

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MAKSİLLADA KULLANILAN FARKLI GEOMETRİLERDEKİ
MİKROİMPLANTLARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ
YÖNTEMİ İLE ÜÇ BOYUTLU İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. İdil BAVBEK KARAKAYA

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nilüfer DARENDELİLER**

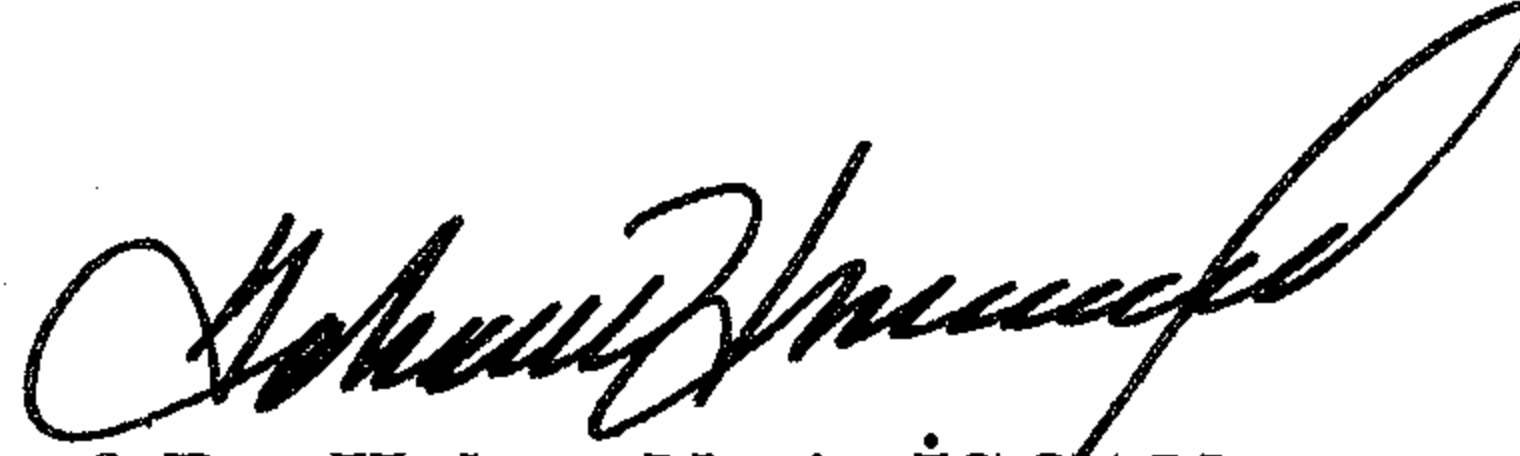
**ANKARA
Ekim 2011**

İzgi ve Beril'e

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ortodonti Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 11/10/2011



Prof. Dr. Hakan Necip İŞCAN
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Jüri Başkanı



Prof. Dr. Müfide DİNÇER
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı



Prof. Dr. İlken KOCADERELİ
Hacettepe Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı



Prof. Dr. Nilüfer DARENDELİLER
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı



Prof. Dr. Lale TANER
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	i
İçindekiler	ii
Şekiller	ix
Tablolar	xxiii
Semboller, Kısaltmalar	xxiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ankraj	3
2.1.1. Ankraj Sınıflaması	3
2.2. Ortodontide İmplantların Kullanımı	6
2.2.1. Mini-implant Kullanımının Avantajları	9
2.2.2. Mini-implant Endikasyonları	9
2.2.3. Mini-implant Kontrendikasyonları	11
2.2.4. Kısmi Kontrendikasyonlar	12
2.2.5. Mini-vida özellikleri ve tipleri	12
2.3. Kemiğin Mini-vidaya cevabı	14
2.3.1. Ara Yüz Oluşumunu Etkileyen Faktörler	15
2.3.1.a. Genel Durumlar	15

2.3.1.b. Lokal Durumlar	15
2.3.1.c. Biyouyumluluk	16
2.3.1.d. İmplant-Kemik Boşluk Miktarı	16
2.3.1.e. Cerrahi Travma	16
2.3.1.f. İyileşme Koşulları	17
2.3.1.g. Yükleme Koşulları	17
2.4. Mini-vidanın Stabilesini Etkileyen Faktörler	17
2.4.1. Hastaya Bağlı Faktörler	17
2.4.1.a. Genel Durumlar	17
2.4.1.b. Kemik Yoğunluğu	18
2.4.1.c. Yumuşak Doku Özellikleri	18
2.4.1.d. Lokal Stres Durumları	19
2.4.2. Cerrahiye Bağlı Faktörler	19
2.4.3. Vidaya Bağlı Faktörler	21
2.4.3.a. Biyouyumluluk	21
2.4.3.b. Vida Çapı	22
2.4.3.c. Vida Uzunluğu	22
2.4.3.d. Self Tapping ve Self Drilling Vidalar	23
2.4.3.e. Vida Yerleşim Bölgesi	23

2.4.3.f. Yerleştirme Açısı	25
2.4.4. Kullanıma Bağlı Faktörler	25
2.4.4.a. Yükleme Kuvveti	25
2.4.4.b. Oral Hijyen	28
2.5. Mini-vida Komplikasyonları	28
2.5.1. Yerleşim Sırasındaki Komplikasyonlar	28
2.5.2. Mini-vida Migrasyonu	29
2.5.3. Yumuşak Doku Komplikasyonları	30
2.5.3.a. Aftöz Ülserasyon	30
2.5.3.b. Yumuşak Doku İnflamasyonu, Enfeksiyonu ve Periimplantitis	30
2.5.3.c. Mini-vida Başının Yumuşak Doku İle Kaplanması	31
2.5.4. Çıkarma Sırasındaki Komplikasyonlar	31
2.6. Osseointegrasyon Gereksinimi	33
2.7. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar	35
2.7.1. Gerilme (Stres)	35
2.7.2. Gerinim (Strain)	37
2.7.3. Gerilme-Gerinim Diagramı	38
2.7.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)	39

2.7.5. Poisson Oranı	39
2.7.6. Gerilme Analiz Yöntemleri	39
2.8. Sonlu Elemanlar	41
2.8.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları	42
2.9. Cone Beam Kompüterize Tomografi	43
2.9.1. CBCT ve Geleneksel Radyografi	44
3. GEREÇ ve YÖNTEM	45
3.1. Maksillanın Modellenmesi	45
3.2. PDL Modellenmesi	49
3.3. Braketlerin ve Telin Modellenmesi	50
3.4. Mini Vidaların Modellenmesi	51
3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	54
3.5.1. Materyal Özellikleri	56
3.5.2. Sınır Koşulları	56
3.6. Senaryoların Oluşturulması	58
3.6.1. Senaryo 1	59
3.6.2. Senaryo 2	61
3.6.3. Senaryo 3	63
3.6.4. Senaryo 4	65

3.6.5. Senaryo 5	67
4. BULGULAR	70
4.1. Senaryo 1 Bulgular	70
4.1.1. A Vidası Bulgular	70
4.1.2. B Vidası Bulgular	82
4.1.3. C Vidası Bulgular	93
4.2. Senaryo 2 Bulgular	107
4.2.1. A Vidası Bulgular	107
4.2.2. B Vidası Bulgular	118
4.2.3. C Vidası Bulgular	131
4.3. Senaryo 3 Bulgular	146
4.3.1. A Vidası Bulgular	146
4.3.2. B Vidası Bulgular	159
4.3.3. C Vidası Bulgular	172
4.4. Senaryo 4 Bulgular	187
4.4.1. A Vidası Bulgular	187
4.4.2. B Vidası Bulgular	200
4.4.3. C Vidası Bulgular	213
4.5. Senaryo 5 Bulgular	228

4.5.1. A Vidası Bulgular	228
4.5.2. B Vidası Bulgular	241
4.5.3. C Vidası Bulgular	254
5. TARTIŞMA	270
5.1. Amaç	270
5.2. Mini-vida Dizaynı	271
5.3. Yerleşim Bölgesi	273
5.4. Yerleştirme Açısı	276
5.5. Yükleme Zamanı	277
5.6. Uygulanan Kuvvet	278
5.7. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	279
5.8. Sonlu Elemanlar Analizi İle Yapılan Çalışmaların Sonuçları	281
5.9. Vida Geometrisine Bağlı Sonuçlar	283
5.10. Vida Yerleşimine Bağlı Sonuçlar	286
5.11. Dişler Üzerine Etkisi	287
6. SONUÇLAR	291
7. ÖZET	293
8. SUMMARY	295
9. KAYNAKLAR	297

10. TEŞEKKÜR	324
11. ÖZGEÇMİŞ	325

ŞEKİLLER

Şekil 1: Bir elemana etkiyen gerilme tipleri	35
Şekil 2: Bir gerilme elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetler	36
Şekil 3: Von Misses gerilmesinin hesaplanması	37
Şekil 4: Stress-strain diyagramı	38
Şekil 5: Tomografi görüntüsü	46
Şekil 6: 3d-Doctor yazılımına atılan tomografi görüntüsü	47
Şekil 7: Görüntü kesitlerinin ayrıştırılması	47
Şekil 8: Elde edilen üç boyutlu kemik model	48
Şekil 9: Diş yuvalarının elde edilmesi.	48
Şekil 10: Kortikal kemik modelin oluşturulması.	49
Şekil 11: Spongioz kemik modelin oluşturulması.	49
Şekil 12: PDL modellenmesi	50
Şekil 13: Braketlerin ve tellerin modellenmesi	50
Şekil 14: Neo-anchor plus (anchor plus, USA)	51
Şekil 15: O.S.A.S (Dewimed, Germany)	52
Şekil 16: Spider Screw (HDC Company, Italy)	53
Şekil 17: Simülasyonda kullanılan katı model bileşenleri	54
Şekil 18: Sabitlenen çalışma modelinin sagital yönden görüntüsü.	57
Şekil 19: Sabitlenen çalışma modelinin içten görüntüsü.	58
Şekil 20: Senaryo 1 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli	60
Şekil 21: Senaryo 1 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı	61
Şekil 22: Senaryo 2 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli	62
Şekil 23: Senaryo 2 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı	63
Şekil 24: Senaryo 3 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli	64
Şekil 25: Senaryo 3 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı	65

Şekil 26: Senaryo 4 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli.....	66
Şekil 27: Senaryo 4 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı	67
Şekil 28: Senaryo 5 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli.....	68
Şekil 29: Senaryo 5 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı	69
Şekil 30: Senaryo 1 için A vidası üzerinde oluşan von Misses stres	71
Şekil 31: Senaryo 1'de A vidasına ait kortikal kemikte von Misses stres değerleri	72
Şekil 32: Senaryo 1'de A vidasına ait kortikal kemikte görülen Maksimum Asal Stres değerleri.....	73
Şekil 33: Senaryo 1'de A vidasına ait kortikal kemikte görülen minimum asal stres değerleri.....	74
Şekil 34: Senaryo 1'de A vidasına ait spongioz kemikte görülen von Misses stres değerleri.....	75
Şekil 35: Senaryo 1'de A vidasına ait spongioz kemikte görülen maksimum asal stres değerleri.....	76
Şekil 36: Senaryo 1'de A vidasına ait spongioz kemikte görülen minimum asal stres değerleri.....	77
Şekil 37: Senaryo 1'de A vidasına ait kemik kesitinde görülen von Misses stres değerleri.....	78
Şekil 38: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	79
Şekil 39: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	80
Şekil 40: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	81
Şekil 41: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	81
Şekil 42: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	82
Şekil 43: Senaryo 1'de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	83

Şekil 44: Senaryo 1’de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	84
Şekil 45: Senaryo 1’de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	85
Şekil 46: Senaryo 1’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	86
Şekil 47: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	87
Şekil 48: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	88
Şekil 49: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	89
Şekil 50: Senaryo 1’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	90
Şekil 51: Senaryo 1’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri	91
Şekil 52: Senaryo 1’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri	92
Şekil 53: Senaryo 1’de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	92
Şekil 54: Senaryo 1’de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	93
Şekil 55: Senaryo 1’de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	93
Şekil 56: Senaryo 1’de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri	94
Şekil 57: Senaryo 1’de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	95
Şekil 58: Senaryo 1’de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	96
Şekil 59: Senaryo 1’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	97

Şekil 60: Senaryo 1’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	98
Şekil 61: Senaryo 1’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	99
Şekil 62: Senaryo 1’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	100
Şekil 63: Senaryo 1’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	101
Şekil 64: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri	102
Şekil 65: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri	103
Şekil 66: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	103
Şekil 67: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	104
Şekil 68: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	104
Şekil 69: Senaryo 1 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri	105
Şekil 70: Senaryo 1 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri	106
Şekil 71: Senaryo 2’de A vidası üzerinde oluşan von Misses stres değerleri	107
Şekil 72: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	108
Şekil 73: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	109
Şekil 74: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	110
Şekil 75: Senaryo 2’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	111

Şekil 76: Senaryo 2'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	112
Şekil 77: Senaryo 2'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	113
Şekil 78: Senaryo 2'de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	114
Şekil 79: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri	115
Şekil 80: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri	116
Şekil 81: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	116
Şekil 82: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	117
Şekil 83: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	118
Şekil 84: Senaryo 2'de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri	119
Şekil 85: Senaryo 2'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	120
Şekil 86: Senaryo 2'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	121
Şekil 87: Senaryo 2'de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	122
Şekil 88: Senaryo 2'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	123
Şekil 89: Senaryo 2'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	124
Şekil 90: Senaryo 2'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	125
Şekil 91: Senaryo 2'de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	126

Şekil 92: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	127
Şekil 93: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	128
Şekil 94: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	129
Şekil 95: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	130
Şekil 96: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	131
Şekil 97: Senaryo 2'de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	132
Şekil 98: Senaryo 2'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	133
Şekil 99: Senaryo 2'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	134
Şekil 100: Senaryo 2'de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	135
Şekil 101: Senaryo 2'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	136
Şekil 102: Senaryo 2'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	137
Şekil 103: Senaryo 2'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	138
Şekil 104: Senaryo 2'de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	139
Şekil 105: Senaryo 2'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	140
Şekil 106: Senaryo 2'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	141
Şekil 107: Senaryo 2'de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	141

Şekil 108: Senaryo 2’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	142
Şekil 109: Senaryo 2’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	142
Şekil 110: Senaryo 2 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri.....	144
Şekil 111: Senaryo 2 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri	145
Şekil 112: Senaryo 3’de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	146
Şekil 113: Senaryo 3’de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	147
Şekil 114: Senaryo 3’de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	148
Şekil 115: Senaryo 3’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	149
Şekil 116: Senaryo 3’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	150
Şekil 117: Senaryo 3’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	151
Şekil 118: Senaryo 3’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	152
Şekil 119: Senaryo 3’de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	153
Şekil 120: Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	154
Şekil 121: Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	155
Şekil 122: Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	156
Şekil 123: Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	157

Şekil 124: Senaryo 3'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	158
Şekil 125: Senaryo 3'de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	159
Şekil 126: Senaryo 3'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	160
Şekil 127: Senaryo 3'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	161
Şekil 128: Senaryo 3'de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	162
Şekil 129: Senaryo 3'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	163
Şekil 130: Senaryo 3'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	164
Şekil 131: Senaryo 3'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	165
Şekil 132: Senaryo 3'de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	166
Şekil 133: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	167
Şekil 134: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	168
Şekil 135: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	169
Şekil 136: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	170
Şekil 137: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	171
Şekil 138: Senaryo 3'de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	172
Şekil 139: Senaryo 3'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	173
Şekil 140: Senaryo 3'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	174

Şekil 141: Senaryo 3'de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	175
Şekil 142: Senaryo 3'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	176
Şekil 143: Senaryo 3'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	177
Şekil 144: Senaryo 3'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	178
Şekil 145: Senaryo 3'de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	179
Şekil 146: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	180
Şekil 147: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	181
Şekil 148: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	182
Şekil 149: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	183
Şekil 150: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	184
Şekil 151: Senaryo 3 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir.	185
Şekil 152: Senaryo 3 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir.	186
Şekil 153: Senaryo 4'de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	187
Şekil 154: Senaryo 4'de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	188
Şekil 155: Senaryo 4'de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	189
Şekil 156: Senaryo 4'de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	190

Şekil 157: Senaryo 4'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	191
Şekil 158: Senaryo 4'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	192
Şekil 159: Senaryo 4'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	193
Şekil 160: Senaryo 4'de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	194
Şekil 161: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri	195
Şekil 162: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri	196
Şekil 163: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	197
Şekil 164: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	198
Şekil 165: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	199
Şekil 166: Senaryo 4'de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri	200
Şekil 167: Senaryo 4'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	201
Şekil 168: Senaryo 4'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	202
Şekil 169: Senaryo 4'de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	203
Şekil 170: Senaryo 4'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	204
Şekil 171: Senaryo 4'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	205
Şekil 172: Senaryo 4'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	206

Şekil 173: Senaryo 4'de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	207
Şekil 174: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	208
Şekil 175: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	209
Şekil 176: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	210
Şekil 177: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	211
Şekil 178: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	212
Şekil 179: Senaryo 4'de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	213
Şekil 180: Senaryo 4'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	214
Şekil 181: Senaryo 4'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	215
Şekil 182: Senaryo 4'de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	216
Şekil 183: Senaryo 4'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	217
Şekil 184: Senaryo 4'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	218
Şekil 185: Senaryo 4'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	219
Şekil 186: Senaryo 4'de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	220
Şekil 187: Senaryo 4'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	221
Şekil 188: Senaryo 4'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	222

Şekil 189: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	223
Şekil 190: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	224
Şekil 191: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	225
Şekil 192: Senaryo 4 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir	226
Şekil 193: Senaryo 4 için sırasıyla her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri	227
Şekil 194: Senaryo 5’de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri	228
Şekil 195: Senaryo 5’de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri	229
Şekil 196: Senaryo 5’de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	230
Şekil 197: Senaryo 5’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	231
Şekil 198: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	232
Şekil 199: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	233
Şekil 200: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	234
Şekil 201: Senaryo 5’de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	235
Şekil 202: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	236
Şekil 203: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	237
Şekil 204: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	238

Şekil 205: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	239
Şekil 206: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	240
Şekil 207: Senaryo 5’de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	241
Şekil 208: Senaryo 5’de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	242
Şekil 209: Senaryo 5’de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	243
Şekil 210: Senaryo 5’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri.....	244
Şekil 211: Senaryo 5’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri.....	245
Şekil 212: Senaryo 5’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri.....	246
Şekil 213: Senaryo 5’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri.....	247
Şekil 214: Senaryo 5’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	248
Şekil 215: Senaryo 5’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.....	249
Şekil 216: Senaryo 5’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.....	250
Şekil 217: Senaryo 5’de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	251
Şekil 218: Senaryo 5’de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	252
Şekil 219: Senaryo 5’de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.....	253
Şekil 220: Senaryo 5’de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri.....	254
Şekil 221: Senaryo 5’de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri.....	255

Şekil 222: Senaryo 5’de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri	256
Şekil 223: Senaryo 5’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri	257
Şekil 224: Senaryo 5’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri	258
Şekil 225: Senaryo 5’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri	259
Şekil 226: Senaryo 5’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri	260
Şekil 227: Senaryo 5’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri	261
Şekil 228: Senaryo 5’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri	262
Şekil 229: Senaryo 5’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri	263
Şekil 230: Senaryo 5’de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	264
Şekil 231: Senaryo 5’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	265
Şekil 232: Senaryo 5’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri	266
Şekil 233: Senaryo 5 için her 3 vida gövdesi üzerinde sırasıyla oluşan von Misses stres değerleri	267
Şekil 234: Senaryo 5 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde sırasıyla oluşan von Misses stres değerleri	268

TABLÖLAR

Tablo 1. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları.....55

Tablo 2. Senaryolarda kullanılan elastik modülü ve Poisson oranları.....56

Tablo 3. Senaryolarda kaydedilen vida, kortikal, süngerimsi kemik ve dişler üzerindeki stres değerleri..... 269

SEMBOLLER VE KISALMALAR

N	Newton
gr	Gram
CT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi
PDL	Periodontal Ligament
MPa	Megapaskal
mm	Milimetre
°	Derece
%	Yüzde

GİRİŞ

Matematikçi, fizikçi, astronom, filozof ve mühendis olan Archimedes (MÖ 287-212) “Bana bir dayanak noktası verin, dünyayı yerinden oynatayım” sözü ile ankrajın önemini belirten ilk kişi olmuştur. Ortodontik tedavilerde ankraj; çiğneme kas kuvvetlerinden, ark teline yapılacak bükümlerle sağlanan diş desteğinden, destek sağlayacak dişleri birbirine bağlayarak, intermaksiller elastik kullanımı ile veya ağız dışı aygıt kullanımı ile sağlanmaktadır. Bu yöntemlerden ağız dışı aygıt (headgear) ve intermaksiller elastik kullanımı, hasta tarafından uygulandığından, etkinliği hastanın insiyatifine ve kullanım süresine bağlıdır. Ayrıca yine bu aygıtlar hastada estetik kaygıya sebep olmaktadır. Ark tellerine yapılan bükümler ile veya dişlerin birbirine bağlanması ile dişlerde oluşacak istenmeyen hareketler, sağlanan kortikal ankraj ile dişlerde oluşacak kök rezorbsiyonu olası komplikasyonlar içinde sayılabilmektedir.

Ankraj ünite tamamen sabit kaldığında oluşan mutlak ankraj çoğu zaman istenmekte fakat geleneksel ortodontik mekaniklerle genellikle elde edilememektedir. Ankraj bölgesinde ankiloze dişlerin bulunması bir istisnadır. Bu özel durumlarda, bu dişlere uygulanan kuvvetler çevre iskelet yapılarına tam olarak iletilmektedir. Bu durum iskeletsel ankraj olarak isimlendirilmekte ve mutlak ankraj olarak adlandırılmaktadır¹.

Ankraj korunmasının önemli olduğu, mutlak ankraj durumları, ortodontistleri vida kullanımına yönlendirmiştir.

1945’de Gainsfort ve Higley² mutlak ankraj olarak köpekler üzerinde ilk kez implant kullanımını tanıtmıştır. 1970’de ise Linkow³’un ilk klinisyen olarak, CI II ilişkisi blade implant ile düzeltmesi, ortodontik tedavilerde ankraj kontrolü amacıyla implantların kullanımını getirmiştir. Zamanla osseointegrasyon gerektiren büyük boyutlu dental implantlar

klisisyenleri daha pratik seçenekler bulmaya zorlamış ve 1997’de Kanomi⁴ saf titanyum mini-vidaları geliştirerek kök rezorbsiyonu ve periodontal patolojik bulgular olmaksızın mandibuler keserleri 6 mm intrüze etmiştir. Bu gelişme, ortodontik tedavilerde kullanılmak üzere değişik çap, uzunluk, yiv şekli, yüzey özelliğı ve baş dizaynına sahip implantlar üretilmesine öncülük etmiştir⁵⁻⁷.

Mini-implant kullanımı ile pek çok ortodontik problem ankraj kaybı olmaksızın tedavi edilebilmektedir.

Ortodontik tedavilerde ankraj amaçlı implant kullanımı son yıllarda hasta kooperasyonu gerektirmemesi, kullanım rahatlığı, cerrahi olarak yerleştirilmelerinin ve ıkartılmalarının kolay olması, estetik avantajları ve tedavi ücretlerinin dental implantlara göre daha düşük olması nedeniyle tercih edilir bir yöntem olmaktadır⁸. Mini vidaların tedavi süresince ağızda kalmaları başarı olarak değerlendirilir ve bu başarı oranı literatürlerde %75-100 arasında gösterilmektedir^{7,9-18}. Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan implantların başarısını etkileyen faktörler içerisinde; kemik yoğunluğu^{6,7,19-23}, implant çevresindeki yumuşak doku özellikleri^{14,15}, mini-vida geometrisi^{14,24}, cerrahi teknik, yükleme koşulları²⁵, yerleşim bölgesi^{12,15,17,19,21,26-28}, yerleştirme torku^{24,29} ve diş köklerine yakınlık^{30,31} sayılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; farklı tedavi seçeneklerinde, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan farklı geometrilerdeki mini vidaların üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda, vida ve çevresindeki kemik yapı üzerinde oluşan stresi sonlu elemanlar analizi ile 3 boyutlu değerlendirmektir. Bu alışma mini-vidaların geometrik farklılığının çevre kemik dokuya iletilen kuvveti etkilediğı hipotezi üzerine kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ankraj

Ankraj diş hareketine karşı olan direnç olarak tanımlanmaktadır. Çekimli vakalarda, çekim boşluğunun önden – arkaya, arkadan – öne doğru kullanılmasının ölçüsüne göre ankraj sınıflaması;

- Çekim boşluğunun dörtte üçü, kanin ve kesici dişlerin geriye alınması ile önden arkaya doğru, dörtte biri ise, molar dişlerin mezial hareketi ile arkadan öne doğru kapatılacaksa “maksimum ankraj” vakası,
- Çekim boşluğunun yarısı ön grup dişlerin arkaya, diğer yarısı da arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılacaksa “midi ankraj” (moderate ankraj) vakası,
- Çekim boşluğunun, dörtte biri ön grup dişlerin arkaya doğru hareketiyle, dörtte üçü ise arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılacaksa “minimum ankraj” vakası olarak adlandırılmaktadır.

Ortodontik kuvvetin destek aldığı bölge ile, hareket istenen bölge arasındaki karşılıklı etkileşim unutulmamalıdır. Newton’un 3. yasasına göre her etkiye karşı bir tepki vardır. Hareketi istenen ortodontik bölgeye uygulanan kuvvete karşı, destek bölgede aynı doğrultuda ve zıt yönde bir kuvvet oluşmaktadır. Ankraj bölgesinin bu hareketi istenmiyorsa, ortodontik kuvvetin ankraj bölgesinde doğurduğu tepki kuvvetinin ortadan kaldırılması veya azaltılması gerekmektedir³².

2.1.1. Ankraj sınıflaması

Ankraj³³;

1. Resiprokal ankraj

2. Muskular ankraj
3. Ankraj sağlayan bükümler (toe-in, tip-back)
4. Kortikal ankraj
5. Splintleme ile sağlanan ankraj
6. İntermaksiller ankraj
7. Ekstraoral ankraj
8. Ankraj apereyleri
9. İskeletsel ankraj

1. Resiprokal ankraj; dişlerin rotasyonuna, devrilmesine ve pozisyonuna, kök boyutuna ve şekline, periodontal desteğe, kron ve kök durumuna bağlıdır. Resiprokal ankraj; mesiodistal, labiolingual, intrüzyon-ekstrüzyon şeklinde olabilmektedir.

2. Muskular ankraj; dudak ve yanak gerilimine, dudak, yanak ve dil alışkanlıklarına, mandibulayı kapatan kasların gerilimlerine, tüberkül ilişkisine, antogonist dişlerin olup olmamasına bağlıdır.

3. Ankraj sağlayan bükümler (toe-in, tip-back bükümleri); molar dişlerin meziale hareketine engel olmak için verilmektedir.

4. Kortikal ankraj: Kortikal kemik desteği ile sağlanan ankrajdır. Kortikal kemikte daha az sıvı alışverişı olmasından dolayı daha az harekete izin verir, bundan dolayı daha az osteoblast ve osteoklast yoğunluğuna sahiptir. Kortikal ankraj; kortikal kemiğe göre kökün pozisyonuna, dişsiz bölgelerdeki alveol kenarın dar olmasına, kan akışının azalması nedeniyle yaşla kalınlıktaki azalmaya bağlı olarak değişebilmektedir.

Son yıllardaki çalışmalarda kök ile kortikal kemik temasının kök rezorbsiyonunda önemli olduğu belirtilmektedir. Bu nedenle; kortikal ankraj kök rezorbsiyonu riskinden dolayı ankraj artırıcı olarak kullanılmaz. Ancak bu ankraj başarısız diş hareketi olduğu vakalarda düşünülmelidir. Bunlar; dişsiz boşlukların kapatılması, kaninin ileride olduğu kanin distalizasyonu, negatif torklu mezial molar hareketi, tork kontrolü olmayan insizal intrüzyonu vb olgulardır.

5. Splintleme ile sağlanan ankraj; genelde 8 ligatür şeklinde kullanılmaktadır. Bağlanan diş sayısı, dişlerin şekli, kök boyutu, dişlerin periodontal desteği ve sabit protez mevcudiyeti ankrajı etkilemektedir. Splintleme ile ancak mesio-distal ankraj sağlanmaktadır, örneğin anterior dişler kanin kanin arası bağlandığında boşlukların geri açılması önlenmekte, ama retrüzyonuna engel olunamamaktadır.

6. İntermaksiller ankraj; İntermaksiller Class II ve Class III elastikler oblik veya vertikal intermaksiller ankraj amacıyla kullanılır. Hasta kooperasyonu gerektirir. Ayrıca birçok mütaharik fonksiyonel aygıtlar ile herbst ve jasper-jumper gibi sabit aygıtlar intermaksiller ankraj için ortodontik ve ortopedik amaçlı kullanılmaktadır.

7. Ekstraoral ankraj; Ekstraoral ankraj için farklı tip headgearler uygulanmaktadır. Bunlar; "tersine chin-cup", yüz maskesi ve yüz arkı olarak adlandırılmaktadır.

8. Ankraj apereyleri; İntraoral olarak ankraj artırılması amacıyla şu aygıtlar kullanılmaktadır;

a. Gosgarian transpalatal ark

b. Ekspansiyon aygıtları; Quadhelix, bihelix, separasyon aygıtları vb.

- c. Distalizasyon aygıtları;pendulum, vb
- d. Nance aygıtı
- e. Lingual ve palatinal ark
- f. Lip Bumper

9. İskeletsel Ankraj

- a. Mikroimplantlar
- b. Mini plaklar
- c. Zygomatik ligatürler
- d. Konvensiyonel implantlar
- e. Ortodontik implantlar
- f. Onplantlar
- g. Ankiloze dişler iskeletsel ankraj üniteleri olarak görev yapmaktadır³³.

Ortodontik ankraj amaçlı protetik implantların kullanılması büyük bir avantaj sağlamaktadır. Osteointegre implantlarda, implant ile kemik arasındaki ilişki fonksiyonel ankiloz olarak tanımlanmaktadır³³.

2.2 Ortodontide İmplantların Kullanımı

İmplant sözcüğü Latince “in” içerisine, içerisinde ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmaktadır. Anlam olarak ise bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen ad olarak

tanımlanmaktadır. Tıbbi açıdan implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi işlemine denilmektedir³³.

İmplantlar ortodontik ankraj olarak iki şekilde kullanılabilir³³:

a. Direkt ankraj, b. İndirekt ankraj

İmplantın mukoza dışında kalan kısmı ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa direkt ankraj, bir diş veya diş grubu implant ile stabilize edilip, bu stabilize segment ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa indirekt ankraj olarak adlandırılmaktadır³³.

Her bir hastanın ankraj gereksiniminin anlaşılması oldukça önemlidir ve özen gerektirmektedir. İdeal bir ankraj ünitesinin özellikleri; kullanımı kolay, ucuz, hemen yüklenebilir, küçük boyutlu olması, ortodontik kuvvetlere dayanabilen, hareketsiz, uyum gerektirmeyen, biyouyumlu ve geleneksel ankraj sistemleri ile karşılaştırıldığında klinik olarak eşit veya daha iyi sonuçlar vermeli olarak belirlenmiştir³⁴. Beklenmeyen veya istenmeyen ankraj kayıpları sıklıkla tedavi sonu başarısına gölge düşürmektedir. Geleneksel olarak maksimum ankraj istemleri, ekstra oral aparey kullanımlarında mükemmel hasta uyumu gerektirirken, hasta kooperasyonuna olan bu bağımlılık çoğunlukla başarısızlık riskini de arttırmaktadır¹.

Bu nedenle son 65 yıldır mutlak ankraj yaratılması için yöntemler geliştirilmekte ve böylece ortodontinin alanı genişlemektedir.

1945’de Gainsfort ve Higley² diş hareketi için mutlak ankraj sağlamak amacıyla mongrel köpeklerinde vitallium vidalar kullanmışlardır. Linkow³⁵ 1969’da anterior dişlerin retraksiyonu için “endosseoz blade” implantların kullanımını tanımlamış, 1970’ de iskeletsel Cİ II ilişkii düzeltmek için Blade implantları kullanan ilk klinisyen olmuş ve ankraj için implantları önermiştir³.

Dental implantların hızla gelişmeleri ortodontik ankraj amacıyla kullanımlarını beraberinde getirmiştir. 1970'lerde ve 1980'lerde yapılan araştırmaların rehberliği ile implant yüklemesi ve bunların stres vektörlerine karşı koyabilme kabiliyetleri ortodontide yeni tedavi seçeneklerinin geliştirilmesini sağlamıştır³⁶.

1983'de Creekmore ve Eklund³⁷ maksiller kesici dişleri intrüze etmek için derin kapanışı olan bir hastanın anterior nazal spinasının üzerine titanyum osseosentezis vida yerleştirmiştir ve bu kemik vidalarının ankraj olarak kullanıldığı ilk vaka raporunu yayınlamışlardır.

Roberts ve arkadaşları³⁸ 1984'de tavşanlarda dental implantların hemen ve geç yüklenmesinin etkilerini incelemiştir. 1988'de Turley ve ark.³⁹ köpeklerde diş hareketlerinde mutlak ankrajın etkilerini incelemek için endosseoz implantlar kullanmışlardır.

Endosseoz implantlar veya onplantlar farklı klinik amaçlar için direkt veya indirekt ortodontik ankraj olarak kullanılmaktadır^{38,40-43}. Mandibuler retromolar veya dişsiz bölgelerde molar protraksiyonu veya dikleştirilmesi için direkt ankraj olarak^{41,44} ^{45,46}, palatinalde molar distalizasyonu ve anterior ve kanin diş retraksiyonu için indirekt ankraj olarak uygulanmaktadır⁴⁷⁻⁴⁹.

Endosseoz implantlar ve onplantlar ortodontik ankrajda başarılı bir şekilde kullanılmalarına rağmen boyutları ve komplike dizaynları nedeni ile klinik uygulamaları dişsiz bölgeler ve retromolar alanlarla sınırlıdır. Diğer dezavantajları kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme süresinin uzun olması (2-6 ay)^{41,44,47}, geniş kapsamlı klinik ve laboratuvar çalışması gerektirmesi, tedavi sonrasında çıkartılmalarındaki güçlük ve yüksek maliyetleridir.

Mini-plaklar^{50,51} ve mini-vidalar^{4,10,52,53} ortodontide endosseoz implant ve onplantlara basit alternatifler olarak tanıtılmışlardır.

Arthur ve Bernardo⁵⁴ 1989' da intermaksiller fiksasyon için 2.0 mm "self-tapping" kemik vidaları kullanarak tel fiksasyonla bağlamışlardır. Böylelikle mini-implant fikri ark barları ve eyelet telleri içeren geleneksel metodların yerine geçmiştir. 1997'de Kanomi⁴ saf titanyum mini-vidaları geliştirmiş, kök rezorbsiyonu ve periodontal patolojik bulgular olmaksızın mandibuler kesicileri 6 mm intrüze ettiği başarılı bir mini-vida (1.2 x 6 mm) çalışması yayınlamıştır. 1998'de Costa ve ark.¹⁰ braket benzeri başı olan vida tanımlamış, direkt veya indirekt ankraj olarak kullanmışlardır. 1999'da Park⁵⁵,in tek aşamalı cerrahi mini-vidayı (açık metodla iyileşen) kullandığı vakayı sunması, fazla olmayan anatomik sınırlılıkları, kolay yerleşimleri ve çok yönlü kullanımlarındaki üstünlükleri sebebiyle mini-implantlara ilgiyi arttırmıştır⁵⁶.

2.2.1. Mini-implant Kullanımının Avantajları

Mini-İmplantların avantajları; küçük boyutta olmaları, çeşitli bölgelere yerleştirilebilmeleri, basit cerrahi yerleşimleri ve ortodontik bağlantıları, bekleme periyodlarının kısa veya hiç olmaması, tedavi sonrası kolaylıkla çıkarılmaları ve düşük maliyetli olmalarıdır^{10,14,57,11}.

2.2.2. Mini-implant Endikasyonları

Anteroposterior boyutlarda düzeltme⁵⁸⁻⁶²:

1. Ankraj durumu önemli olmadığında 1. ve 2. premolar arasındaki seçim yalnızca diş anatomisi, periodontal ve restoratif durum göz önünde tutularak yapılmaktadır.
2. Overjet'li ve full CI II maloklüzyonlu erişkin hastalarda maksiller 1. veya 2. premoların çekilmesi ve maksiller anterior dişlerin retrakte

edilmesi gerekmektedir. Ankraj kaybının istenmediği bu vakada mutlak ankraj endike olmakta ve tedavi süresi en-masse retraksiyon sebebiyle kısaltılabilmektedir.

3. Hoş olmayan profil veya dudak yetersizliğinden şikayetçi olan şiddetli bimaxiller protrüziv ve headgear kullanmak istemeyen hastalarda 4 premolar çekiminden sonra mini-implantlar kullanılabilmekte, böylelikle profil üzerine maksimum etkisi olan retraksiyon sağlanmaktadır.
4. Lateral eksikliği nedeniyle, kaninin lateral bölgesine çekilmesi gereken hastalarda yararlanılmaktadır. Mutlak ankraj, posterior segmentlerin protraksiyonlarına olanak tanımaktadır.
5. Protetik bir tedavi uygulanmayacaksa, çekim boşluğu kapatmada veya diş eksikliklerinde veya diş kayıplarında mini-implantlar posterior segmentlerin protraksiyonu için kullanılabilmektedir. Çekim bölgesinde alveol tepesinde rezorbsiyon varsa, hasta ortodontik diş hareketinin osteojenik potansiyelinden faydalanabilecekse uygulanabilmektedir.
6. Çapraşıklık ve Angle CI II maloklüzyonun molar distalizasyonu ile düzeltilmesi gereken hastalarda yararlanılmaktadır.

Vertikal boyutlarda düzeltmeler^{37,58,63-66}:

1. Posterior maksiller fazlalığı olan hastalarda anterior open – bite posterior segmentlerin intrüzyonu ile düzeltilebilmektedir.
2. High-angle bireylerde mini-implantlar mandibuler posterior segmentlerin vertikal kontrolü için kullanılabilmektedir.
3. Anterior open bite yukarıdaki maddelerin kombinasyonu ile düzeltilebilmektedir.

4. Derin kapanışı ve aşırı gingival görünümü olan hastalarda maksiller keser dişler intrüze edilebilmektedir.
5. Derin kapanışı ve derin spee eğrisi olan hastalarda mandibuler kesiciler intrüze edilebilmektedir.
6. Derin kapanışlar yukarıdaki maddelerin kombinasyonu ile çözümlenebilmektedir.
7. Oklüzal düzleme ilişkin bozukluklar düzeltilebilmektedir.

Protez öncesi ortodonti, tek diş hareketi ve bozulmuş dentisyon^{67,68}:

1. Mini-implantlar molar dişlerin dikleştirilmesinde, boşluk yönetiminde ve antagonisti çekilmiş olan dişlerin intrüzyonunda kullanılabilir.
2. Bozulmuş dentisyonlu hastalarda istenilen ankraj koşullarına tahmin edildiği gibi ulaşılabilir.

2.2.3. Mini-İmplant Kontrendikasyonları

- a. Diyabet, osteoporöz, osteomyelit, metabolik rahatsızlıklar gibi sistemik hastalıklar
- b. Maksilla ve mandibulasına radyoterapi uygulanan hastalar
- c. Psikolojik rahatsızlıklar
- d. Aktif oral enfeksiyon mevcudiyeti
- e. Kontrol edilemeyen periodontal rahatsızlıklar
- f. Tümör yada kist gibi patolojik oluşumların mevcudiyeti

- g. Mini-implant yerleşimi için yeterli boşluğun olmaması
- h. İnce kortikal kemik ve yetersiz retansiyon varlığı
- i. Kemiğin yetersiz kalitede olması
- j. Liken-planus (lichen planus), lökoplaki (leukoplakia) gibi yumuşak doku lezyonları
- k. Mini-implant uygulamasını kabul etmeyen hastalar³³

2.2.4. Kısmi Kontrendikasyonlar

- a. Sigara, alkol ve uyuşturucu kullanıcıları
- b. Ağız solunumu yapanlar
- c. Uygun ağız bakımı sağlayamayan hastalar³³

2.2.5. Mini-vida Özellikleri ve Tipleri

Vida rotasyonel hareketi translasyonel harekete çeviren ve bu sırada mekanik avantaj sağlayan basit bir makine olarak kabul edilmektedir. Bir vida gövde, yiv ve baş olarak 3 temel bölümden oluşmaktadır⁶⁹.

