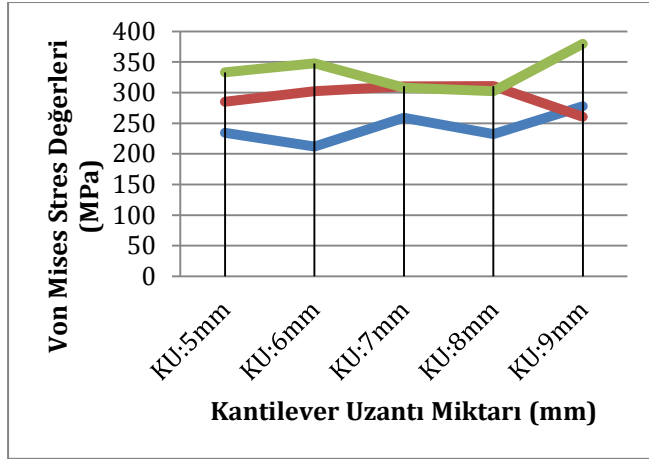
Şekil 3.158 A Modelinde Metal Alt Yapıya Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.159 B Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.160 C Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.161 D Modelinde Metal Alt Yapıya Dik Kuvvet Uygulanması Sonucu Kole Bölgesinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

A Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

A(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %7,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %15,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %18,7 artmıştır.

A(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %1,6 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %1,2 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %5,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %6,1 azalmıştır.

A(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,3 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9,2 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %4,7 artmıştır.

B Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

B(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %7,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %15,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %18,6 artmıştır.

B(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %17,9 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,8 artmıştır.

B(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %12,4 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %14,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %13,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %14,1 artmıştır.

C Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

C(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %19,8 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %12,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %28,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %18 artmıştır.

C(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,7 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %15,5 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %4,5 azalmıştır.

C(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %11,1 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %3,6 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9,8 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %4,6 artmıştır.

D Modeli için Kantilever Uzantısıyla İlgili Değerlendirmeler;

D(I) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %9,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %10,6 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %0,9 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %18,6 artmıştır.

D(II) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %6,1 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %8,9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %8,6 azalmıştır.

D(III) modeli: DKU:5 mm.den DKU 6 mm ye çıktığında stresler %4,4 artmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 7 mm ye çıktığında stresler %7,5 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 8 mm ye çıktığında stresler %9,3 azalmıştır.

DKU:5 mm.den DKU 9 mm ye çıktığında stresler %13,9 artmıştır.

A Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %29,3 artmıştır, A(III) olduğunda %41,1 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %18,5 artmıştır, A(III) olduğunda %37 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %18 artmıştır, A(III) olduğunda %32 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; %17,7 artmıştır, A(III) olduğunda %10,8 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; A modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

A(I) iken A(II) olduğunda stresler ; % 2,2 artmıştır, A(III) olduğunda %24,3 artmıştır.

B Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %24,8 artmıştır, B(III) olduğunda %48,3 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %23,1 artmıştır, B(III) olduğunda %20,7 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %7,5 azalmıştır, B(III) olduğunda %53,5 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %17,8 artmıştır, B(III) olduğunda %45,5 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

B(I) iken B(II) olduğunda stresler ; %14,5 artmıştır, B(III) olduğunda %42,6 artmıştır.

C Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; % 16,5 artmıştır, C(III) olduğunda %56,2 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %3,8 artmıştır, C(III) olduğunda %15,9 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğunda; C modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %13,7 artmıştır, C(III) olduğunda %33,4 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; % 4,6 artmıştır, C(III) olduğunda %9,4 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğunda; B modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

C(I) iken C(II) olduğunda stresler ; %5,7 azalmıştır, C(III) olduğunda %38,4 artmıştır.

D Modeli için Kron/İmplant Oranı ile İlgili Değerlendirmeler;

KDU: 5 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğunda stresler ; %21,6 artmıştır, D(III) olduğunda %42,2 artmıştır.

KDU: 6 mm olduğunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğuunda stresler ; %42,6 artmıştır, D(III) olduğuunda %63,9 artmıştır.

KDU: 7 mm olduğuunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğuunda stresler ; %19,7 artmıştır, D(III) olduğuunda %18,9 artmıştır.

KDU: 8 mm olduğuunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğuunda stresler ; %33,8 artmıştır, D(III) olduğuunda %30,2 artmıştır.

KDU: 9 mm olduğuunda; D modelindeki K/İ oranı değişmesiyle yapılan değerlendirmeler ;

D(I) iken D(II) olduğuunda stresler ; % 6,3 azalmıştır. D(III) olduğuunda %36,6 artmıştır.

4 TARTIŞMA VE SONUÇ:

Kısmi dişsiz hastaların protetik tedavisi için konvansiyonel sabit protezler, hareketli bölümlü protezler, rezin bağlı restorasyonlar, kantilever uzantılı restorasyonlar ve implant üstü sabit protezler tedavi seçenekleri arasındadır. Kısmi dişsizlik durumunun üst çene posterior bölgede serbest sonlu olması halinde ise; dental implantlarla birlikte konvansiyonel köprü tasarımının kullanımının geçerliliği birçok çalışmada gösterilmektedir (Nedir ve ark. 2004, Glauser ve ark. 2005, Blanes ve ark. 2007).

Çenelerin posterior bölgelerinde bulunan maksiller sinüs veya mandibular kanal gibi anatomik oluşumların varlığı ve bu oluşumların kret tepesine olan uzaklığı ve pozisyonları, bölgedeki çekim defektleri, bıçak sırtı şeklindeki kretlerin varlığı implant uygulamalarını güçleştirebilir (Romeo ve ark. 2003, Becker 2004).

Dişlerin kaybedilmesi nedeniyle alveolar kemikte görülen rezorbsiyon miktarı üst çenede oldukça fazladır. Üst çene ve alt çene arasındaki kemik yoğunluğu farkı diş kaybı sonucu üst çenede daha hızlı rezorbsiyon paterni oluşmasına yol açar. Bu nedenle üst çene posterior bölgede implant tedavisi; kalite ve kantite olarak azalan kemik varlığı ile oldukça güç hale gelir. Sinüs tabanını yükseltme işlemi gibi son yıllarda gelişen cerrahi teknikler sayesinde kemik yüksekliği az olan üst çene posterior bölgede de implant yerleşimi mümkündür (Wallace ve Froum 2003, Krennmair ve ark. 2007). Sinüs tabanını yükseltme işlemi ve greftleme prosedürlerinin yanısıra açılı implant kullanımı da alternatif bir yöntem olarak literatürde yer almaktadır (Krekmanov ve ark. 2000). Açılı implant kullanımı sonucu kantilever uzunluğu azalacağından kemik-implant arayüzeyindeki stresleri azaltarak biyomekanik avantaj sağladığı çalışmalarda gösterilmektedir (Bellini ve ark. 2009). 10 mm'nin altında olan kısa implant kullanımı ise kemik augmentasyonu gerektirmeyen diğer bir seçenektir (Guljé ve ark. 2014).

Dental implantların başarısı birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler arasında kemiğin niteliği ve niceliği, implantın geometrisi ve yüzey özellikleri, protetik

planlamanın doğru yapılması, kuvvetlerin destek dokulara doğru iletilmesi, kemik-implant arayüzeyi yer almaktadır (Van Staden ve ark. 2006, Mammadzada 2009).

Çalışmamızın amacı üst çene posterior bölgede erken diş kaybı nedeniyle sinüsün kret tepesine yaklaştığı, birden fazla implant yerleştirilmesi için uygun kemiğin bulunmadığı vakalarda 1. küçük azı bölgesine yerleştirilen bir adet farklı çap ve boydaki implant üzerine 2 üyeli distal kantilever uzantılı protezlerin farklı kron/implant oranları ve farklı kantilever uzantı miktarları ile modellendiğinde; implantta, kortikal kemikte ve metal alt yapıda oluşturduğu stresleri sonlu eleman stres analizi ile değerlendirmektir.

Sonlu eleman stres analizi yöntemi; in vivo olarak değerlendirilmesi zor olan kemik-implant-protetik üst yapıda oluşan gerilmeleri ölçmekte güvenilir olarak kullanılmaktadır (Al-Sukhun ve Kelleway 2007). Sonlu eleman stres analiz yönteminde test koşulları, kullanılan parametreler ve modellenecek olan cisimlerin geometrileri değiştirilerek testin istenilen her zaman tekrar yapılabilmesi ve yöntemin matematiksel bir yöntem olması dolayısıyla çalışmamızda tercih edilen yöntemdir (Yoshida ve ark. 2000). Ayrıca stres analiz yöntemleri arasında kırılğan vernik yöntemi, gerilim ölçer yöntemi ve fotoelastik yöntemle kıyaslandığında sonlu eleman stres analizi daha üstün bulunmuştur (Karl ve ark. 2009).

Geometrik ve yapısal asimetrisi olan bir sonlu eleman modeli hem iki boyutlu hem de üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi ile modellenebilirken; son yıllarda diş hekimliği uygulamalarında üç boyutlu modellemenin daha popüler hale geldiği belirtilmektedir. Üç boyutlu modelleme dental yapıların mekanik davranışlarını ve kırılma davranışlarının daha kolay anlaşılmasını sağlarken iki boyutlu modellemeye göre daha kesin ve gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir (Romeed ve ark. 2006, Tajima ve ark. 2009). Özellikle dental implantların simetrik olmayan çiğneme kuvvetlerine maruz kalması durumunu üç boyutlu yöntem ile gerçeğe daha uygun modellemek mümkündür (Hojjat ve Anusavice 1990).

Yapılacak olan modellemelerde çene kemiklerinin gerçeğe en yakın boyut ve şekilde olabilmesi için bilgisayarlı tomografiden yararlanılmaktadır. Bu şekilde elde edilen modellemelerde basitleştirme yapılabilir (Çankaya 2005). Ayrıca yapılacak

olan bu matematiksel modeller için canlı dokuya en yakın elastisite modülünü kullanmak sonuçların doğruluğu açısından oldukça önemlidir (Baggi ve ark. 2008).