Vida başı, kuvvetin uygulanma noktasıdır ve dönme torkunu gövdeye ve yivlere iletmektedir⁶⁹.

Vidanın desteğini oluşturan gövde, baş kısmına bağlanır ve helikal yivler ile sarılır. Vida gövdesinin kesit alanı vidanın torsiyonel dayanıklılığının belirleyicisidir. Torsiyonel dayanıklılık gövde çapının küpü ile doğru orantılıdır ve bu nedenle gövde çapındaki en ufak bir iyileştirme bile vida dayanıklılığını ciddi derecede arttırmaktadır. Gövde çapı arttıkça

vidanın yerleştirilmesi sırasında kırılmaya bağılı ortaya çıkan başarısızlık oranı azalmaktadır⁶⁹.

Komşu yivler arasındaki boşlukların her biri adım olarak tanımlanır. Yivlerin kesitsel biçimi yerleştirme metodları ve stres dağılımıyla ilişkili olduğundan önemlidir⁶⁹.

Cope³⁴ 2005’de ideal ankraj ünitelerinin özelliklerini “ kolay uygulanmalı, ucuz olmalı, hemen yüklenebilmeli, küçük boyutlu olmalı, ortodontik kuvvetlere dayanabilmeli, hareketsiz olmalı, uyum gerektirmemeli, biyouyumlu olmalı, geleneksel ankraj sistemleriyle karşılaştırıldığında klinik olarak eşit veya daha üstün sonuçlar sağlamalıdır” şeklinde sıralamaktadır.

Belirli bir zaman periyodunda kullanıldıkları için, stabiliteyi çoğunlukla mekanik retansiyona dayanır ve genellikle osseointegrasyon gerektirmez. Diğer isimleri olarak; ‘mini vidalar’, ‘mini vida implantlar’, ‘mikro vidalar’ ve ‘geçici ankraj aygıtları’ olarak kullanılırlar^{70,71}. Terminolojide genel bir uzlaşım yoktur^{72,73}.

İskeletsel ankraj için kullanılan mini vidaların çeşitleri hızla çoğalmaktadır. Vidalar temel özellik bakımından farklıdır. “Self tapping”e karşı “self drilling” ve “pretapped”, konik aksa karşı silindirik aks, asimetrik yive karşı simetrik yiv ve vida baş tipleri olarak farklılıklar göstermektedir⁷⁴.

Mini vidalarda, yerleştirme yöntemi kullanılan vidanın fiziksel özelliklerine göre değişiklik göstermektedir⁶⁹.

- a. “Pretapped” vidalar, daha sert, daha az sıkıştırılabilir materyallerden oluşmaktadır. Vida yivleri, bu tip materyalleri kolaylıkla sıkıştırılamadığından, önce rehber oluk açılmakta, daha sonra yivler için yuvalar oluşturulmakta ve son olarak vidalama işlemi

gerçekleştirilmektedir. Bu vidalar maksilla gibi ince kemikler için uygun görülmemektedir.

- b. “Self tapping” vidalar, daha yumuşak, daha az sıkıştırılabilir materyalden oluşmuştur ve yivleri, çevre dokuları sıkıştırıcı ve kesici özellik göstermektedir. Kesici kenarları olduğundan sadece klavuz yuva hazırlanır, yiv için ayrıca yuva oluşturulmaz.
- c. “Self drilling” vidalar ise ön iki aşama yapılmadan, doğrudan kemiğe tatbik edilerek uygulama kolaylığı ve zaman kazancı sağlar.

2.3. Kemiğin Mini-vidaya Cevabı

Kemik, hidroksiapatit kristallerinin, moleküler düzeyde gerinime dayanıklı ve çok katmanlı trabeküler yapılanmasıyla oluşan, oldukça iyi organize bir dokudur. Kemik doku trabeküler (kansellöz veya spongioz) ve kortikal (kompakt veya yoğun) olarak sınıflandırılabilir. Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre çok daha kuvvetlidir. Tüm kompakt kemikler kemik hücresi üretebilen çift tabakalı bir bağ dokusu membranı olan periosteum ile çevrilidir. Kemik yüzeyine komşu iç tabaka, kemik hücreleri, pregenitör hücreler ve mikrovasküler oluşumlar açısından zengindir. Kortikal ve trabeküler kemiği kemik iliğinden ayıran iç yüzeyi ise tek tabakadan oluşan endosteum tabakası kaplamaktadır⁶⁹.

Kemik üzerinde gerçekleştirilen yerleştirme prosedürlerinde, cerrahi travma meydana gelmekte ve sonrasında komşu kemikte hasar oluşmaktadır. Cerrahi travma sebebiyle oluşan hücre ve matriks hasarı, kemik dokunun iyileşme sürecini tetiklemekte ve tipik kemik yara iyileşmesi başlatmaktadır. Yara iyileşme süreci üç fazda gerçekleşir; inflamasyon fazı, onarıcı (reparatif) faz, yeniden yapılanma (remodeling) fazı. Pek çok faktör iyileşme sürecini etkileyebilmektedir⁶⁹.

İyileşme koşullarına bağlı olarak, iyileşme süreci, implant ve doku arasındaki yüzleşmenin geniş spektrumunda sonuçlanır. Bu birleşmenin biyomekanik karakteri aynı zamanda implant stabilitesini de etkileyecektir. Stabilité göz önünde bulundurulduğunda osseoz birleşim fibröz birleşimden daha çok istenmektedir.

2.3.1. Arayüz Oluşumunu Etkileyen Faktörler

2.3.1.a. Genel Durumlar

Kalsiyum metabolizması, osteoporöz, osteopeni, hiperparatiroidizm gibi metabolik hastalıklar, radyasyon tedavisi kemik dokunun iyileşme sürecini etkileyebilmektedir. Buna rağmen klinik olarak, lokal kemik yoğunluğu sistemik kemik yoğunluğundan daha önemlidir. Ortodontik mini-implantlar, kortikal kemikten destek almakta ve yeterli primer stabilité sağlanabildiği sürece kullanılabilir⁶⁹.

Osteoporöz, kontrol altında olmayan diyabet, periodontal hastalıklar, sigara kullanımı ve bifosfonatlar gibi farmakolojik ilaçlar klasik dental implantlar için risk faktörleri olarak düşünülmektedir^{15,75-78}. Bu hastalarda implant kullanımından kaçınılması veya bu hastaların dikkatlice gözlenmesi, uzun iyileşme periyoduna izin verilmesi ve özel yükleme protokolünün uygulanması önerilmektedir^{75,76}.

2.3.1.b. Lokal Durumlar

İmplantasyon bölgesindeki kemiğin kalite ve kantitesi primer stabilitéyi büyük oranda etkilemektedir. Primer stabilité, iyileşme koşulları ve yükleme koşulları ile yakın ilişkilidir; kanlanma miktarı da iyileşmeyi etkileyen bir unsur olarak tanımlanmaktadır⁶⁹.

2.3.1.c. Biyouyumluluk

Ortodontik ankraj amacıyla kullanılan implantlar alloplastik materyallerden oluşmaktadır ve fiziksel özelliklerine göre bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Biyouyumluluk materyalin yüzey karakteristiği ile sıkı bir ilişki içerisinde, doku cevabının ne kadar hızla oluşacağına ve arayüz şeklinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Biyouyumlu materyaller biyoaktif, biyoetkisiz, biyotoleranslı olmalıdır. Ayrıca bir implant yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, yani mekanik başarısızlığı ve yorulma başarısızlığı olmamalıdır. İyonal sızıntı ve korozyon görülmemelidir. Paslanmaz çelik ve krom kobalt alaşımları stabil materyaller olarak kabul edilir fakat bu materyallerin invivo çalışmalarda uzun dönem inert olmadığı bildirilmiştir. Kronik inflamasyon ve fibröz enkapsülasyon korozyon oluşumu ile sonuçlanmaktadır⁶⁹.

2.3.1.d. İmplant-Kemik Boşluk Miktarı

İmplantasyondan sonra implant-kemik boşluğu kan pıhtısı ve işlem sırasında açığa çıkan kemik kırıntılarıyla dolmaktadır. Boşluk kritik değerden daha fazla ise kemik-implant temas miktarı azalmaktadır. Kemik iyileşmesinde boşluğun etkisi, kemik iyileşmesinin implant yüzeyinden başlayıp başlamamasına da bağlı olmaktadır. Bu özellik de implantın biyouyumluluğu ile ilişkilidir. İmplantın ilk mekanik stabilitesinin sağlanması için implant-kemik boşluğu en az olmalıdır⁶⁹.

2.3.1.e. Cerrahi Travma

Fiziksel, kimyasal veya herhangi bir travmaya maruz kalmış kemikte fibröz doku iyileşmesi görülmektedir. Kemik ısısındaki artış, cerrahi işlem sırasındaki aşırı baskı kemik dokuda hasar meydana getirmektedir. Yerleştirme işlemi; delme sırasında, keskin bir frezle,

soğutma altında ve yüksek hızda, yerleştirme sırasında ise düşük hızda gerçekleştirilmelidir⁶⁹.

2.3.1.f. İyileşme Koşulları

Aşırı hareket veya aşırı mikro hareket iyileşme sürecini olumsuz yönde etkilemektedir. Düşük düzeydeki mikro hareketler tolere edilebilmekte hatta kemik formasyonunu teşvik edebilmekte fakat sınırı aşan mikro hareketler kemik oluşumunu durdurmaktadır⁶⁹.

2.3.1.g. Yükleme Koşulları

Ortodontik yükleme implant çevresindeki kemik dokunun modelasyon ve remodelasyon aktivitesini etkileyebilmektedir. Uygun yükleme kemik formasyonunu arttırabilirken, erken yükleme veya aşırı yükleme kemik formasyonunda olumsuz etki göstermektedir⁶⁹.

2.4. Mini-vidanın Stabilitesini Etkileyen Faktörler

Mini-vidalardaki en büyük problem başarı oranıdır. Vidalar için parsiyel osseointegrasyondan bahsedilse de dental ve palatal implantlar kadar başarılı olamamaktadırlar^{79,80}. Tedavi süresince ortodontik mini-vidanın stabilitesi; hastaya bağlı faktörler, cerrahiye bağlı faktörler, vidaya bağlı faktörler ve kullanıma bağlı faktörler olarak 4 ana başlıkta toplanabilmektedir⁶⁹.

2.4.1. Hastaya Bağlı Faktörler

2.4.1.a. Genel Durumlar

Kemik doku, modelasyon ve remodelasyon olaylarının sürekli olduğu dinamik bir yapıdır. Bu nedenle kemiğin genel durumu stabiliteyi etkileyecektir⁶⁹.

2.4.1.b. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu sabit ankraj için belirleyici faktördür⁸¹⁻⁸⁵. Hastanın yaşı ve genetik gibi faktörler kemik yoğunluğunu belirlemektedir. İmplant/kemik arayüzü plak birikimi ve kemik kaybı sebebiyle zayıflayabilir. Düşük yoğunluk ve zayıf kemik varlığında iyi bir osseointegrasyon için implant dizaynı önemlidir⁸¹.

Yerleşim sonrası ilk stabilite kortikal kemik kalınlığı ile sağlanır⁸⁴. Ancak bazı çalışmalar yoğun korteksin olduğu bölgelerde implant yerleşimi sırasında aşırı ısınmaya dikkat edilmesi gerektiğine dikkat çekmişlerdir^{9,15}. Motoyoshi ve ark.⁸⁶'ın yaptıkları bir çalışmada kortikal kalınlığın en az 1 mm olduğu durumda daha yüksek başarı oranı bulmuşlardır.

Sabit ankraj başarısızlıkları yetersiz kortikal kemik kalınlıklarına bağlı düşük kemik yoğunluğu sonucudur⁶. Kemik yoğunluğunu dört gruba ayırmıştır (D1, D2, D3 ve D4). Yoğun kortikal kemik olan D1(>1250 HU) anterior mandibulada ve maksiller midpalatal bölgede; kaba trabeküllü kalın (2mm) gözenekli kortikal kemik D2 (850-1250 HU) anterior maksillada ve posterior mandibulada; ince trabekül, gözenekli kortikal kemik (1mm) D3 (350-850 HU) öncelikle posterior maksillada; ince trabeküllü kemik D4(150-350 HU) posterior maksilla ve tüber bölgesinde bulunmaktadır⁸¹.

Genellikle sabit ankraj başarısızlıkları midpalatal bölge dışında maksillada daha fazladır, bunun sebebi de büyük trabeküller ve düşük kemik yoğunluğu olarak gösterilmektedir⁸⁷⁻⁹⁰.

2.4.1.c. Yumuşak Doku Özellikleri

İmplant çevresindeki yumuşak doku tipi, sağlığı ve kalınlığı mini-vidanın ankrajını etkilemektedir. Keratinize olmayan alveolar dokuya

yerleştirilen mini-vidalar yapışık dokuya yerleştirilen vidalardan daha yüksek başarısızlık oranı göstermektedirler⁹. Bu nedenle implantın nonkeratinize mukoza yerine keratinize mukozaya yerleştirilmesi önerilmektedir^{7,9,70}. Keratinize gingivanın hipertrofik doku ve inflamasyon gelişimini azalttığı düşünülmektedir^{5,6}.

Hareketli, keratinize olmayan alveolar mukoza kolaylıkla zedelenabilmektedir. Mini-vida çevresinde oluşan bu yumuşak doku inflamasyonunun, mobilite artışıyla yakından ilişkili olduğu bildirilmektedir¹⁴. Palatal bölge gibi kalın keratinize dokuya yerleştirilen mini-vidalar da uygun kemik stabilitesi için çok yeterli olmazken, dentoalveolar ve midpalatal bölgedeki ince keratinize doku mini-vida yerleşimi için ideal bölgeler olarak tanımlanmaktadır⁸⁸.

Kemik yoğunluğu ve yumuşak doku sağlığı implant stabilitesini doğrudan etkiler. Operasyon sonrası uygun hijyen koşullarının sağlanması, mini-vidanın uygun yerleştirilmesi kadar önemlidir⁸.

2.4.1.d. Lokal Stres Durumları

Çevre yapılarıdaki stres implantın stabilitesini etkilemektedir. Lokal strese mandibuler 1. ve 2. molarlar arasında çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvet örnek olarak gösterilmektedir⁶⁹.

2.4.2. Cerrahiye Bağlı Faktörler

Cerrahiye bağlı faktörler; cerrahın deneyimi, sterilizasyon, flapli veya flapsiz cerrahi, self tapping veya self drilling teknik, pilot yuvanın sadece kortekste veya tüm vida boyunca açılıp açılmadığı, pilot yuvanın çapı, soğutma teknikleri, delgi hızı ve baskısı, yerleştirme yönü, sabit veya kırıltılı yerleştirme prosedürleri, monokortikal veya bikortikal ankraj ve yerleştirme torku olarak sayılabilir^{6,7,14,15,29,34,73,86,91-95}.

Genellikle mini-implantların ağrısız yerleşimi için topikal anestezi yeterli. Yerleşim sırasında implant, bazıları sinir sistemine bağlı olan dokunun birkaç katmanına girer. Yüzeyel doku olan gingival doku ve ikinci doku olan periosteum yüksek olarak innervedir ve implant yerleşimi sırasında anestezi uygulanmasını gerektirir. Üçüncü tabaka olan kortikal kemiğin yüksek oranda innervasyonu yoktur ve anestezi madde uygulamasına gerek kalmamaktadır. Çenenin süngerimsi kemiği dördüncü tabakayı oluşturur ve iyi innerve olmadığından anestezi yapılmasına gerek yoktur¹.

Dental implant çalışmaları travmatik cerrahi yerleşimin başarıda anahtar bir rol oynadığını belirtmişlerdir⁷⁶. Aşırı cerrahi travma ve termal yaralanma osteonekroza ve implantın fibröz enkapsülasyonuna sebep olabilir⁹⁶⁻⁹⁸.

İmplantasyon sırasında iki tip travma meydana gelir. Kemiğin vidalama, komşu kemikte travmaya yol açabilen, fiziksel baskıyı oluşturur. Özellikle self drilling vidaların bazı uygulamalarında, komşu kemik fiziksel baskıdan ve kesme hareketinden etkilenir. Bu kesme hareketi; kemik dokunun mikrokırığına, endosteum veya periosteumda yırtılmaya ve kemik hücrelerinde nekroza sebep olur. Diğer travma yerleştirme sırasında kemik ve implant arasındaki sürtünmeden kaynaklanan ısı sebebiyle meydana gelir⁶⁹.

Yapılan çalışmalarda yerleştirme torku ve başarı arasında da ilişki kurulmuştur^{29,86,92,94}. Aşırı yüksek yerleştirme kuvvetlerinin nekroz ve lokal iskemiye sebep olabilecekleri görüşü sebebiyle⁹⁹, maksilla ve mandibula için özel tork seviyeleri önerilmiştir^{29,92}.

Deneyisel çalışmalarda self drilling vidalar, self tapping vidalarla karşılaştırıldığında daha az kemik hasarı ve yüksek implant-kemik teması ile daha fazla primer stabilite göstermişlerdir^{100,101}.

Chen ve ark.¹⁰² kılavuz delgi için uygun olan genişliğin implant çapından 0.2-0.5 mm küçük olması gerektiğini, derinliğin ilk mekanik stabiliteyi sağladığını ve bunun başarılı bir erken yükleme için en önemli faktör olduğunu söylemişlerdir.

2.4.3. Vidaya Bağlı Faktörler

Gerilim ve stres miktarı kemik ve implantın mekanik özellikleri kadar vida geometrisine de bağlıdır¹⁰³. Vida geometrisi ve cerrahi tekniğin implant çevresindeki dokunun stres dağılımı ile doğrudan ilişkili olduğu bildirilmektedir²⁶.

2.4.3.a. Biyouyumluluk

İmplantasyon için kullanılan materyaller biyoaktif, biyoetkisiz, biyouyumlu olmalıdır. Ayrıca bir implant yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, yani mekanik başarısızlığı ve yorulma başarısızlığı olmamalı, iyonik sızıntı ve korozyon görülmemelidir. İmplantlar farklı materyallerden yapılmış ve farklı dizayn ve yüzey yapısı içerirler⁶⁹. Laboratuvar ve hayvan çalışmalarını içeren ortopedik literatürler implant yapısının başarı üzerindeki önemini göstermiştir^{13,104,105}. Paslanmaz çelik ve krom kobalt alaşımlarının yeterli biyouyumluluğunun olmadığı bildirilmiştir. Modern mini vidalar çoğunlukla titanyum alaşımlarından yapılmıştır⁶⁹. Titanyumun bir çok pozitif özelliği vardır; paslanmaz çelikten ve kobalt alaşımlarından üç kat daha serttir, bu özelliği kemiğe kuvvetin iletilmesinde avantaj sağlar. Ayrıca elektriğe, ısıya veya manyetik kuvvete çok az cevap verir, biyouyumu yüksek ve etkisizdir^{69,106}. Dental kullanıma uygun metaller arasında ağırlığına göre en yüksek dayanıklılığa sahip olanıdır. Titanyumun elastik modülü ve ısısal genleşmesi kemikle benzerdir, bu da implant başarısızlığını azaltmaktadır¹⁰⁷. Ortodontik mini-vida içeriğinde kullanılan tip V titanyum, çok küçük miktarda alaşım içerir (%6 alüminyum,

%4 vanadyum), bu nedenle yüksek gerilim kuvveti, kemik vidası olarak kullanılmasını sağlamıştır^{69,106}.

2.4.3.b. Vida Çapı

Vida çapı, kemikteki stres dağılımına önemli derecede etki eder. Kortikal kemikte, kalınlığın artması stres dağılımında daha fazla avantaj sağlar⁶⁹.

Vida gövdesinin kesit alanı vidanın torsiyonel dayanıklılığının belirleyicisidir. Torsiyonel dayanıklılık gövde çapının küpü ile doğru orantılıdır ve bu nedenle gövde çapındaki en ufak bir iyileştirme bile vida dayanıklılığını ciddi derecede artırır. Gövde çapı arttıkça vidanın yerleştirilmesi sırasında kırılmaya bağlı ortaya çıkan başarısızlık oranı azalır⁶⁹.

Küçük çaplı implantların kökler arasına yerleştirilmesi kolaydır, fakat çaptaki küçük bir azalma torsiyonel stresi ve bu nedenle kırılma riskini önemli ölçüde arttırmaktadır^{7,108-111}. Özellikle mandibulada kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu bölgede 1.3 mm'den küçük implantlardan kaçınılması önerilir^{108,110}. Bu boyutlardaki implantlarla yapılmış iki çalışmada kırılma bildirilmiştir^{15,109}.

Vida çapının, peri-implant dokunun inflamasyonunun ve ince kortikal kemik kalınlığının posterior bölgede fasiyal alveolar kemiğe yerleştirilen titanyum vidanın mobilitesiyle ilişkili olabileceği bildirilmektedir¹⁴.

2.4.3.c. Vida Uzunluğu

Mini-implantın uzunluğu kemiğin kalitesi, kalınlığı, vida angulasyonu, transmukozal kalınlık ve komşu vital yapılara göre belirlenir^{7,28,110,112}.

Mini-implant uzunluğu stres dağılımında çok az bir etkiye sahipken yiv dizaynı ve vida çapının stres dağılımda önemli bir etkisi olduğu gsterilmiřtir⁶⁹.

Palatal mukoza gibi kalın yumuşak dokuların olduğu bölgelere uygulanan kısa vidalar kolaylıkla çıkabileceği iin¹¹²⁻¹¹⁴ bu bölgelerde uzun vidalar kullanılması nerilmektedir^{17,114}. Mini-vida yerleşiminin minimal derinliği en az 5-6 mm olmalı^{10,28,112} fakat kemik kalitesi düşük olduğu daha derine yerleştirilmesi gerekmektedir^{17,94}.

2.4.3.d. Self tapping ve self drilling vidalar

Pek çok mini-vida kaybı, vida-kemik yüzeyindeki aşırı stres sonucudur¹¹⁵. Self drilling mini-vidalar self tappingle karşılaştırıldığında daha fazla vida-kemik kontağı ve tutunma kuvveti ierir^{100,116}. Heideman ve ark¹⁰⁰ self drilling mini-vidaların yivleri arasında self tappinglere göre daha fazla artık kemik dokusu rapor etmişlerdir. Self tapping mini-vidalar, kortikal kemik ince olduğu dentoalveolar bölgeye kılavuz yuva aılmaksızın yerleřtirilebilirler⁵. Kılavuz yuva aılacaksa, uygun stabilitenin sağlanabilmesi için yuva çapının implant çapının %85'inin üzerinde olmaması gerekmektedir^{117,118}.

2.4.3.e. Vida Yerleşim Bölgesi

Tedavi yaklaşımının başarısında uygun implant bölgesi seçimi önemli bir faktördür. İmplantasyon için uygun bölgenin saptanmasında beş faktör nemlidir⁶⁹.

1. Endikasyon, kullanılan yöntem ve gerekli mekanikler: Bir ortodontik mini-implant yerleştirilirken tedavi hedefi ve implantın kalış süresi çok önemlidir. Mekanikler olabildiğince basit ve güvenli olmalı fakat implant ilerideki diş hareketinde dişle temastan kaçınılacak şekilde uygulanmalıdır.

2. Frenilumdan uzağa, yapışık diş etine yerleşim: Mini-implant yerleşimi için implant bölgesi yeterli yapışık dişeti içermelidir. Bu hastanın rahatsızlık duymasını, doku büyümesini ve uzun dönemde implant başarısızlıklarına sebep olan mikro hareketi önler.
3. Uygun kökler arası mesafe: İmplantlar, hiç bir hasar vermemeleri için köklerin yeteri kadar uzak olduğu bölgeye yerleştirilmelidir. Periapikal radyograflar veya 3 boyutlu cone-beam bilgisayarlı tomografiler potansiyel implant bölgesinin değerlendirilmesinde gerekli araçlardır. Tercih edilen implantasyon bölgesi kök yakınlıkları nedeniyle kullanılamıyorsa, bazı hazırlayıcı kök dikleştirmeleri gerekli olabilir. Dişli bölgeye yerleştirilecek mini-vidanın güvenlik için köklerden 2 mm uzaklıkta yerleştirilmesi önerilirken yapılan bir çalışmada bu mesafenin 1-1.5 mm olduğu bildirilmiştir.
4. Diğer anatomik yapılarla komşuluğu: Diğer anatomik yapılar ortodontik mini-vidaların yerleşimine engel olabilir. Örneğin: inferior alveolar sinir, arter, ven, mental foramen, maksiller sinüs ve nazal kavite. Üç boyutlu dijital görüntüler anatomik ilişkilerin değerlendirilmesinde yarar sağlayabilir.
5. Uygun kortikal kemik kalınlığı: Kortikal kemik kalınlığı mini-vida stabilitesi için önemli bir faktördür. Vidanın uygun kemik kalınlığı olan bölgeye daha iyi primer stabilite ve uzun dönem başarı sağlar.

Mini-vida yerleşim bölgeleri hastanın anatomik yapısına göre değişiklik gösterir^{7,87,119-121}. Maksillada; nazal spina, palatinal kemik, alveolar proses, infrazigomatik tepe ve retromolar bölge; mandibulada alveolar çıkıntı, retromolar bölge ve simfiz mini-vida için uygun yerleşim bölgeleri olarak önerilmektedir^{40,122}.

2.4.3.f. Yerleştirme Açısı:

Genel olarak implant mukogingival birleşime yakın yerleştirilmektedir. Yerleşimin oblik yapılması daha fazla boşluğun kullanılmasını sağlamakta, olası kök yaralanmalarını azaltmakta ve kortikal kemikle temas yüzeyini arttırmaktadır⁶⁹.

İmplantın oklüzal düzleme 30-45 derece açı ile yerleştirilmesi daha uzun vidanın mevcut kemik derinliğine tatbikine olanak sağladığı için önerilmektedir^{19,21,69}. Palatal alveoldeki eğim nedeniyle, palatal alveolar implant pek çok vakada kortikal kemiğe dik olarak yerleştirilmektedir. Ayrıca implant meziodistal olarak dik konumlandırılmalıdır. Maksiller alveolar kemiğe direkt yaklaşım önerilmez, çünkü yerleştirme açısı horizontal olarak eğimlidir ve kök yaralanma riskini arttırmaktadır⁶⁹.

2.4.4. Kullanıma Bağlı Faktörler:

2.4.4.a. Yükleme Kuvveti:

Kuvvete bağlı özellikler; kuvvetin süresi, büyüklüğü, zamanlaması ve yönüdür.

Kuvvetin süresi ve büyüklüğü

Ortodontik kuvvetler genellikle yüksek değer içeren kısa fazlarla, 20-40 gr. dan birkaç yüz grama kadar değişebilen devamlı horizontal kuvvetlerden oluşturulur. Mini-implantlar 100-200 gr.lık erken dönemde uygulanan horizontal kuvvetlere dayanabilecek şekilde geliştirilmiştir ki, bu kuvvetler ortodontik hareketleri desteklemek için yeterlidir¹⁰². Maksimum yükleme; osseointegrasyon derecesinden ziyade implantın çapı, uzunluğu ve kemik kalitesiyle ilişkilidir⁴⁰.

Mini-vidanın maksimum ne kadar kuvvete dayanacağı henüz netlik kazanmamıştır³⁴. Butcher ve ark.¹²³ kalın mandibuler kemiğin 900 gr.

ve üzerindeki kuvvetlere dayanabileceğini söylemiştir. Mini-vidaların 300 gr. ve daha az kuvvetlerde stabil olduğunu gösteren çalışmalar da vardır^{4,5,10,41,52,123}. Bu geniş kuvvet aralığı vida materyaline, vida dizaynına, vida çapına, vida uzunluğuna, kontakt tipine, yerleştirme bölgesine, kemik yoğunluğuna, kuvvet etkisine ve kişisel değişkenlere bağlıdır¹²⁴.

Teorik olarak fizyolojik sınırlar içindeki ortodontik yükleme kemik formasyonunu teşvik ederken⁶⁹ aşırı streslerde implant kaybı¹⁰³ ve implant çevresinde marjinal kemikte rezorbsiyon görülür^{103,123}.

Kuvvet dereceleri 50-400 gr. arasındadır, fakat pek çok çalışmada 200 gr. ve daha az kuvvetler kullanılmıştır. İnce kortikal kemik ve düşük yoğunluktaki trabeküler kemiğin olduğu bölgelerde aşırı gerilim düzeyleri vida kayıplarına sebep olabileceğinden^{6,125}, 50 gr.lık kuvvetlerle başlanması ve kuvvetin ilk iyileşmeden sonra artırılması önerilmektedir^{6,94}.

Yükleme zamanı

Yükleme zamanına bakıldığında, hemen yüklenen ve implant yerleşiminden 2 hafta sonra yüklenen implantların stabiliteleri arasında önemli bir fark bulunamamıştır⁶⁹.

Klinik uygulamada, mini-vidalar yerleşim sonrası erken dönemde yüklenebilirler, bu nedenle primer stabilite gereklidir. Primer stabilite vidanın kemikteki ilk tutunma gücüdür¹²⁶. Primer stabilite eksikliği genellikle mini vidanın ilerleyen mobilitesine ve sonrasında tedavinin başarısızlığına sebep olur. Primer stabilite implant dizaynı, kemik kalitesi ve yerleştirme yöntemlerinden etkilenir⁸⁴.

Mini-implantların erken yüklenmesi, yetişkinlerde adölesanlarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde yüksek başarı oranı göstermektedir⁹². Bu sonuç adölesanların kemik yoğunluğunun ortodontik

kuvvetlerle erken yükleme için yetersiz olduğunu, erken yükleme için kemiğin daha yoğun ve olgun olması gerektiğini göstermiştir.

Kuvvet yönü

İmplant başarısı ve kuvvet uygulama yönü arasında bir ilişki olduğu düşünülmüştür^{5,7,9,10,57}. Costa ve ark.¹⁰ mini vidaların başarısızlığını torsiyonal strese bağlamışlar, momentinin vidanın çıkarılma yönünde olduğunda kaybedilebileceğini söylemişlerdir.

Dental implantlarla yapılan çalışmalar, 100µm üzerindeki mikro hareketlerin iyileşmeyi tehlikeye atabileceğini ve fibröz enkapsülasyona neden olabileceğini göstermektedir^{127,128}. Park ve ark.¹⁵ implant mobilitesi ve devamlı ortodontik kuvvetlerin izlenmesini tavsiye etmiş ve kuvvet 200 gr.dan az ise, hareketli implantların başarılı olabileceğini söylemişlerdir. Ortodontik kuvvetlerin yanında, oklüzyon veya dil itimini içeren diğer kuvvet değişkenlerin de sonuçları etkileyebilecekleri belirtilmektedir^{73,91,93}.

Wang ve Liou¹²⁹ kuvvet uygulama süresi ve vidanın kayma miktarı arasında bir ilişki bulmuş ve bu ilişkiyi yüksek kuvvetlerin etkileyebileceğini söylemişlerdir.

Dental implantlardaki araştırmalar zayıf ilk stabilite ile beraber yumuşak, süngerimsi kemiğe yerleşimin sıklıkla pseudoartrosise benzer konnektif doku enkapsülasyonu oluşturma riski taşıdığını göstermişlerdir^{127,130,131}. Hayvan çalışmaları mini-implantın erken yüklemesinin başarılı olabileceğini belirtmiştir^{101,132} fakat fonksiyonel ve ortodontik kuvvetlerce üretilen stresler unutulmamalıdır¹³³.

2.4.4.b. Oral Hijyen

Kronik peri-implantitis kemik rezorbsiyonuna sebep olabilir. Ancak kronik inflamasyonun implant kaybında bir doğrudan bir risk faktörü olduğunu gösteren bir veri elde edilememiştir⁶⁹.

2.5. Mini-vida Komplikasyonları

Mini-vida komplikasyonları yerleşimleri sırasında, ortodontik yükleme sonrasında ve çıkarma işlemi sırasında ortaya çıkarak mini-vidanın stabilitesini bozmaktadır^{6,8}.

2.5.1. Yerleşim Sırasındaki Komplikasyonlar

1. Ortodontik mini-vidaların kökler arasına yerleştirilmeleri periodontal ligamentin veya diş köklerinin yaralanmasına ve bunun sonucu olarak dişin vitalitesini kaybetmesine, osteoskleroz ve dentoalveolar ankiloza sebep olabilir^{134,135}. Köklere zarar vermemek için 1.5 mm'den az çaplı mini-vida önerilir. Vidaların 6 mm uzunluğunda olması da kök hasarından kaçınmak için idealdir¹⁹.
2. Mini-vidanın kayması: Yerleşim sırasında kortikal kemiğe tam olarak bağlanmada başarısızlık olabilir ve vida mukozal dokuların altına periosteum boyunca kayabilir. Yüksek risk bölgeleri alveolar mukozada eğimli kemik düzlemleridir⁸.
3. Sinir hasarı: Maksiller palatinal bölgeye, mandibuler bukkal dentoalveolar ve retromolar bölgeye yerleşim sırasında görülebilir. Küçük sinir hasarları geçicidir ve altı ay içinde tamamen düzelir. Uzun süreli hasarlar için ilaç tedavisi (kortikosteroid), mikrosinir cerrahisi, greftleme veya lazer tedavisi gerekmektedir¹³⁶.

4. Subkutanöz anfizem: Havanın deri veya mukoza altına penetre olması ile oluşur. Klinisyen kılavuz yuvayı düşük dönme baskısında ve düşük hızda hazırlamalıdır.
5. Nazal ve maksiller sinüs perforasyonları: Posterior atrofik maksilla sinüs perforasyonu için büyük risk oluşturur. Küçük perforasyonlar (< 2 mm) komplikasyon olmadan kendiliğinden iyileşir¹³⁷. Maksiller sinüs varlığından dolayı alveol tepe noktasının 8 mm üzerindeki posterior maksiller dişler arasındaki bölgeler implantasyon için uygun değildir²¹.
6. Mini-vidanın eğilmesi, kırılması ve torsiyonel stres: Self drilling vidalar minimal baskıyla, yavaşca ve maksimum vida-kemik kontağından emin olunarak yerleştirilmelidir. Yoğun kortikal kemik varlığında self drilling vidalar için bile kılavuz yuva açılması önerilmektedir⁸. Klinisyen mini-vidanın yivsiz kısmı periosteuma ulaştığında vida tatbikine son vermelidir. Vidanın daha fazla sıkıştırılması vida boyunca artan torsiyonel strese yol açabilir, bu da vidanın kaybedilmesine ve yumuşak dokularda aşırı büyümeye sebep olabilir⁷.

2.5.2. Mini-vida migrasyonu

Ortodontik mini-vidalar klinik olarak stabildir fakat ortodontik kuvvet altında tam olarak sabit değildir. Bu yerinden oynama bazı faktörlere bağlı olabilir; yapının boyutları, ortodontik kuvvetin büyüklüğü, implant bölgesindeki mini-vidanın derinliği, implant bölgesindeki kemik kalitesi, kemik miktarı ve bekleme periyodu. Bu faktörler arasında bekleme süreci yerinden çıkmada tanımlayıcı rol oynayabilir¹².

Liou ve arkadaşları¹² ortodontik kuvvet altında mini-vidanın hareketini inceleyen bir çalışma yapmıştır. Çalışma sonuçları, mini-vidanın

ortodontik diş hareketleri için sabit ankraj olduğunu göstermiş, mini-vidalar 16 hastanın 9' unda ortodontik yükleme altında sabit olarak kalmıştır. Hastaların 7'sinde mini-vidalar ortodontik kuvvet yönünde ekstrüze olmuş ve devrilmiştir. Olası migrasyon potansiyeli göz önünde bulundurularak mini-vida ve anatomik yapılar arasında 2 m'lik güvenli alan bırakılması önerilmiştir.

2.5.3. Yumuşak Doku Komplikasyonları

2.5.3.a. Aftöz lserasyon

Minör aftöz ülserasyonlar veya şankr lezyonları, mini-vida çevresinde veya mini-vida başı ve komşu bukkal mukoza üzerinde gelişebilir. lserasyonlar yumuşak doku travmasına bağlı olabileceği gibi, genetik predispozisyonlar, bakteriyel enfeksiyon, hormonal düzensizlikler, vitamin eksiklikleri ve immunolojik ve psikolojik sebepler nedeniyle görülebilen sınırlı lezyonlardır ve 7-10 gün içinde skarsız olarak iyileřirler¹³⁸. Vida başına iyileşme aygıtlarının, mum toplarının ve geniş elastik separatrlerin yerleştirilmesi, günlük klorhexidin kullanılması (% 0.12, 10 ml) lserasyonu önler ve hastayı rahatlatır. Aftöz ülserasyonlar mini-vida stabilizasyonu için bir risk oluşurmaz fakat daha büyük yumuşak doku lezyonlarının uyarıcısı olabilir⁸.

2.5.3.b. Yumuşak Doku İnflamasyonu, Enfeksiyonu ve Periimplantitis

Sağlıklı bir implant çevresi doku, bakterilere karşı bariyer olarak önemli bir rol oynar¹³⁹. Doku inflamasyonu, minör enfeksiyon ve peri-implantitis implant yerleşimi sonrasında grlebilir¹⁴⁰. Peri-implantitis; klinik ve radyografik olarak görülen kemik kaybı, sondlamada kanama, supurasyon, epitelyum infiltrasyonu ve progresif mobiliteyle görülen implant çevresindeki mukozanın inflamasyonudur¹⁴¹. Bazı klinisyenler

ortodontik yükleme öncesi iki hafta yumuşak doku iyileşmesinin beklenmesini önermektedirler¹³⁸.

İmplant bakımına bağlı faktörler, peri-implantitis kontrolünü içerir. İmplant bakımı için profilaktik antibiyotikler, klorhexidine gargaralar, oral hijyen eğitimi ve destek tedaviler önemli faktörlerdir^{5-7,86,92,142}. Park ve ark.¹⁵ peri-implantitisin kontrolü ve başarıyı ilişkilendirmişler fakat oral hijyen ölçüleri ve birincil sonuçlar arasında bir fark bulamamışlardır. Ayrıca ağzın sol kısmındaki vidaların sağa göre daha başarılı olduğu bulunmuş, bunun da sağ elini kullanan hastalarda o bölgede oral hijyenin daha iyi sağlanmasından kaynaklandığı düşünülmüştür¹⁴³.

2.5.3.c. Mini-vida Başının Yumuşak Doku İle Kaplanması

Mini-vida üzerini kaplayan doku nispeten incedir, lokal anestezi ve insizyon olmaksızın parmak baskısı ile expoze olabilir¹⁴². Klorhexidin kullanımının doku inflamasyonunu azaltan antibakteriyel özelliğinin yanında, epitelizasyonu yavaşlatarak yumuşak doku büyümesini azaltma eğilimi de vardır¹⁴¹.

2.5.4. Çıkarma Sırasındaki Komplikasyonlar

- 1- Mini-vida kırılması: Çıkarma sırasında mini-vida boyun bölgesinden kırılabilir. Yazarlar yoğun kortikal kemiğe minimum 1.6 mm çaplı ve 8 mm daha uzun self drilling vidalar yerleştirilmesini önermişlerdir. Uygun yerleştirme tekniği çıkarma sırasında mini-vida kırılma riskini azaltacaktır. Vida kemik hizasından kırıldıysa, kalan kısım trephine (cerrahi testere) ile çıkartılmalıdır⁶.
- 2- Parsiyel osseointegrasyon: Ortodontik mini-vidalar ilk olarak mekanik retansiyonla ankraj sağlasalar da, 3 hafta kadar sonra parsiyel osseointegrasyona ulaşırlar, bu da çıkarılmalarını

zorlaştırır^{6,120}. Mini-vidalar ilk çıkarma girişiminden bir kaç gün sonra komplikasyonsuz olarak ıkarılabilirler⁶.

Büyüme Dönemindeki Hastalar

Bu hastalarda daimi diş germeleri alveolar kemik içinde yer alır, ayrıca primer stabiliteyi etkileyen kemiğın kalite ve kantitesi genç hastalarda daha azdır ve midpalatal bölgedeki sutural büyüme de devam etmektedir⁶⁹.

Genç Hastalarda Vida Yerleşiminde Dikkat Edilecek

Noktalar:

- a. Daimi diş germelerine zarar verilmemeli
- b. 15 yaşından küçük olan hastalarda, özellikle maksiler bukkal bölgede başarı oranı oldukça azdır
- c. Kortikal kemik boyunca yapılan predrilling, cerrahi travmayı azaltmak için önerilir.
- d. Birinci ve ikinci premolarlar arasındaki bölge daha fazla kemik kalitesi sağlar. Bu nedenle bu bölge, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki bölgeye alternatif olarak tercih edilebilir.
- e. İmplantlar, iyileşme ve tedavi süresince üzerine gelecek stresleri azaltmak için daha derine yerleştirilmelidir.
- f. Küçük devamlı kuvvetlerin kullanımı, ağır kesik kuvvetlerin kullanılmasına tercih edilir. Diğeri bir deyişle elastomerik zincirlerin yerine nikel-titanyum coil springlerin kullanımı tercih edilir. Uygulanan kuvvet 150 gr.'ı geçmemelidir.

- g. Tekrarlayan başarısızlıklarda, midpalatal sutural bölge kullanımı değerlendirilmelidir; bu bölgedeki kemik kalite ve kantitesi diğer bölgelere nazaran daha fazladır. Bu bölgede büyüme devam ediyorsa, sutur tam kaynaşmadıysa, yerleşim için paramedian bölgeler değerlendirilmelidir⁶⁹.

2.6. Osseointegrasyon Gereksinimi

Osseointegrasyon histolojik olarak kemik-implant temas yüzeyinde herhangi bir fibröz doku gelişimi olmadan implant çevresinde kemik dokunun oluşmasıdır ve direkt ankraj sağlamaktadır. Osseointegrasyon, kemikte bir dizi iyileşme prosedürü olarak tanımlanmakta ve implant yüzeyinde sürekli devam eden modelasyon ve remodelasyon olaylarıyla yeni kemik oluşumunu ifade etmektedir⁶⁹.

Endosseoz implant ve palatal onplantlar kesin ve rijit ankraj sağlamakta^{38,41-44,47,144,145} çevre kemikle kaynaşarak ortodontik kuvvet altında kesinlikle hareketsiz olarak kalmaktadırlar¹⁴⁶⁻¹⁴⁸.

Mini-vidalar için yükleme öncesinde kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme süreci önermek gereksizdir çünkü devamlı ortodontik kuvvetlerin karşılanmasında mini-vidanın primer stabilitesi (mekanik retansiyon) yeterlidir^{10,149}. Liou ve arkadaşlarının¹² yaptıkları çalışmada mini-vidaların ortodontik kuvvet altında klinik olarak stabil fakat tamamen hareketsiz olmadığını, mini-vidaların bir endosseoz implant gibi kesin bir ankraj ünitesi olamayacağını bildirmişlerdir.

Vidalarda meydana gelen bu yerinden oynama; yapının boyutları, ortodontik kuvvetin büyüklüğü, yerleştirme bölgesindeki mini-vidanın derinliği, yerleşim bölgesindeki kemik kalitesi ve miktarı, bekleme periyodu gibi faktörlere bağlı olabilir. Bu faktörler arasında bekleme süreci yerinden çıkmada tanımlayıcı rol oynayabilmektedir¹².

Endosseoz implantlar veya palatal onplantlarda tamamlanmış peri-implant osseointegrasyonu için bekleme periyodunun 2-6 ay olması gereklidir^{41,44,150,151}. Bu nedenle endosseoz implantlar veya palatal onplantlar kuvvet uygulama süresince sabit olarak kalabilirler¹⁴⁶⁻¹⁴⁸. Ancak kemik kalitesinin düşük olduğu bir bölgeye yerleştirilen osseointegre endosseoz implantlar yüklemenin ilk birkaç günü hareket eğiliminde olabilirken birkaç hafta içinde sabit hale gelirler. Bunun sebebi periimplant mikrocillerindeki mikrofraktür veya mikroçatlaklar ile basınç ve gerilim bölgelerindeki güçlü kemik remodeling ve rezorbsiyonlardır¹⁵².

Görünüşe göre iki hafta yumuşak doku iyileşmesi için yeterince uzun, osseointegrasyon için ise uzun değildir. Histolojik olarak zamanından önce kuvvet uygulandığında, fibröz doku katmanının kemik-implant kontağı arasına girdiği gösterilmiştir²⁵. Bu çevredeki fibröz doku, diş çevresindeki periodontal ligament gibi, mini-vidanın ortodontik kuvvet yönünde extrüze olmasına ve devrilmesine izin verir. Fibröz doku sıkıştığında mini-vidanın yivleri kemiğe mekanik olarak tutunur. Bu hipotez bazı mini-vidaların yerinden çıktığı halde klinik olarak mobil olmamalarını açıklamaktadır.

Tavşanlara yapılan deneysel bir çalışmada yerleştirildikten sonra yüklenen 4 mm çaplı 16 endosseoz implanttan 1'i 150 gr.lık kuvvet uygulandıktan 8 hafta sonra 0.5 mm'lik yer değiştirme göstermiştir²⁵. Prematür yükleme veya bekleme sürecinin yerinden çıkmada daha kritik olduğu görülmektedir¹².

Küçük boyutlu mikro-implantlar, cerrahi yerleştirme prosedürlerini kolaylaştırması ve alveolar kemiğin farklı pozisyonlarında ankraja olanak sağlaması için geliştirilmiştir. Klinik ve deneysel çalışmalar implantların ortodontik tedavinin tüm süresi boyunca diş hareketi için yeterli ve sabit ankraj sağlayabileceğini göstermiştir^{79,153}.

2.7. MEKANİKTE BAZI TEMEL KAVRAMLAR

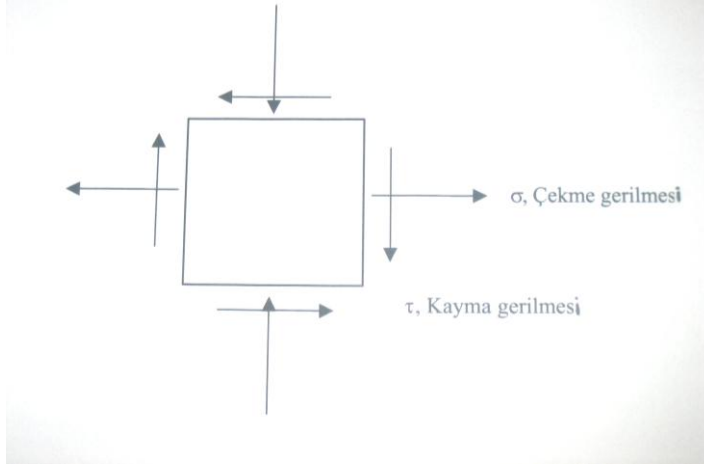
2.7.1. Gerilme (Stres)

Birim alana etki eden kuvvet miktarına gerilme (stres) denir. Stres kuvvet yoğunluğunun tanımlanmasında etkili bir ölçümdür¹⁵⁴. Kesit yüzeyi üzerindeki gerilme vektörünün yüzey normali doğrultusundaki bileşkesi normal gerilme olarak tanımlanır ve σ ile gösterilir. Normal gerilmeler; cisimde uzamaya yol açtığında çekme gerilmeleri, cisimde kısılmaya yol açtığında ise basınç gerilmeleri olarak adlandırılır (Şekil 1).

$\sigma = F/A$ Burada F yüzeye dik kuvvet ve A ise alandır.

Yüzey üzerindeki bileşke ise kayma gerilmesi adını alır ve τ ile gösterilir.

$\tau = F/A$ Burada kesme kuvvet ve A ise alandır.

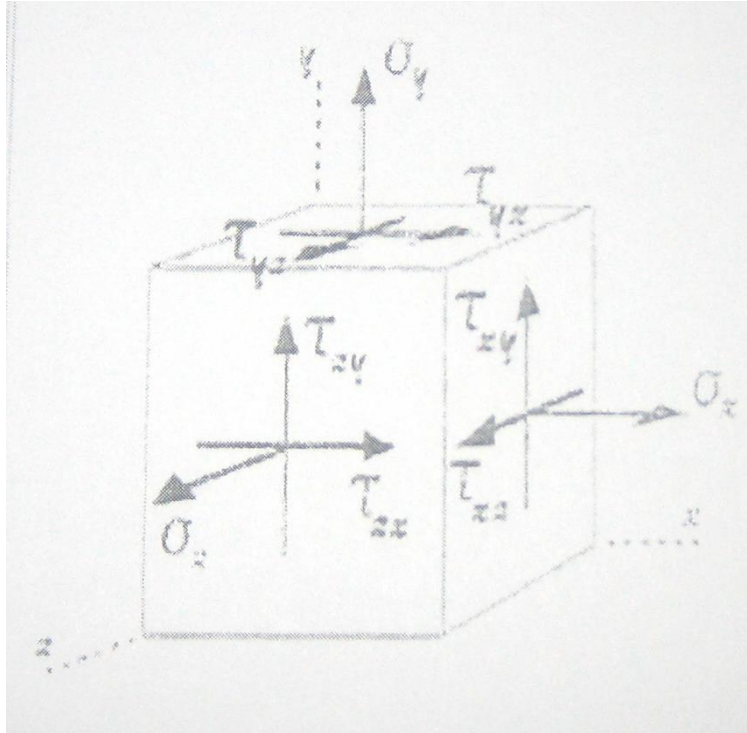


Şekil 1: Bir elemana etkiyen gerilme tipleri

Cisimler genellikle karmaşık yüklerin etkisi altında kalırlar ve bu nedenle gerilme kesit yüzeyi boyunca değişim gösterir. Kesit yüzeyi üzerindeki her noktada ayrı bir gerilme durumu mevcuttur ve normal gerilme ile kayma gerilmeleri çoğu zaman aynı anda oluşur¹⁵⁵. Böyle

durumlarda kesit yüzeyinin herhangi bir noktasındaki eşdeğer gerilme durumu von Misses vb. kriterler kullanılarak tanımlanır. Her noktada en yüksek ve en düşük normal gerilmeleri de bulmak mümkündür. Bu gerilme değerleri cismin o noktasının gerilme açısından ne kadar kritik olduğunu belirlemekte kullanılır.

Koordinat eksenleri ilişkilendirilerek gerilme tensörü tanımlanır. Bu durumda normal gerilmeler σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} sembolleriyte, kesme gerilmeleri $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Üç boyutlu bir gerilme elemanının x, y ve z düzlemlerinin her birine bir normal, iki kesme gerilmesi etki eder (Şekil 2). Dolayısıyla bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu, üç normal ve altı kesme gerilmesi ile tanımlanır¹⁵⁶.



Şekil 2: Bir gerilme elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetler

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değeri bütün kesme gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve bir elemanın bu konumda üzerinde oluşan normal gerilmelere "esas gerilme" (principal

stress) denir. Maksimum esas gerilme σ_1 , orta dereceli esas gerilme (intermediate principal stress) σ_2 , minimum esas gerilme (minimum principal stress) σ_3 simgesi ile gösterilir. Analiz sonuçlarında artı değerler çekme gerilmelerini, eksi değerler ise sıkışma gerilmelerini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyükse, o eleman büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Diş ve kemik gibi kırılğan yapıların gerilmeleri değerlendirilirken asal gerilmeler göz önüne alınmaktadır. Herhangi bir kuvvet, kırılğan bir materyale uygulandığında oluşan gerilme değeri cismin en yüksek çekme dayanıklılık değerini veya en yüksek sıkışma dayanıklılık değerini aşarsa materyalde kalıcı deformasyon meydana gelir. Von Misses gerilmesi, çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır (Şekil 3)¹⁵⁷.

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Şekil 3: Von Misses gerilmesinin hesaplanması

2.7.2. Gerinim (Strain)

Strain bir cisme uygulanan stres altında cismin fizyolojik deformasyonunu tanımlayan bir mühendislik terimidir. Bu değer boyutsal olmayan bir tanımlayıcıdır ve şu şekilde gösterilebilir¹⁵⁴.

$$\text{Strain } (\epsilon) = \frac{\text{Uzunluktaki değişiklik } (\Delta L)}{\text{Başlangıç uzunluğu } (L)}$$

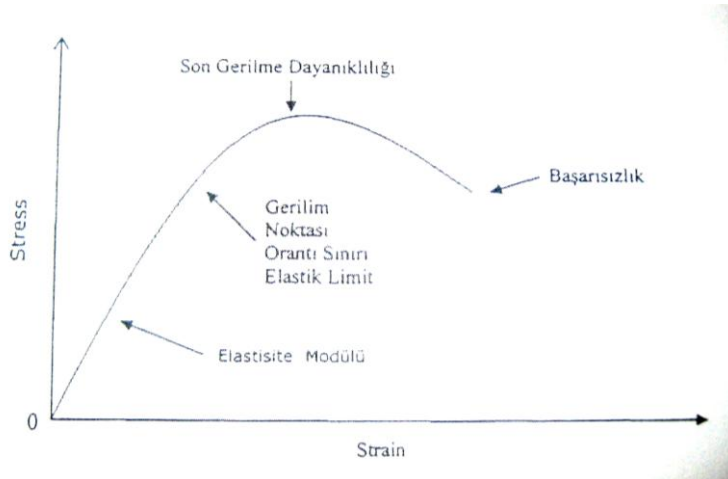
Cisme uygulanan kuvvetler, cismin şekil değişimine uğramasına neden olur. Şekil değişiminin ölçümü için iki farklı tanım

kullanılır; uzunluk değişimi ve açı değişimi. Uzunluk değişimi, boydaki değişimin ilk uzunluğa oranı ile ifade edilir, birim uzama olarak tanımlanır ve ϵ ile gösterilir. Açı değişimi ise, birbirine dik iki doğru elemanı arasındaki açının değişimi ile tanımlanır ve kayma gerinimi olarak ifade edilir ve γ ile gösterilir.

2.7.3. Gerilme-Gerinim Diagramı

Gerilme-gerinim diagramı çekme deneyi ile elde edilir. Standartlara göre hazırlanan çekme çubuğuna artan bir şekilde F kuvveti uygulanır ve uzama miktar δ ölçülür. F kuvveti kesit alana bölünerek gerilme ve uzama miktarı ilk uzunluğa bölünerek birim uzama hesaplanır. Gerilme ve birim uzama değerleri kullanılarak gerilme-gerinim diagramı elde edilir.

Gerilme-gerinim diyagramı kullanılarak, akma mukavemeti (yield strength), çekme mukavemeti (ultimate tensile strength), elastisite modülü ve uzama (elongation) gibi malzemenin mekanik özellikleri tespit edilir (Şekil 4).



Şekil 4: Stress-strain diyagramı

2.7.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü, çelik, alüminyum gibi homojen maddeler için sabit kabul edilen materyal özelliğidir. Elastisite modülü, E, elastik sınırın altındaki yüklemeler için gerilim ve gerilme arasındaki bağlantıyı verir, aşağıdaki şekilde tanımlanır:

$$E=\sigma/\epsilon$$

İzotropik ve homojen materyaller için stres ve sonucunda oluşan deformasyon ve gerinim arasında bir ilişki vardır. Elastisite modülleri materyaller için tanımlanmış ve tablolarda gösterilmektedir. Kortikal kemik gibi homojen olmayan yapılarda ise tanımlanması zordur, fizyolojik verilere dayanır ve değişkenlik gösterir¹⁵⁴.

2.7.5. Poisson Oranı

Bir yönde birim şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, buna dik yönlerde Poisson oranı ile belirlenen miktarda aynı tür şekil değiştirme gösterir. Poisson oranı lateral gerinim ile aksiyal gerinimin oranı olup 0-0.5 arasında bir değerdir. Bu oran genellikle 0.25-0.35 aralığında değişir.

2.7.6. Gerilme Analiz Yöntemleri

Gerilme analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin incelendiği bir uygulamadır. Gerilme analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler sonlu elemanlar modeli benzeri yöntemleri kapsar. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o

cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için gerilme analizleri yapılması gereklidir.

Tüm yapısal analizler ve tasarımlar uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı, oral dokular tarafından aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşturulur. Oluşan gerilmelerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinmesi ile yalnızca sayısal ve deneysel gerilme analiz teknikleri ile yapılabilir.

Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeni ile diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır:

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği
3. Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi)
4. Termografik stres analiz yöntemi
5. Gerilme ölçer stres analiz yöntemi (strain-gauges)
6. Radio telemetri
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element stress analysis)

2.8. SONLU ELEMANLAR

İmplant sistemleri çevresindeki yük ve yüke bağlı olarak oluşan gerinimlerin değerlendirilmesinde fotoelastisite, sonlu elemanlar analizi ve gerinim ölçümü metodları kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan kabul edilmiş bir kuramsal tekniktir¹⁵⁸.

Bilgisayarda sayısal bir metod olan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak, yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılımı ve deplasmanlar belirlenebilmektedir. İlk olarak 1956 yılında uçak yapılarının incelenmesi için kullanılan sonlu elemanlar yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak, analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır. Günümüzde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi biomekanik ve dişhekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır^{159,160}. Bu analiz, dental implantlarda ve onları çevreleyen kemik yapıda meydana gelen streslerin analizi için güçlü bir yöntemdir. Materyallerin fiziksel özelliklerini içeren modellerde stres durumları bilgisayar desteği ile simüle edilir ve analizleri yapılır.

Sonlu elemanlar yöntemi, klasik analitik metodlar ile çözülmesi oldukça zor kompleks geometrilerin ya da problemlerin çözümlenmesi için oluşturulmuş sayısal bir prosedürdür. Bu yöntem ile çok karışık yapıdaki şekiller, cebirsel denklemlerin uygulanabildiği basit şekillerin düzenlenmesi ile bir, iki veya üç boyutlu olarak modellenip analiz edilebilir. Yapılan bu modellemenin detayları “mesh” denen birimler ile oluşturulur. Daha sonra bu basit şekiller ya da elemanlar birleştirilir ve bir grup halinde hesaplamalar yapılır. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için modelleme sırasında eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece modellenmek istenen

karışık şeklin belirli bir uyarana karşı bir bütün olarak vereceği olası tepki belirlenmeye çalışılır. Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde yalnızca yapı ya da stres problemleri için değil; ısı, lubrikasyon, elektrik ve manyetik kaynaklı pek çok problemin çözümünde de kullanılmaktadır¹⁶¹⁻¹⁶³.

Modeldeki stresleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar^{163,164}:

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı
2. Her bir düğüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranı
4. Her bir düğüm noktasının koordinatları
5. Sınır koşullarının belirlenmesi
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi

2.8.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen yapılara kolaylıkla uygulanabilir.
2. Yüklemenin kolaylıkla yapılabilmesine olanak verir.
3. Element değerleri ayrı ayrı verildiğinden çalışma modeli birkaç farklı yapıdan oluşturulabilir.
4. Modelleme, istenilen çeşitte ve sayıda sınır koşullarının kullanımına olanak tanır.

5. Küçük elemanların kullanılmasının gerekli olduğu bölgelerde eleman boyutları değiştirilebilir.
6. Dinamik etkiler dahil edilebilir.
7. Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde analiz edilebilir¹⁶³.

2.9. Cone Beam Kompüterize Tomografi

Kompüterize tomografi (CT) 1967 yılında bir mühendis olan Sir. Godfrey Hounsfield tarafından geliştirildi ve ilk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlandı¹⁶⁵. Teknolojinin gelişmesiyle, tarama hızı artırıldı, radyasyon oranı düşürüldü ve görüntü kalitesi iyileştirildi. CT kullanımı ile geleneksel radyograflardan farklı olarak magnifikasyona ve süperimpozisyona uğramaksızın kraniofasiyal yapıların üç boyutlu görüntülerinin alınması sağlandı. CT'lerle mükemmel doku kontrastı sağlandı ve komşu dişlerin üst üste gelmesi ve flu görüntü elimine edildi¹⁶⁶. Bu avantajlarına rağmen kraniofasiyal yapılarda CT kullanımı yüksek maliyetleri, radyasyon salınımlarının fazla olması ve karmaşıklıkları sebebiyle kısıtlıdır¹⁶⁷.

Cone beam bilgisayarlı tomografinin (CBCT) gelişimi ile dişhekimliğinde kraniofasyal yapıların üç boyutlu görüntülenmesi daha pratik hale gelmiştir. CBCT cihazları geleneksel CT'lere göre daha az maliyetlidir ve çok daha az radyasyon yayarlar, hasta hareketine bağlı distorsiyon azaltılmıştır ve x-ray verimi artmıştır^{107,168}. Görüntülerin 1:1 alınmasını sağlar, imaj uzayın herhangi bir düzleminde oluşturabilir ve elde edilen 3D görüntü klinisyene objeyi yakınlaştırmayı, döndürmeyi ve imgenin her bir elemanını görmesi için olanak sağlar¹⁶⁷.

2.9.1. CBCT ve Geleneksel Radyografi

Geleneksel radyograflar ve CBCT görüntüleri karşılaştıran çalışmalar, geleneksel radyograflarda magnifikasyon ve distorsiyon hataları olduğunu, görüntülerin süperimpozisyona uğradığını ve yapıların kötü temsil edildiğini (misrepresentation) bildirmişlerdir. Meziodistal kök angulasyonu değerlendirmek için panoramik radyografların ve CBCT görüntülerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada NewTom scan ile elde edilen CBCT imajlarının, panoramik filmlere göre modellerden elde edilen ölçümlere daha yakın değerler verdiğini bulmuşlardır¹⁶⁷.

CBCT ile sağlanan yüksek doğruluktaki görüntülerinin ortodontik olarak kullanımlarında bir dezavantaj vardır; bu da sefalometrik standartların başın geleneksel iki boyutlu görüntülere göre oluşturulmuş olmasıdır¹⁶⁷.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmada, üç ayrı ortodontik mini-implantın dizayn farklılıklarının, implantların yerleştirildiği maksiller kemik ve implant üzerindeki gerilme oluşumuna etkisi ve dişler üzerindeki yer değiştirme miktarları, oluşturulan beş farklı sistemde 3 boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile değerlendirildi.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar gerilme analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Proffessional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan, Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N , Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1. Maksillanın Modellenmesi

Üst çene modelinin elde edilmesi için konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniği kullanarak kraniofasiyal yapıların görüntülerinin elde edilmesini sağlayan maksillofasiyal görüntüleme merkezinde (Tomoloji Maksillofasiyal Görüntüleme Merkezi, Ankara, Türkiye) arşiv taraması yapıldı.

Maksillofasiyal görüntüleme merkezinde ILUMA Konik Hüzme Işınlı Tomografi cihazı (ILUMA™ Cone Beam CT Scanner, Powered by FlashCT® IMTEC Technology, Oklahoma, USA) kullanılarak kraniofasiyal yapıların 0.09, 0.2, 0.3 ve 0.4 milimetre (mm) kesit

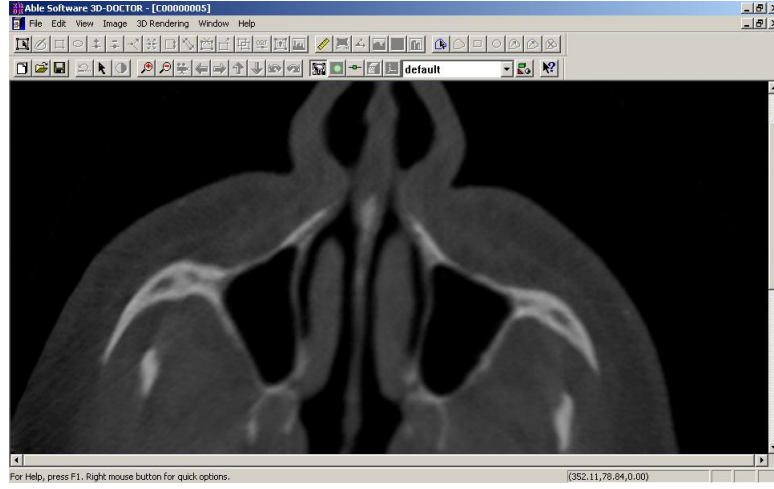
aralığındaki taramalar yapılmaktadır. Alınan kesit aralığına ve taranan alana bağlı olarak tarama zamanı 7.8 ile 40 saniye arasında değişmektedir.

Üst çene modeli için görüntüleme merkezinde 120 kvp, 3.8 mA, 40 saniye dozuyla bilgisayarlı tomografisi çekilen hastaların görüntüleri tarandı. Bunlar arasından genç erişkin, 3. molarları hariç diş eksikliği olmayan, dişleri düzgün sıralanmış, üst çene kemiğinde herhangi bir patolojisi ve asimetrisi olmayan bir tomografi görüntüsü seçildi (Şekil 5).



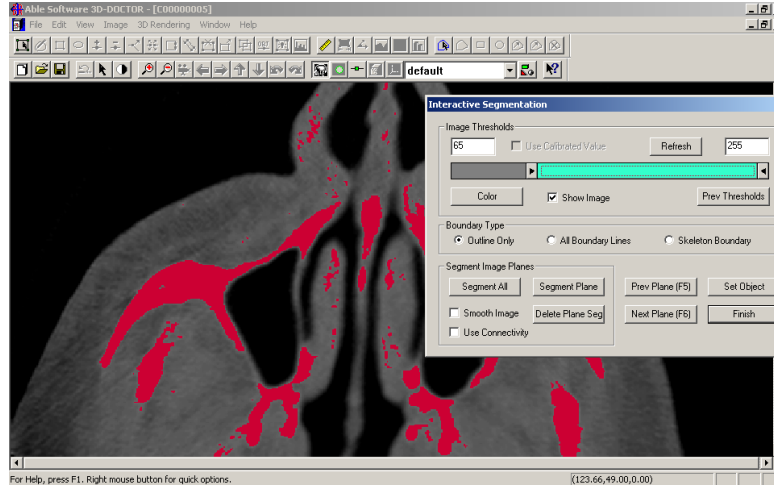
Şekil 5: Tomografi görüntüsü

Çekilmiş olan bilgisayarlı tomografi, 3d-Doctor yazılımına atıldı (Şekil 6).



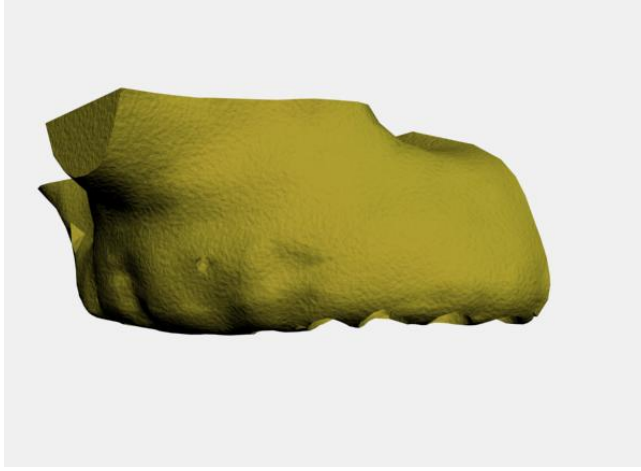
Şekil 6: 3d-Doctor yazılımına atılan tomografi görüntüsü.

3d-Doctor yazılımında yumuşak dokular, kemik ve diş dokularından “Interactive Segmentation” yöntemi ile her bir kesit için ayrıştırıldı (Şekil 7).



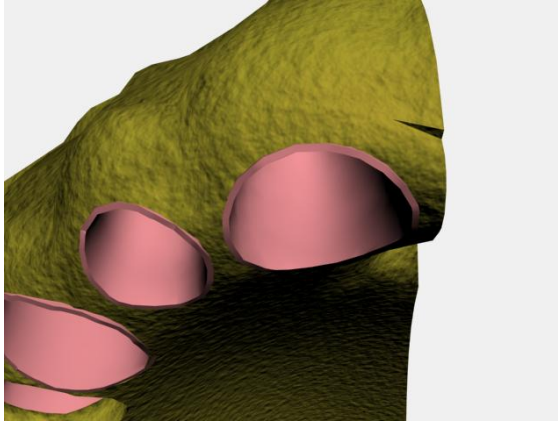
Şekil 7: Görüntü kesitlerinin ayrıştırılması.

Elde edilen segmentasyon verilerine göre, “Complex Surface Rendering” yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi (Şekil 8).



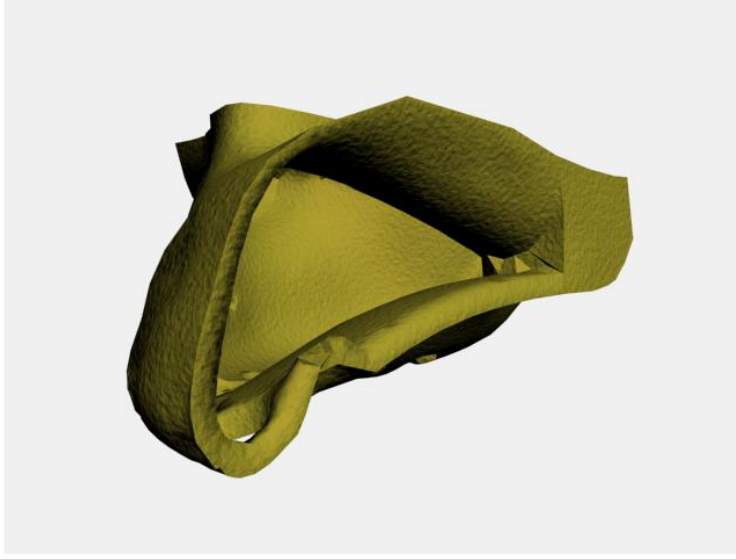
Şekil 8: Elde edilen üç boyutlu kemik model.

Elde edilen kemik modeli .stl olarak taşınarak Rhinoceros yazılımına gönderildi. Rhinoceros yazılımında kemikten, müteakip olarak modellenen PDL'ler boolean yöntemi ile çıkartılarak diş yuvaları elde edildi (Şekil 9).



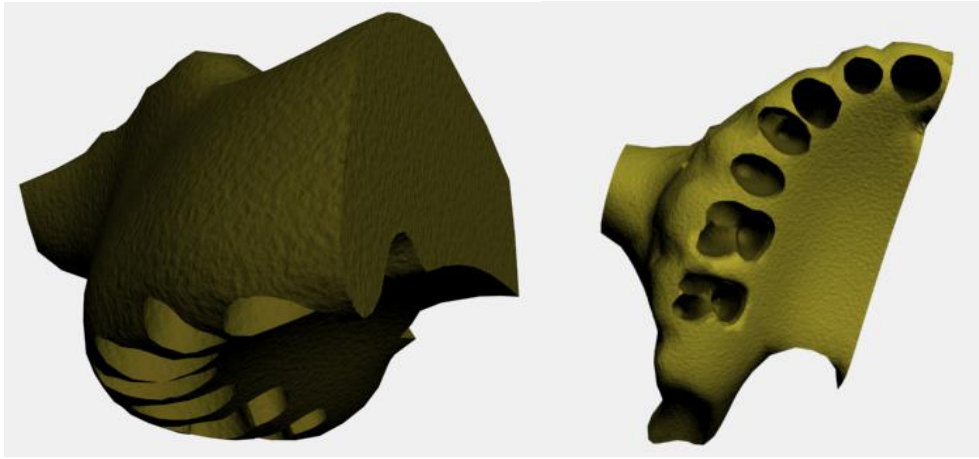
Şekil 9: Diş yuvalarının elde edilmesi.

Arkasından kemik dokusuna offset yöntemi ile kalınlık verilerek spongioz kemiğin dış kısmı modellendi. Spongioz kemiğin dış kısmının normallerinin çevrilmesiyle kortikal kemiğin içi yüzeyi modellenmiş oldu (Şekil 10).



Şekil 10: Kortikal kemik modelin oluşturulması.

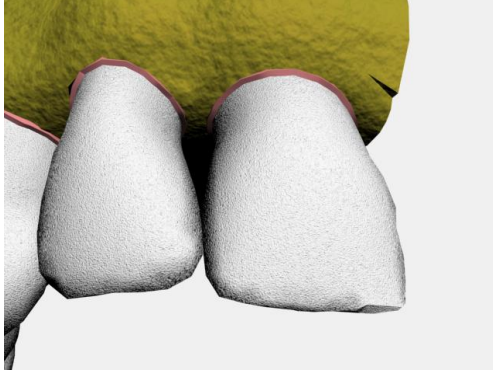
Spongioz kemik modelinden de PDL modelleri çıkartıldı ve böylece spongioz kemik modeli de tamamlanmış oldu (Şekil 11).



Şekil 11: Spongioz kemik modelin oluşturulması.

3.2. PDL Modellenmesi

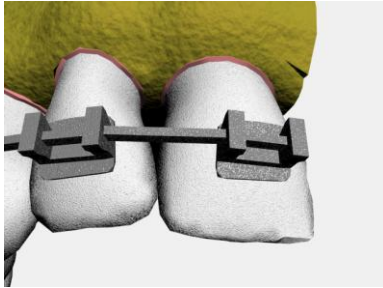
Dişlerin kemik seviyesinden kesilmesi ve shell komutuyla 0.2 mm kalınlık verilmesi ile periodontal ligament (PDL) modellendi (Şekil 12).



Şekil 12: PDL modellenmesi

3.3. Braketlerin ve Telin Modellenmesi

Braketler, açılı braketlerin (Ormco, ABD), Nextengine tarayıcısında makro modda taranması ile elde edildi. Tarama sırasında eksik kalan kısımlar Rhinoceros yazılımında modellendi. Braketlerin slotlarından referansla teller modellendi (Şekil 13).



Şekil 13: Braketlerin ve tellerin modellenmesi.

3.4. Mini Vidaların Modellenmesi:

Üç tip mini-vida kullanıldı; Neo-anchor plus (Anchor plus, USA) 1.6x8 mm; A vidası, O.S.A.S (Dewimed, Germany) 1.6x8 mm; B vidası ve Spider Screw (HDC Company, Italy) 2x8 mm; C vidası olarak gerçekleştirilen senaryolarda tanımlandı. A vidası 1.6 mm çapında konik ve kortikal kemiğe gelen bölgede yiv adımları daha sık; B vidası 1.6 mm çapında, eşit yiv adımına sahip ve sadece uç kısmı incelen silindirik formda; C vidası 2 mm çapında, eşit yiv adımına sahip ve konik yapıdadır. Her üç vida da Tip V titanyumdan (%6 alüminyum, %4 vanadyum) üretilmiştir.

Mini-vidaların Nextengine tarayıcısında makro moda taranması ile vidaların 3 boyutlu modelleri elde edilmiş oldu (Şekil 14, Şekil 15, Şekil 16).



Şekil 14: Neo-anchor plus (Anchor plus, USA)

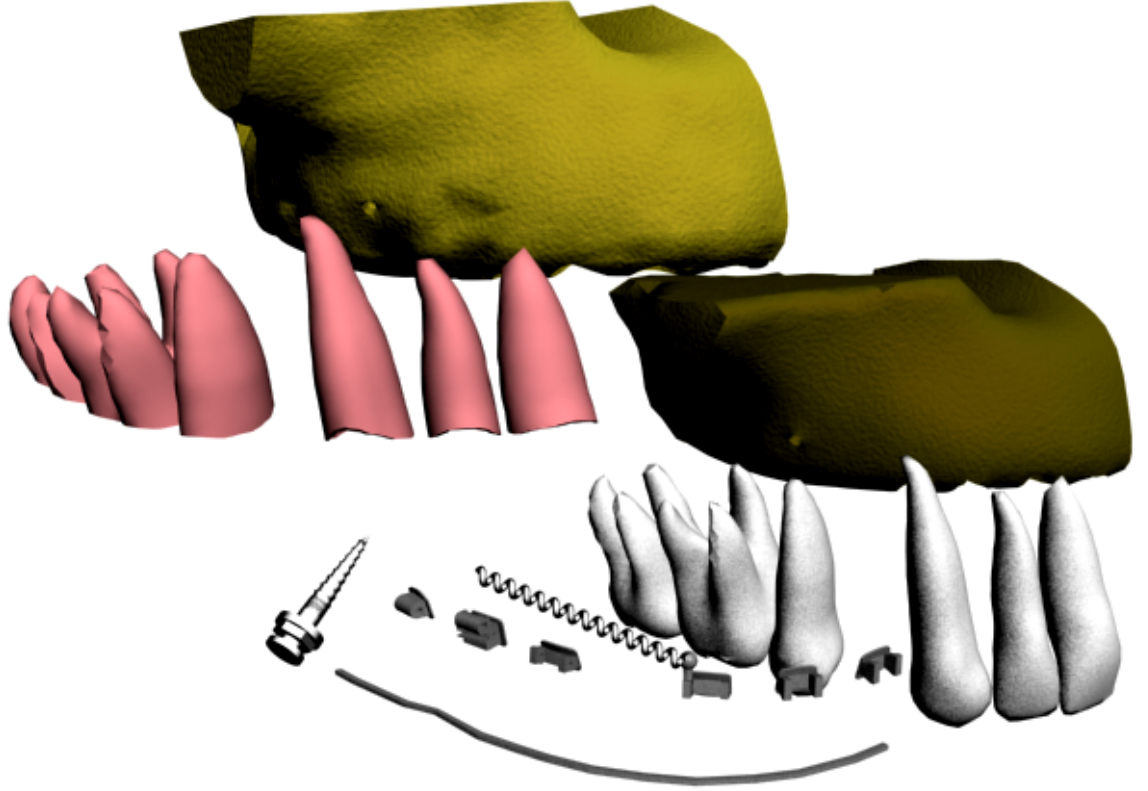


Şekil 15: O.S.A.S (Dewimed, Germany)



Şekil 16: Spider Screw (HDC Company, Italy)

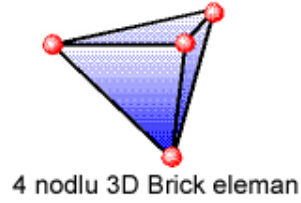
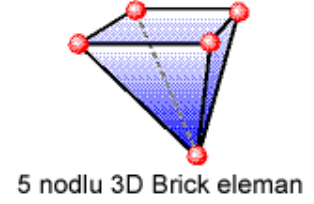
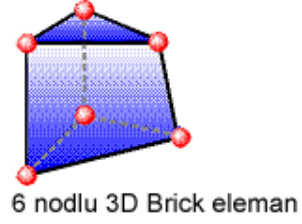
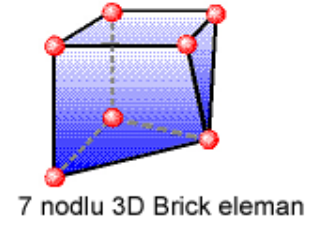
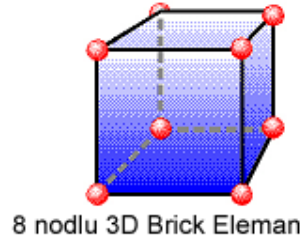
Simülasyonlarda kullanılan tüm katı model bileşenleri şekil 17’de gösterilmiştir.



Şekil 17: Simülasyonda kullanılan katı model bileşenleri

3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Rhino’da yapılan modellemeler, analizi yapılmak üzere Algor Fempro yazılımına gönderildi. Rhino’da yüzey şeklinde yapılan ağ oluşturma işlemi, burada katı model ağ oluşturma şeklinde yapıldı. 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 kullanılır.



Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 1).