Çalışmamızda implant, kortikal ve spongioz kemik, metal alt yapı ve porselen için kullanılan elastik modülleri çalışmalarda kullanılan değerler esas alınarak belirlenmiştir. Sonlu eleman stres analizi yönteminde stresin kortikal kemikte yoğunlaşması nedeniyle bazı çalışmalarda sadece kortikal kemik modellenirken; bazı çalışmalarda ise kortikal kemikle birlikte spongioz kemik de modellenmiştir (Mammadzada 2009).

Çalışma sonuçlarını değerlendirirken; kemik gibi kırılabilir yapıların stres değerleri için asal gerilme değerleri, titanyum gibi kırılmaz yapıların stres değerleri için ise Von Mises stres değerlerinden faydalanılmaktadır. Von Mises stres değerleri meydana gelen stresin tipi hakkında fikir vermez ancak dağılım ve yoğunluk hakkında fikir verir. Streslerin tipi hakkında bilgi ise asal gerilme değerleri sayesinde anlaşılır. Eğer bu değerler pozitif değer ise gerilme tipi kuvvetleri, negatif değer ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade ederler. Bu kuvvetler arasında mutlak değer olarak büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu gösterir (İplikçioğlu ve Akça 2002).

Sonlu eleman stres analizi ile dental implantların geometrilerinin biyomekanik performansı öngörülürken; klinik faktörlerin implant başarısına etkisini araştırmakta da yaygın olarak kullanılmaktadır (Geng ve ark. 2001).

Sonlu eleman stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetlerin gerçeği en yakın şekilde yansıtması için aksiyel ve horizontal kuvvetlerin yanısıra oblik kuvvetler de dikkate alınmalıdır (Ladd ve Kinney 1998). Yapılan çalışmalarda oblik kuvvetlerin uygulanması için 15° ; 30° ; 33° ; 45° ; 60° ve 75° gibi farklı değerlerdeki açılar kullanılmıştır (Çiftçi ve Canay 2000, Akça ve İplikçioğlu 2001, Toparlı ve ark 2002, Bozkaya ve ark 2004, Himmlova ve ark 2004, Juodzbals ve ark 2005, Grahechahi ve ark. 2008). Çalışmamızda dikey ve 45° lik oblik kuvvet uygulanması tercih edilmiştir.

Çalışmada uygulanacak olan okluzal kuvvetleri belirleyebilmek için de literatürden yararlanılmıştır. Ferrario ve ark (2004) sağlıklı genç bireylerle yaptıkları çalışmada çiğneme kuvvetlerini bayan ve erkeklerde ve ağzın farklı bölgelerinde farklı farklı değerler bulmuşlardır. Çalışma sonuçlarına göre bayanlarda çiğneme kuvvetleri keserlerde 95 N., kaninlerde 119 N, 1. küçük azılarda 178 N., 2. küçük azılarda 206 N., 1. büyük azılarda 234 N., 2. büyük azılarda 221 N. bulunmuştur. Erkeklerde ise bu değerler keserlerde 146 N., kaninlerde 190 N, 1. küçük azılarda 254 N., 2. küçük azılarda 291 N., 1. büyük azılarda 306 N., 2. büyük azılarda 294 N. bulunmuştur. Jain ve ark (2014) yaptığı çalışmada ise çiğneme kuvvetlerinin yaşla, cinsiyetle, yüz profili ve palatal kontur ile değiştiği sonucuna varılmıştır. Çiğneme kuvvetlerine ait veriler ise bayanlarda 296 N., erkeklerde 448 N. ve ortalama olarak ise 372 N bulunmuştur. Literatürdeki başka bir çalışmada ise bu değerler bayanlarda 546 N., erkeklerde 599 N ve ortalama 573 N. bulunmuştur (Abu Alhaija ve ark. 2010). Tüm bu çalışmalardaki verilere göre maksimum çiğneme kuvvetlerinin yaşa, cinsiyete, ölçüm yapılan ağız içi bölgeye, parafonksiyonel alışkanlık varlığına ve ölçüm yapılan popülasyona göre oldukça değişken olduğu sonucuna varılmıştır. Dental implantolojiyle ilgili yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında ise genellikle 100-300 N arası kuvvetler uygulandığı görülmüştür (Eskitaşçıoğlu ve ark. 2004, Bölükbaşı 2008). Tüm bu veriler göz önüne alınarak çalışmamızda 300 N. çiğneme kuvveti uygulanmıştır.

Üst çenede çiğneme kuvvetlerinin farklılığının yanısıra kemik yoğunlukları da farklılık göstermektedir. Üst çene anterior bölgede %65 oranında D3 yoğunluğundaki kemik bulunurken; posterior bölgede %50 oranında D3, % 50 oranında ise D4 yoğunlukta kemik görülmektedir (Misch 2008). Çalışmamızda kantilever uzantılı protezler modellendiği için D3 kemik yoğunluğundaki üst çene modellenmiş ve kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak kabul edilmiştir.

Sonlu eleman stres analizi çalışmalarında osseointegrasyon miktarı ve bölgeleri tam olarak belirlenemediği için; çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalar esas alınarak osseointegrasyon miktarı %100 olarak kabul edilmiştir (Sütpideler ve ark. 2004, Çankaya 2005, Sevimay ve ark. 2005)

Kaybedilen posterior dişlerin yerine konması prostodontinin temel konularından biridir. Hastanın fizyolojik ve finansal durumu göz önüne alınarak uygulanabilecek en ideal tedavilerden bir tanesinin implant tedavisi olduğu belirtilmektedir. Ancak özellikle anatomik kısıtlılıklar nedeniyle istenilen çap, boy ve sayıda implant yerleştirmek her hasta için mümkün olmamaktadır. Kayser adlı araştırmacı yayınlarında kısaltılmış dental ark (KDA) konseptini savunmuş; bu konuyu bilimsel verilerle açıklamıştır. Bu konseptte göre bir bireyde çift taraflı 2. küçük azya kadar olan dişlerin varlığı sonucunda hem oral fonksiyonun sorunsuz şekilde sağlanacağını, hem de bu durumun temporomandibular eklem disfonksiyonunun önleneyeğini bildirmiştir (Kayser 1981). 2.küçük azının bulunmadığı hastalarda ise KDA konseptinin kantilever protezlere ihtiyaç duyacağını belirten yayınlar bulunmaktadır (Sasse ve ark. 2014).

Posterior bölgedeki kısmi dişsizlik durumunun hareketli bölümlü protezlerle restorasyonunun belirten çalışmalar mevcut olmasına rağmen; bazı çalışmalarda ise tam tersi sonuçlar bulunmaktadır (John ve ark 2004). Ayrıca hareketli bölümlü protez kullanımı ile meydana gelen aşırı stresler sonucu dokularda zararlı etkiler görülebilir. Örneğin destek dişlerde aşırı plak birikimi sonucu çürük ve periodontal hastalıklar meydana gelebilir (Preshaw ve ark. 2011). Hareketli bölümlü protez kullanmanın diğer dezavantajları arasında maliyet ve sık sık karşılaşılan tamir ihtiyacı sayılabilir (Sasse ve ark. 2014).

Çalışmamızda ITI marka implant, anatomik kısıtlamalar nedeniyle 1. küçük azı bölgesine yerleştirilmiş ve distale kantilever uzantı yapılmıştır. Bu durum çift taraflı düşünüldüğünde ağız içerisinde 4 adet çiğneyici ünite tamamlanmıştır (Kanno ve Carlsson 2006).

Oral fonksiyonlardan memnun olmak yaşa ve diğer faktörlere göre çeşitlilik gösterebilir. Bu konseptte göre 1. grup optimal gruptur ve yaş aralığı 20-50'dir. Tek çenede 12 adet diş bulunur, 2. grup optimal altı gruptur ve yaş aralığı 40-80'dir. Tek çenede 10 adet diş bulunur ve KDA bu grupta yer alır. 3. grup minimal gruptur ve yaş aralığı 70-100'dür. Tek çenede 8 adet diş bulunur. Bu grupta ise ekstra kısaltılmış dental ark bulunmaktadır (Jepson ve Allen 1999).

Ciddi maksilomandibular rahatsızlık varlığında, açık kapanış veya

parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında ve genç hastalarda KDA konseptinden kaçınmak gerekir (Kanno ve Carlsson 2006). Oral hijyeni iyi olan, temporomandibular eklem adaptasyonunda sorun olmayan, keser ve küçük azı dişlerinin periodontal durumu iyi olan hastalarda KDA tedavisinin prognozu olumludur (de Sa e Frias ve ark. 2004, Armellini ve von Fraunhofer 2004).

Sasse ve ark (2014) yaptıkları çalışmada alt çenede veya üst çenede çift taraflı 1. veya 2. küçük azı dişine kadar diş sahibi olan hastalar ortalama 5 yıl süreyle takip edilmiştir. 2. küçük azı dişinin olmadığı hastalara kantilever uzantısı olan sabit protezler yapılmış; 2. küçük azı dişinin olduğu hastalarda ise hiçbir tedavi uygulanmamıştır. Yapılan kontrollerde her iki grupta da doğal dişlerde kırık, diş kaybı, kantilever olan grupta ise retansiyon kaybı görülmüştür. Bu komplikasyonların tedavi edilmeyen gruptaki oranı, kantilever yapılan gruba göre daha fazla bulunmuştur. Ancak her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmanın sonucuna göre kantilever uzantılı sabit protezler 2. küçük azı dişinin olmadığı durumlarda destek dişlerde herhangi olumsuz bir etki yaratmamıştır ve kısaltılmış dental ark konsepti tedavi seçeneği olarak kabul görmektedir.