Tablo 1: Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Senaryo 1	21934	102189
Senaryo 2	23210	108532
Senaryo 3	15457	66698
Senaryo 4	20183	87009
Senaryo 5	20995	100415

3.5.1. Materyal Özellikleri

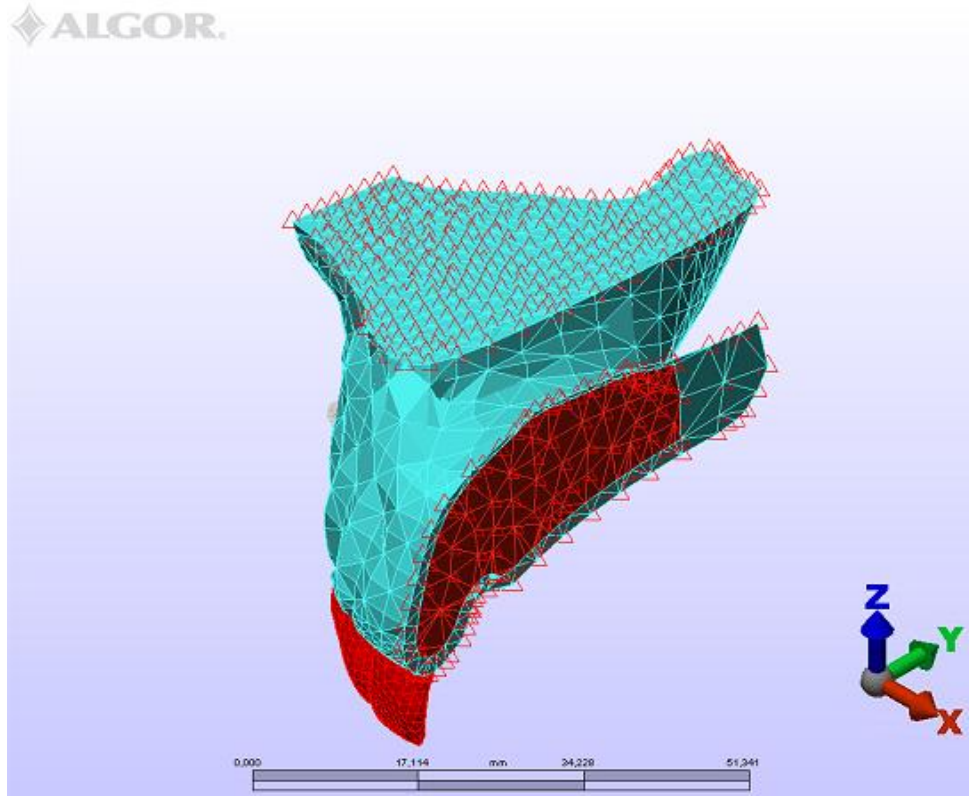
Programda katı cisim özellikleri homojen, izotropik olarak tanımlandı. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları aşağıda verilmiştir.

Tablo 2: Senaryolarda kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları

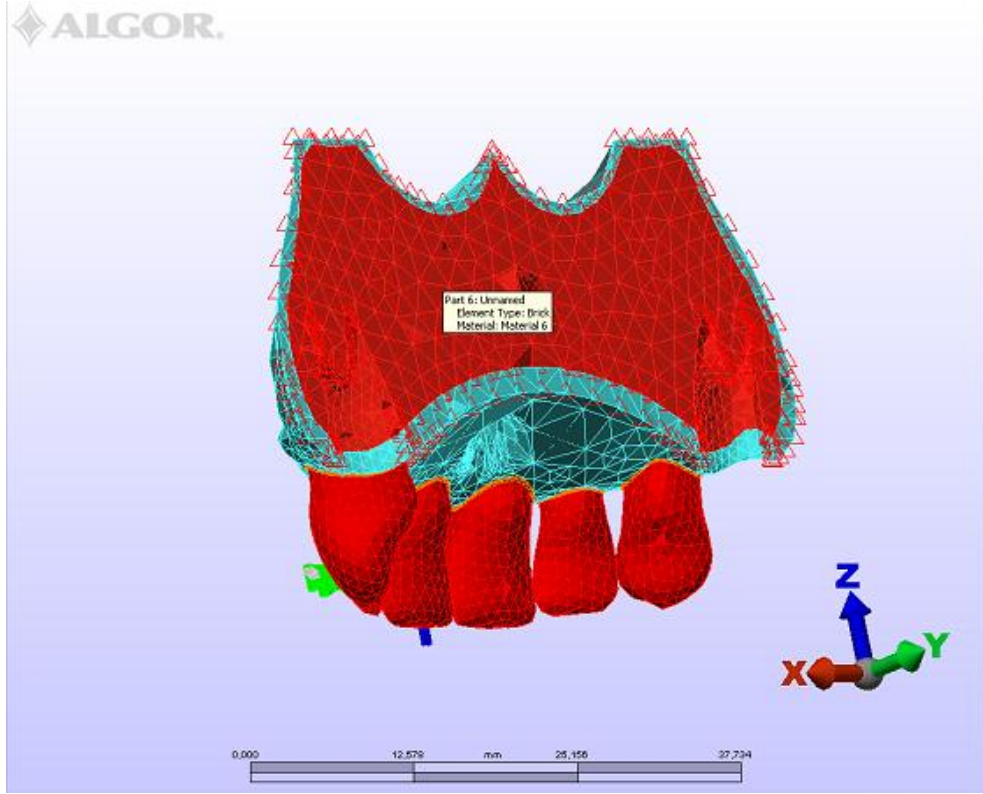
	Elastiklik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Dişler	18600	0.31
Kortikal kemik	15000	0.3
PDL	0.69	0.45
Süngerimsi kemik	1500	0.3
Titanyum alaşımı	113000	0.34
Çelik tel	200000	0.29

3.5.2. Sınır Koşulları

Çalışmada kullanılan maksilla, kortikal kemiğin üst ve yan yüzeylerinden, düğüm noktaları x, y, z yönlerinde yer değiştirme ve rotasyonlara izin verilmeyerek sabitlendi. Bu destek düzlemleri analiz yapılacak dişlerden yaklaşık 2 mm uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılarak oluşacak streslerden etkilenmemesi sağlandı. Modeller 6 Degree of Freedom'da da sabit kabul edildi.



Şekil 18: Sabitlenen çalışma modelinin sagittal yönden görüntüsü.



Şekil 19: Sabitlenen çalışma modelinin içten görüntüsü.

3.6. Senaryoların Oluşturulması:

Maksilla modeli oluşturulduktan sonra çalışmada mini-vida destekli 5 kurgu oluşturuldu. Mini-vida yerleşimi için maksillada üç bölge kullanıldı. Kanin retraksiyonu ve molar distalizasyonu için mini-vidalar 2. premolar ve 1. molar arasına alveolar tepe noktasının 6 mm apikaline, dişin uzun eksenine ile 40° açı yapacak şekilde; keser intrüzyonları için ise bir modelde yerleşim yeri olarak santraller arası, diğer modelde lateral ve kanin arası seçilirken, her iki modelde de mini-vidalar alveol tepe noktasının 6 mm apikaline ve dişin uzun eksenine 80° açı yapacak şekilde uygulandı. Tüm dişlere braket ve molarlara tüp uygulandı, slotlardan ark teli geçirildi ve slot-tel arasındaki sürtünme stress analiz sonuçlarını etkilememesi için ihmal edildi. Tüm modeller Rhinoceros yazılımına

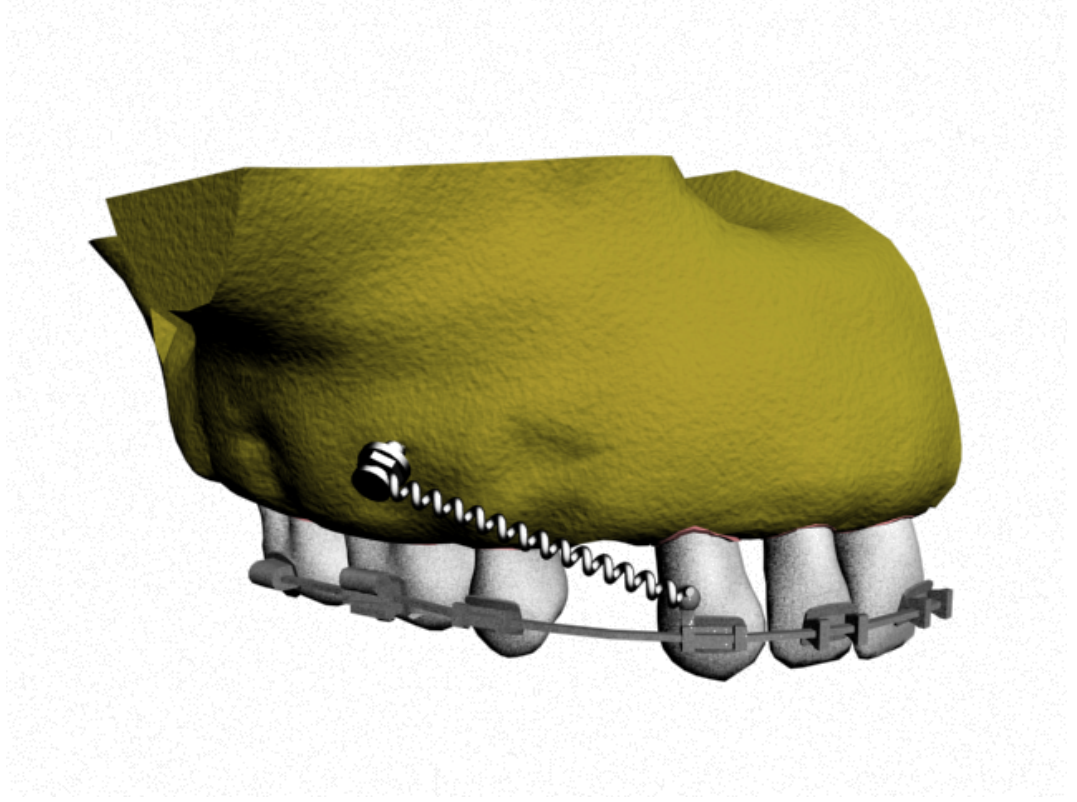
atıldıktan sonra burada gerekli kesme-ekleme-çıkartma işlemleri ile araştırma konusu olan senaryoların elde edilmesi sağlandı. Her bir senaryoda mini-vidanın tüm yivlerinin kemik içerisinde olması sağlandı. Yivsiz boyun kısmının mukoza altında kaldığı düşünüldü ve vidaların baş dizaynları farklı olduğundan, kuvvetler boyun kısmının baş ile birleştiği noktanın 2 mm üzerinden uygulandı. Her bir senaryo kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan von Misses stres miktarları, kemikte oluşan minimum asal stres ve maksimum asal stres ve dişlerdeki yer değiştirme miktarları elde edildi.

Kemik yapılar üzerindeki gerilme değerleri karşılaştırılırken, her bir senaryoda sıkışma bölgesinden, merkeze eşit bir mesafede olacak şekilde referans noktaları belirlendi. Kullanılan vidaların kemik üzerinde oluşturduğu gerilme değerlerinin sıralaması ve tablo oluşturulması bu referans noktalarından elde edilen verilere göre yapıldı.

Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık göstermektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.

3.6.1. Senaryo1

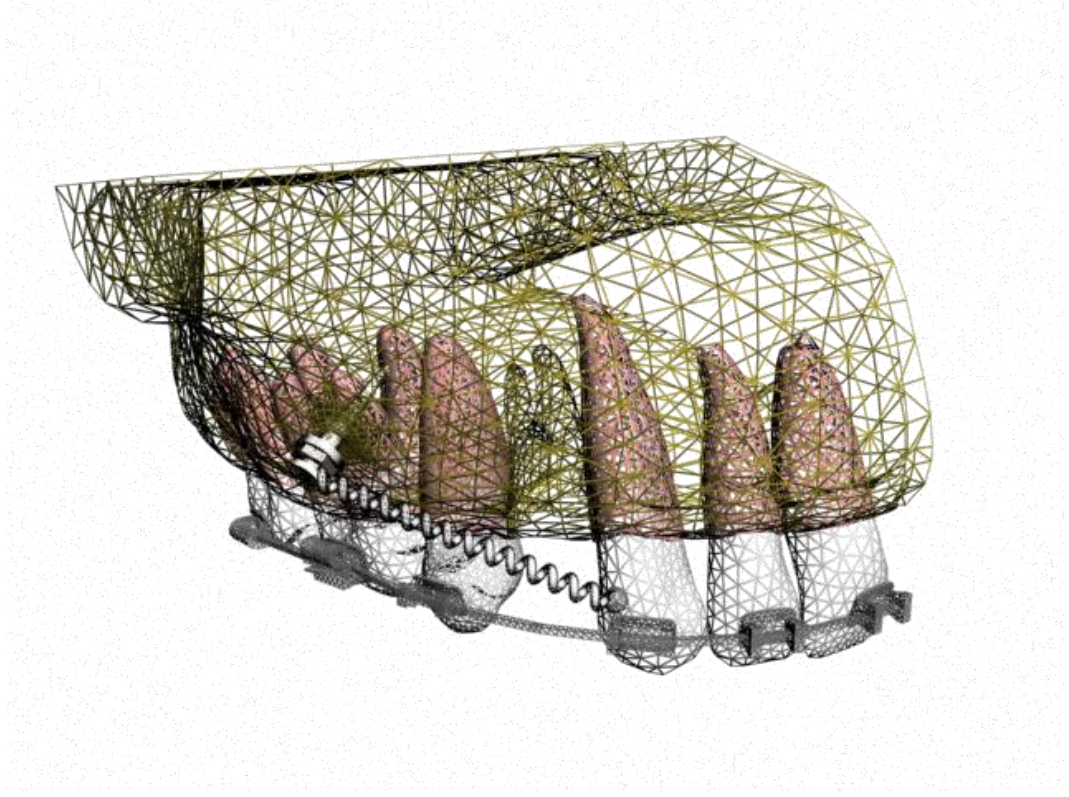
Senaryo 1’de, kanin retraksiyonu amacı ile 2. premolar ve 1. molar arasına, alveol tepe noktasının 6 mm apikaline, dişin uzun eksenini 40° açı yapacak şekilde 3 farklı vida tipi ayrı ayrı yerleştirildi, vida ile kanin diş arasına nikel-titanyum (NiTi) yay 1 N kuvvet uygulayacak şekilde tatbik edildi. Bu senaryoda, 1. premolar çekildi ve simülasyonlara dahil edilmedi (Şekil 20).



Şekil 20: Senaryo 1 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli.

Şekil 20 ile gösterilen Senaryo 1 kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan gerilme seviyeleri elde edildi.

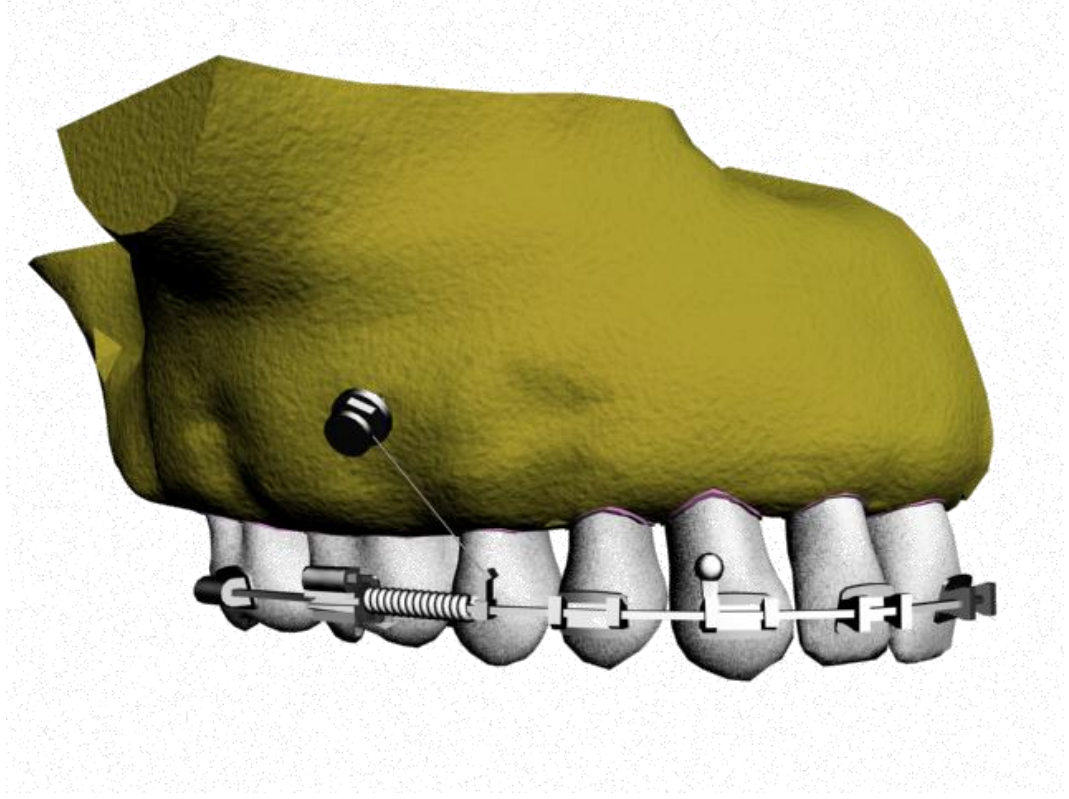
Senaryo 1'de kullanılmak üzere oluşturulan sonlu eleman çözüm ağı Şekil 21'de görüntülenmektedir. Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık gösterebilmektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.



Şekil 21: Senaryo 1 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı

3.6.2. Senaryo 2

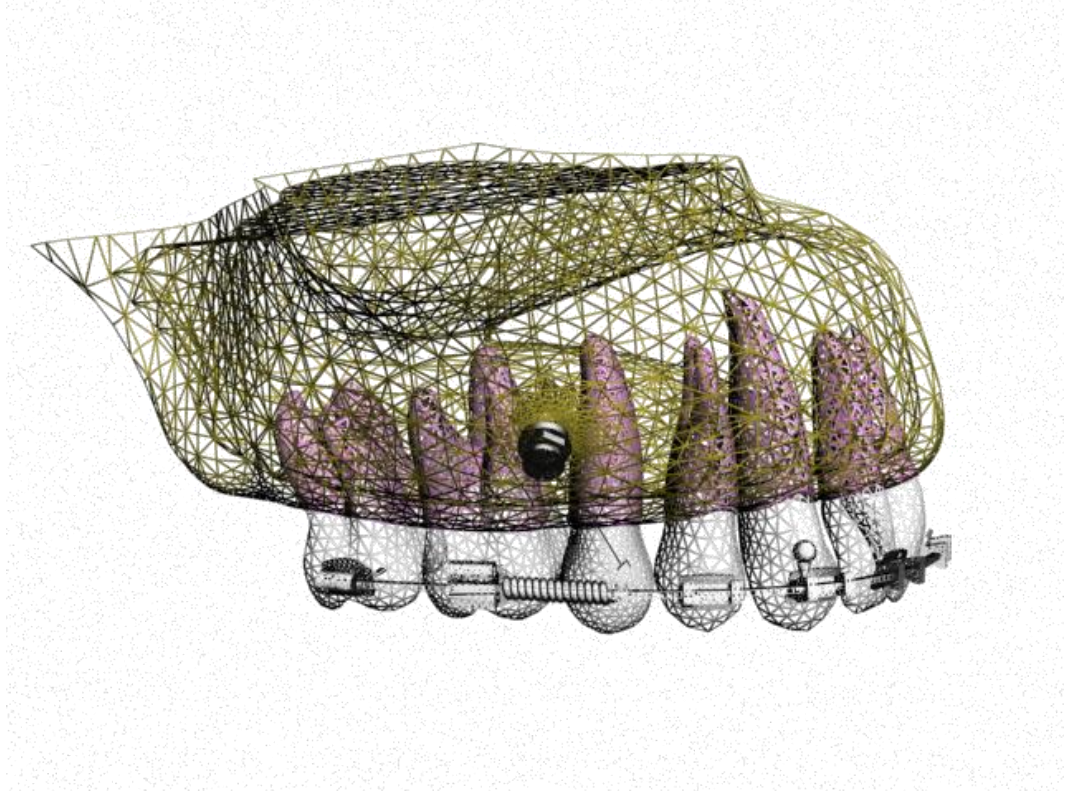
Ark boyunca molar distalizasyonu amaçlanan bu senaryoda 2. premolar ve 1. molar arasına, alveol tepe noktasının 6 mm apikaline, dişin uzun eksenine ile 40° açı yapacak şekilde 3 farklı vida tipi ayrı ayrı yerleştirildi, ikinci premolar dışındaki braket çıkarılarak 1. molar dişin mezialine, ark teli üzerine NiTi yay yerleştirildi. Yay 2. premolar ve 1. molar arasına yerleştirilen vidaya ligatür teli ile bağlanarak 2.5 N'luk kuvvet uygulayacak şekilde sıkıştırıldı. Her bir vida için simülasyonlar ayrı ayrı gerçekleştirildi (Şekil 22).



Şekil 22: Senaryo 2 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli

Şekil 22 ile gösterilen Senaryo 2 kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan gerilme seviyeleri elde edildi. Bu çalışma ile, farklı yiv tiplerinin, Senaryo 2'nin uygulanmasında yarattığı etkiler gözlemlendi ve klinik uygulamalarda tercih edilebilirlikleri değerlendirildi.

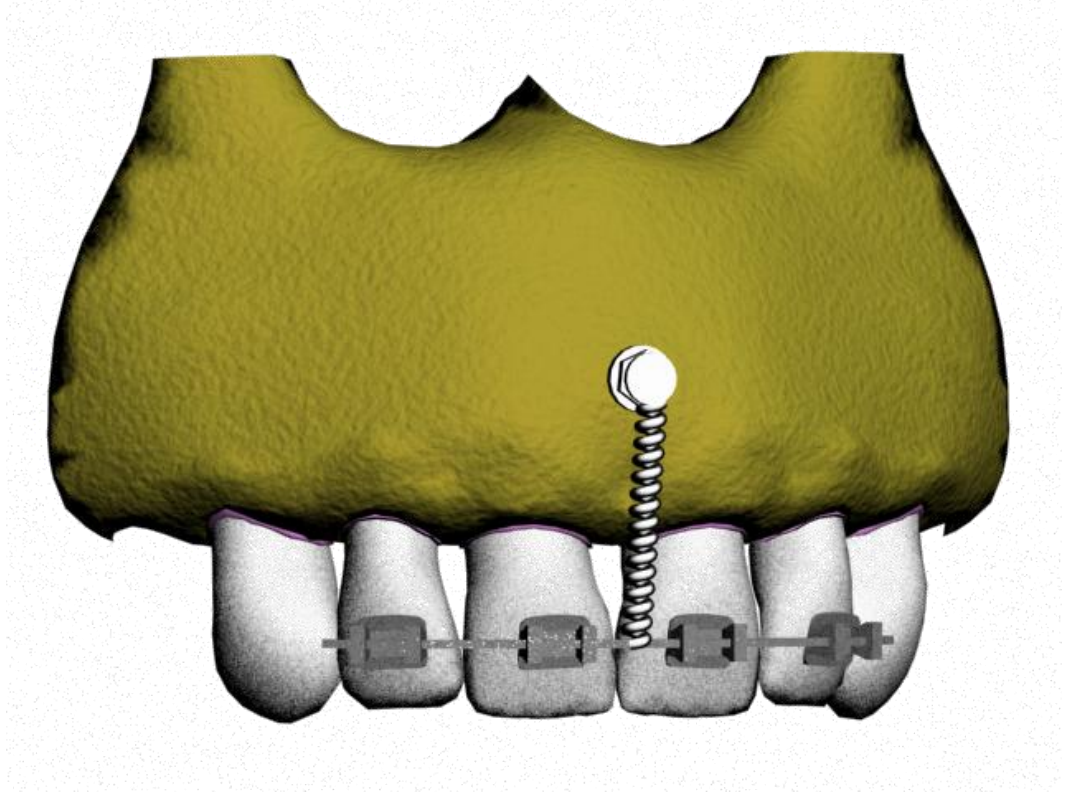
Senaryo 2'de kullanılmak üzere oluşturulan sonlu eleman çözüm ağı Şekil 23'de gösterilmektedir. Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık gösterebilmektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.



Şekil 23: Senaryo 2 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı

3.6.3. Senaryo 3

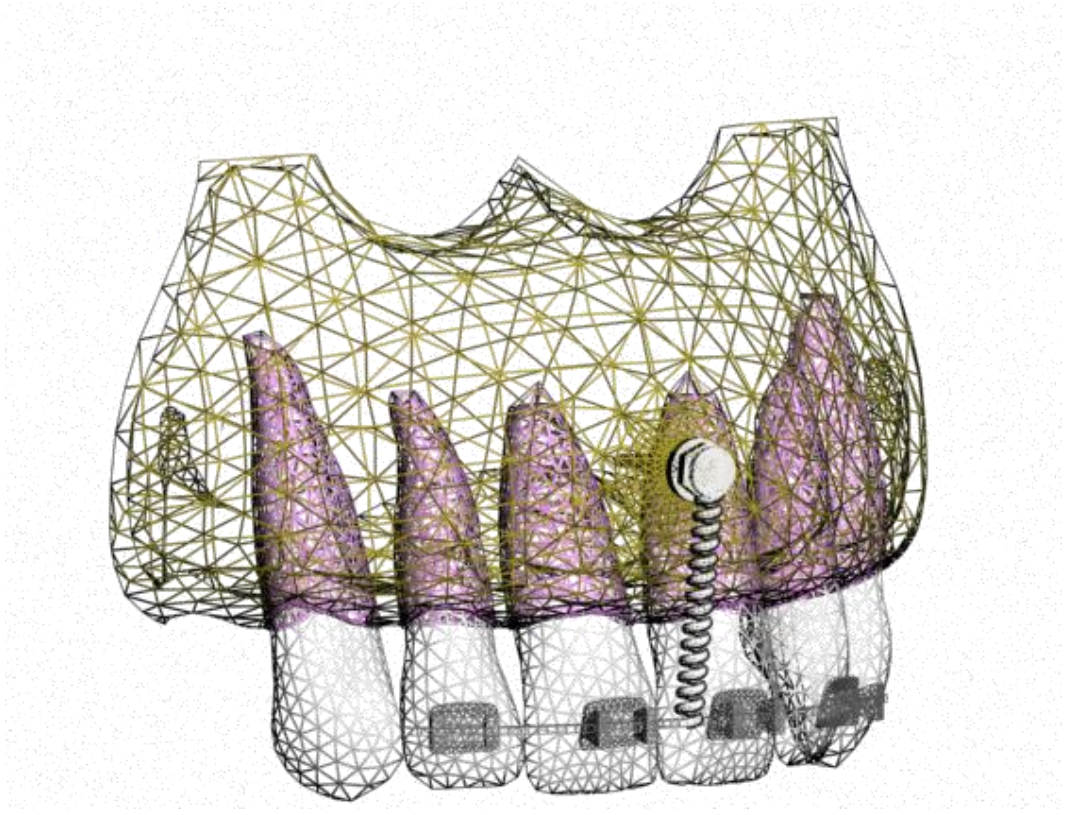
Senaryo 3’de santral dişler arasına, alveol tepe noktasının 6 mm apikaline, dişin uzun eksenine ile 80° açı yapacak şekilde 3 farklı vida tipi ayrı ayrı yerleştirildi ve tek bir implant desteği ile keser intrüzyonu amaçlandı. Maksilla modelinde kanin dişler arasındaki ön bölge, keser dişler bölgesi kullanıldı ve sol bölge için orta hat referans alınarak sağ bölgenin simetriği oluşturuldu, temas noktaları ile iki görüntü birleştirildi. Santraller arasındaki ark teli bir yay yardımı ile 1 N’luk kuvvet uygulayacak şekilde vidaya bağlandı. Her bir vida için simülasyonlar ayrı ayrı gerçekleştirildi (Şekil 24).



Şekil 24: Senaryo 3 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli

Şekil 24 ile gösterilen Senaryo 3 kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan gerilme seviyeleri elde edildi.

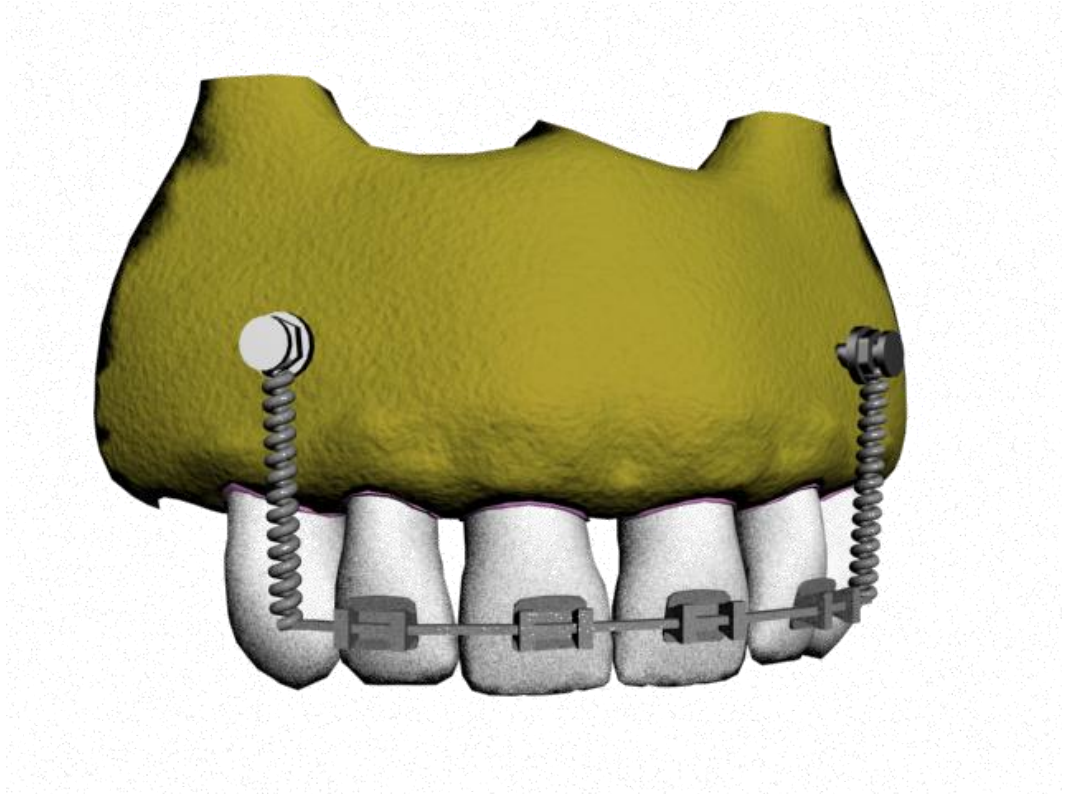
Senaryo 3'te kullanılmak üzere oluşturulan sonlu eleman çözüm ağı Şekil 25'de görüntülenmektedir. Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık gösterebilmektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.



Şekil 25: Senaryo 3 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı

3.6.4. Senaryo 4

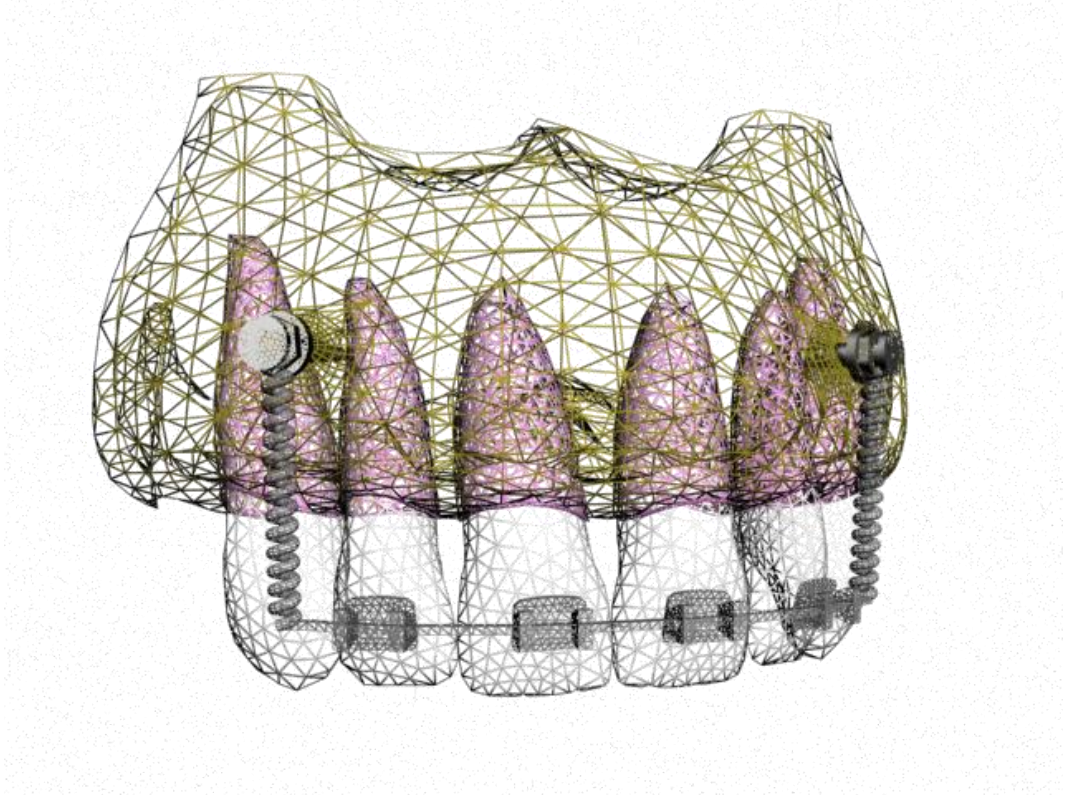
Senaryo 4’de lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilen iki adet vida ile keser intrüzyonu amaçlandı. Bu amaçla alveol tepe noktasının 6 mm apikale, dişin uzun eksenine 80° açı yapacak şekilde 3 farklı vida tipi ayrı ayrı yerleştirildi. Maksillada kanin dişler arası ön bölge kullanıldı ve sol bölge için orta hat referans alınarak sağın simetriği oluşturuldu, temas noktaları ile iki görüntü birleştirildi. Ark telinin lateral dişlerin distalinde kalan kısımlarından yaylar yardımı ile 0.5 N’luk kuvvetler uygulandı. Her bir vida için simülasyonlar ayrı ayrı gerçekleştirildi (Şekil 26).



Şekil 26: Senaryo 4 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli

Şekil 26 ile gösterilen senaryo 4 kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan gerilme seviyeleri elde edildi.

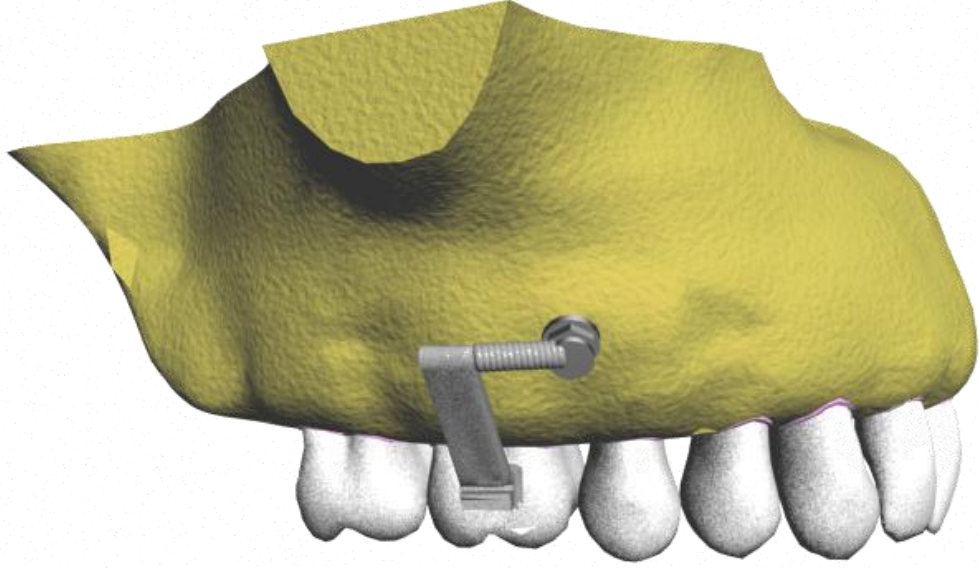
Senaryo 4'te kullanılmak üzere oluşturulan sonlu eleman çözüm ağı Şekil 27'de görüntülenmektedir. Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık gösterebilmektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.



Şekil 27: Senaryo 4 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı

3.6.5. Senaryo 5

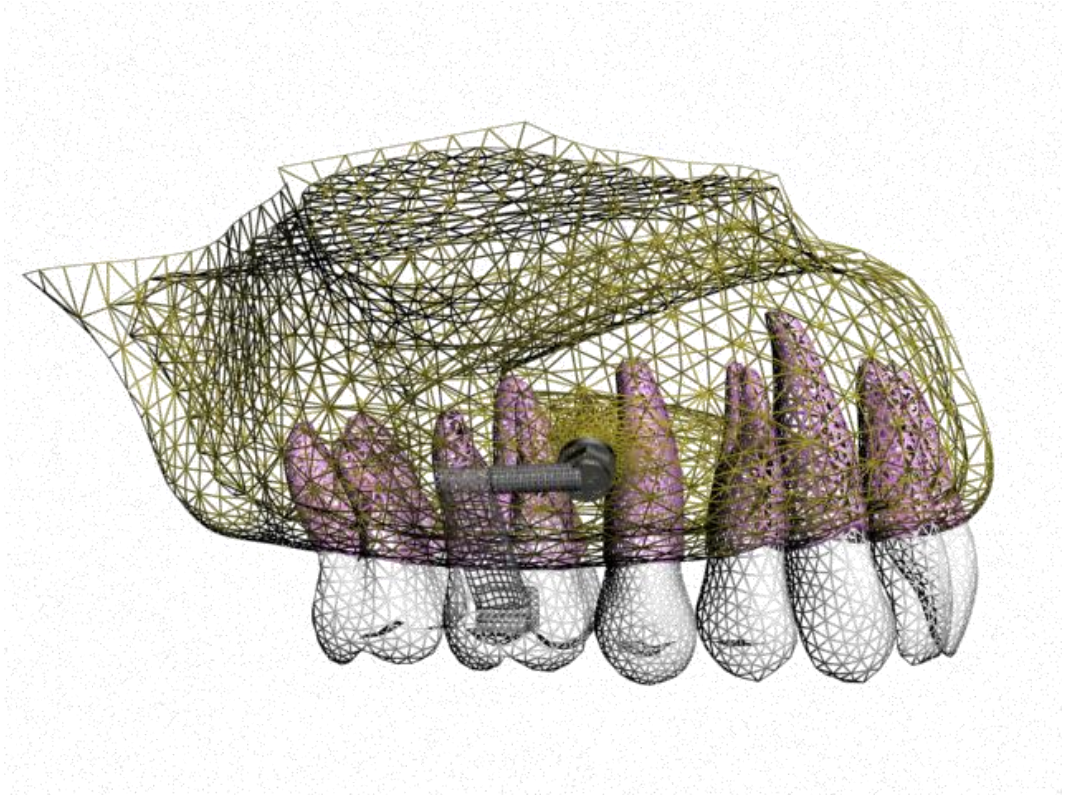
Molar distalizasyonu amaçlanan bu senaryoda 2. premolar ve 1. molar dişleri arasına, alveol tepe noktasının 6 mm apikaline, dişin uzun eksenine ile 40° açı yapacak şekilde 3 farklı vida tipi ayrı ayrı yerleştirildi ve 2.5 N'luk kuvvet molar dişin trifurkasyon bölgesi hizasından, niti yayın molar tüpü ve vida arasındaki bölümlü 17x25 inch ark teli arasına sıkıştırılması ile uygulandı. Bu senaryoda kullanılan model şekil 28'de gösterilmiştir.



Şekil 28: Senaryo 5 için vida uygulama noktası ve kuvvet uygulama şekli

Şekil 28 ile gösterilen senaryo 5 kapsamında 3 farklı vida değerlendirildi ve her vida için, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte, vida üzerinde ve dişlerde oluşan gerilme seviyeleri elde edildi.

Senaryo 5'te kullanılmak üzere oluşturulan sonlu eleman çözüm ağı Şekil 29'da görüntülenmektedir. Yapılan çalışmalarda, vida ve vida ile temas halinde bulunan bölgelerde kullanılan eleman sayısı senaryolar arasında farklılık gösterebilmektedir. En doğru sonucun elde edilebilmesi için eleman sayıları değiştirilerek çalışmalara dahil edilmiştir.



Şekil 29: Senaryo 5 için simülasyonda kullanılan sonlu eleman çözüm ağı

4. BULGULAR

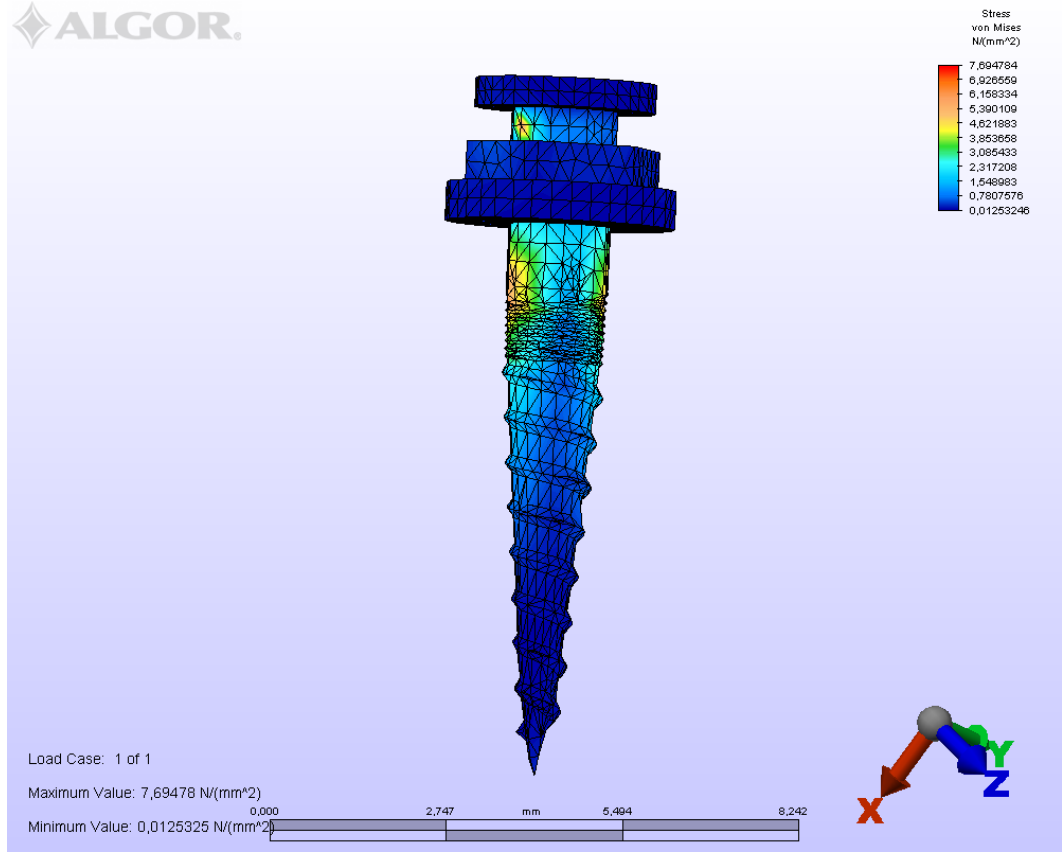
Çeşitli ortodontik hareketler sırasında kullanılan farklı geometrilerdeki mini-vidalar ve çevre kemikte oluşan streslerin tespit edilmesi amaçlanan bu çalışmada hazırlanan beş farklı senaryoda elde edilen bulgular aşağıda belirtilmiştir.

4.1. Senaryo 1 Bulgular

Birinci premolar dişin çekimini takiben 1 N kuvvet uygulanarak kanin retraksiyonunun oluşturulduğu bu senaryoda; vida üzerinde, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Kemikler üzerinde oluşan stres sıralaması merkeze eşit uzaklıktaki referans noktalardan alınan değerlere göre yapılmıştır.

4.1.1. A Vidası Bulgular

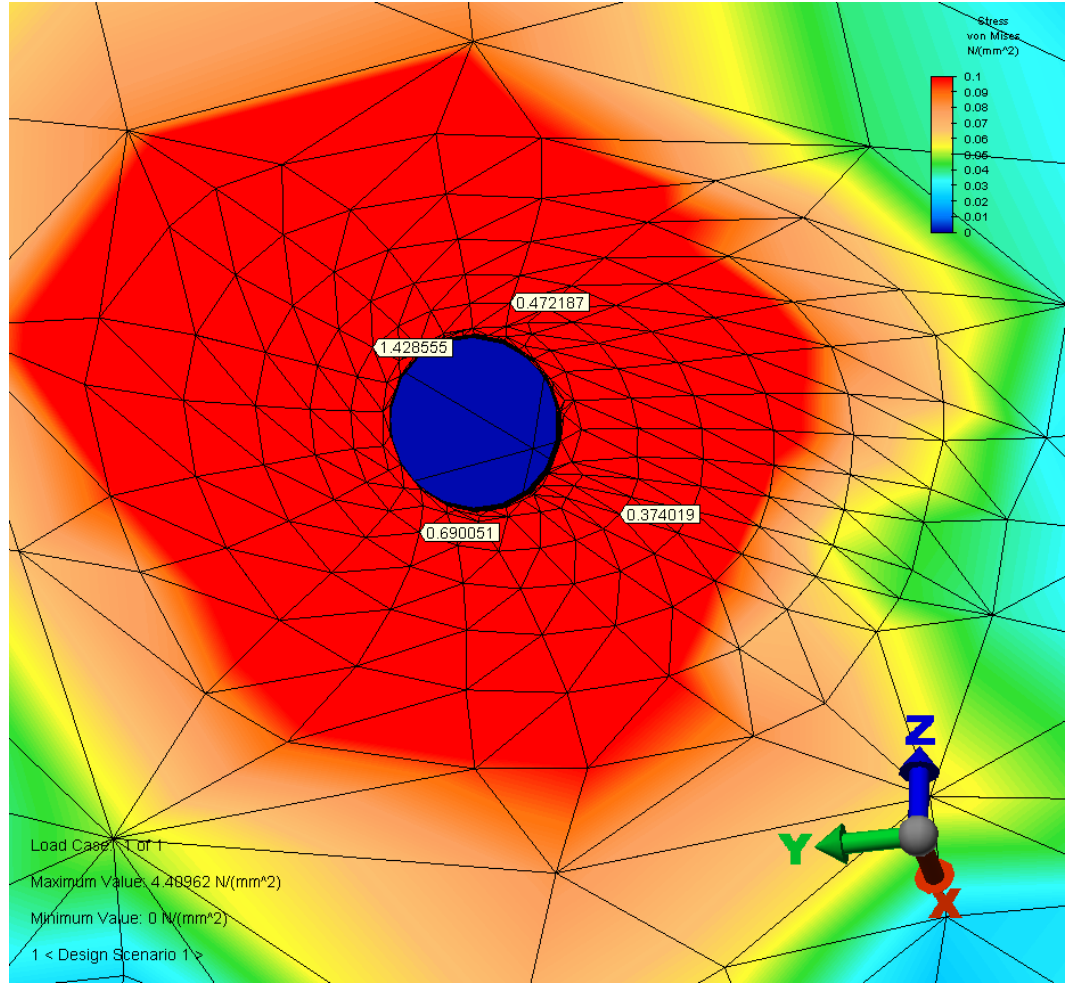
Vida üzerinde oluşan von Misses stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 7.69 MPa olarak bulundu (Şekil 30).



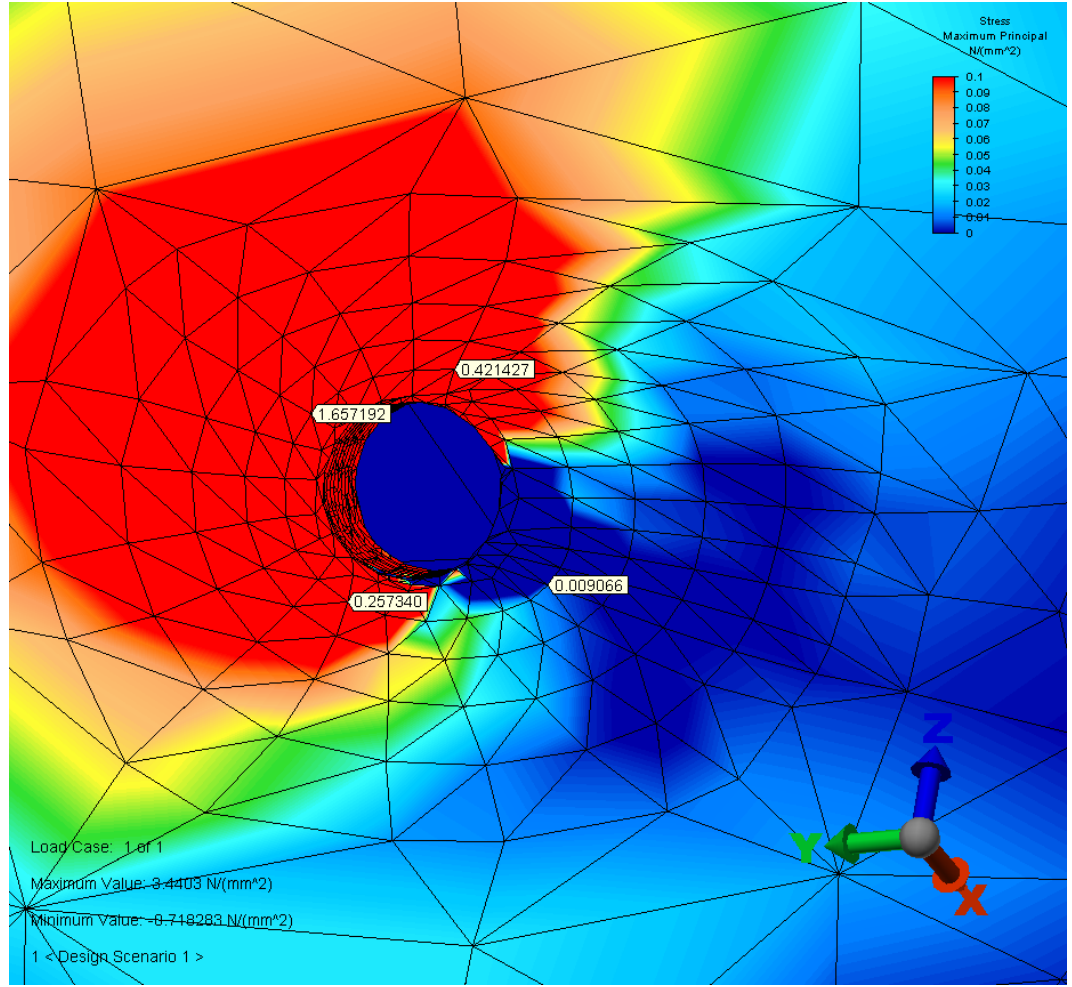
Şekil 30: Senaryo 1 için A vidası üzerinde oluşan von Misses stres

Maksillada vidanın yerleştirildiği bölgenin frontal incelemesinde;

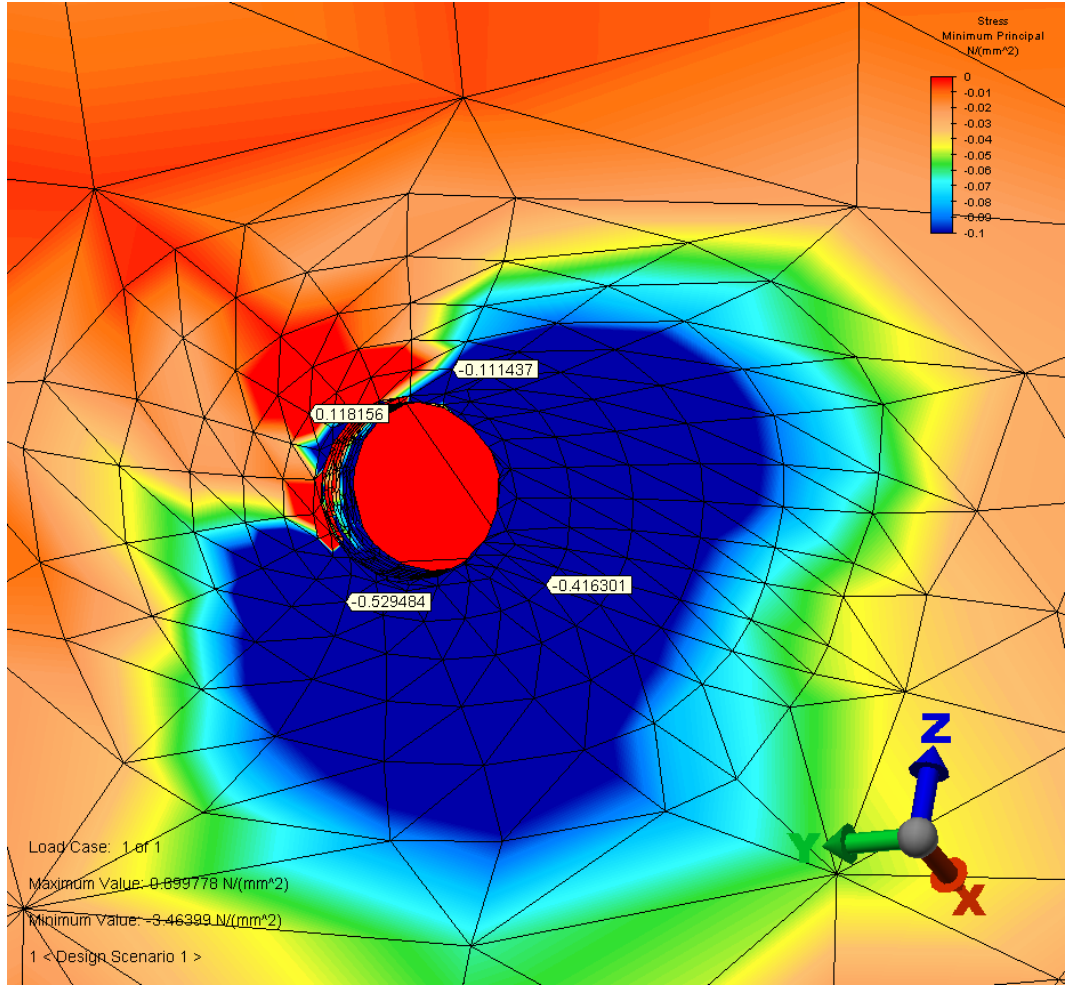
Kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 4.41 MPa; sıkışma bölgesindeki referans noktasından alınan değer 0.37 MPa bulundu (Şekil 31). En yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesindeki kemik dokuda 3.44 MPa bulundu, referans noktasında 1.66 MPa olarak ölçüldü ve bu değer periferiye doğru ışınsal olarak azalma gösterdi (Şekil 32). En yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde -3.46 MPa bulundu, referans noktasında -0.42 MPa olarak bulundu ve periferiye doğru gidildikçe ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi (Şekil 33).



Şekil 31: Senaryo 1'de A vidasına ait kortikal kemikteki von Mises stres değerleri

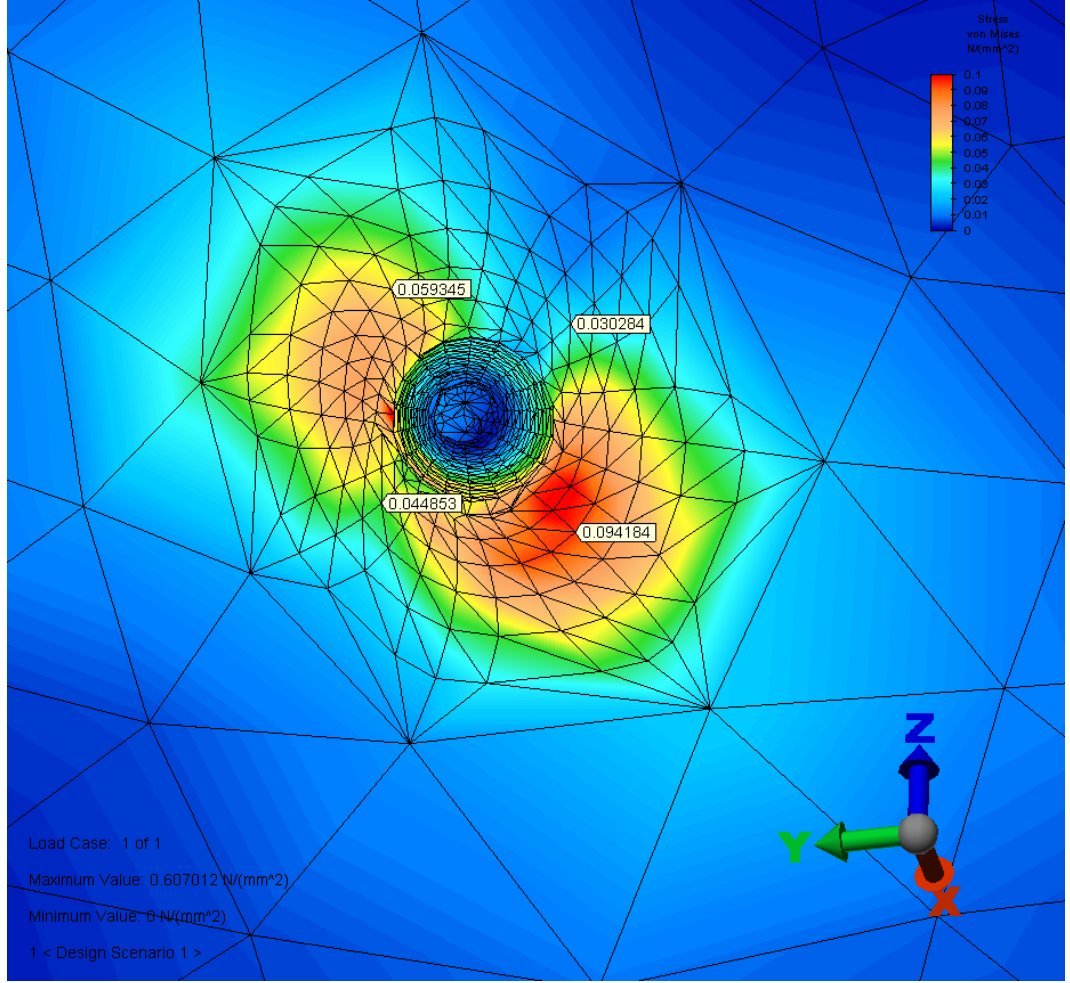


Şekil 32: Senaryo 1'de A vidasına ait kortikal kemikte görülen Maksimum Asal Stres değerleri.

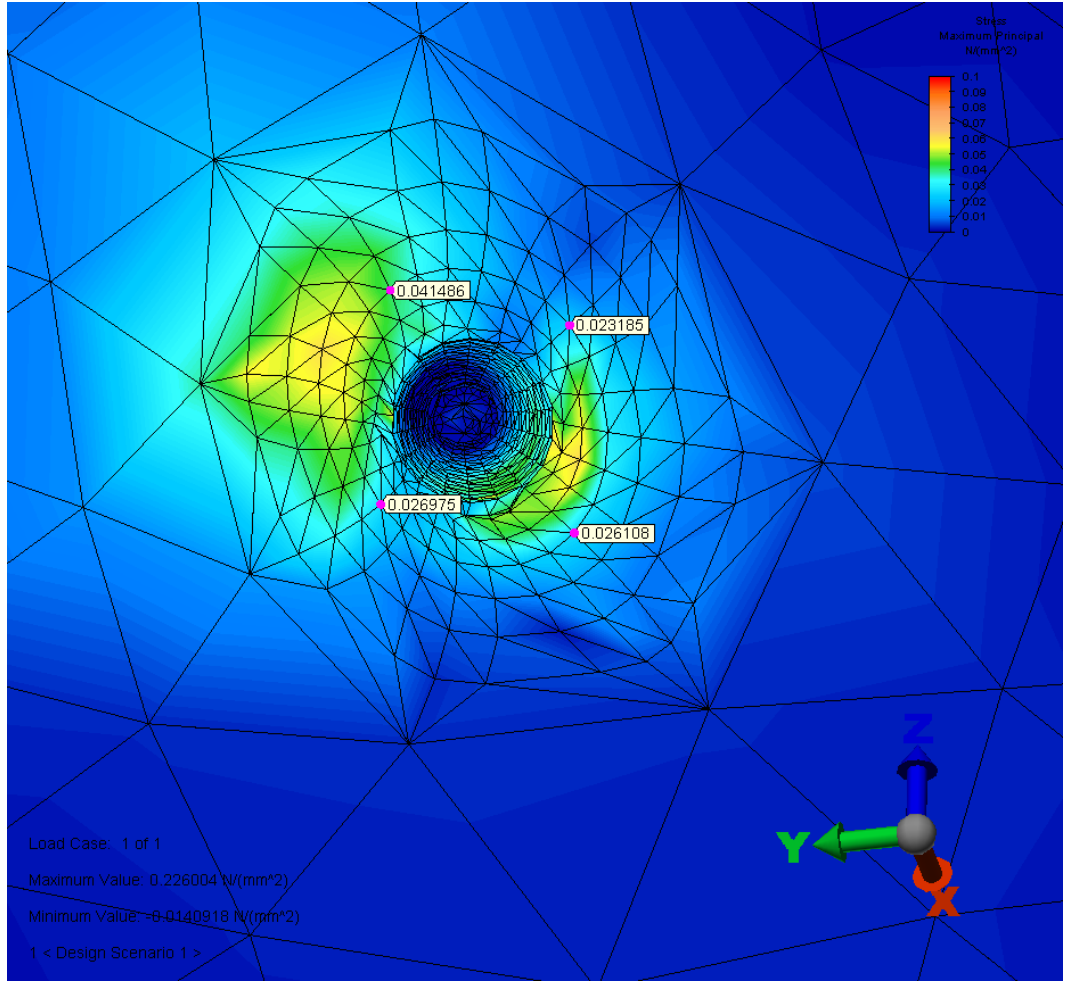


Şekil 33: Senaryo 1’de A vidasına ait kortikal kemikte görülen minimum asal stres değerleri.

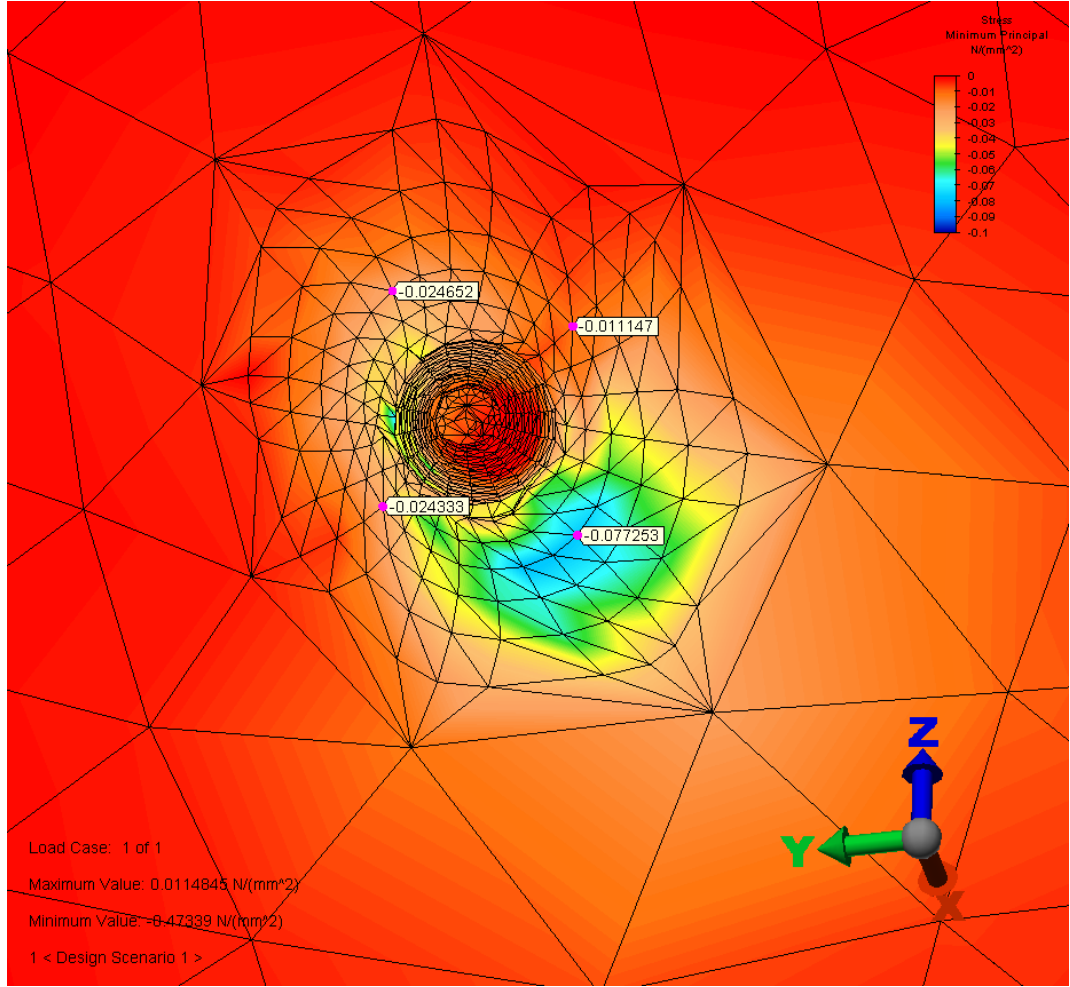
Süngerimsi kemikte; von Misses stres en fazla 0.60 MPa olarak bulundu, referans noktasında 0.09 MPa olarak ölçüldü (Şekil 34); en yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesinde 0.23 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.04 MPa değeri elde edildi (Şekil 35); en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesinde -0.47 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.08 MPa değeri alındı (Şekil 36) ve tüm değerlerin merkezden perifer doğru ışınsal olarak azaldığı görüldü.



Şekil 34: Senaryo 1’de A vidasına ait spongiöz kemikte görülen von Mises stres değerleri.

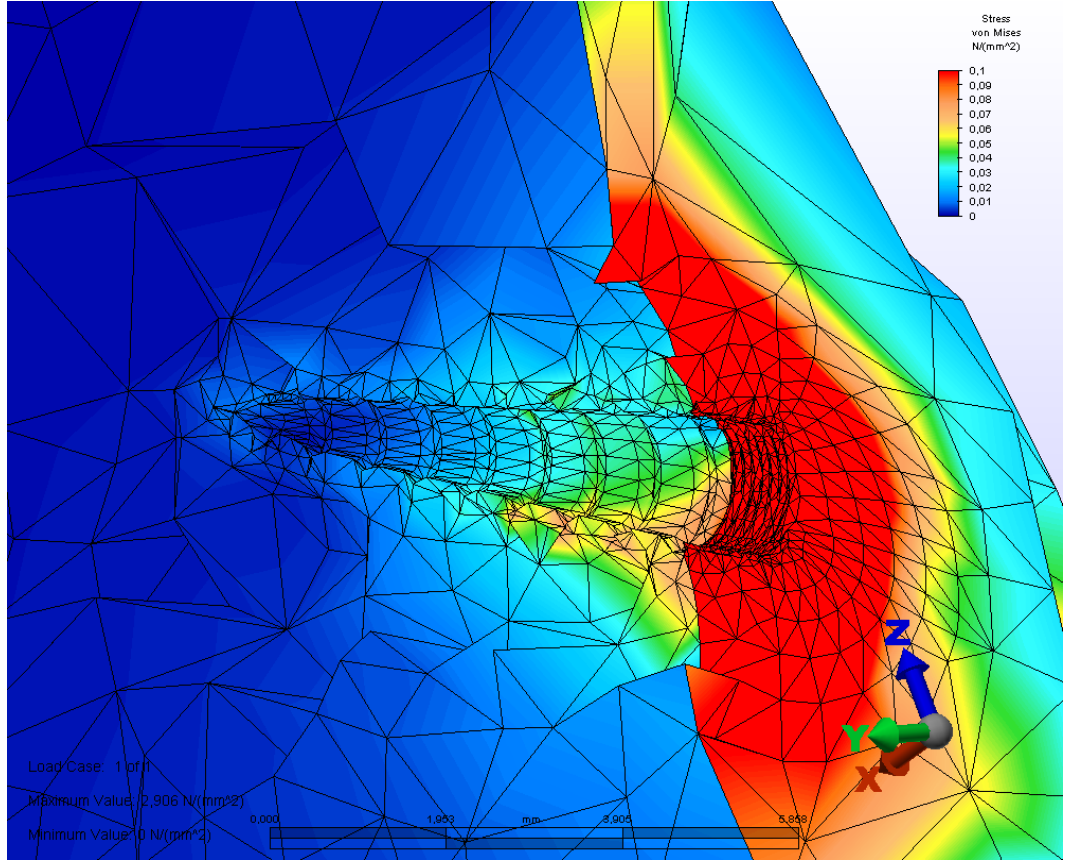


Şekil 35: Senaryo 1’de A vidasına ait spongiöz kemikte görülen maksimum asal stres değerleri.



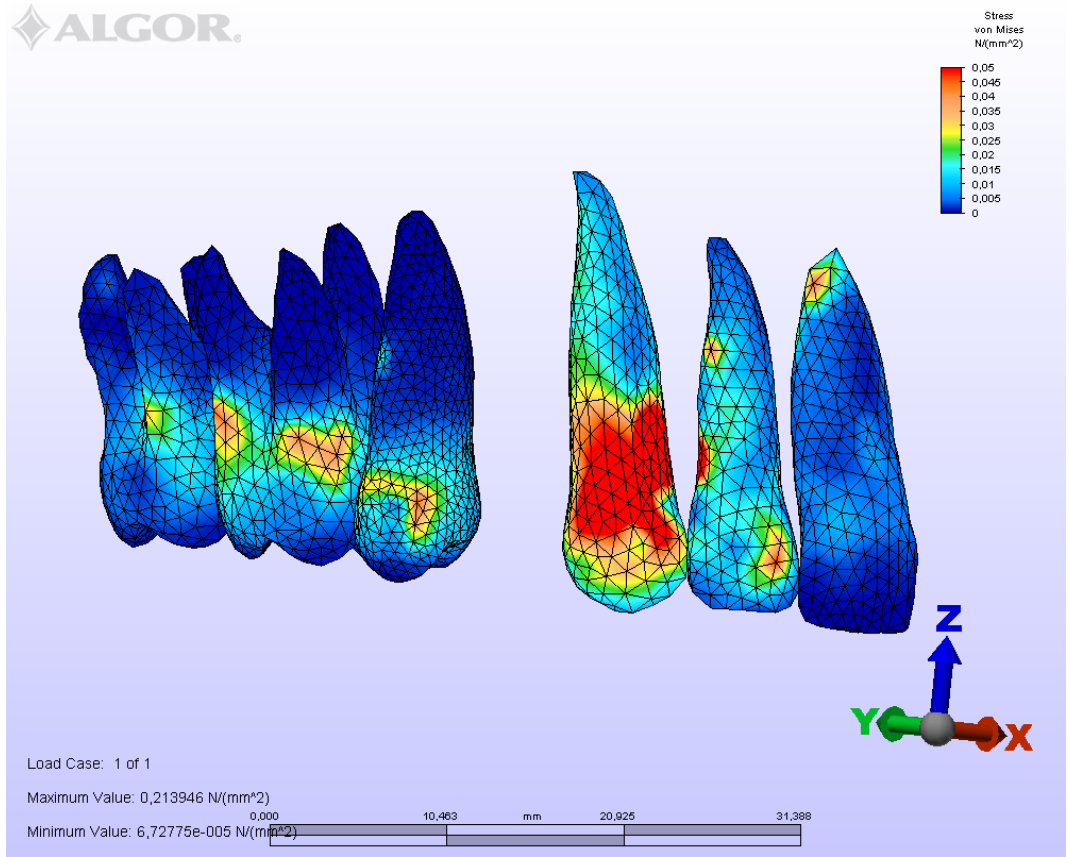
Şekil 36: Senaryo 1’de A vidasına ait spongios kemikte görülen minimum asal stres değerleri.

Vida yuvasının kesit alanına bakıldığında; en yüksek von Misses stres kortikal kemikte vidanın hemen çevresinde 2.90 MPa olarak ölçüldü, stres değerlerinin trabeküler kemikte 0.06 MPa seviyesine kadar indiği ve merkezden perifer doğru stresin giderek azaldığı görüldü (Şekil 37).



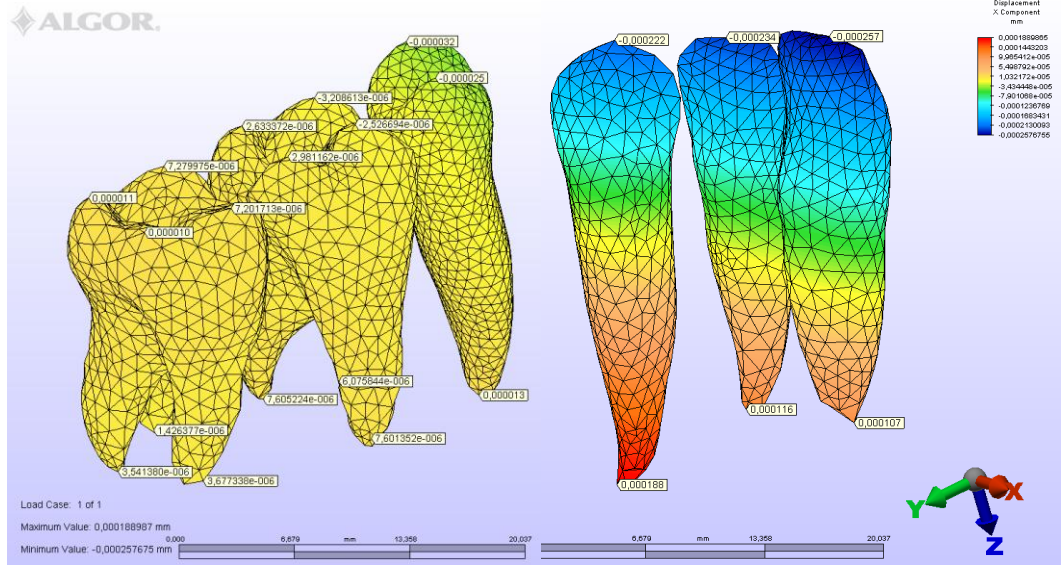
Şekil 37: Senaryo 1’de A vidasına ait kemik kesitinde görülen von Misses stres değerleri.

Dişler üzerindeki en yüksek von Misses stres değeri kanin dişte vestibul yüzeyde, kronun servikal 1/2’lik kısmı ile kökün 1/3 servikal kısmında 0.21 MPa değerinde bulundu, dişin insizal ve apikaline doğru perifere gittikçe bu değerin azaldığı gözlemlendi (Şekil 38).