Literatürde 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi kullanılarak üst çene posterior bölge ile ilgili yapılan çalışmalara örnek verecek olursak; Koca ve ark.nın(2005) 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile yaptıkları çalışmada sinüs komşuluğu olan implantların oluşturduğu stresler değerlendirilmiştir. Yapılan bu çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak 2. küçük azı bölgesine yerleştirilen 4,1 mm çapında 10 mm boyunda ITI marka implant ve D3 kemik modellenmiştir. Krestal kemik yükseklikleri ise 4, 5, 7, 10 ve 13 mm olarak belirlenmiştir. Modellenen kemik yükseklikleri nedeni ile modellerin bazılarında implant sinüs duvarını penetre etmiştir. Spongioz kemikte içerisinde stres bulunmazken; kortikal kemikte maksimum von Mises stresler gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda 4 ve 5 mm lik kemik yüksekliklerinde stresler implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken; 7,10 ve 13 mmlik kemik yüksekliklerinde stresler implant yüzeyine yayılmıştır. Stresler tüm modellerde kemiğin palatinal yüzeyinde lokalize olurken; 4 ve 5mm lik kemikte hem palatinalde hem de bukkalde lokalize olmuşlardır.

Üst çene posterior bölgenin modellendiği başka bir üç boyutlu sonlu eleman analizinde 4 farklı dizayna sahip (Bicon, Neodent, Nobel Biocare ve Straumann) kısa implant kullanılmıştır. Bu çalışmada kemik kalitesi D4 olarak belirlenmiştir. Kron/implant oranının ise 2/1 olduğu çalışmada implantın yerleştirileceği bölge olarak 1. büyük azı bölgesi seçilmiştir. Bicon implantın boyun bölgesindeki girinti Nobel Biocare ve Straumann marka implantla kıyaslandığında kemikte azalan stresler oluşturmuştur. Neodent marka implantın açısının artması ile spongios kemikteki stresler azalmıştır. Nobel Biocare marka implantın yivlerinin yumuşatılmış dış yüzü ve azaltılmış yiv mesafesi ile daha yumuşak bir stres profili sağlanmıştır. Strauman marka implanttaki artan yiv mesafesi spongios kemikte daha yüksek streslerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Genel olarak stresler tüm modellerde implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmışlardır. Çalışmanın sonucunda D4 kemikte Nobel Biocare ve Bicon sistemi spongios ve kortikal kemik için tavsiye edilmiştir (van Staden ve ark. 2014).

Bizim çalışmamızda ise üst çene posterior bölgede D3 yoğunlukta kemik modellenmiştir. Farklı çap ve boyda implantlar kullanılmıştır. Kortikal kemiğe dik kuvvetler uygulanması sonucu stresler implantın kole bölgesinin palatinal, distal ve bukkal yüzeyinde daha fazla birikmiştir. Meydana gelen stres değerleri çap, boy, K/İ oranı ve DKU miktarına göre değişiklik göstermiştir. Kortikal kemiğe oblik kuvvetler uygulandığında ise oluşan stresler, dik kuvvetlerle kıyaslandığında daha yüksek bulunmuştur.

3,3 mm lik implant çevresindeki kemik hem dik hem de oblik kuvvete maruz kaldığında kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri, 4,1 mmlik implant çevresinde oluşan değerlere göre oldukça fazladır. 4,1 mm lik implant çevresindeki kemik ise dik kuvvetler karşısında oblik kuvvetlere göre daha düşük stres değerleri vermiştir.

İmplant boyutu kemikteki muhtemel retansiyon alanını etkiler; ayrıca okluzyon, çiğneme kuvveti, implant sayısı ve implant pozisyonu protetik üst yapı etkisiyle implanta komşu kemik üzerinde etkiye sahiptir (Akpınar ve ark. 1996). Başarılı bir osseointegrasyon açısından ise geometrisi ve yüzey özellikleri önem taşır. Cerrahi

işlemler sırasında aşırı ısı oluşumunun engellenmesi, uygun kemik kalite ve kantitesi, aşırı yüklemenin olmaması bunların sonucunda da kemikte yüksek stres yoğunluğunun oluşmaması özellikle iyileşme periyodu sırasında çok önemlidir. Bu ana faktörlerden bir tanesi ile erken dönemde karşılaşılsa implant kaybının sebebi primer stabilitenin kaybedilmesi iken; geç dönemde karşılaşılsa implant kaybının sebebi daha çok aşırı yükleme veya enfeksiyondur (Meyer ve ark. 2001).

İmplantın kemik ile temas alanı; implantın boyutu ile direkt ilişkilidir. İmplantın boyutu değiştirilerek kemiğe iletilen streslerin daha dengeli dağılması hedeflenmektedir (Holmgren ve ark 1998). Literatürde implant boyutunu etkileyen çap ve boy parametreleri ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Himmlova ve ark (2004) implant etrafında oluşan streslerde implant çapı ve boyunun etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları 3 boyutlu sonlu eleman stres analizinde mandibular molar bölge modellenmiştir. İmplant boyunun etkisini anlamak amacıyla 3,6 mm çapındaki implantın 8,10,12,14,16,17 ve 18 mm boyları modellenmiştir. İmplant çapının etkisini anlamak amacıyla 12 mm boyundaki implantın 2.9, 3.6, 4.2, 5 ,5.5, 6 ve 6.5 mm çapları modellenmiştir. Krona farklı yönlerden uygulanan farklı okluzal kuvvetler (17,1 N. 114,6 N.ve 23,4 N.) sonucunda elde edilen verilere göre oluşan maksimum stresler implant boynu etrafında lokalize olmuştur. İmplant çapı 3,6 mm den 4,2 mm'ye çıktığında stresler %31,5 azalmıştır. 5mm çapındaki implant için ise stres azalma oranı yalnızca % 16,4 tür. Bu çalışmanın sonucunda implant etrafındaki streslerin azaltılmasında implant çapının artırılmasının etkisi implant boyunun artırılmasındaki etkiden daha fazladır.

İmplant çapı, boyu ve geometrisinin kemikteki stres dağılımı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan 3 boyutlu sonlu eleman analizi çalışmalarından bir diğerinde ise implant platformu sırası ile 3.5, 4.1, 4.1 (4.8 mm boyun bölgesi ile) ve 5.5 mm iken, implant boyu 8.5, 10.0, 11.5, 13.0 ve 15.0 mm ve çapı 2.5, 3.3, 3.75, 4.0, 4.5 ve 5.0 mm.dir. Oluşturulan modellerde 30 derece açı ile 150 N.luk okluzal yükleme yapılmıştır. En yüksek stres değerleri (122,9 MPa) 2.5 mm çapında ve 8.5 mm boyunda olan implantta gözlenmişken; en düşük stres değerleri (39,6 MPa) ise 5 mm çapında ve 15 mm boyundaki implantta gözlenmiştir. İmplant çapını 2.5 mm den 3.3 mm yükselttiğimizde stresler %30,7 oranında

azalırken; implant boyunu 8,5 mm den 15 mm e çıkardığımızda streslerdeki değişiklik yalnızca %1,71 bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda da implant çapının stres dağılımı üzerine etkisi implant boyu veya implant geometrisinin etkisinden daha önemlidir. Stresler değişen parametrelerden bağımsız olarak implant boynunda özellikle de ilk 6 yivde yoğunlaşmışlardır (Anitua ve ark. 2010).

Bizim çalışmamızda da kantilever uzantılı protezlerde implant çapı ve boyunun etkisini araştırmak amacıyla 2 farklı çap ve 2 farklı boyda implant kullanılmıştır. Oluşturulan modellerde her bir krona 45⁰ açıyla 300 N. luk okluzal yükleme yapılmıştır. Sonuçlar dik ve oblik kuvvetler için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Stresler implantın boyun bölgesine yakın yerlerde lokalize olmuştur. Uygulanan kuvvetler sonucu implantta oluşan stresler değerlendirildiğinde; dik kuvvetler varlığında 3,3 mm lik implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri, 4,1 mm lik implantta kıyaslandığında oldukça yüksek olduğu bulunmuştur. İmplant boyu, kemikte olduğu gibi implant üzerinde oluşan stresler üzerinde de implant çapı kadar etki yaratmamıştır.

Dental implantların sağkalım ve başarı oranları oldukça yüksek olmasına rağmen, implant üstü protezler hala biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından değerlendirilmektedir (Bragger ve ark 2005, Kreissi ve ark 2007). Aşırı okluzal yükleme veya aksiyel olmayan kuvvetlerin implanta iletilmesi bu tür komplikasyonlara sebep olarak gösterilebilir (Kitamura ve ark 2004). Yüksek kron/implant oranı ise aksiyel olmayan kuvvetlerin implanta iletilmesinde bir etkendir. Üst çene posterior bölgede diş çekiminin ardından diğer bölgelere kıyasla çok hızlı alveolar rezorbsiyon gelişir. Bunun sonucunda yapılan restorasyonlardaki kronların boyu normalden daha uzun olacaktır (Misch 2005). Böyle bir durumda kron kaldıraç kolu gibi davranır ve implant etrafındaki krestal kemik bölgesinde yıkıcı kuvvetler oluşturur. Kron yüksekliğindeki 1mm'lik artışın oluşacak kuvvetleri %20 oranında arttıracığı literatürde belirtilmiştir (Misch 2005). Bu durum sonucunda krestal kemik kaybı veya protetik yapılarda teknik komplikasyonlar görülebilir (Kitamura ve ark 2004).

Protez kitaplarındaki klasik bilgilere göre ideal kron/kök oranının doğal dişler sabit protez desteği olarak kullanılacağında veya hareketli bölümlü protezlere destek

olarak kullanılacağında $\frac{1}{2}$ veya 2 den küçük olması istenirken implant üstü protezlerde bu konu tam olarak netleşmemiştir (Schillingburg ve ark 1997., Car ve ark 2004., Rosenstiel ve ark 2006.). Misch'e göre kron/implant oranı ile kron/kök oranının aynı kabul edilmemesi gerekir çünkü implantın rotasyon merkezi doğal dişlerdeki gibi kökün 2/3 noktasında değildir. İmplant uzunluğunun mobilite ile ilgisi yoktur ve implantın lateral kuvvetlere olan direncini etkilemez (Misch 2008).

Geçmiş yıllardaki literatürlerde kron/implant oranının maksimum 1/1'e eşit veya küçük olması gerektiği bildirilirken (Spiekermann 1995; Rangert et al. 1997; Glantz ve Nilner 1998); günümüzde kron/implant oranının 2/1 veya daha fazla olmasının mümkün olduğu kısa ve uzun dönemli çalışmalarla gösterilmiştir (Rokni ve ark. 2005; Tawil ve ark. 2006; Blanes ve ark. 2007; Schulte ve ark. 2007; Blanes 2009).