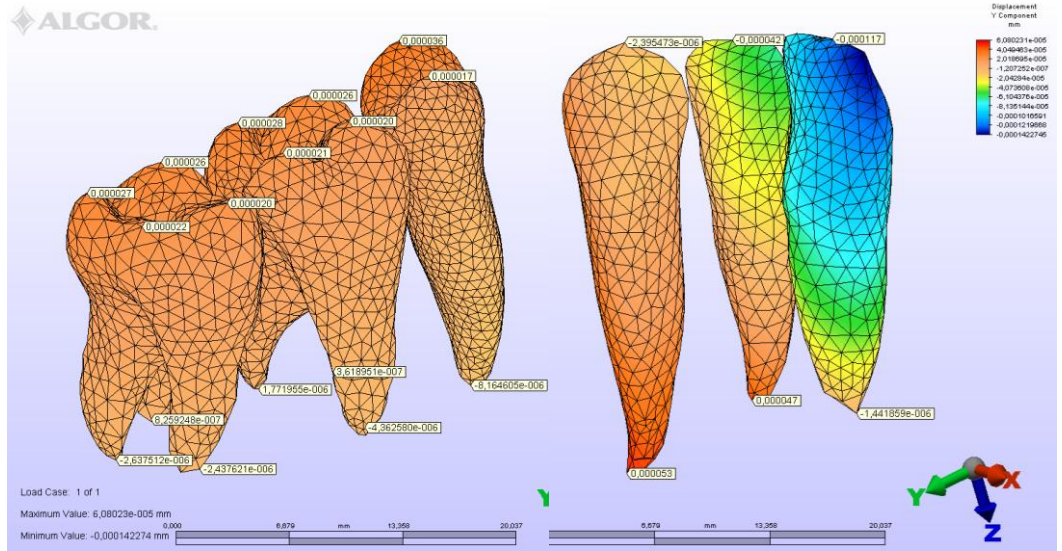


Şekil 38: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

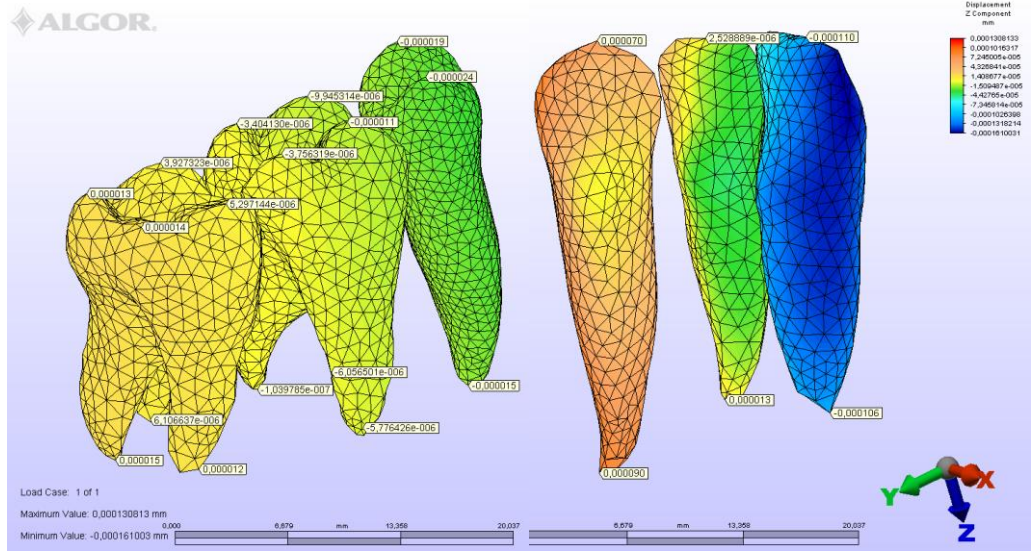
80



Şekil 40: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



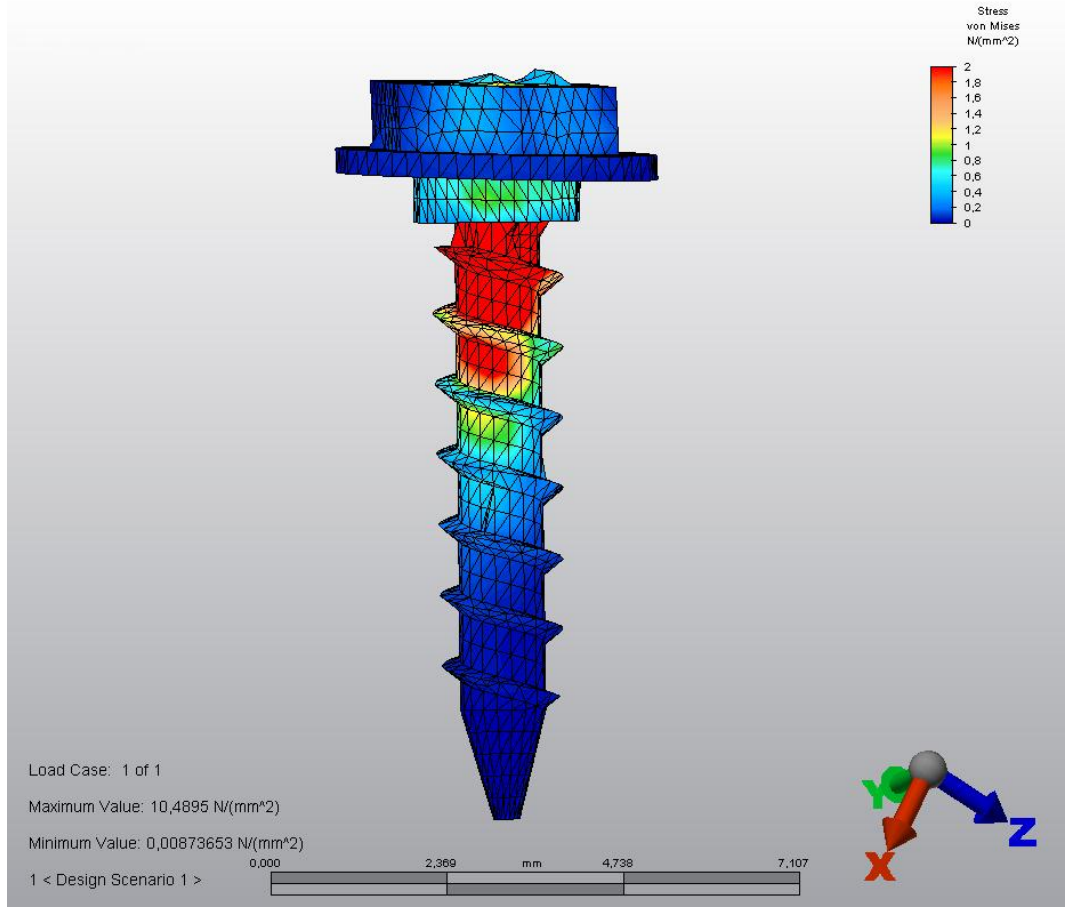
Şekil 41: Senaryo 1'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 42: Senaryo 1’de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.1.2. B Vidası Bulgular

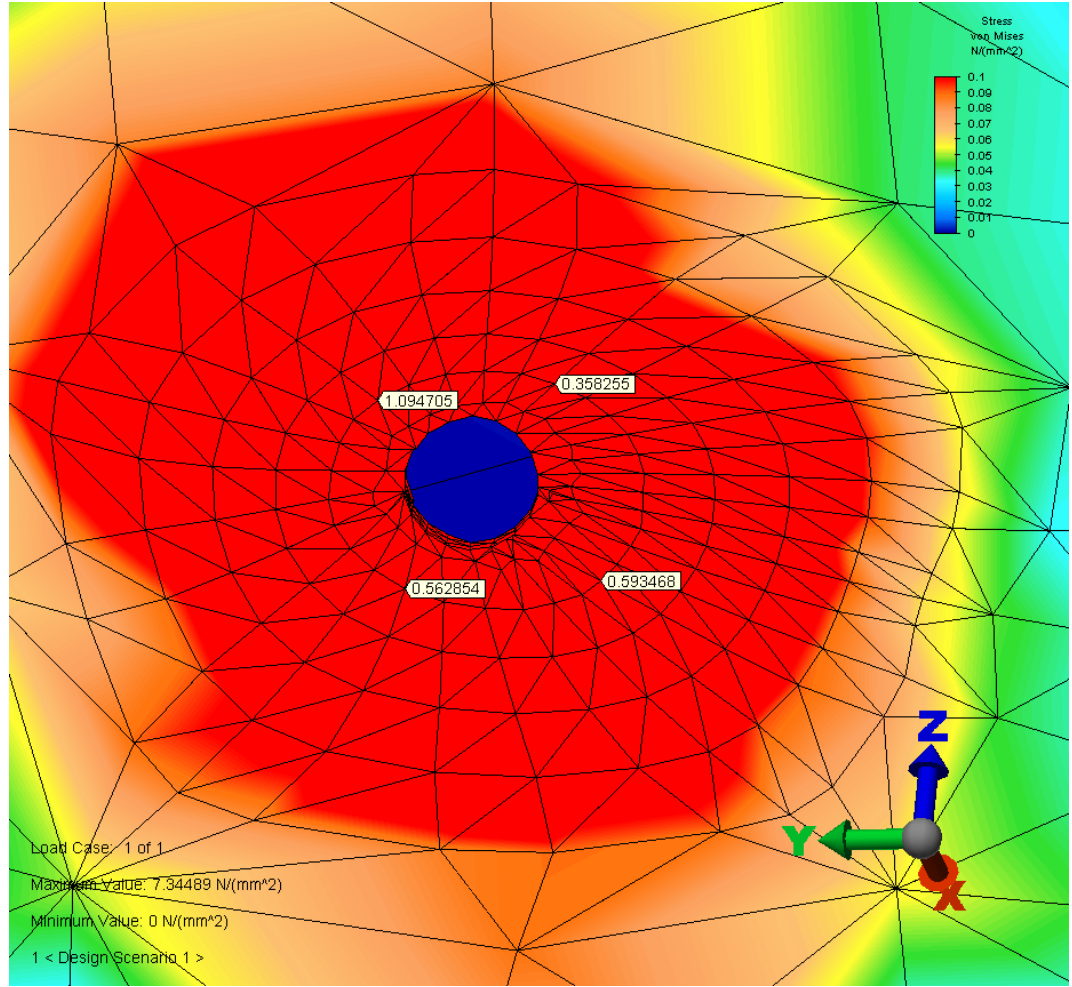
Vida üzerinde oluşan von Misses stres en fazla kortikal kemiğe karşılık gelen 1. yivde ve 10.48 MPa olarak ölçüldü, apikale doğru ikinci ve üçüncü yivlere gidildikçe oldukça azaldığı gözlemlendi (Şekil 43).



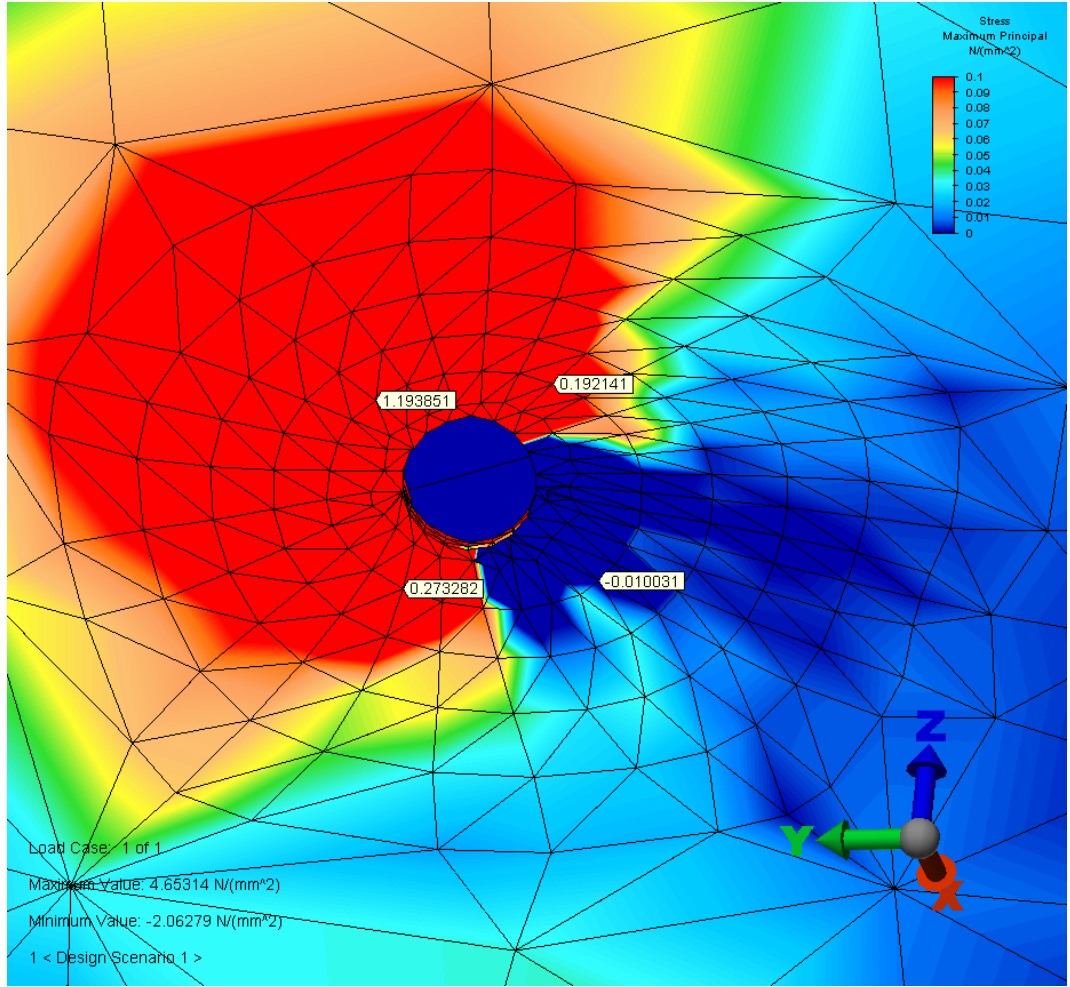
Şekil 43: Senaryo 1’de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde;

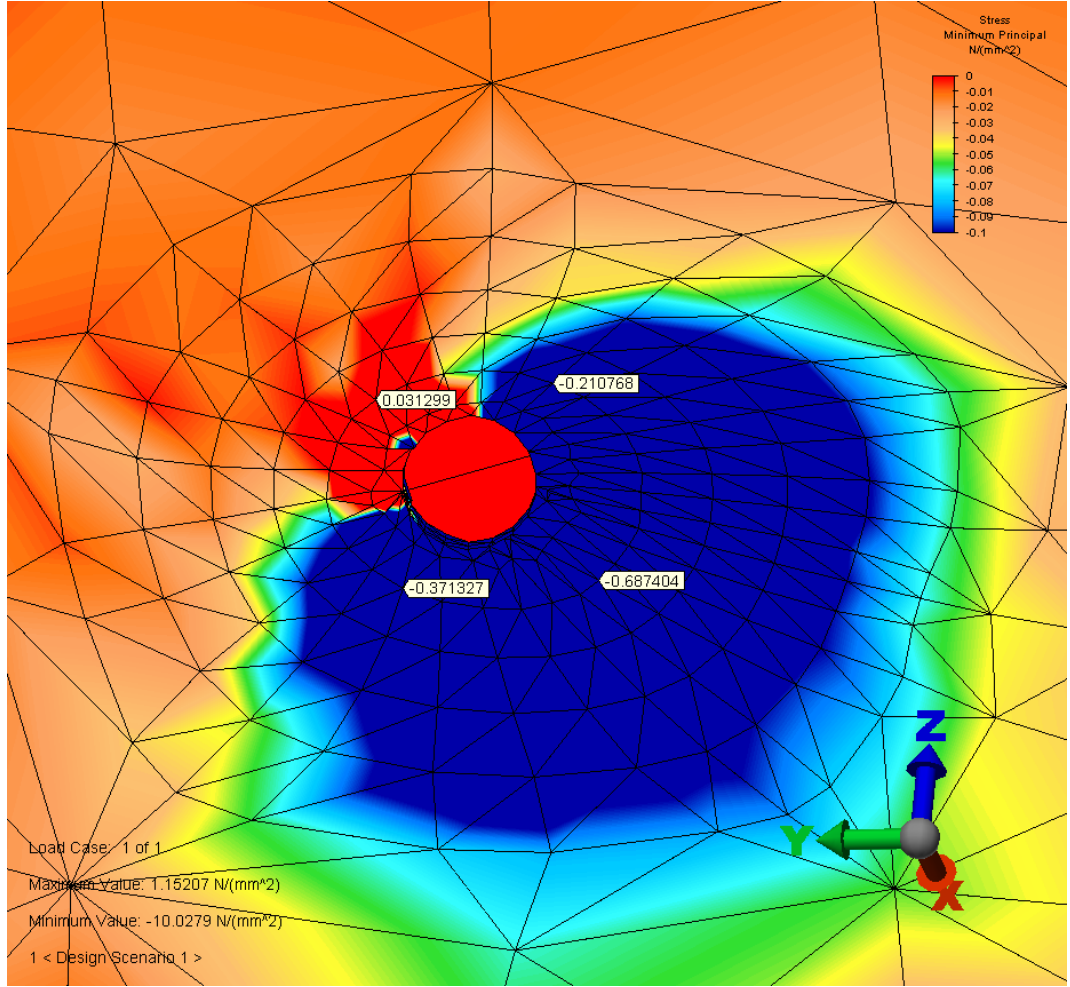
Kortikal kemikte; von Misses stres en fazla 7.34 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.59 MPa değeri alındı (Şekil 44); gerilme bölgesinde en yüksek maksimum asal stres 4.65 MPa olarak ölçüldü ve referans noktasından 1.19 MPa değeri elde edildi (Şekil 45); sıkışma bölgesinde en yüksek minimum asal stres -10.02 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.69 MPa (Şekil 46) değeri alındı. Tüm değerler periferie doğru ışınsal olarak azalma gösterdi.



Şekil 44: Senaryo 1'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

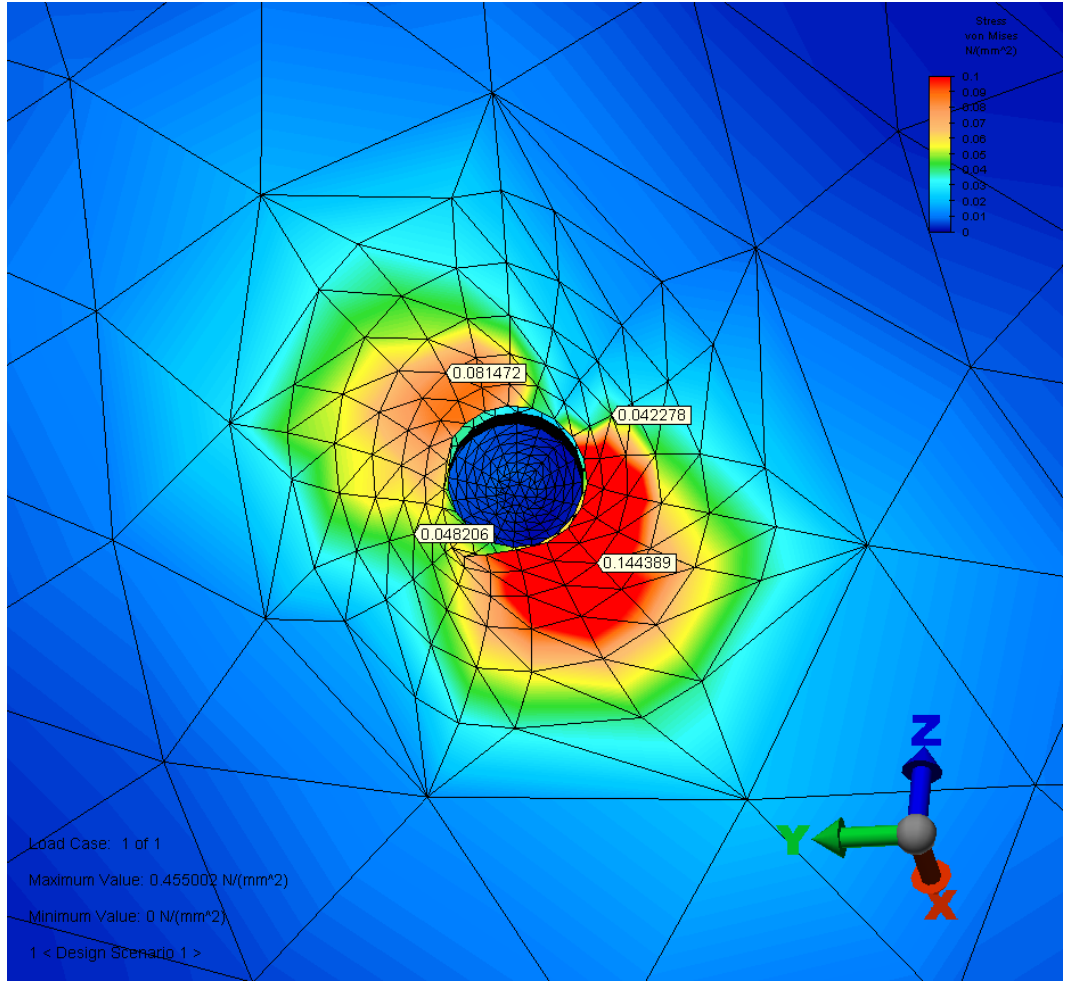


Şekil 45: Senaryo 1'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

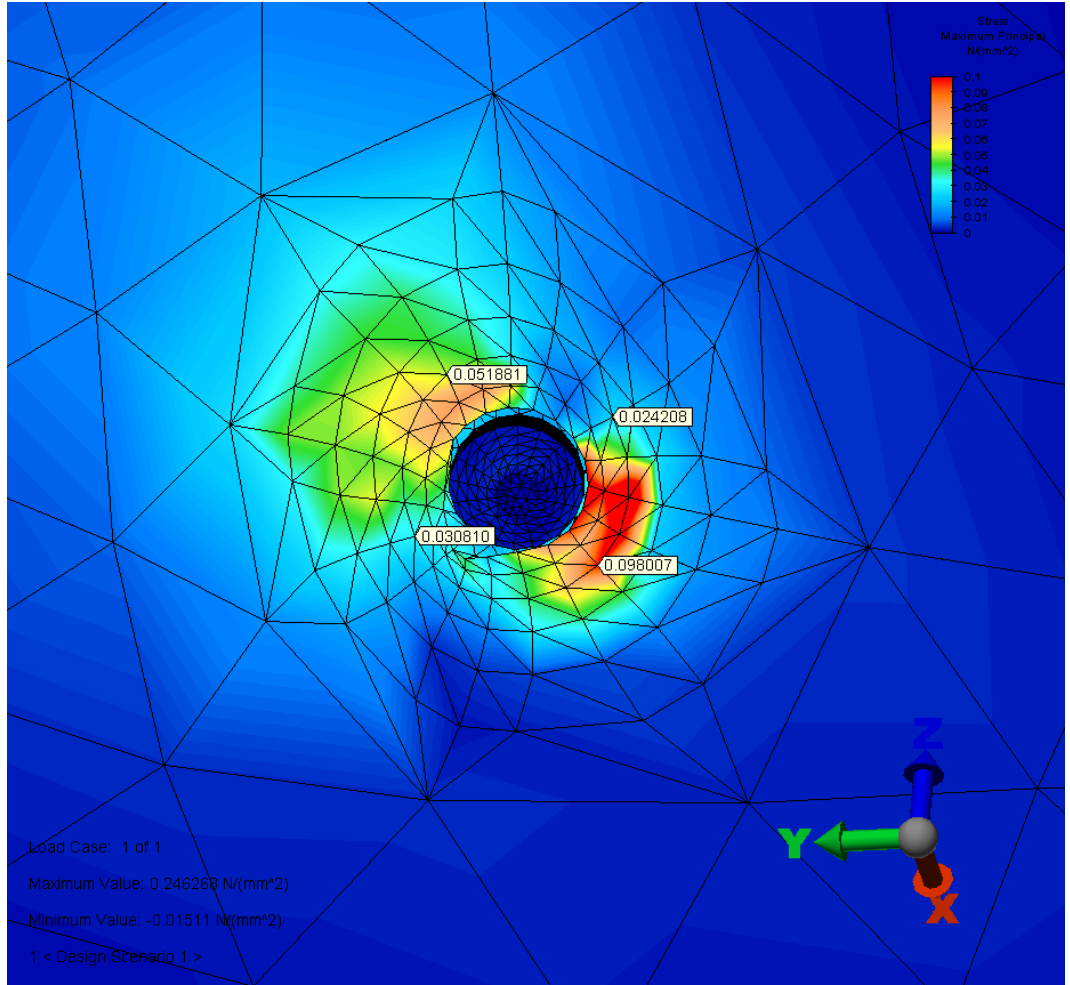


Şekil 46: Senaryo 1’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

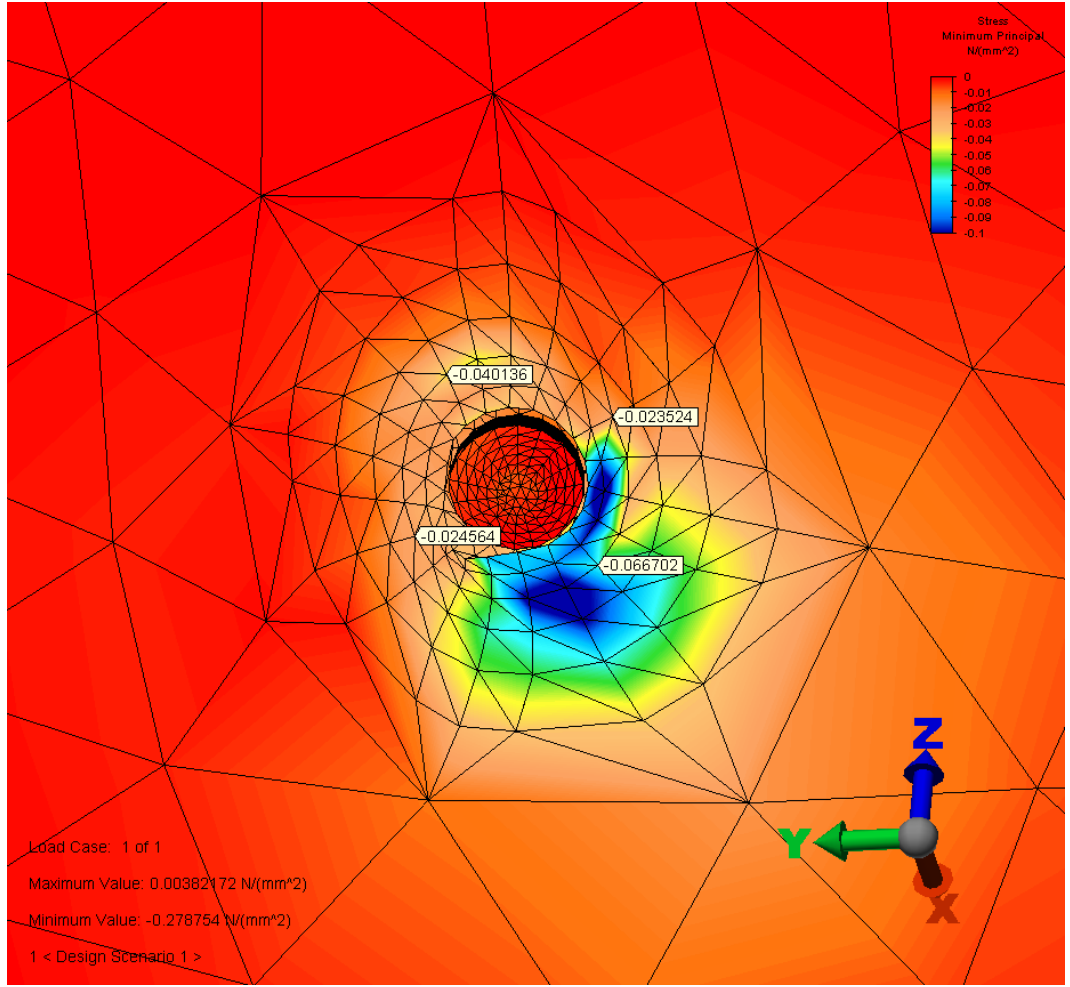
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.46 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.14 MPa değeri alındı (Şekil 47), en yüksek maksimum asal stres 0.25 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.05 MPa değeri alındı (Şekil 48) ve en yüksek minimum asal stres -0.28 MPa iken referans noktasından -0.07 MPa olarak ölçüldü (Şekil 49). Tüm bu değerlerin perifere doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi.



Şekil 47: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

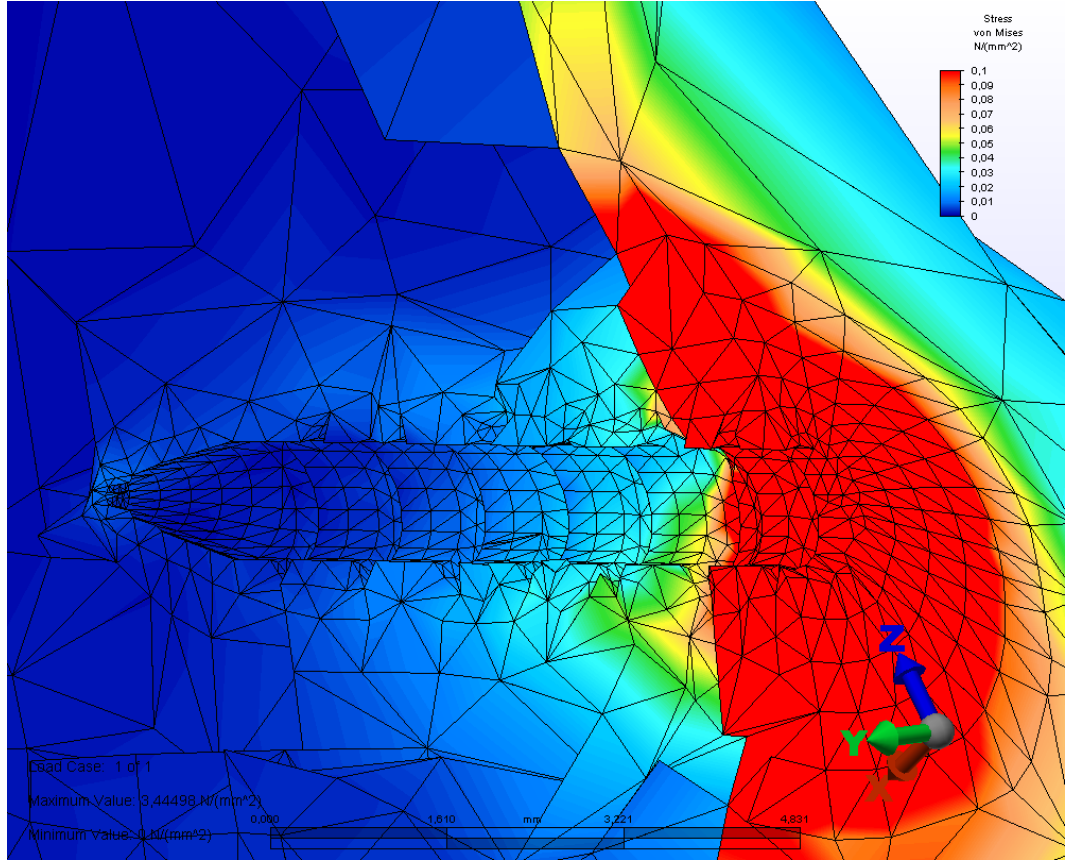


Şekil 48: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



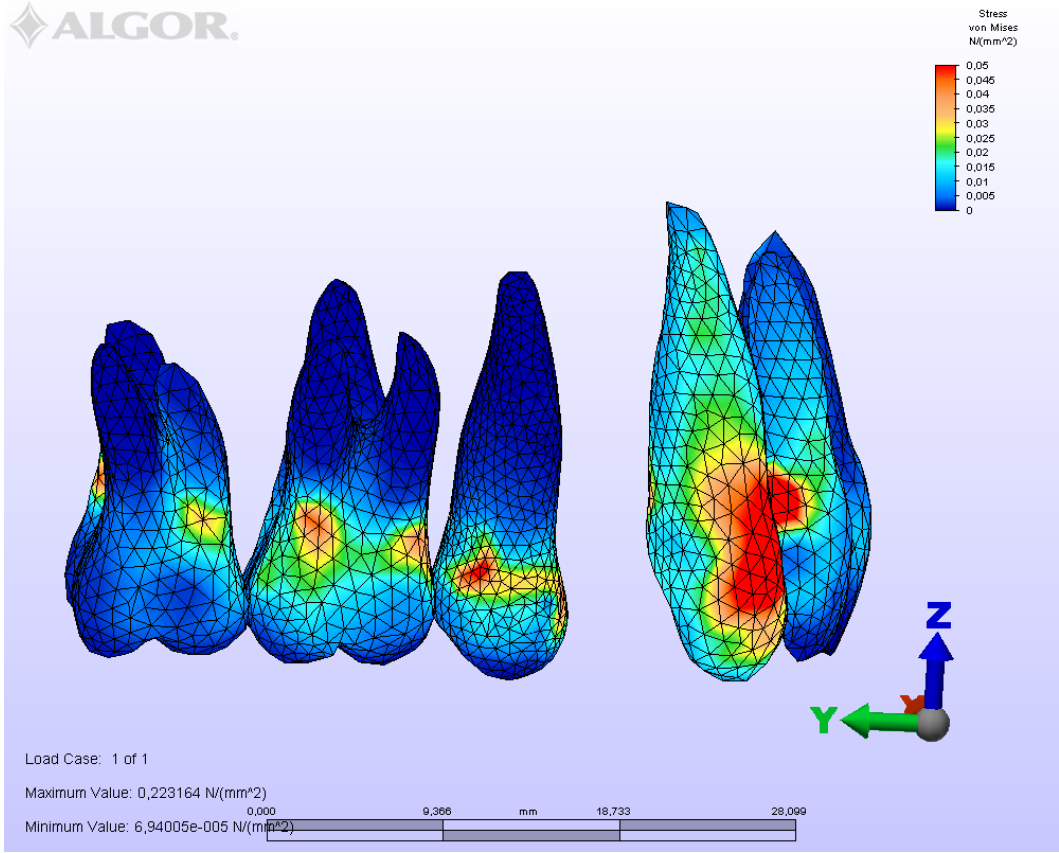
Şekil 49: Senaryo 1’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında, en yüksek von Misses stres vidanın 1. yivine karşılık gelen kortikal kemik yüzeyinde 3.44 MPa olarak ölçüldü ve apikale ve periferik doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 50).



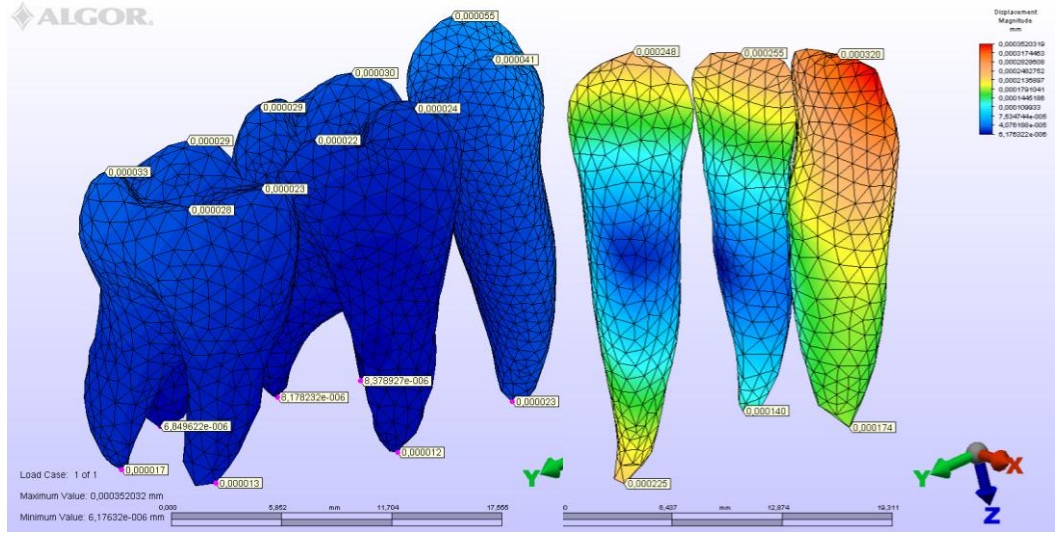
Şekil 50: Senaryo 1’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses stresler; kanin dişin vestibulo servikal kısmında, lateral dişin disto servikal kısmında, 2. premoların vestibul orta üçlüsünün distal kısmında, 1. molar dişin vestibul yüzünün mezial ve distal kısmında ve ikinci molar dişin palatinal kökünün disto servikal kısmında görülmektedir. En yüksek von Misses değeri kanin diş kronunun 1/2 ve kökünün 1/3 servikal kısmında vestibul yüzeyde 0.22 MPa olarak ölçüldü ve bu değerin periferie doğru azaldığı gözlemlendi (Şekil 51).

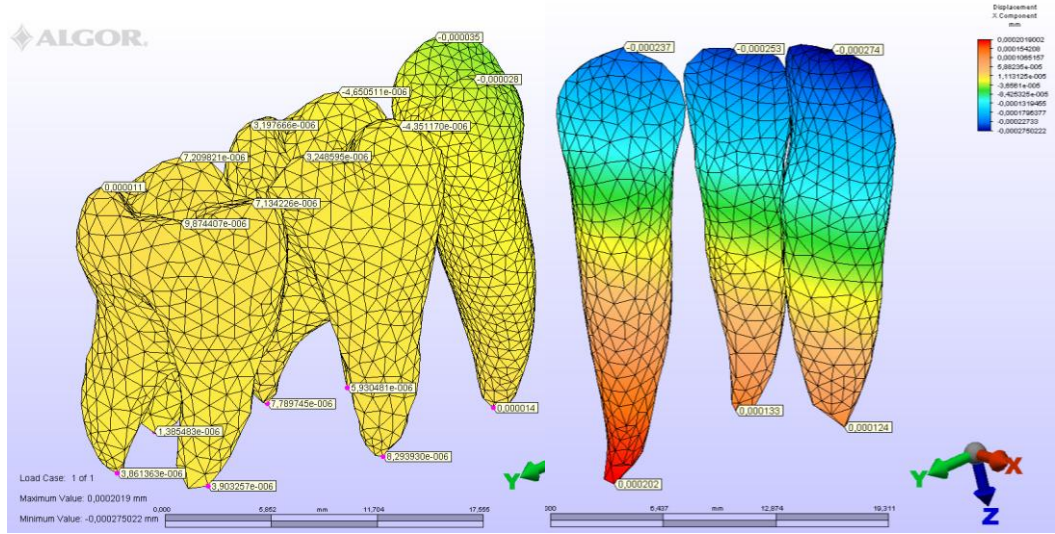


Şekil 51: Senaryo 1'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

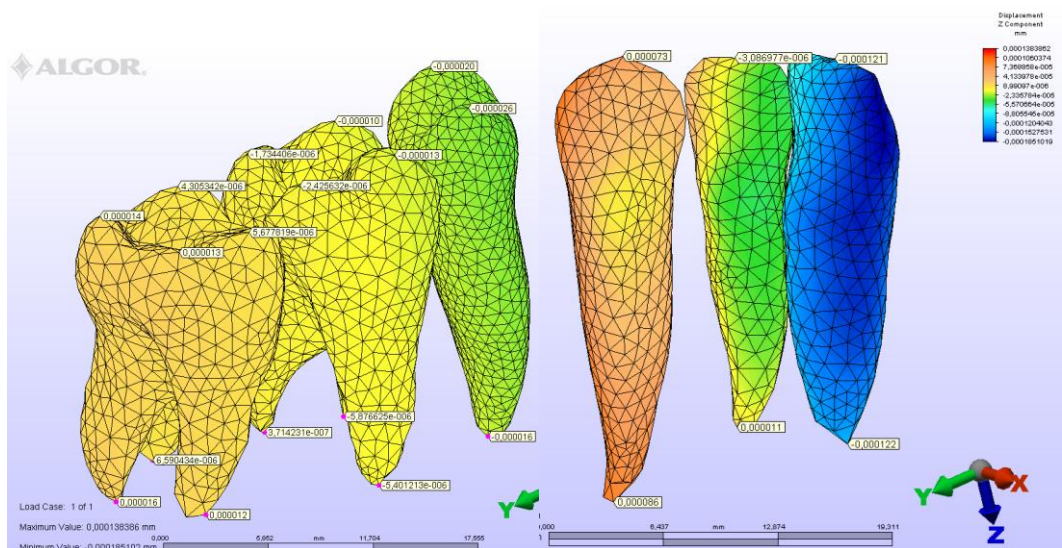
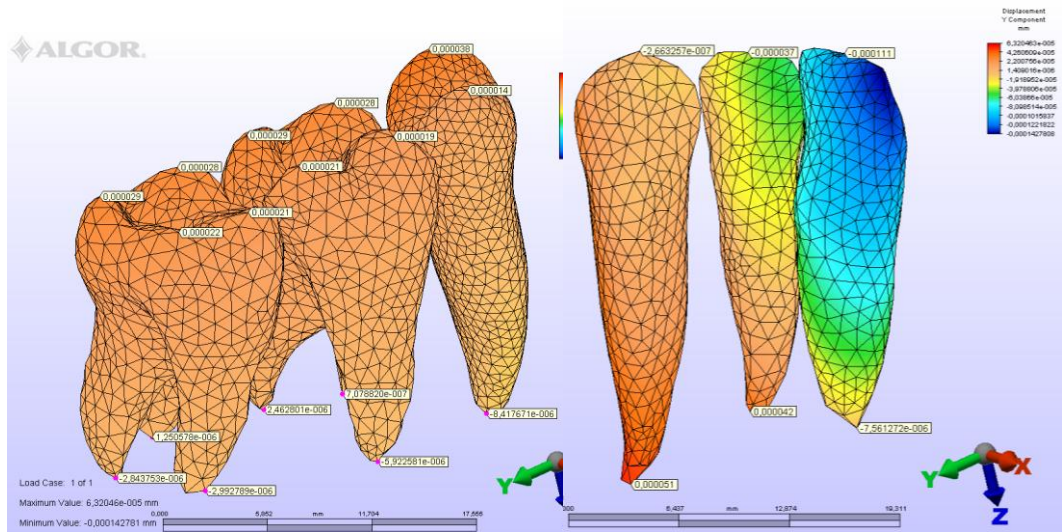
Senaryo 1 B vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme değerleri aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 52, Şekil 53, Şekil 54, Şekil 55).



Şekil 52: Senaryo 1'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.

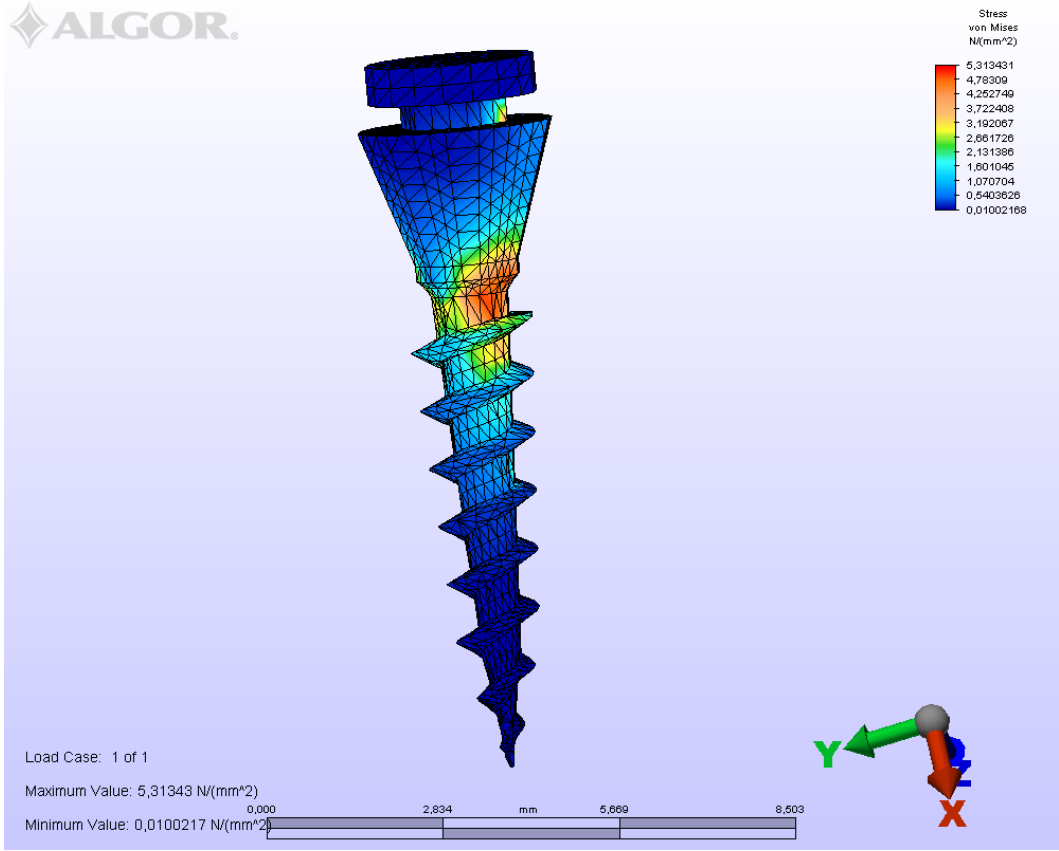


Şekil 53: Senaryo 1'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



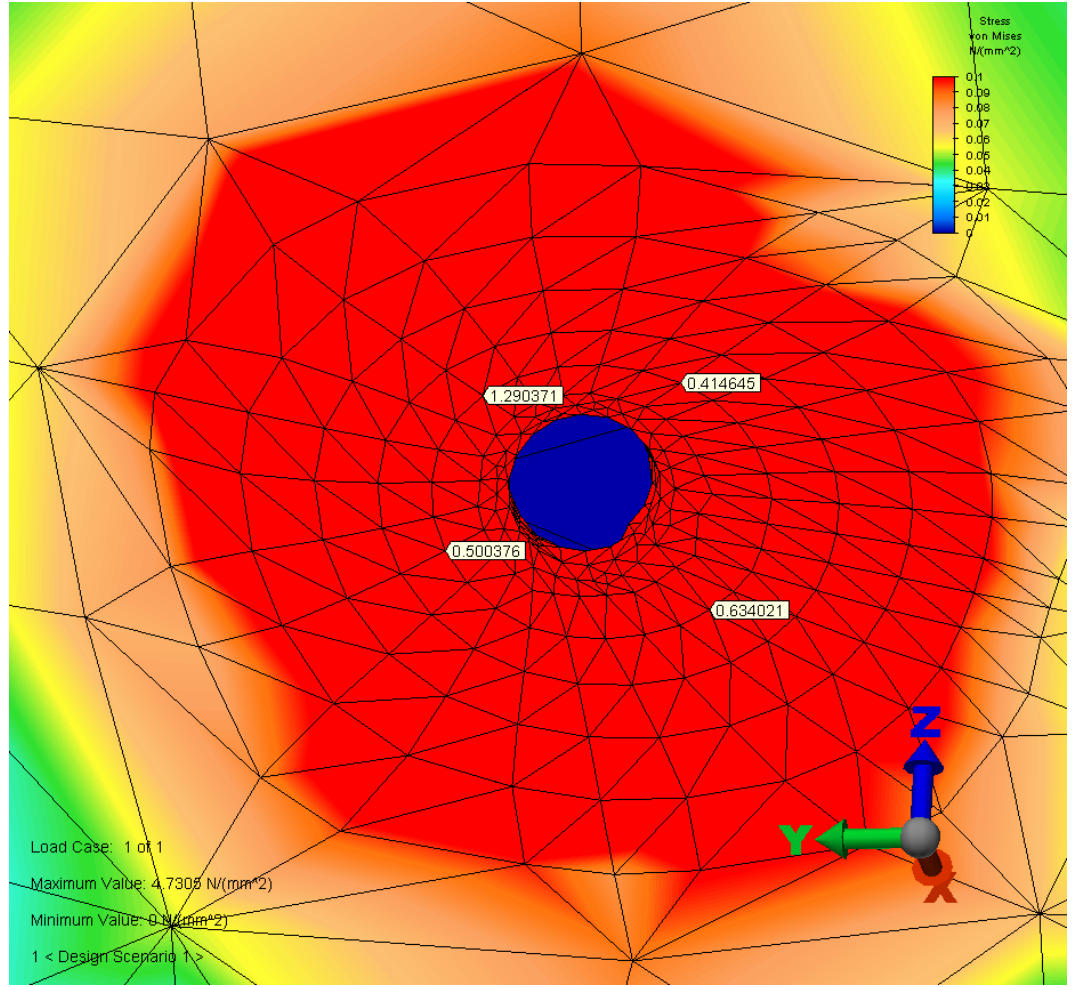
4.1.3. C Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Misses stres en fazla vida gövdesinin kortikal kemiğe komşu olan birinci yivinde 5.31 MPa olarak bulundu ve periferiye doğru azalma gösterdi (Şekil 56).

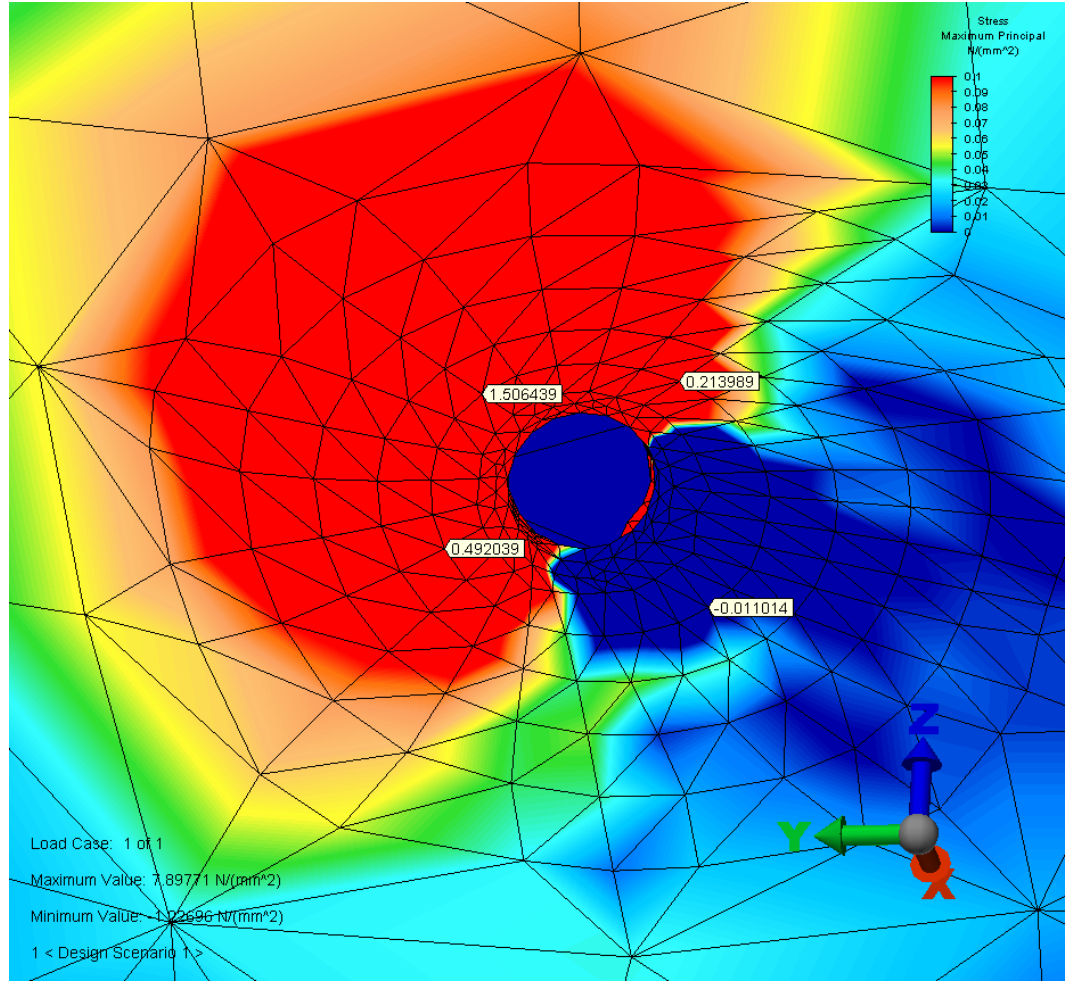


Şekil 56: Senaryo 1’de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

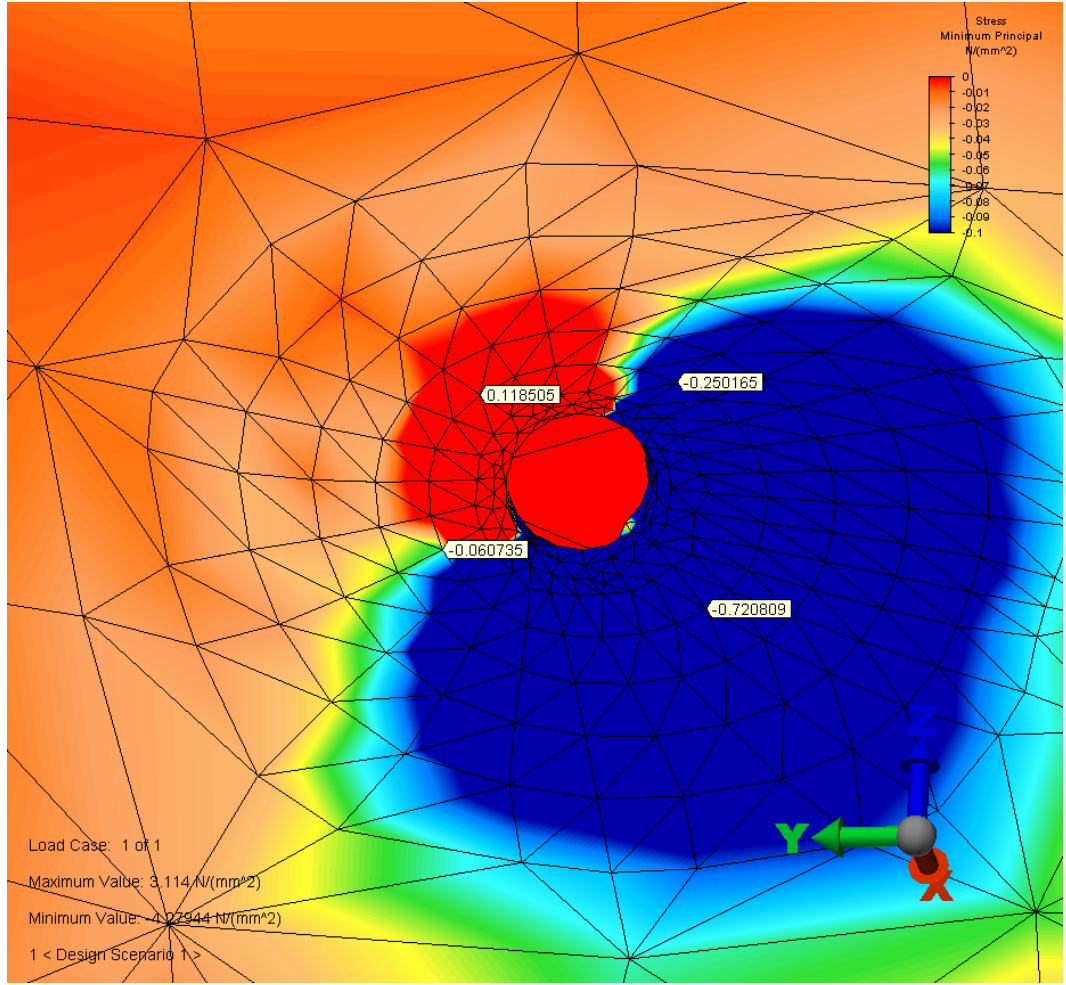
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; en yüksek von Misses stres 4.73 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.63 MPa değeri elde edildi (Şekil 57), en yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesindeki kemik yüzeyinde 7.90 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.51 MPa değeri elde edildi (Şekil 58) ve en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde -4.27 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.72 MPa (Şekil 59) değeri elde edildi. Tüm stres değerlerinin merkezden perifer doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi.



Şekil 57: Senaryo 1'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Mises stres değerleri

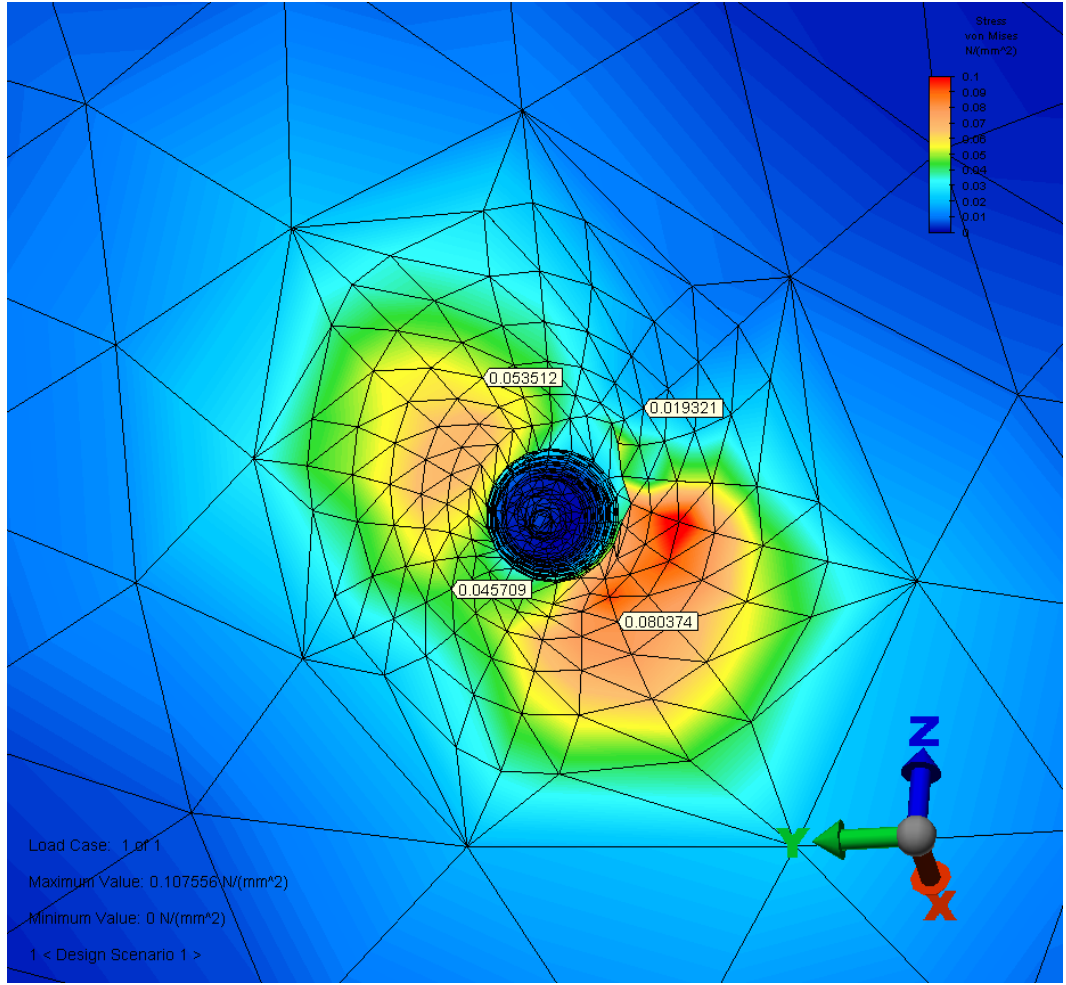


Şekil 58: Senaryo 1’de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

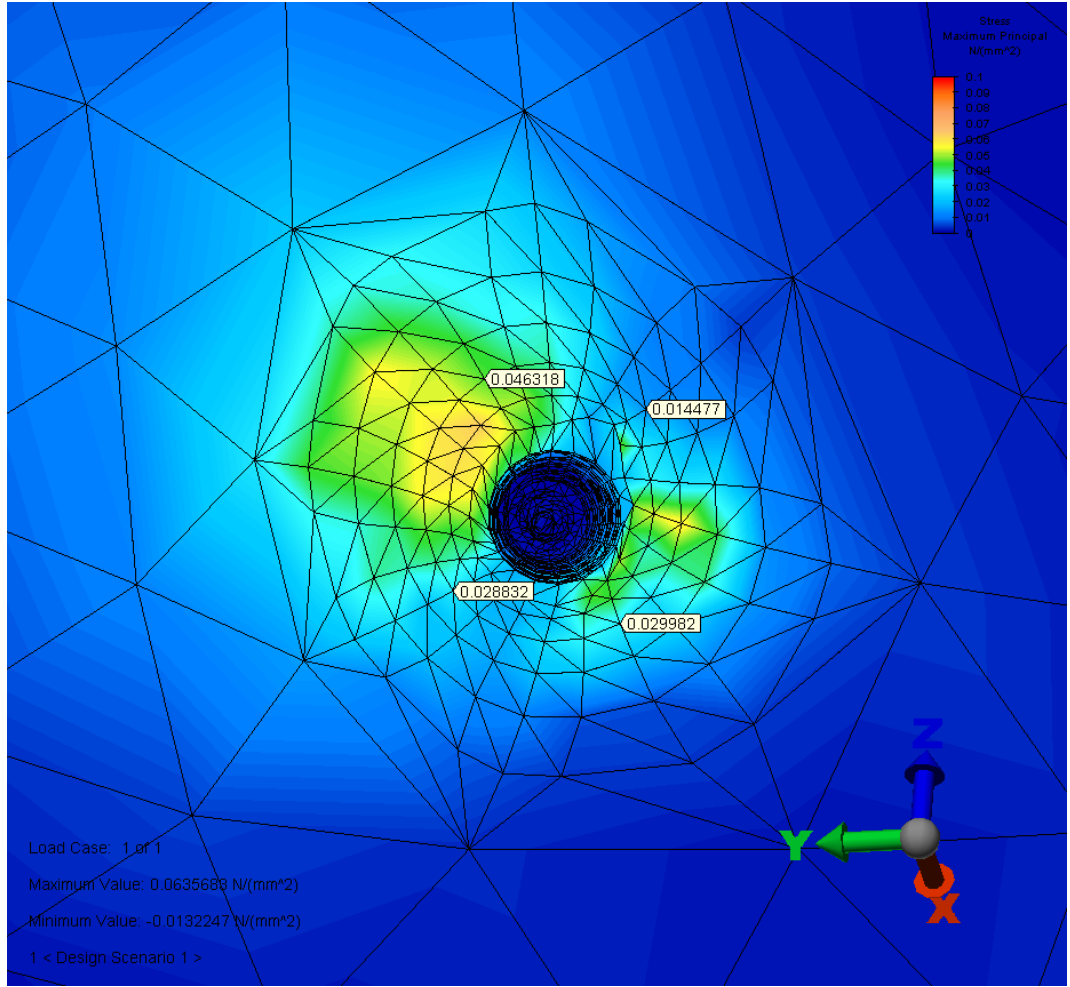


Şekil 59: Senaryo 1’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

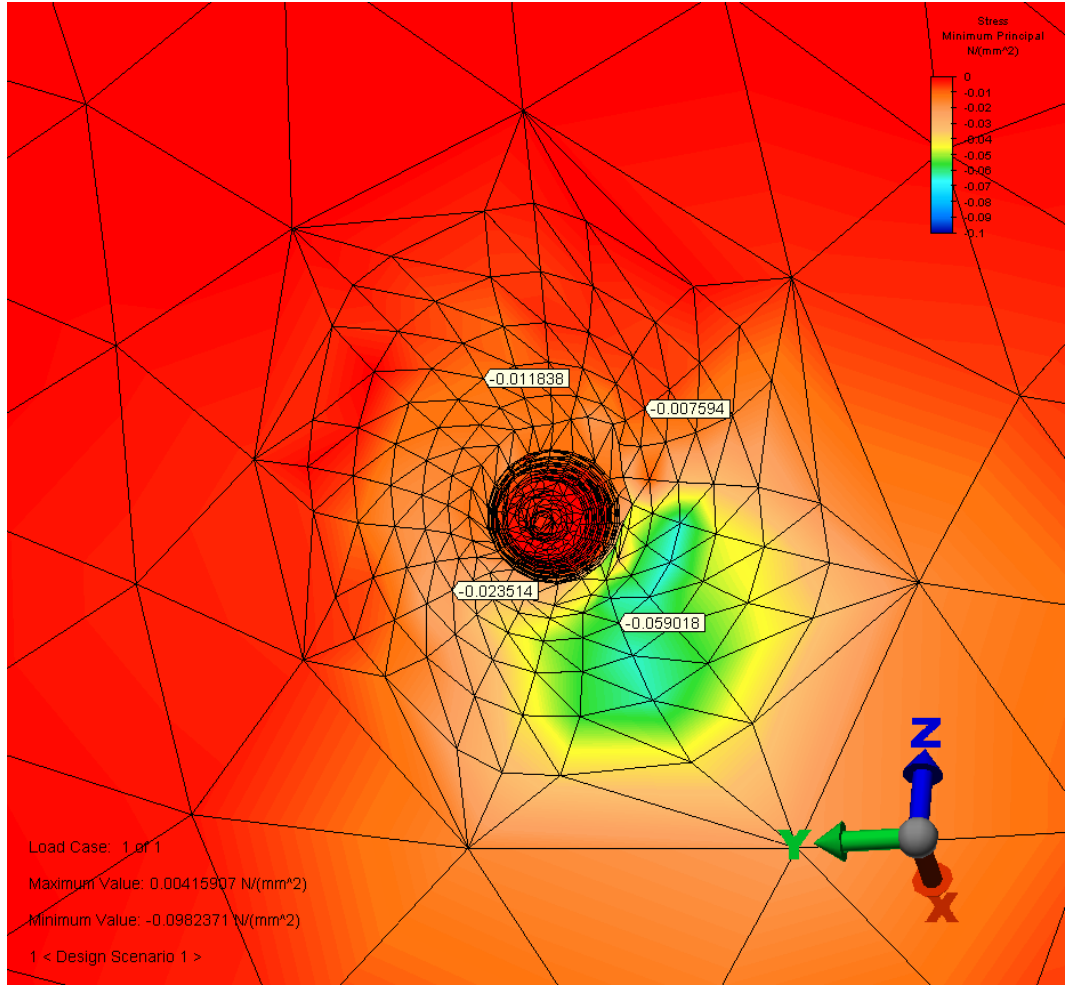
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.11 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.08 MPa değeri elde edildi (Şekil 60), en yüksek maksimum asal stres 0.06 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.05 MPa değeri elde edildi (Şekil 61) ve en yüksek minimum asal stres -0.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.06 MPa değeri elde edildi (Şekil 62). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 60: Senaryo 1'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

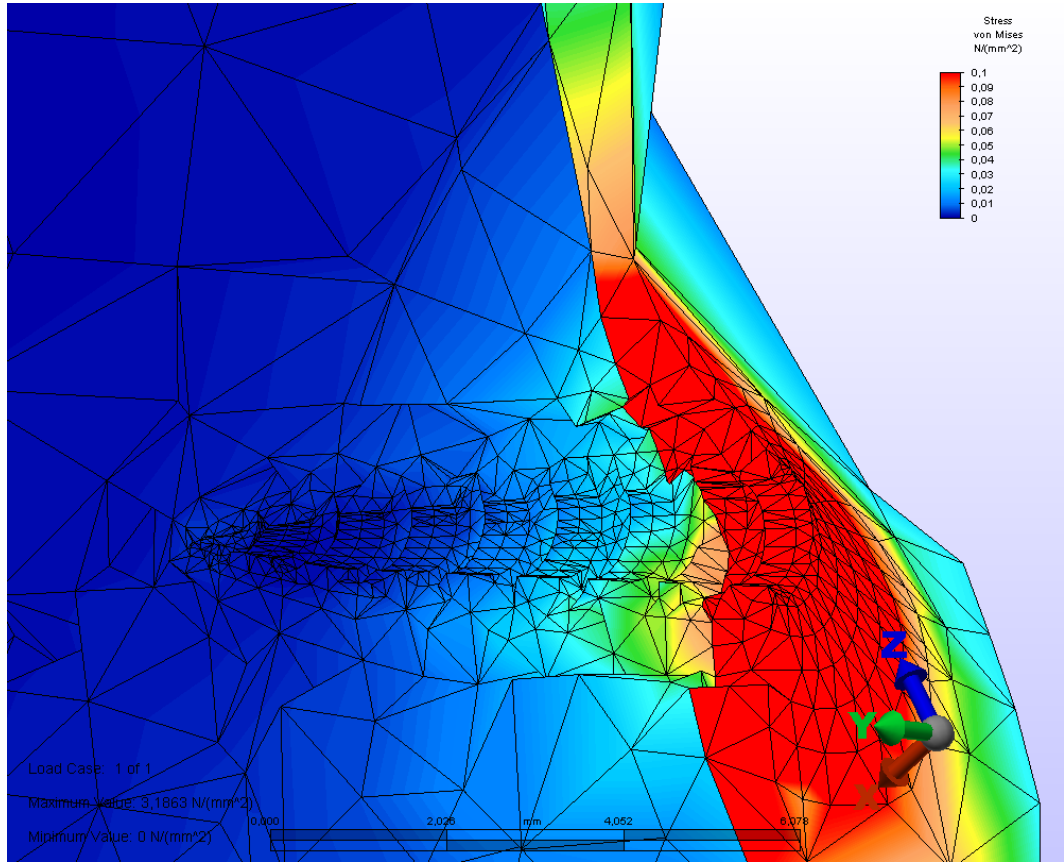


Şekil 61: Senaryo 1'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



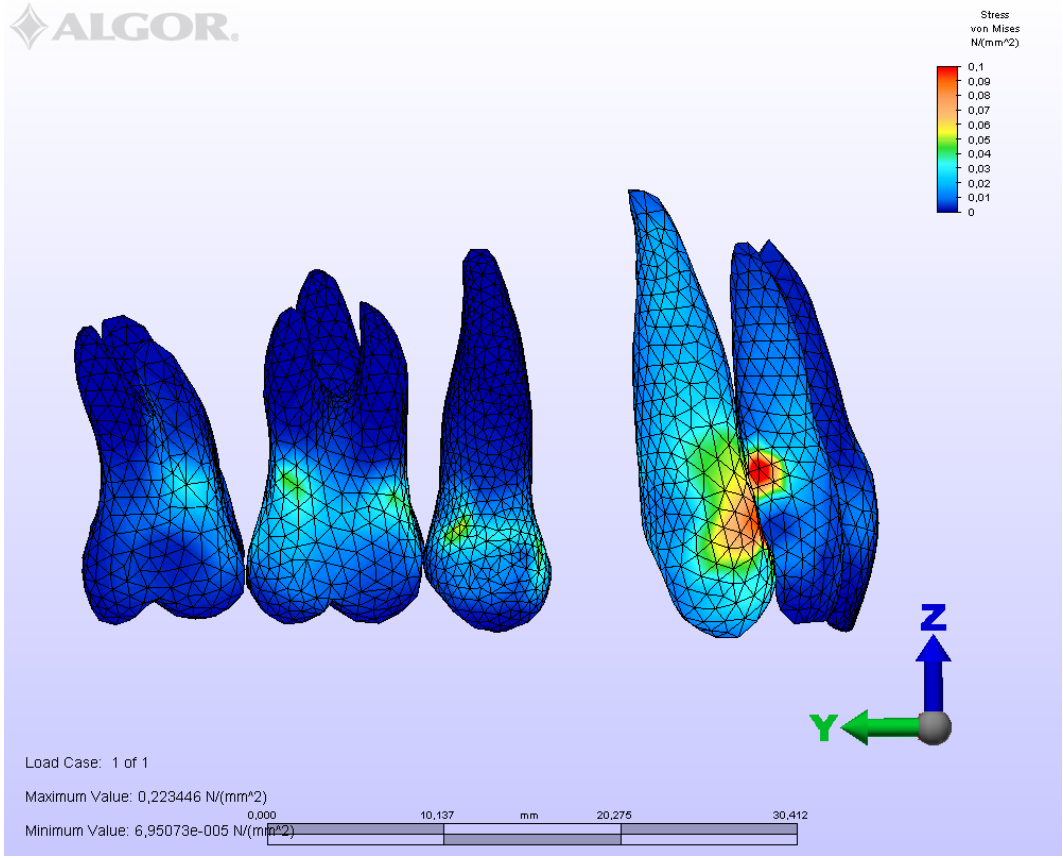
Şekil 62: Senaryo 1’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında; en yüksek von Misses stres değeri 3.18 MPa ile vidanın 1. yivi hizasına gelen kortikal kemik yüzeyinde görülürken perifere doğru azalmaktadır (Şekil 63).



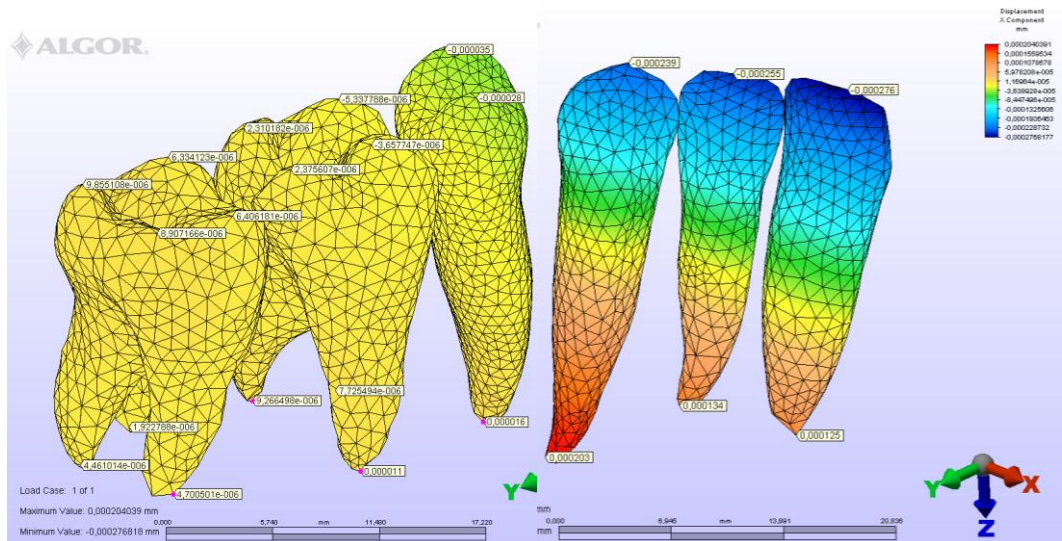
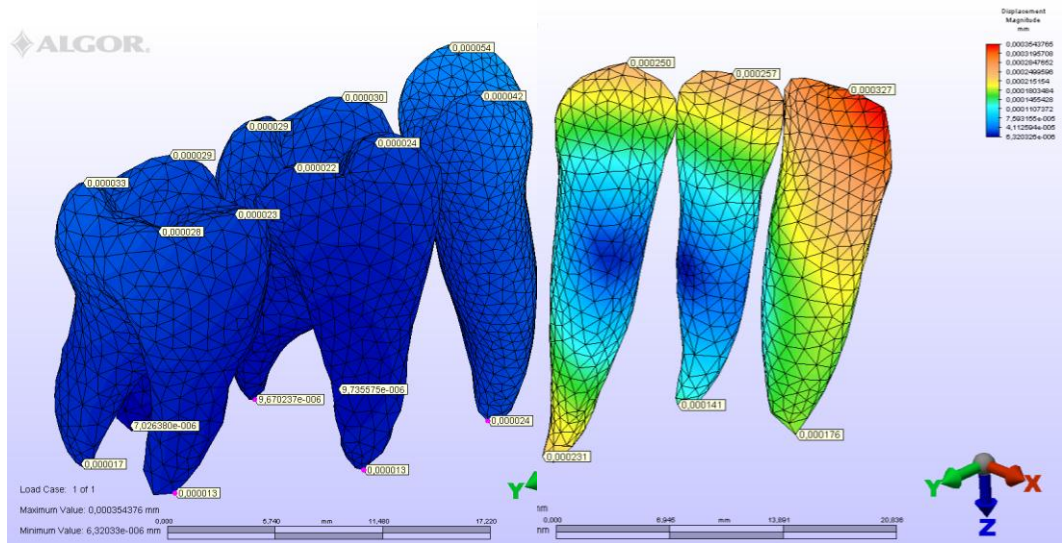
Şekil 63: Senaryo 1’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

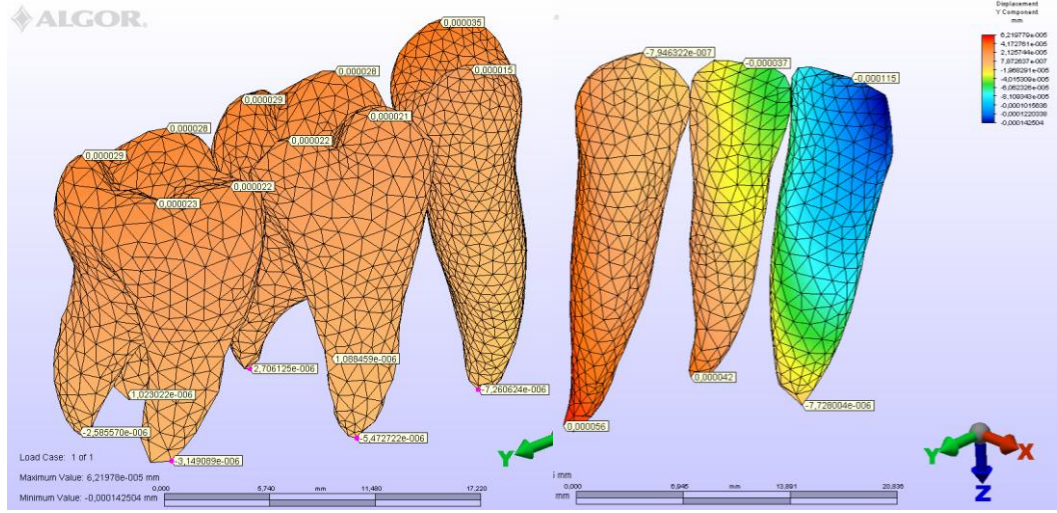
Dişler üzerindeki von Misses stres değeri kanin dişin kronunun 1/2 ve kökünün 1/3 servikal kısmında vestibul yüzeyde ve lateral dişin distoservikal kısmında ve en fazla 0.22 MPa olacak şekilde ölçüldü, periferie doğru gidildikçe bu değerlerde ışınsal olarak azalmalar görüldü (Şekil 64).



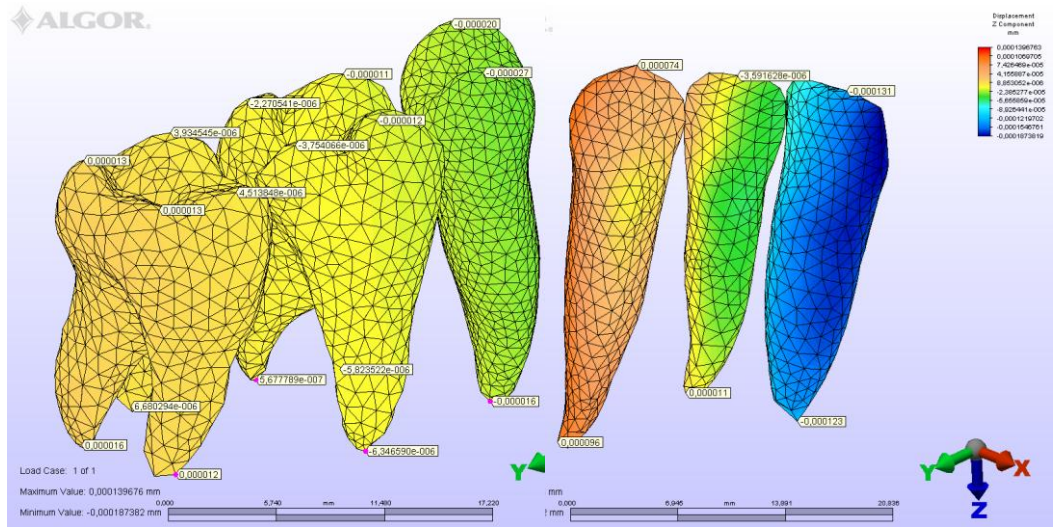
Şekil 64: Senaryo 1'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

Senaryo 1 C vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 65, Şekil 66, Şekil 67, Şekil 68).





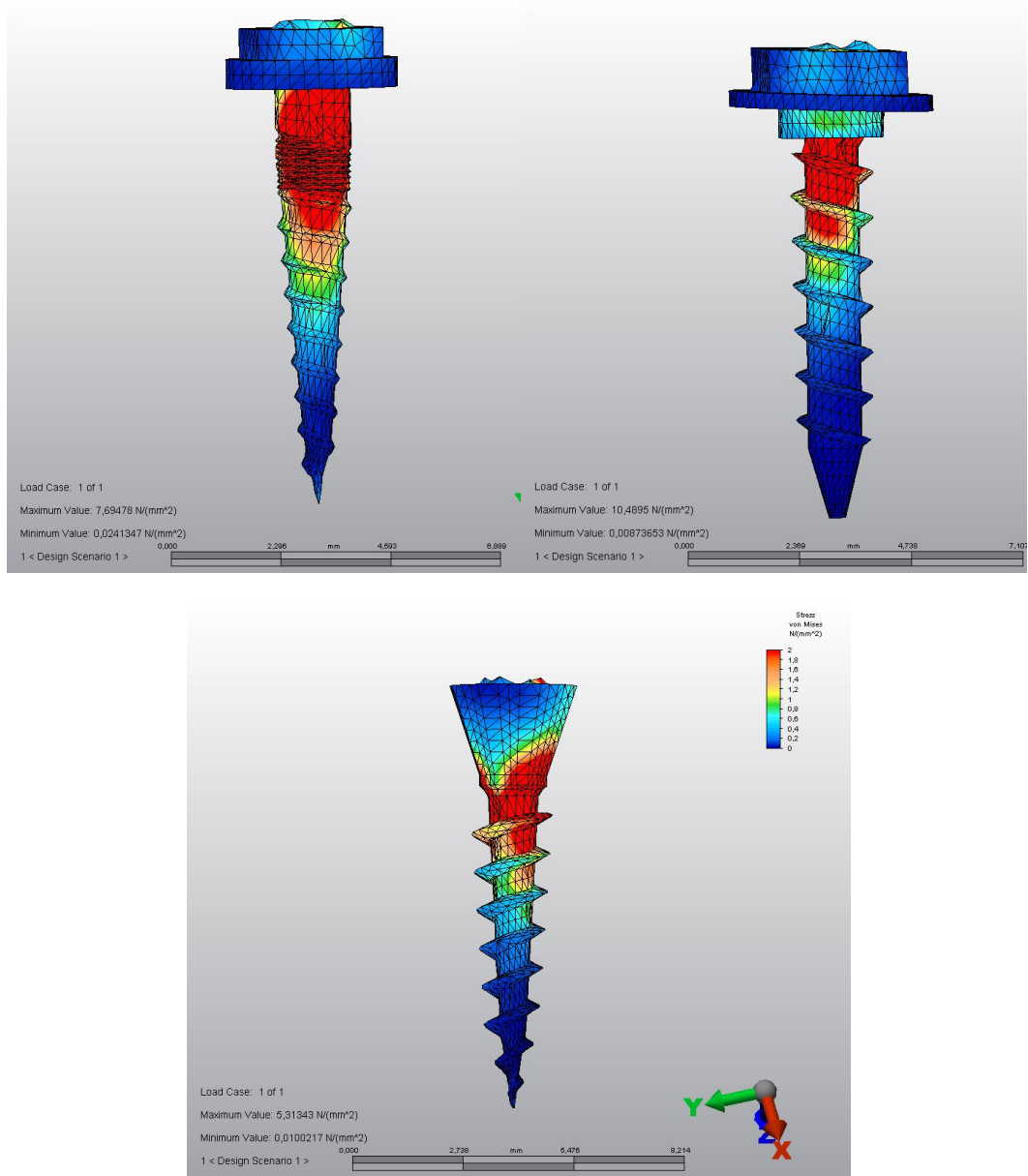
Şekil 67: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 68: Senaryo 1’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

Kanin distalizasyonunun amaçlandığı bu senaryoda diş yer değiştirme miktarlarına baktığımızda her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi biraz daha fazla olmakla beraber hemen hemen kök hareketiyle aynı miktarda yer değiştirme göstermektedir. Kanin diş tümüyle intrüze olmuş, kron vestibule ve meziale, kök palatinal ve distal yönde hareket etmiştir.