Aşırı yüklemeye bağlı krestal kemik kaybını önlemek için öncelikle aksiyal ve transversal okluzal kuvvetleri azaltmak daha sonra ise implant-kemik kontak yüzeyini artırmak gerekir (Misch 2005; Misch ve ark. 2006). Atrofik üst çene ve alt çenede kemik hacminde azalma olduğu için daha kısa boyda ve daha dar çapta implant kullanımı zorunluluğu sonucu kron boyu artar (Misch 2005).

Blanes ve ark (2009) yaptıkları sistematik derlemede implantüstü protezlerin kron/implant oranının implant etrafındaki krestal kemik kaybını etkilemediği ve kron/implant oranı ile implant sağkalım oranı ve implantüstü protezlerin teknik komplikasyonları arasında ilişki kuracak verilerin olmadığı sonucuna varılmıştır.

10 yıllık prospektif bir çalışmada ise 83 parsiyel dişsiz hastanın premolar ve molar bölgesine yerleştirilen 192 adet ITI marka dental implantta kron/kök oranının etkisi incelenmiştir. İmplant üzerine yapılan metal destekli seramik restorasyonlar kron/implant oranına göre 3 gruba ayrılmıştır. İlk gruptaki kron/implant oranı 0-0,99; ikinci gruptaki kron/implant oranı 1-1,99; üçüncü gruptaki kron/implant oranı ise ≥ 2 'dir. Çalışmada ortalama kron/implant oranı 1,77 iken 51 adet implantta kron/implant oranı 2 ve üzerindedir. İmplantların splintli olması, kantilever uzantısının olup olmaması ITI marka implantların etrafındaki krestal kemik kaybında

bir etki oluşturmamıştır. Bu çalışmanın sonucunda çenelerin posterior bölgesinde 2 ve 3 arasındaki kron/implant oranına sahip implant üstü restorasyonların başarılı şekilde kullanılabileceği belirtilmiştir (Blanes ve ark. 2007)

İmplant tedavisinde mekanik ve teknik risklerin değerlendirildiği başka bir sistematik derlemede birçok faktörle birlikte kron/implant oranının etkisi de incelenmiştir. Derlemeye en az 4 yıllık takibi olan çalışmalar dahil edilmiştir. Kron/implant oranının implant etrafındaki dokulara etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir (Salvi ve Bragger 2009).

Başka bir retrospektif çalışmada ise Birdi ve ark (2010) kısa implantların kron/implant oranlarının kemik kaybı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaya dahil edilen 309 adet tek implantın radyograflarla yapılan ölçümlerine göre en düşük kron/implant oranı 0,9; en yüksek kron/implant oranının ise 3'tür. Bu çalışmanın sonucuna göre de kron/implant oranının kemik-implant kontak seviyesi üzerinde etkisi bulunmamıştır.

Literatürdeki çalışmaların çoğu kron/implant oranının marjinal kemik kaybı ve diğer teknik ve mekanik komplikasyonlar üzerine olumsuz etkisinin olmadığı görüşünderken daha az sayıda çalışma bu fikri savunmamaktadır. Örneğin Urdaneta ve ark yaptıkları çalışmada 326 adet Bicon implant üzerine yapılan tek kronları periyodik kontrollerle ortalama 70 ay boyunca klinik ve radyografik olarak takip etmişler. Çalışmaya dahil edilen implantların 40 tanesinde kron/implant oranı 2'den büyük iken; ortalama oran 1,6 dır. Çalışmanın sonuçlarına göre artan kron/implant oranı üst çene ön bölgede kuvvetleri daha da artıran bir kaldıraç kolu gibi davranıp kronların kaybedilmesinde istatistiksel olarak önemli etki yaratırken; üst çene posterior bölgede ise okluzal offset kuvvetleri artıran moment kolu gibi davranıp, 2 mm genişlikteki abutment postlarının kırılması ilişkisi üzerinde önemli etki yaratmıştır (Urdaneta ve ark 2010).

Malchiodi ve ark kron/implant oranının implant başarısı ve krestal kemik kaybı üzerindeki etkisini değerlendirmek için 36 ay süreyle 151 hastada 280 adet implant klinik ve radyografik olarak takip edilmiştir. İmplantlardaki başarı oranı %98,1 bulunurken, implant çevresindeki krestal kemik kaybı ise $0,48 \pm 0,29$ mm dir.

Çalışmada kron/implant oranı ile implant başarısı ve krestal kemik kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Anatomik ve klinik kron/implant oranı için kritik eşik değeri 3.10 ve 3.40 olarak belirtmişlerdir. Kron/implant oranının biyomekanik açıdan implant başarısı ve krestal kemik kaybını etkileyebilecek bir parametre olacağını öngörmüşlerdir (Malchiodi ve ark. 2014).

Bizim çalışmamızda A, B, C ve D modelleri her kantilever uzunluğu için incelendiğinde D modelinde DKU: 9mm olan modelin K/İ oranının 1/1 den 1,5/1'e yükseltildiği model dışında K/İ oranı 1/1'den 1,5/1'e yükseldiğinde ve 1,5/1'den 2/1'e yükseldiğinde stresler artmıştır. En fazla artış oranı B modelinde gözlenirken; en az artış oranı ise C modelinde gözlenmiştir. Dik kuvvetler karşısında oluşan stres yoğunlukları oblik kuvvetler karşısında oluşan stres yoğunluklarına göre daha azdır. Bu veriler ışığında K/İ oranı arttıkça streslerin arttığı ancak implant çapının diğer parametrelere göre daha önemli olduğu sonucu çıkarılabilir.

Dental implantlarla ilgili teknik ve mekanik komplikasyon sebeplerinden birisi de implant üstü protezlerin kantilever uzantıya sahip olmasıdır (Salvi ve Bragger 2009). Kantilever uzantılar genellikle kemik grefti uygulanamayan yetersiz kemiğe sahip bölgelerde sabit protezlerin uzunluğunu artırmak, anatomik oluşumlar nedeniyle ihtiyaç duyulan cerrahi prosedürleri elimine etmek ve zaman ve maliyet açısından avantaj sağlamak amacıyla kullanılır (Becker ve Kaiser 2000). Ayrıca iki implant için yeterli mesafe bulunmadığında ya da ikinci implantın estetik sorun yaratacağı, komşu dişin periodontal sağlığını tehlikeye sokacağı durumlarda da tek implant desteği olan kantilever uzantıya sahip protezler yapılabileceği belirtilmiştir (Aglietta ve ark. 2009).

Kantilever uzantılarla ilgili literatürlerde önceden yalnızca full ark köprülerde kullanımından ve yüksek başarısından bahsedilirken (Shackleton ve ark. 1994) günümüzde kısa köprülerde ve daha nadir olarak da tek implant destekli sabit protezlerde kullanımı da söz konusudur. Tam dişsiz hastalara yapılan implant tedavisi ile posterior bölgeye yapılan implant tedavisi arasında biyomekanik açıdan fark olması, full ark köprülerdeki kantilever uzantılarının daha başarılı olması oldukça doğal kabul edilmektedir. Çünkü kısmi dişsizlik durumunda uygulanan implant tedavisinde karşıt ark stabilizasyonundan faydalanılamaz ve bu protezlerin eğilme kuvvetlerine daha fazla maruz kalması muhtemeldir (Rangert ve ark. 1997).

Kantilever uzantılarının biyolojik, teknik ve mekanik komplikasyonlarının değerlendirildiği birçok sistematik derleme yayınlanmıştır (Aglietta ve ark 2009; Salvi ve Bragger 2009; Zurdo ve ark 2009). Çalışmaların bazılarında teknik ve mekanik komplikasyonlardan bahsedilirken (Nedir 2006; Kreissl ve ark. 2007; Halg ve ark. 2008), kantilever uzantılarının özellikle bruksizmi olan hastalarda görülen komplikasyon miktarının daha fazla olduğu bildirilmiştir (Salvi ve Bragger 2009).

Gunne ve ark yaptıkları çalışma ile kantilever uzantısına sahip sabit protezlerde aksiyal olmayan kuvvetlerde artış olduğunu göstermişlerdir (Gunne ve ark 1997). In vitro çalışmaların bazılarında kantilever uzantıya sahip implantlar kantilever uzantıya sahip olmayan implantlar kıyaslandığında implanta yakın bölgede daha fazla stres yoğunluğu olduğu bulunmuştur (Stegaroiu ve ark. 1998; Yokoyama ve ark. 2004). Yapılan bir hayvan çalışmasında ise kantilever uzantının varlığının kemik remodelingini stimüle edebileceği, trabeküler kemik densitesini ve kortikal tabakanın kalınlığını artırabileceğini rapor edilmiştir (Barbier ve Schepers 1997).

Literatürde kantilever uzantının meziale veya distale konulmasıyla ilgili çalışmalar da mevcuttur. Romeo ve ark. kantilever uzantılı protezlerin; kantilever uzunluğundan, kantilever uzantının mezial veya distalde oluşundan ve karşıt dentisyondan nasıl etkilendiğini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada bir,iki,üç ve dört adet implant destek üzerine yapılan kantilever uzantılı sabit protezleri marjinal kemik kaybı açısından incelenmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre mezial kantilever uzantıların başarısı %97,1 iken distal kantilever uzantıların başarısı %100 bulunmuştur. Karşıt dentisyonda doğal diş veya doğal dişler üzerine yapılan sabit protez bulunması implant üzeri sabit protez bulunmasıyla kıyaslandığında bir fark oluşturmamıştır. Çalışmanın sonucuna göre kantilever uzantıya sahip implant üstü sabit protezlerin çok uzun süreli olmayan prognozlarını klasik implant üstü protezlerle kıyaslanabilir olduğu görüşüne varılmıştır (Romeo ve ark 2003).

Palmer ve ark.nın 3 yıl süreyle takip ettikleri 29 hastada implantlar alt ve üst çenede küçükazı bölgesine yerleştirilmiş ve tek implant üzerine iki üyeli sabit

protezler yapılmıştır. Kullanılan implant çapı 4 ve 5 mm çapındadır. İmplantlar 20 hastada üst çeneye yerleştirilirken; 9 hastada da alt çeneye yerleştirilmiştir. Hastaların 24'ünde distal kantilever kullanılmıştır ve kantilever uzunluğu ortalama 8 mm dir. Bruksizmi olan ve D4 kemiğe sahip hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Komplikasyon olarak vida gevşemesi olduğu belirtilen çalışmada tek implantın küçükazı bölgesinde başarılı şekilde kullanılabileceği belirtilmiştir. (Palmer ve ark 2012).

Ortalama 8 yıllık takip süresi olan başka bir çalışmada 45 parsiyel dişsiz hastaya alt ve üst çenede 116 adet implant kullanılmıştır. İmplant çapları 3.3 , 4.1, 4.8 mm iken boyları ise 8,10,12 ve 14 mm dir. Yapılan kantilever uzantılı sabit protezleri destekleyen implant sayısı 1, 2 ve 3'tür.Ortalama kantilever uzunluğu ise 6,1 mm dir. Bu çalışmada meydana gelen komplikasyonlar ve marjinal kemik kaybı kantileverin pozisyonu, uzunluğu, karşıt dentisyonun durumu göz önüne alınarak değerlendirilmiştir ve bu parametrelerin etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (Romeo ve ark. 2009).

2009 yılında yapılan sistematik bir derlemede en az 5 yıllık takibi olan kantilever uzantıya sahip sabit protezlerin teknik ve biyolojik komplikasyon sıklığı değerlendirilmiştir. Bu çalışma sonucunda protetik üst yapıda porselen kırığı, vida gevşemesi, abutment vida kırığı gibi komplikasyonlar gözlenirken; kantilever uzantı varlığında kemik seviyesinde zararlı etkiler beklenmediği görüşüne varılmıştır (Aglietta ve ark 2009).

Bizim çalışmamızda kantilever uzantılarının oluşturduğu stresler kortikal kemikte, implantta, metal alt yapıda ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Kortikal kemikte ve implantta hem dik kuvvetlerde hem de oblik kuvvetlerde kantilever uzunluğu arttıkça oluşan stresler neredeyse her modelde artmıştır. Metal alt yapıda ise konnektör bölgesinde ve kole bölgesindeki Von Mises stres değerleri hem dik hem de oblik kuvvetler karşısında artarak devam etmemiştir. Kantilever uzunluklarının artması ile metal alt yapıdaki streslerin artması direkt olarak ilişkilendirilememiştir.

Son olarak modellenen implantlar üzerine yapılacak sabit protezlerin yapımında

alt yapı alaşımı olarak Cr-Co ve üzerine feldspatik porselen kullanılmıştır. Cr-Co alaşımının elastisite modülünün yüksek olması nedeniyle esnemeyi önemli derecede azaltır. Böylece stresler daha dengeli ve uygun biçimde dağılır (Williams ve ark.1990; Craig ve Powers 2002). Restoratif malzeme olarak porselen seçmemizin nedeni ise porselenin akriliğe göre yüksek elastisite modülüne sahip olması ve akriliğe göre metal alt yapıya daha az stres iletmesidir. Stres dağılımı için okluzal yüzey morfolojisinin etkisi olacağından yükleme noktaları olarak fonksiyon esnasında dişlerin temas ettiği yerler seçilmiştir (Çiftçi ve Canay 2001). Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz verilerde de metal alt yapının uygulanan kuvvetlerin hepsinde sahip olduğu yüksek elastisite modülü nedeniyle stresler kabul edilebilir ve uygun biçimde dağılım göstermiştir. Dik ve oblik kuvvet uygulanması sonucu metal alt yapının konnektör bölgesinde oluşan stresler A,B,C ve D modellerinde K/İ oranının veya DKU nun her arttığı modellemede düzenli bir artış göstermemiştir yani stres artışı değişken bulunmuştur. Değerler tek tek incelendiğinde ise implant boyunun artmasına oranla implant çapının artmasının daha etkili olduğu bulunmuştur.

Metal alt yapıya ait konnektör ve kole bölgeleri hem dik hem de oblik kuvvetler varlığında tüm implant çapları, K/İ oranları ve kantilever uzunlukları için literatürde belirtilen stres değerlerinden (720 MPa.) daha düşük miktarda strese maruz kalmıştır. Ancak kole bölgesinde oluşan stresler konnektör bölgesinden daha yüksek değerdedir. Bu sonuç bahsi geçen sistem hem dar hem de geniş implantlar varlığında metal alt yapı üzerinde klinik olarak olumsuz tablo geliştirmek açısından minimum risk arz etmektedir.

Sonuç olarak;

- Modeller içerisinde en yüksek stres değerlerinin implantta ortaya çıktığı ve oblik yükleme yapılan modellerin hepsinde dik yükleme yapılan modellere göre daha fazla stres değerlerinin olduğu tespit edilmiştir.
- Kron/implant oranı ve kantilever uzantısının artışı ile streslerin, metal alt yapı haricindeki tüm modellerde arttığı tespit edilmiştir.

- İmplant çapının artması ile streslerin azalmasının hem kortikal kemikte hem de implantta, implant boyunun artması ile oluşan etkiden daha fazla olduğu tespit edilmiştir.
- 3,3 mm çapındaki implantın kullanıldığı modellerde dik ve oblik kuvvet uygulandığında oluşan streslerin hem implantta hem de kortikal kemikte 4,1 mm çapındaki implanta oranla daha yüksek olduğu bulunmuştur. İmplantın çapı 3,3 mm olduğunda implant boyunun arttırılmasının kortikal kemikteki stresleri azaltmak açısından avantaj sağlamadığı ancak; implantta oluşan stresleri azaltmak açısından avantajlı olduğu sonucuna varılmıştır.
- İmplantın çapı 4,1 mm olduğunda boyunun arttırılmasının kortikal kemikteki stresleri azaltmak açısından dik kuvvetler karşısında oblik kuvvetlere kıyasla daha fazla avantaj sağladığı sonucuna varılırken; implantta oluşan stresleri azaltmak açısından avantaj sağlamadığı sonucuna varılmıştır.
- 4,1 mm çapındaki implantın 3,3 mm lik implanta göre kortikal kemikte ve implantta hem dik hem de oblik kuvvetler karşısında daha düşük stresler oluşturduğu sonucuna varılmıştır.
- Kullanılan alt yapı metaryalinde oluşan stresler kantilever uzunluğunun artışıyla ilişkilendirilememiştir. Ancak Cr-Co alaşımının her K/İ oranı için kantilever uzantılı protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Üst çene posterior bölgede implant destekli kantilever uzantıya sahip sabit protez planlandığında K/İ oranını mümkün olan minimum sınırdan tutmak ve mümkün olan en geniş çapta implantı yerleştirmek amaçlanmalıdır. Kemik rezorbsiyonunun oldukça hızlı olduğu üst çene posterior bölgede implant tedavisinin zamanlaması ve mevcut kemik yapının korunması esasının önemi unutulmamalıdır. Kuvvetin implantın uzun aksı boyunca iletilmesi ve oklusal yüzeyin morfolojisi önemli olduğu gibi, parafonksiyonel alışkanlıkların etkisi de göz ardı edilmemelidir. Sonlu eleman stres analizi ile yapılan bu çalışmanın gerçeği tamamen yansıtmaması dolayısıyla çalışmamızın benzer klinik araştırmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

5 KAYNAKLAR:

ADIGÜZEL Ö. ,(2010) Sonlu Elamanlar Analizi: Derleme. Dicle Dişhekim. Derg; 11:18-23.

AGLIETTA, M., SICILIANO, V.I., ZWAHLEN, M., BRAGGER, U., PJETURSSON, B.E., LANG, N.P. & SALVI, G.E. (2009) A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. Clinical Oral Implants Research 20: 441– 451.

AGLIETTA M, SICILIANO V.I., BLASI A, SCULEAN A, BRAGGER U, LANG NP, et al. (2012) Clinical and radiographic changes at implants supporting single-unit crowns (SCs) and fixed dental prostheses (FDPs) with one cantilever extension. A retrospective study. Clinical Oral Implants Research; 23(5):550-5.

AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H. (2001) Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants; 16:722-30.

AKPINAR I, DEMIREL F, PARNAS L, SAHIN S. (1996) A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal- extension fixed prostheses. Quintessence Int; 27:11-7.

AL NAZER R, RANTALAINEN T, HEINONEN A, SIEVÄNEN H, MIKKOLA A. (2008) Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking. J Biomech ;41:1036-43.

AL-SUKHUN J, KELLEWAY J. (2007). Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants ;22:455-66.

ALBERKSON T, ZARB, G.A. (1989) The Bränemark Osseointegrated Implant, Quintessence Pub. Co., Chicago.

ALLEN, P.F., WITTER, D.J., WILSON, H.F. (1998) A survey of the attitudes of members of the prosthodontic association towards the shortened dental arch concept. Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent. 6: 165-169.

ANITUA E, TAPIA R, LUZURIAGA F, ORIVE G. (2010) Int J Periodontics Restorative Dent;30:89–95.

ANNIBALI S, BIGNOZZI I, LA MONACA G, CRISTALLI MP. (2012) Usefulness of the aesthetic result as a success criterion for implant therapy: a review. Clinical Implant Dentistry and Related Research;14(1):3-40.

ARAUJO, M.G. & LINDHE, J. (2005) Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. Journal of Clinical Periodontology ;32: 212–218.

ARMELLINI D, VON FRAUNHOFER JA. (2004) The Shortened dental arch: A review of literature. J Prosthet Dent;92: 531-5.

ASSIF D, MARSHAK B.& HOROWITZ A.(1996) Analysis of Load Transfer and Stress Distribution by an Implant Supported Fixed Partial Denture. J Prosthodont ;75:285-92.

ASSUNÇÃO WG, BARÃO VA, TABATA LF, GOMES EA, DELBEN JA, DOS SANTOS PH.(2009) Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg; 20:1173-7.

BAGGI, L., CAPPELLONI, I., GIROLAMA, M.D., MACERI, F., VAIRO, G. (2008) The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. J. Prosthet. Dent., 100: 422-431.

BALATLIOĞLU A. (2000) Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi.

BALIK A. (2007) Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin fem analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

BALSHI TJ, WOLFINGER GJ, BALSHI SF. (1999) Analysis of 35 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants ;14:398-406.

BARBIER, L. & SCHEPERS, E. (1997) Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and non-axial loading conditions in the dog mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12: 215–223.

BEAUPRE GS, ORR TE, CARTER DR.(1990) An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: A preliminary remodelling simulation. *J Orthop Res* ;8:662-70.

BECKER CM. (2004) Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10- year retrospective analysis. *Quintessence Int* 2004;35:437-441.

BECKER, C.M. &KAISER, D.A. (2000) Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. *Journal of Prosthetic dentistry* 84: 432–435.

BELLINI CM, ROMEO D, GALBUSERA F, AGLIARDI E, PIETRABISSA R, ZAMPELIS A, FRANCETTI L. (2009) A Finite Element Analysis of Tilted Versus Nontilted Implant Configurations in the Edentulous Maxilla *Int J Prothodont*;22:155–157.

BIRDİ H, SCHULTE J, KOVACS A, WEED M, CHUANG S K (2010) Crown-to-Implant Ratios of Short-Length Implants *Journal of Oral Implantology* December, 36(6); 425-433.

BLANES RJ, BERNARD JP, BLANES ZM, BELSER UC.(2007) A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin. Oral Impl. Res.* 18; 707–714

BLANES, R.J. (2009) To what extent does the crown- implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 20: 67–72.

BÖLÜKBAŞI N. (2008) Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of

five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent;92:523-30.

BRAGGER, U., KAROUSSIS, I., PERSSON, R., PJETURSSON, B., SALVI, G. & LANG, N.P. (2005) Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clinical Oral Implants Research 16: 326–334.

BRÄNEMARK P.I. (1985) Tissue Integrated Prothesis. Quintessence Publishing. Co.

BRÄNEMARK P.I. (1977) Osseointegrated implants in the threatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period, Scand J Plast Reconstr Surg Suppl;16:1-132.

BRÄNEMARK P.I. (1983) Osseointegration and its experimental studies. J ProsthetDent ;50: 399-410.

CAHOON P, HANNAM AG, (1994) Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction. Visual data exploration and analysis. SPIE Proc. 2178:206-15.

CAPUTO AA, WYLIE RS. (2006) Role of Biomechanics in Preiodontal Therapy.

CAR AB, MCGIVNEY GP, BROWN DT.(2004) McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 11th ed. St. Louis, Mo: Elsevier;189–229.

CARRANZA FA, TAKEI HH, NEWMAN MG. (2012) Caranza's Clinical Periodontology, 11th ed, Elsevier, St. Louis.

CENAN K. (2005) Uzun ve kavisli sabit restorasyonlarda stres dağılımının incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, ABD, DoktoraTezi. İstanbul.

CHAPMAN RJ. (1989) Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. Quintessence Int 20:473-80.

CRAIG J M, POWERS JM. (2002) Restorative dental materials. St. Louis, Mosby.

CRANIN AN. (1990) Glossary of implant terms. J Oral Implant, 16: 57-63.

ÇANKAYA, Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ÇİFTÇİ Y, CANAY Ş. (2001) Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 14:406-411,.

ÇİFTÇİ Y, CANAY S.(2000) The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 15:571-82.

ÇINAR D. (2007) İki farklı emiktipindekron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. Ankara.

DE SA E FRIAS V, TOOTHAKER R, WRIGHT RF. (2004) Shortened dental arch: A review of current treatment concepts. *J Prosthodont*;13:104-10.

DEL FABBRO M, TESTORI T, FRANCETTI L, WEINSTEIN R. (2004) Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent*.;24: 565-577.

DETOLLA D.H., ANDREANA S., PATRA A., BUHITE R., COMELLA B. (2000) The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, 29: 13-18.

EDWARD E, HUPP JR, TUCKER MR. (2003) Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, 4th ed, The Mosby, Toronto

ESER A, AKÇA K, ECKERT S, CEHRELI MC. (2009) Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* ;24:439-46.

ESER A, TONUĞ E, AKÇA K, CEHRELI MC. (2009) Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Jul-Aug ;24(4):597-608.

ESKITASCIOĞLU G, USUMEZ A, SEVİMAY M, SOYKAN E, UNSAL E. (2004) The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses

and supporting bone: A three-dimensional finite element study, J of Prosth Dent Feb;91:144-50.

ESPOSITO M, GRUSOVIN MG, FELICE P, KARATZOPOULOS G, WORTHINGTON HV, COULTHARD P. (2009) Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. The Cochrane database of systematic reviews. 2009(4):Cd003607.

FERRARIO, C., SFORZA, G., SERRAO, C., DELLAVIA, G.M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. J. Oral Rehabil., 31: 18-22.

FRANKLIN FE. (1998) Stress Analysis. İçinde: Kutz M, editör. Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience ; pp 191-245.

GENG JP, TAN KB, LIU GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. Jun;85(6):585-98.

GEORGIOPOULOS B, KALIORAS K, PROVATIDIS C, MANDA M, KOIDIS P (2007) The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. J Oral Implantol.33(5):243-56.

GHARECHAHI J, SHARIFI E, AGHDAEE NA, NOSOHIAN S.(2008) Finite element method analysis of the stress distribution to supporting tissues in a Class IV Aramany removable partial denture (Part I: the teeth and periodontal ligament). J Contemp Dent Pract; 9:65-72.

GLANTZ, P.O. & NILNER, K. (1998) Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontology 2000 17: 119–124.

GLAUSER, R., RUHSTALLER, P., WINDISCH, S., ZEMBIC, A., LUNDGREN, A., GOTTLOW, J. & HAMMERLE, C.H. (2005) Immediate occlusal loading of Branemark System Ti-Unite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. Clinical Implant Dentistry & Related Research 7 (Suppl. 1): S52–S59.

GÖRE E (2010) Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Oklüzyon Tiplerinin İmplant Baş Ağrısına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi.

GULTEKİN B.A. ,GULTEKİN P., YALCIN S. (2012). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry.Chapter 2.

GULJÉ FL, RAGHOEBAR GM, VISSINK A, MEIJER HJ.(2014) Single crowns in the resorbed posterior maxilla supported by either 6-mm implants or by 11-mm implants combined with sinus floor elevation surgery: a 1-year randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. Autumn;7(3):247-55.

GUNNE, J., RANGERT, B., GLANTZ, P.-O., SVENSSON, A. (1997) Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. Int J Oral Maxillofacial Implants 12: 335–341.

HALG, G.A., SCHMID, J. & HAMMERLE, C.H. (2008) Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. Clinical Oral Implants Research 19: 983–990.

HANCI M., BOZDAĞ E., ARPACI A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık. 10-55.

HARSHAKUMAR K., RAVICHANDRAN R., NAIR V. , KRISHNAN A.(2014) Osseointegration. Indian Journal of Dental Sciences. March Issue:1, Vol.:6

HECKER DM, ECKERT SE, CHOİ YG (2006) Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. J Prosthet Dent;95:26-32.

HIMMEL R, PILO R, ASSIF D, AVIV I. (1992) The cantilever fixed partial denture- A literature review. J Prosthet Dent ;67:484-487.

HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A, KONVICKOVA S. (2004) Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent ;91:20–25.

HOBO S, ICHIDA E, GARCIA LT (1990) Osseointegration and occlusal rehabilitation, First Edition, Quintessence Pub Co Inc. Tokyo.

HOJJATIE B, ANUSAVICE KS. (1990) Three dimensional finite element analyses of glass ceramic dental crowns. J Biomechanics; 23:1157–1166

HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F.(1998) Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol; 24(2):80-8.

HUANG Y, KEILIG L, RAHIMI A, REIMANN S, ELIADES T, JÄGER A, et al. (2009) Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop;136:638-43.

HUISKES R.(2000) If bone is the answer, then what is the question? J Anat;197:145-56.

İNAN M. (1988) Cisimlerin mukavemeti 6.Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 12-342.

İPLİKÇİOĞLU H. , AKÇA K., ÇAHRELİ MC.(2002) The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. Journal of Oral Implantology 28(1): 29-36

JAFFIN RA, BERMAN CL:(1991) The excessive loss of Brånemark fixtures in the type IV bone: a 5-year analysis, J Periodontol 62(1):2-4.

JAIN V, MATHUR V P, PILLAI R S, KALRA S (2014) A preliminary study to find out maximum occlusal bite force in Indian individuals. Indian Journal of Dental Research, 25(3): 325-330.

JEPSON NJ, ALLEN PF.(1999) Short and sticky options in the treatment of the partially dentate patient. Br Dent J;187:646-52.

JOHN MT, SLADE GD, SZENTPETERY A, SETZ JM. (2004) Oral health related quality of life in patients treated with fixed, removable, and complete dentures 1 month and 6–12 months after treatment. International Journal of Prosthodontics;17:503–11.

JUODZBALYS G, KUBILIUS R, EIDUKYNAS V, RAUSTIA AM. (2005) Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. Implant Dent;14:166-75.

KANNO T, CARLSSON GE.(2006) A review of the SDA concept focusing on the work by the Kayser / Nijmegen group. J Oral Rehab;33:850-2.

KARAYAZGAN B. (2005) Yüz defeklerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.

KARL M, DICKINSON A, HOLST S, HOLST A.(2009) Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent;17:50-7.

KAYSER AF. (1981) Shortened dental arches and oral function.J Oral Rehabil. ;8:457–462.

KAYSER AF.(1989) The shortened dental arch: a therapeutic concept in reduced dentitions and certain high-risk groups. International Journal of Periodontics Restorative Dentistry ;9:427–49.

KEYAK JH, MEAGHER JM, SKINNER HB, MOTE CD JR (1990) Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. J Biomed Eng. Sep;12(5):389-97.

KITAMURA, E., STEGAROIU, R., NOMURA, S. & MIYAKAWA, O. (2004) Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clinical Oral Implants Research 15: 401–412.

KLINGE B, FLEMMIG TF.(2009) Tissue augmentation and esthetics (Working Group 3). Clinical oral implants research, 20 Suppl 4:166-70.

KOCA OL, ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A. (2005) Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent , 93: 38-44.

KORIOTH TW, VERSLUIS A. (1997) Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Crit Rev Oral Biol Med ;8:90-104.

KORKMAZ FM. (2008) Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Protetik Diş Tedavisi. Ankara: Gazi Üniversitesi.

KREISSL, M.E., GERDS, T., MUCHE, R., HEYDECKE, G. & STRUB, J.R. (2007) Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous

cases after an average observation period of 5 years. *Clinical Oral Implants Research* 18: 720– 726.

KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B, LINDSTRÖM H. (2000) Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*;15:405–414.

KRENNMAIR G, KRAINHÖFNER M, SCHMID-SCHWAP M, PIEHSLINGER E. (2007) Maxillary sinus lift for single implant-supported restorations: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*;22:351–358

KUHLBERG A, NANDA R. (2005) *Principles of biomechanics*. St. Louis: Elsevier Inc; syf. 1-16.

LADD A, KINNEY J. (1998) Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomechanics* 31:941-945.

LAVELLE CLB, (1993) ,Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses, *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(2): 179-184.

LEKHOLM, U., ZARB, G.A. (1985). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Brenemark, P.I., Zarb, G.A., Alberktsson, T. Quintessence Pub. Co.

LEWINSTEIN I, BANKS-SILLS L, ELIASI R. (1995) Finite element analysis of a new system(IL) for supporting an implant retained cantilever prosthesis. *Int. J Oral Maxillofacial Implants* 10:355-366.

MAMMADZADA, S. (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ege Üniv. Sağlık Bilimler Enstitüsü.

MAEDA Y., SOGO M. & TSUTSUMI S. (2005) Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis *Journal of Oral Rehabilitation* 32; 656–660.

MALCHIODI L, CUCCHI A, GHENSI P, CONSONNI D, NOCINI PF.(2014) Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res.* Feb;25(2):240-51

MC CABE J.F. (1999) *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi* (çeviren: M. Nayır). İstanbul: İ.Ü. Basımevive Film Merkezi, 4-24.

MEIJER HJ, STARMANS FJ, STEEN WH, BOSMAN F. (1996) Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* ;23:757-63.

MELLAL A, WISKOTT HWA, BOTSIS J, SCHERRER SS, BELSER UC. (2004) Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Impl Res* ;15: 239-248.

MERİÇ G, ERKMEN E, KURT A, ESER A, OZDEN AU (2012) Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontol Scand*. Jan;70(1):61-71.

MEYER U, VOLLMER D, RUNTE C, BOURAUUEL C, JOOS U.(2001) Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*;29:100–105.

MISCH CE (1999) *Contemporary implant Dentistry*, 2nd ed, Mosby, St.Louis Missouri ; 3-12.

MISCH CE. (2005) *Dental Implant Prosthetics*. 1st ed. St Louis: Elsevier Mosby.

MISCH CE. (2008) *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis, Mo: Elsevier; 264–266.

MISCH, C.E. (2005) Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dentistry Today* 24: 64–66, 68.

MISCH, C.E., STEIGENGA, J., BARBOZA, E., MISCH-DIETSH, F., CIANCIOLO, L.J. & KAZOR, C. (2006) Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of Periodontology* 77: 1340–1347.

NATALI AN. (2003) *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis.

NEDİR, R., BISCHOF, M., BRIAUX, J.M., BEYER, S., SZMUKLER-MONCLER, S. & BERNARD, J.P. (2004) A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clinical*

Oral Implants Research 15: 150–157.

NEDIR, R., BISCHOF, M., SZMUKLER-MONCLER, S., BELSER, U.C. & SAMSON, J. (2006) Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 21: 919–928.

NEUKAM FW, FLEMMIG TF. (2006) Local and systemic conditions potentially compromising osseointegration. Consensus report of Working Group 3. *Clin Oral Imp Res* ;17 Suppl 2:160-162.

ÖZÇELİK E. (2010) Farklı implant ataşman sistemlerinin kemik üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi yoluyla incelenmesi, *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*. Pp.137.

PALMER RM, HOWE LC, PALMER PJ, WILSON R. (2012). A prospective clinical trial of single Astra Tech 4.0 or 5.0 diameter implants used to support two-unit cantilever bridges: results after 3 years. *Clin. Oral Impl. Res.* 23 ; 35–40.

PANAGIOTOPOULOU O. (2009) Finite element analysis (FEA): Applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Ann Hum Biol* ;36:609-23.

PANIGRAHI P, VINEETH V. (2009) Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *Angle Orthod* ;79:668-75.

PEÑARROCHA-OLTRA D, CANDEL-MARTÍ E, PEÑARROCHA-DIAGO M, MARTÍNEZ-GONZÁLEZ JM, ARAGONESES JM, PEÑARROCHA-DIAGO M. (2013) Palatal positioning of implants in severely atrophic edentulous maxillae: five-year cross-sectional retrospective follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Jul-Aug;28(4):1140-6.

PEÑARROCHA M, CARRILLO C, BORONAT A, PEÑARROCHA M. (2009) Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *Int J Oral Maxillofac Implants* ; 24:720-726.

PEÑARROCHA M, GARCÍA B, MARTI E, BORONAT A. (2007) Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 22:645-650.

PETRIE CS, WILLIAMS JL. (2005) Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res ;16:486–494.

PIETROKOVSKI J, SORIN S, HIRSCHFELD Z: (1976) The residual ridge in partially edentulous patients, J Prosthet Dent 36:150-157.

POWERS JM, SAKAGUCHI RL. (2006) Craig's Restorative dental materials. St. Louis, Missouri: Mosby.

PRADO FB, ROSSI AC, FREIRE AR, FERREIRA CARIA PH. (2014) The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry Indian J Dent Res ;25:390-7.

PRESHAW PM, WALLS AWG, JAKUBOVICS NS, MOYNIHAN PJ, JEPSON NJA, LOEWY Z (2011) Association of removable partial denture use with oral and systemic health. J Dent 39(11):711–719.

RANGERT B., SULLIVAN R. & JEMT T. (1997) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 12: 360–370.

RAUL JS, DECK C, WILLINGER R, LUDES B. (2008) Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice. Int J Legal Med ;122:359-66.

ROBERTS EW, TURLEY PK, BREZNIAK N, et al:(1987) Bone physiology and metabolism, J Calif Dent Assoc 15:54-61.

ROKNI, S., TODESCAN, R., WATSON, P., PHAROAH, M., ADEGBEMBO, A.O. & DEPORTER, D. (2005) An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 20: 69–76.

ROMEED SA, FOK SL, WILSON NHF.(2006) A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil; 33:209-215.

ROMEO E, LOPS D, MARGUTTI E, GHISOLFI M, CHIAPASCO M, VOGEL G (2003). Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. Clin. Oral Impl. Res. 14: 303–311

ROMEO E, TOMASI C, FININI I, CASENTINI P, LOPS D. (2009) Implant-supported fixed

cantilever prosthesis in partially edentulous jaws: a cohort prospective study. Clin. Oral Impl. Res. 20; 1278–1285.

ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006) Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St. Louis, Mo: Elsevier; 2006:42–81.

SADOWSKY SJ (1997) The Implant- Supported Prosthesis for Edentulous Arch: Design considerations. J Prosthet Dent ;78:28-33.

SASSE M., KERN M., MARRE B, MICHAEL H. (2014) Walter Short communication: Clinical performance of cantilevered fixed dental prostheses abutments in the shortened dental arch. Journal of Dentistry 42; 373–376

SAKAGUCHI RL, VERSLUIS A, DOUGLAS WH. (1997) Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. Dental Materials,13,233-239.

SALVI, G.E. & BRAGGER, U. (2009) Mechanical and technical risks in implant therapy. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 24 (Suppl.): 69–85.

SCHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997) Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Chicago, Ill: Quintessence;89–90.

SCHULTE, J., FLORES, A.M. & WEED, M. (2007) Crown- to-implant ratios of single tooth implant- supported restorations. Journal of Prosthetic Dentistry 98: 1–5.

SEVIMAY M, TURHAN F, KILICARSLAN MA, ESKITASCIOGLU G. (2005) Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent; 93(3):227-34.

SHACKLETON, J.L., CARR, L., SLABBERT, J.C. & BECKER, P.J. (1994) Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. Journal of Prosthetic Dentistry 71: 23–26.

SHILLINBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997) Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Thirth edition. Canada, Quintessence Publishing Co, Inc, 89-90.

SPIEKERMANN H, DONALT K, HASSELL T. (1995) Color Atlas of Dental Medicine Implantology. ThiemePubl Co Inc, Newyork.

SPIEKERMANN, H. (1995) Special diagnostic methods for implant patients. In: Rateitschak, K.H. & Wolf, H.F., eds. *Implantology*, 95. Stuttgart: Thieme.

STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H. & MIYAKAWA, O. (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three- dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13: 82–90.

SUTPIDELER M, ECKERT SE, ZOBITZ M, AN KN. (2004) Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*;19(6):819-25.

ŞAHİN E, ÇEHRELİ MC, YALÇINE. (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant- supported prosthesis- a review. *J Dent* ;30(7-8):271-82.

TADA S., STEGAROIU R., KITAMURA E., MIYAKAWA O., KUSAKARI H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 18: 357-368.

TAJIMA K, CHEN K K, TAKAHASHI N, NODA N, NAGAMATSU Y & KAKIGAWA H (2009) Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation *Dent Mater J*; 28(2): 219-226

TAKAYAMA H. (1989) Biomechanical considerations on osseointegrated implants. In Hobo S, Ichida E, Garcia CT, editors: *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, Chicago, Quintessence.

TAWIL, G. & YOUNAN, R. (2003) Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18: 894–901.

TOPARLI M, AYKUL H, AKSOY T.(2002) Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. *J Oral Rehabil* ;29:1108-14.

ULUSOY M, AYDIN K. (2003) *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 2. Baskı, Ankara, Ank. Ün. Diş Hek.Fak. Yayınları

URDANETA RA, RODRIGUEZ S, MCNEIL DC, WEED M, CHUANG SK. (2010) The

Effect of Increased Crown-to-Implant Ratio on Single-Tooth Locking-Taper Implants Int J Oral Maxillofac Implants ;25:729–743

VAN STADEN RC, GUAN H, LOO YC. (2006) Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin;9:257-270.

VAN STADEN RC, LI X, GUAN H, JOHNSON NW, REHER P, LOO YC. (2014) A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. Mar-Apr; 29(2):e147-54.

WALLACE SS, FROUM SJ. (2003) Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. Ann Periodontol ;8:328–343.

WATZEK G. (1996) Endosseous Implants Scientific And Clinical Aspects. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc,

WEINBERG LA. (2003) Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics. New York, Quintessence Publishing Co, Inc, 47-65.

WIDMARK G, ANDERSSON B, CARLSSON GE, et al.(2001) Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: A 3- to 5-year follow-up clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants.;16:73.

WILLIAMS KR, WATSON CJ, MURPHY WM, SCOTT J, GREGORY M, SINOBAD D. (1990) Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 21:563- 570.

WINTER AA, POLLACK AS, ODRICH RB. (2002) Placement of implants in the severely atrophic posterior maxilla using localized management of the sinus floor: a preliminary study. Int J Oral Maxillofac Implants .17:687-95.

WITTER DJ, DE HAAN AF, KAYSER AF, VAN ROSSUM GM (1991) Shortened dental arches and periodontal support. J Oral Rehab; 18(3): 203-212.

YOKOYAMA, S., WAKABAYASHI, N., SHIOTA, M. & OHYAMA, T. (2004) The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. Journal of Prosthetic dentistry 91: 234–240.

YOSHIDA, N., KOGA, Y., KOBAYASHI, K., YAMADA, Y., YONEDA T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.

ZURDO J., ROMEO C. & WENNSTROM J.L. (2009) Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 20 (Suppl. 4): 59–66.

6 ÖZGEÇMİŞ

HAMİYET GÜNGÖR

Doğum yılı:19/01/1985

Doğum yeri: Gerede

Alanya A. Feyzi Alaettinoğlu Süper Lisesi mezunu

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2008 mezunu

2008 yılından beri Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.

Yayınları

1- Cleidocranial Dysostosis’li Bir Olgunun Overlay Hareketli Bölümlü Protezle Rehabilitasyonu

Hamiyet GÜNGÖR, Volkan ŞAHİN , Zuhul ÖZGÜR

Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg Cilt/Vol.:2 Sayı/No.:2 Sayfa/Page:137- 142, 2010

Uluslararası Bildiriler

1-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) Self reported problems before and after prosthodontic treatments according to newly created Turkish version of oral, 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

2-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) Last decade in the development of the oral health impact profile (OHIP)., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

3-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) A Turkish version of the Oral Health Impact Profile for assessing geriatric patients., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

4-BULUT A, BARAN İ, GÜNGÖR H (2009) The Relationship between dental status and sociodemographic factors in older people., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association

International Congress

- 5-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Importance of the edentulous patients' classification., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress
- 6-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Moral development level of dental students, 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress
- 7-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Infection knowledge at the beginning of the dental education., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress
- 8-BARAN İ, GÜNGÖR H, BULUT A (2011) Factors Related the Anxiety of Adults in Kırıkkale 16. Balkan Stomatoloji Kongresi (BaSS) konferansı konferansı dahilinde "16th Congress of BaSS 2011" bildiri kitapçığındaki Bükreş, Romanya, Nisan- Mayıs.
- 9- HAMIYET AKÇA, İLGI BARAN. Farklı endikasyonlar için rezin bağlı sabit parsiyel protezler (Poster Sunum). Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Bilimsel Kongresi. 12-15 Nisan 2012.
- 10- HAMIYET AKÇA, İLGI BARAN. Minimal İnvasiv protetik tedaviler (**Sözlü sunum**). Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Bilimsel Kongresi. 12-15 Nisan 2012.
- 11- AKÇA H, KEÇELİ HG, BARAN İ. Estetik olarak problemlı hastaların tedavisinde multidisipliner yaklaşım: iki olgu bildirimi. Türk Dişhekimleri Birliğı 19. Uluslararası Dişhekimliğı Kongresi. Ankara 31 Mayıs- 02 Haziran 2012.
- 12- S BAĞLAR, İ YILDIRIM, D DOĞAN, A T MUTLUAY, H AKÇA, ŞR ADIŞEN , Polietilen-Fiber İle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Köprü Restorasyonları : Operatif Protetik İşlemlere Alternatif Bir Tedavi Yaklaşımı , İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliğı Kongresi 26-28 Nisan 2012 Malatya ,TÜRKİYE.
- 13- HAMIYET AKÇA, HATICE EBRU OLGUN ERDEMİR. A Multidisciplinary Esthetic Approach of a Patient with Deficient Maxillary Alveolar Bone: A Case Report. FDI 2013 Istanbul Annual World Dental Congress 28-31 August 2013 Istanbul, Turkey
- 14- İLGI BARAN, HAMIYET AKÇA, ALI CAN BULUT, MERVE ARSLAN

Kırıkkale'de Bulunan Kısmi Dişsiz Hastaların Kennedy Sınıflamasına Göre Yüzdelerinin Belirlenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 6.Uluslararası Bilimsel Kongresi Ağız-Diş Sağlığında Güncel Durum 21-23 Kasım 2013 İstanbul,Türkiye (2 puan)

15- HÜSEYİN GENÇAY KEÇELİ, HAMIYET AKÇA “Anterior konjenital diş eksikliğinde zenith noktalarının modifikasyonu ile multidisipliner tedavi” Türk Peripodontoloji Derneği 44. Bilimsel Kongresi (9-10 Mayıs 2014, İstanbul)

16- HAMIYET AKÇA, NURAY ERCAN, HATICE EBRU ERDEMİR “Maksiller Malpoze Dişin Protetik Tedavisi İçin Estetik Kuron Yükseltme” Türk Peripodontoloji Derneği 44. Bilimsel Kongresi (9-10 Mayıs 2014, İstanbul)

17- AYSIMA TURAN, HAMIYET AKÇA, OĞUZHAN BALDIRAN
Anterior Maksillada Lateral Dişlerin Multidisipliner Yaklaşımla Estetik Rehabilitasyonu 29-31 Mayıs 2014. 20. TDB Kongresi, Kuşadası

18- HÜSEYİN GENÇAY KEÇELİ, HAMIYET AKÇA, OĞUZHAN BALDIRAN
Hatalı Yerleştirilmiş Bir Anterior İmplantın Multidisipliner Yaklaşımla Estetiğinin Geliştirilmesi
29-31 Mayıs 2014 20. TDB Kongresi, Kuşadası

19- HAMIYET AKÇA, ZÜLFİKAR DEMİRTAĞ, İLGI BARAN “Esthetic Rehabilitation Of Diastema With Porcelain And Composite Laminate Veneers: Case Report.” 29-31 Mayıs 2014 20. TDB Kongresi, Kuşadası

20- İLGI BARAN, FETHİ ATIL, HAMIYET AKÇA “Maksilofacial Defektli 3 Olgunun Obtüratörlerle Tedavisi .” 29-31 Mayıs 2014. 20. TDB Kongresi, Kuşadası

21- HAMIYET AKÇA, İLGI BARAN **(sözlü sunum)**

The Effect of Cantilever Length to Stress Distribution of One Implant-Supported Fixed Cantilever Prosthesis. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association. 21st Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. 25-27 September 2014 Istanbul ,Turkey

22- ÖZCAN N, ÇULHAOĞLU A, AKÇA H, ARSLAN M. Efficiency of Er:YAG Laser on removal of fiber posts . 38th Annual Conference of European Prosthodontic Association 25-27 September 2014 İstanbul, TURKEY

Ulusal Bildiriler:

1- KAZAK Z, AKÇA H, DEMIRTAĞ Z, ŞAHİN V. Maksiller Anterior Dişlerin Protetik Rehabilitasyonunda Tırnaklar Rehber Olabilir Mi? Ulusal Anatomi Kongresi, On Dokuz Mayıs Üniversitesi 5-8 Eylül 2013,Samsun, TURKEY

ÇALIŞTIĞI PROJELER:

1-Üst Çene Posterior BölgedeYapılan Tek İmplant Destekli İki Üniteli Distal UzatılıSabitParsiyelProtezlerin, SonluElemanStresAnalizi İle Değerlendirilmesi BAP DestekliProje 2014/08 nolu proje

2- Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Alt Yapı ile Metal Alt Yapılı Adesiv Sabit Protezlerin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ve İn Vitro Kırma Dayanıklılığı Testi ile Karşılaştırılması BAP DestekliProje 2014/09 nolu proje

Katıldığı Konferans ve Sempozyumları:

1- 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress.

2-Expodent Ankara 2009

3-Hacettepe Sürekli Eğitim Semineri Galip Gürel Porselen Laminat Uygulamaları

4-Hacettepe Sürekli Eğitim Semineri İmplant Uygulama Şekilleri

5-Astratek Ankara Eğitim Konferansı

6-Dental implantolojide klinik gerçekler ve güncel protetik yaklaşımlar(sağlıkta sürekli eğitim etkinlikleri)

7-Bioment 3i (June,3,2011)

8-Dentimplant 1.Lansman Toplantısı(11-14 ekim 2012)

- 9- Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Bilimsel Kongresi. 12-15 Nisan 2012.
- 10- Türk Dişhekimleri Birliği 19. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. Ankara 31 Mayıs- 02 Haziran 2012.
- 11- FDI 2013 Istanbul Annual World Dental Congress 28-31 August 2013 Istanbul, Turkey
- 12- İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 6.Uluslararası Bilimsel Kongresi Ağız-Diş Sağlığında Güncel Durum 21-23 Kasım 2013 İstanbul,Türkiye (2 puan)
- 13- 20. TDB Kongresi, Kuşadası 29-31 Mayıs 2014
- 14- Temporomandibular Eklem Sempozyumu "Teşhis ve Tedavi Seçenekleri"
Kırıkkale Üniversitesi Kültür Merkezi - Mavi Salon 20 Kasım 2014.
- 15- 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association. 21st Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. 25-27 September 2014 Istanbul ,Turkey