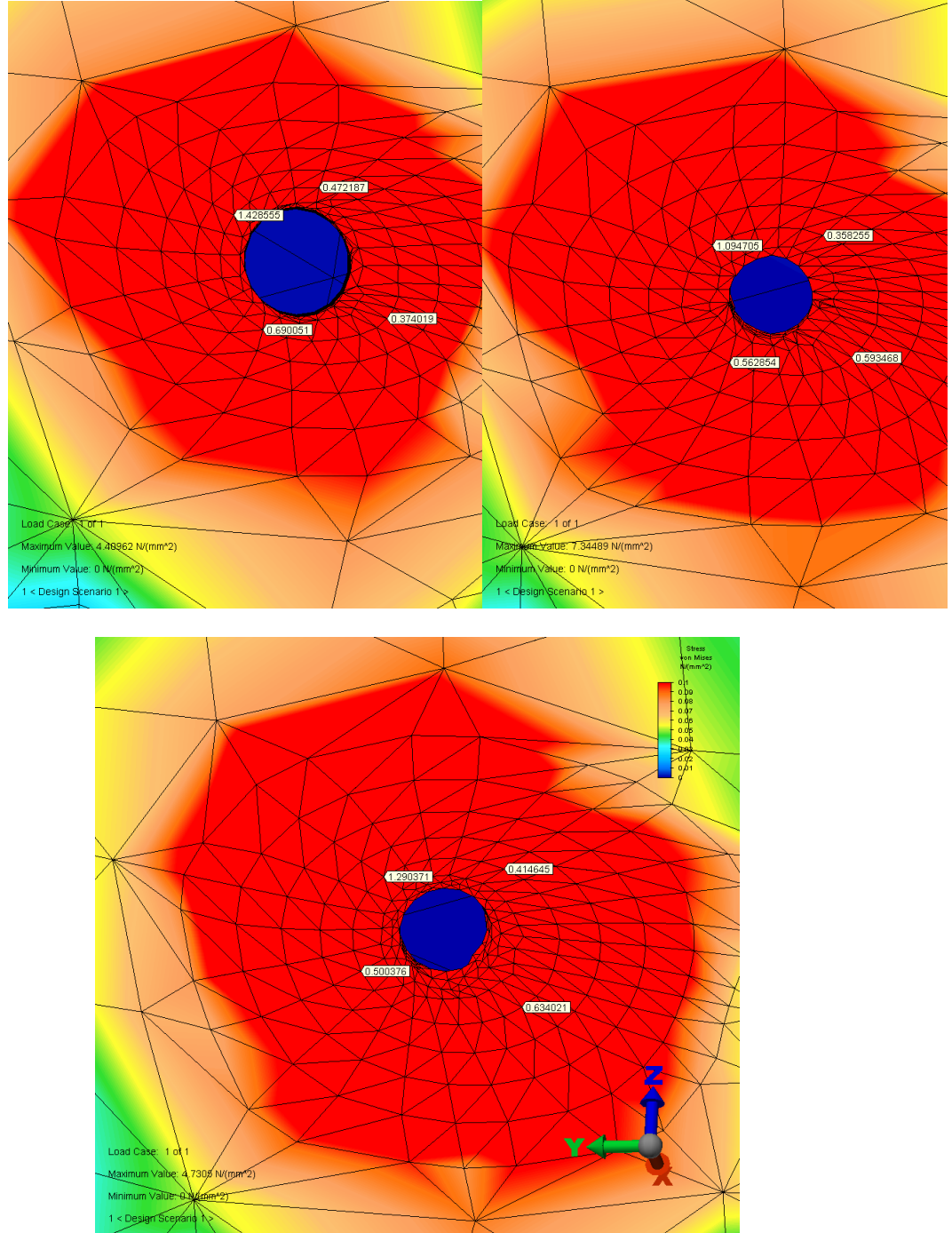
Senaryo 1 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri Şekil 69'da karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 69: Senaryo 1 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri

Senaryo 1 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri Şekil 70'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Kortikal kemik üzerinde en yüksek von Misses stres

0.63 MPa değeri ile C vidası uygulandığında, en düşük von Mises stres 0.37 MPa ile A vidası uygulandığında elde edilmiştir.



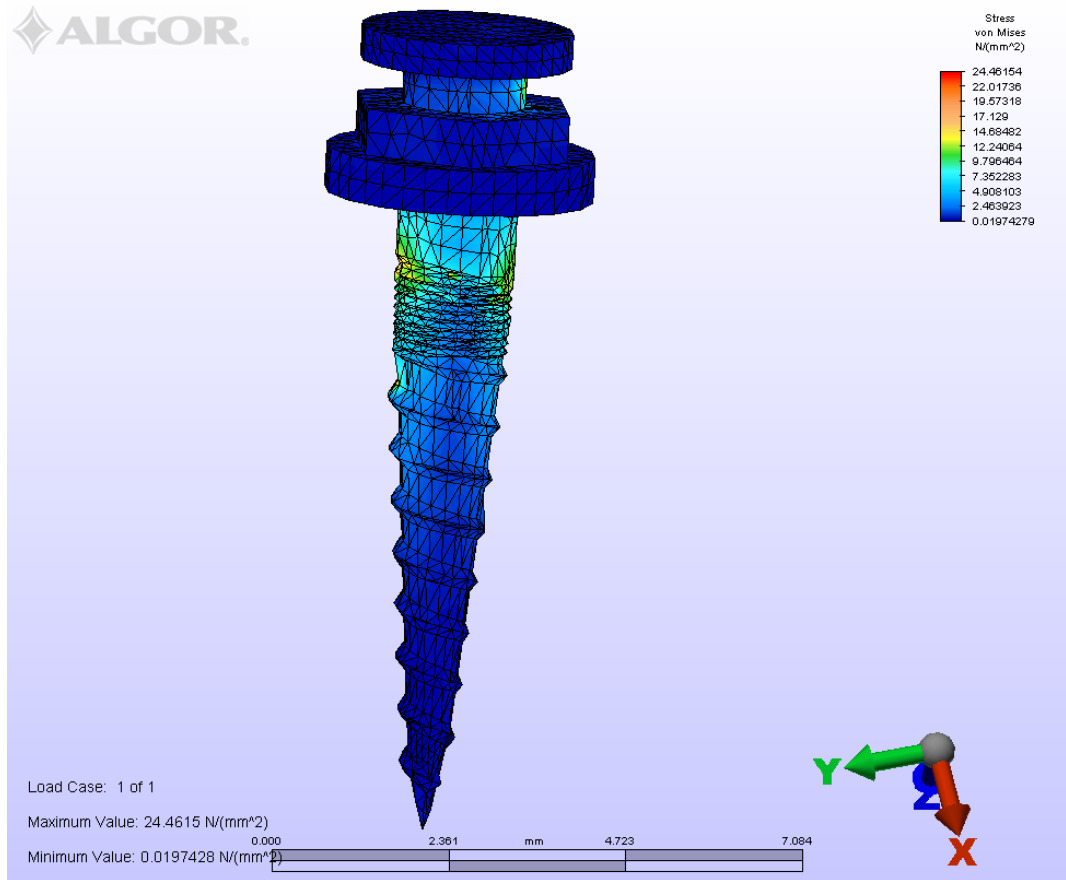
Şekil 70: Senaryo 1 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Mises stres değerleri

4.2. Senaryo 2 Bulgular

Molar distalizasyonunun ark boyunca yapıldığı bu senaryoda vida üzerinde, kortikal kemikte ve süngerimsi kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Kemikler üzerinde oluşan stres sıralaması merkeze eşit uzaklıktaki referans noktalardan alınan değerlere göre yapılmıştır.

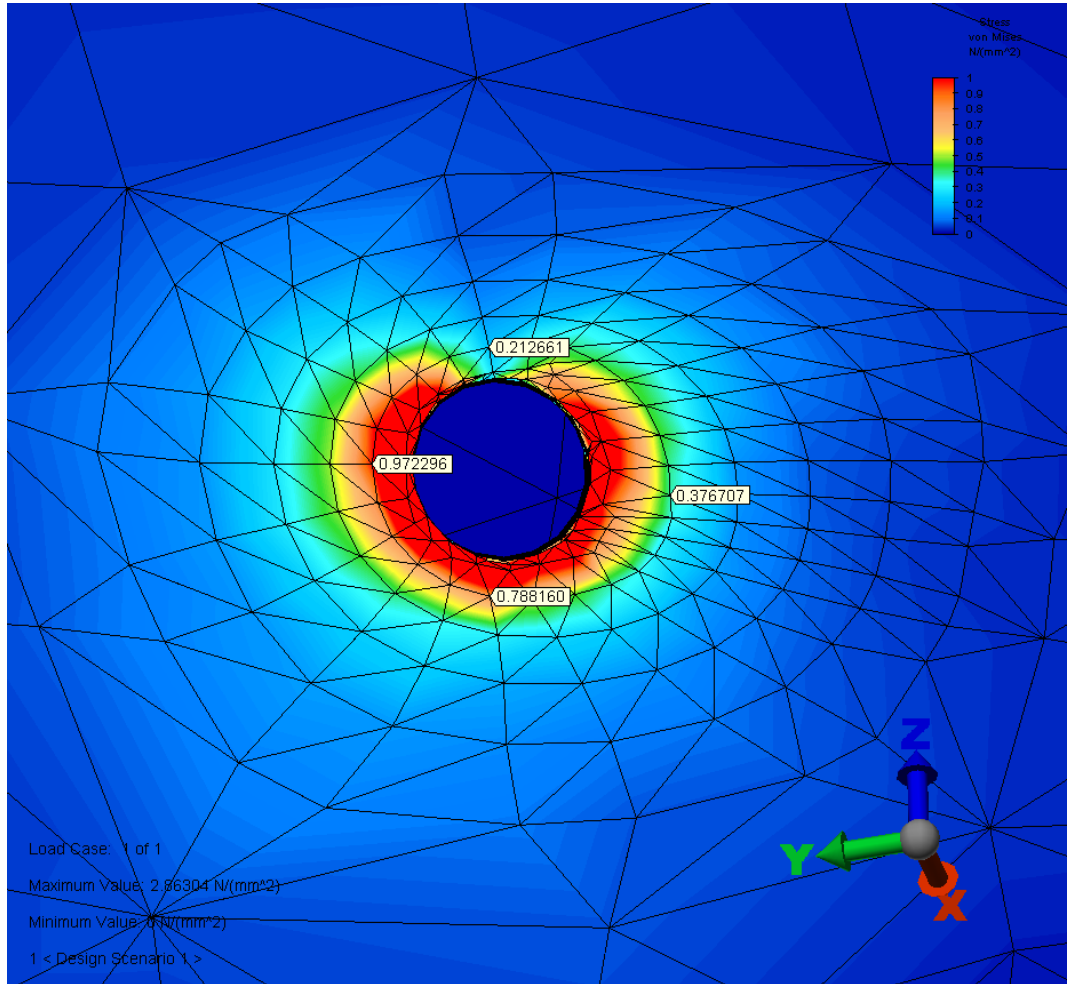
4.2.1. A Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Misses stres 24.46 MPa ile vidanın ilk yivleri üzerinde görüldü, perifere gidildikçe stres değeri azaldı (Şekil 71).

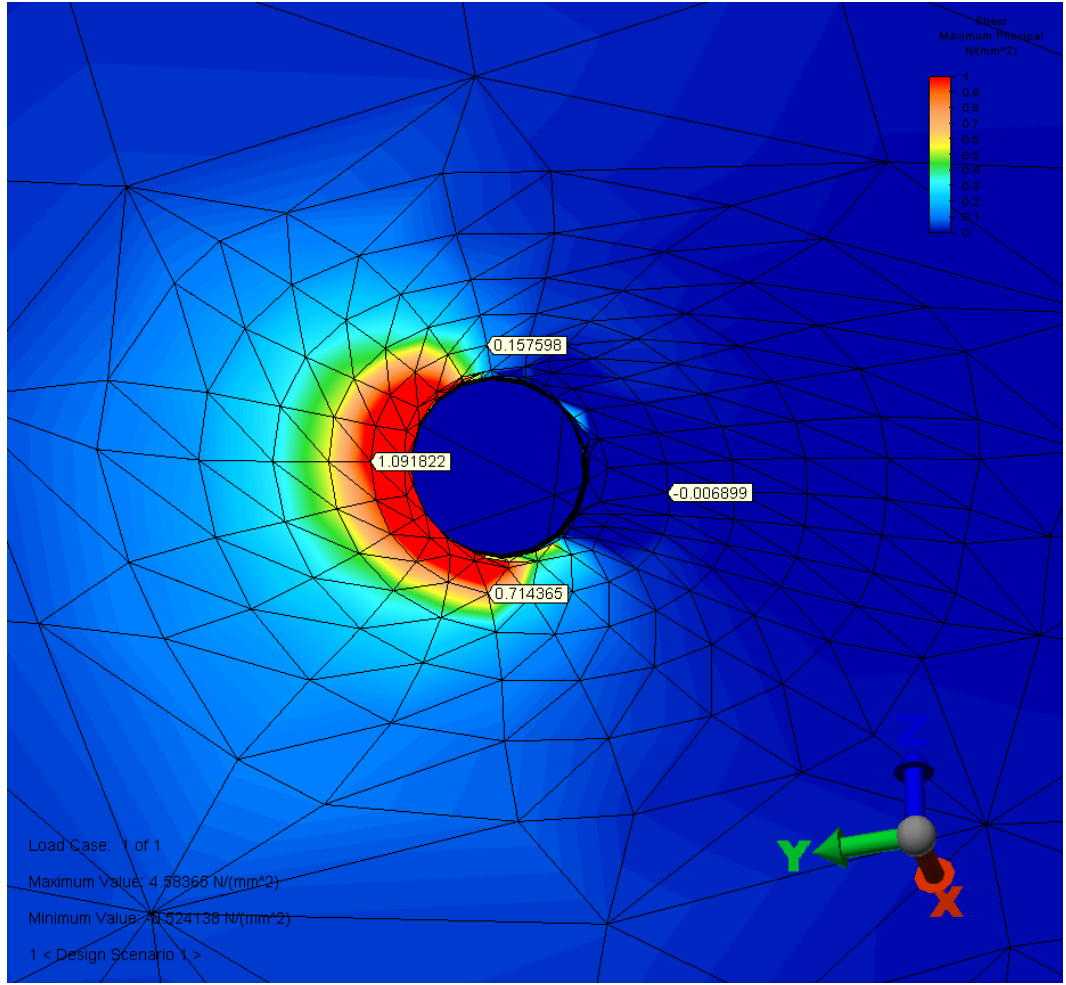


Şekil 71: Senaryo 2’de A vidası üzerinde oluşan von Misses stres değerleri

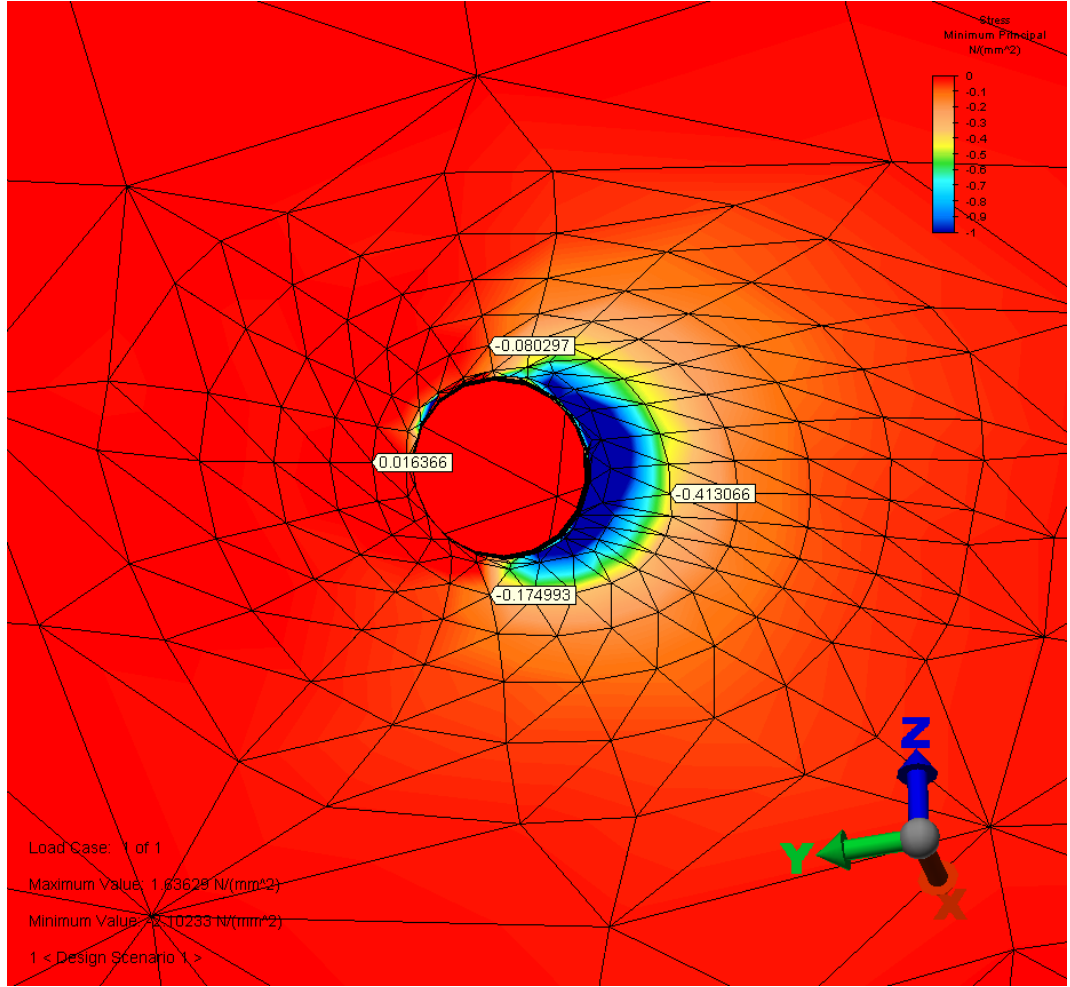
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; en yüksek von Misses stres 2.86 MPa ölçüldü, referans noktasında 0.38 MPa değeri elde edildi (Şekil 72), en yüksek maksimum asal stres 4.58 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 1.09 MPa değeri elde edildi (Şekil 73), en yüksek minimum asal stres -2.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.41 MPa değeri elde edildi (Şekil 74). Tüm streslerin merkezden periferie doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi.



Şekil 72: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

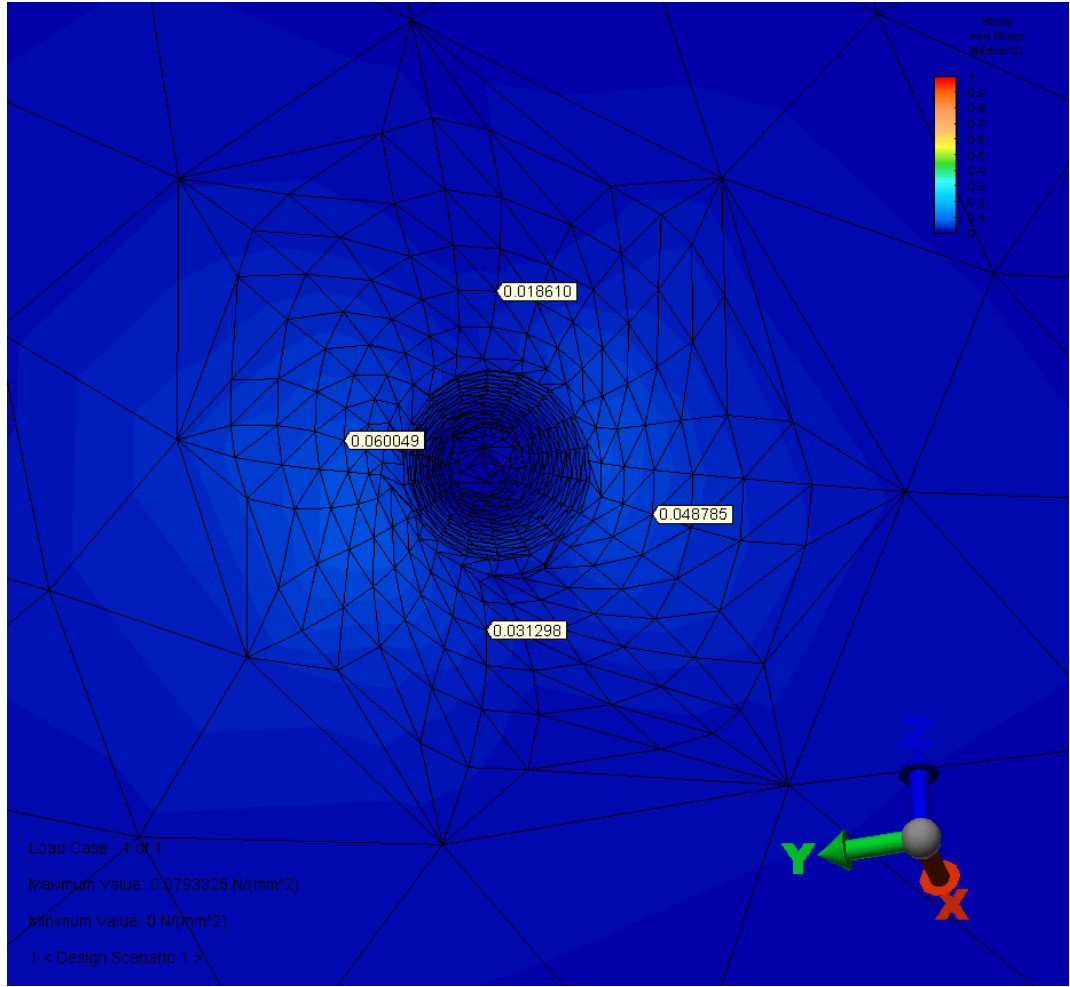


Şekil 73: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

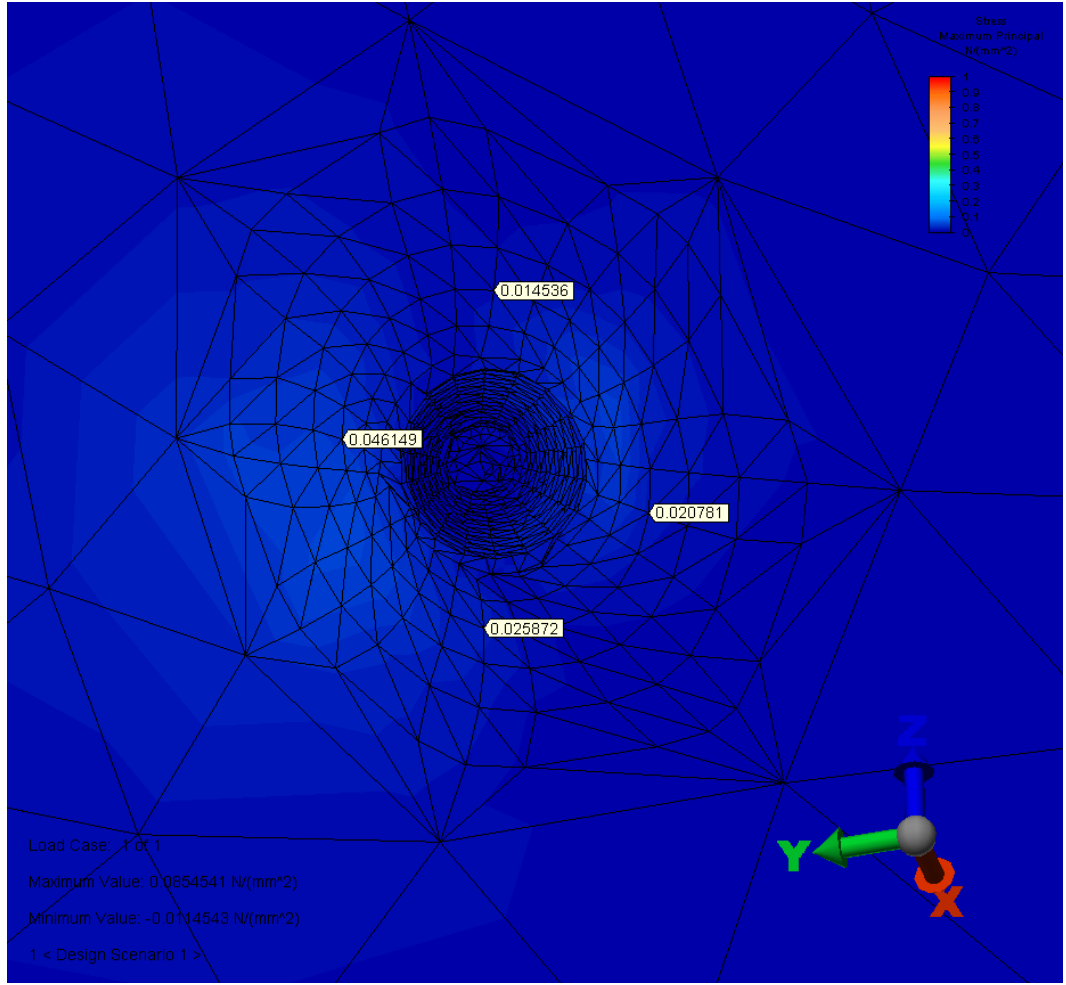


Şekil 74: Senaryo 2’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

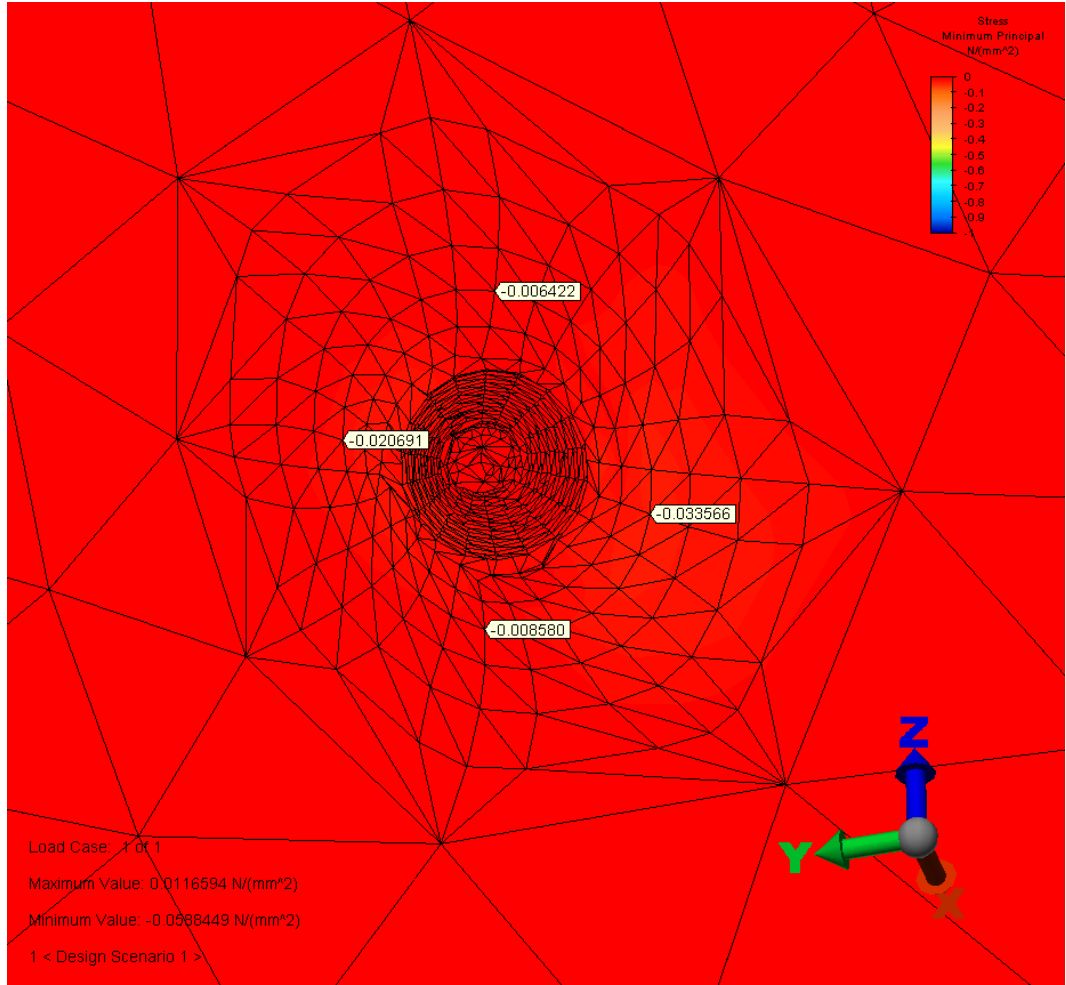
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.08 MPa olarak bulundu, referans noktasında 0.05 MPa olarak ölçüldü (Şekil 75), en yüksek maksimum asal stres 0.09 MPa olarak bulundu, referans noktasında 0.05 MPa olarak ölçüldü (Şekil 76) ve en yüksek minimum asal stres -0.06 MPa olarak bulundu, referans noktasında -0.03 MPa (Şekil 77) olarak ölçüldü. Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 75: Senaryo 2'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

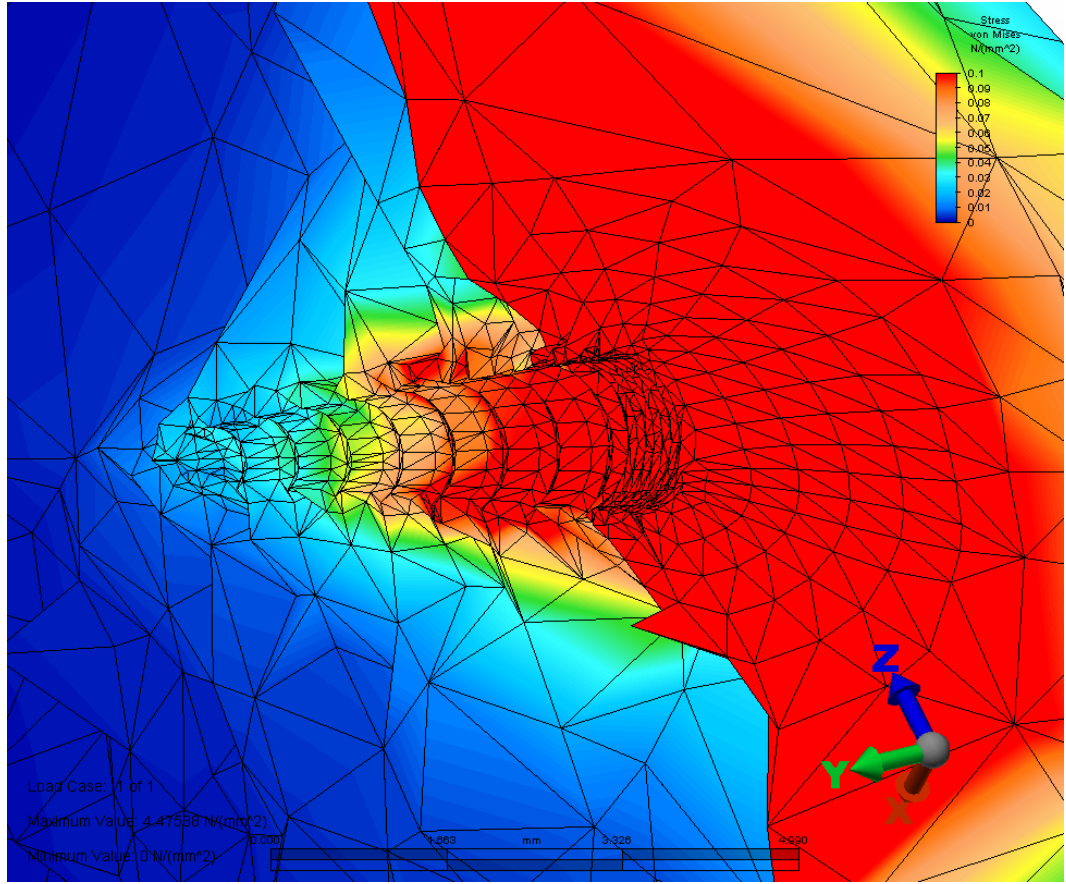


Şekil 76: Senaryo 2’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



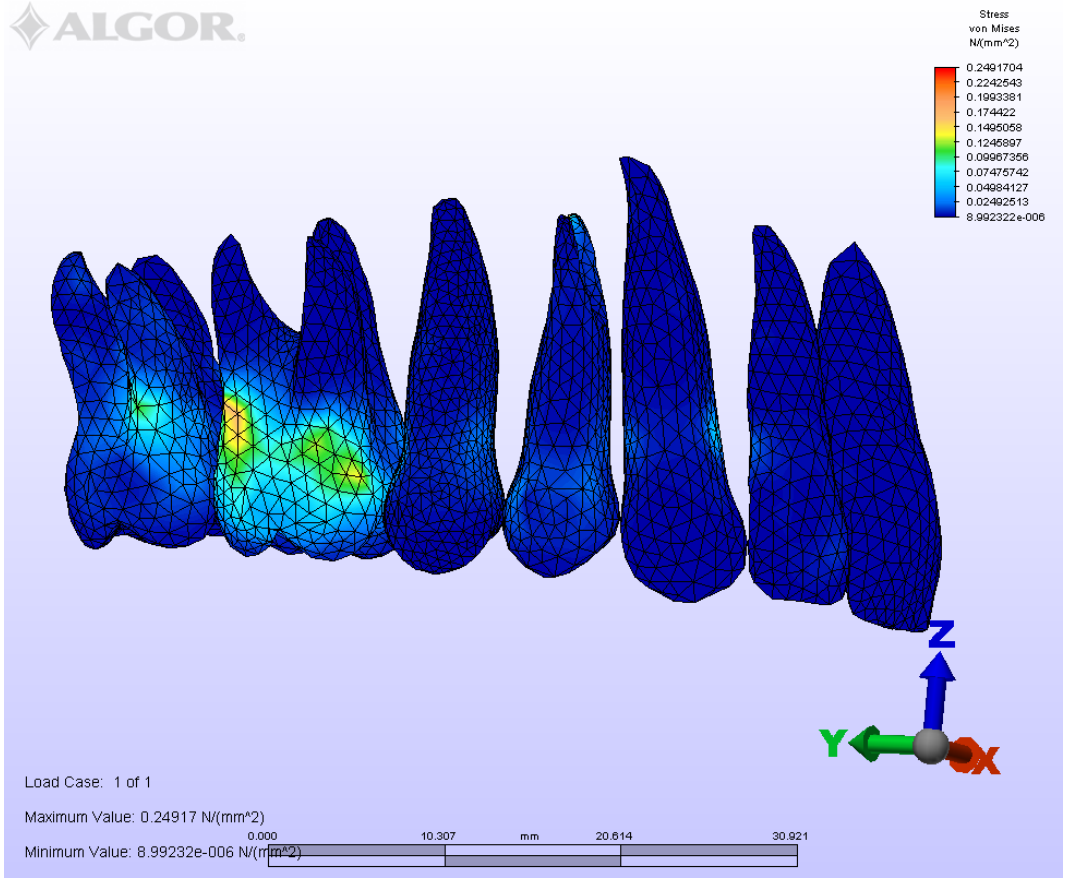
Şekil 77: Senaryo 2’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında; en yüksek von Misses stres değeri 4.47 MPa ile vidanın ilk yivlerine karşılık gelen kortikal kemik yüzeyinde görüldü, alt yivlere ve lateral periferie doğru gittikçe stresler azaldı (Şekil 78).



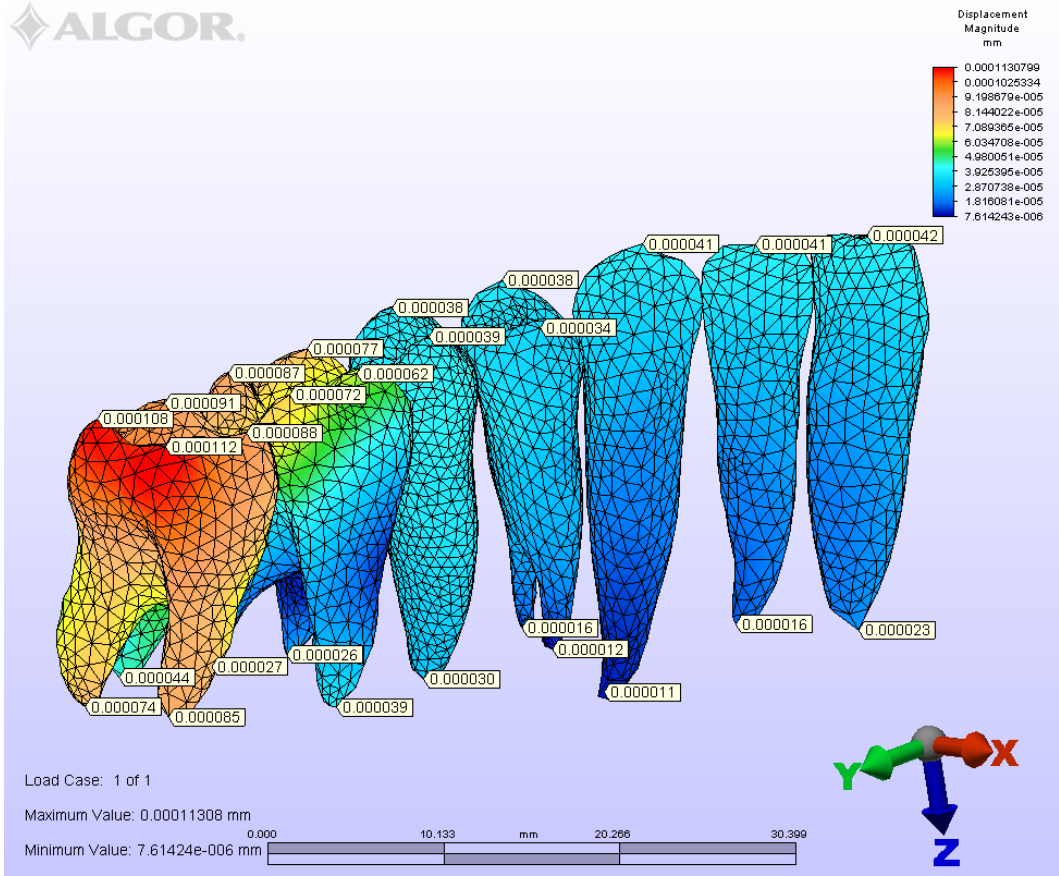
Şekil 78: Senaryo 2’de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki streslere bakıldığında; von Misses stresler 1. molar dişin distoservikal ve mesiovestibuloservikal kısmında ve 2. molar dişin trifurkasyon kısmında görüldü, en yüksek değer 0.24 MPa ile 1. moların distoservikal kısmındadır. Stres değerlerinin perifere doğru azalmıştır (Şekil 79).

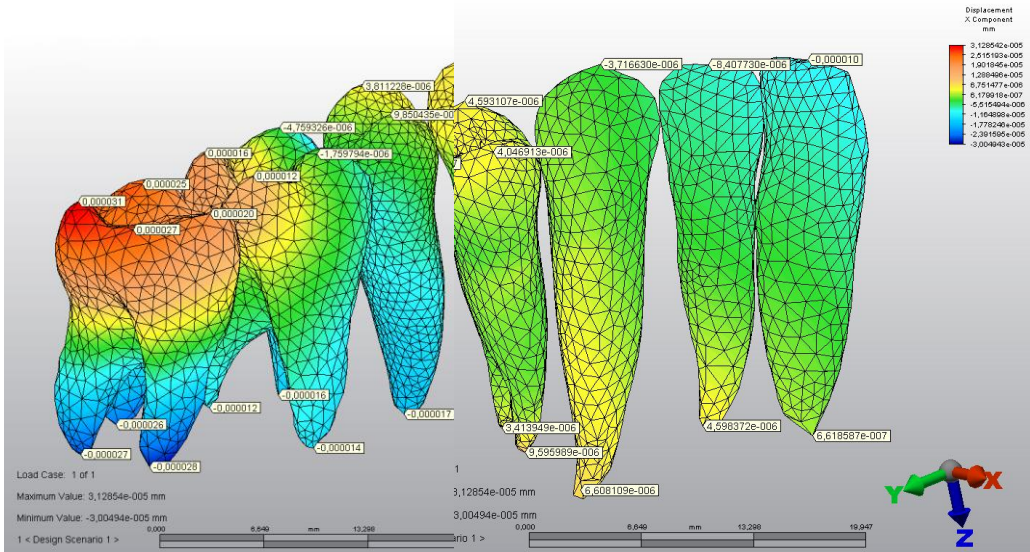


Şekil 79: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

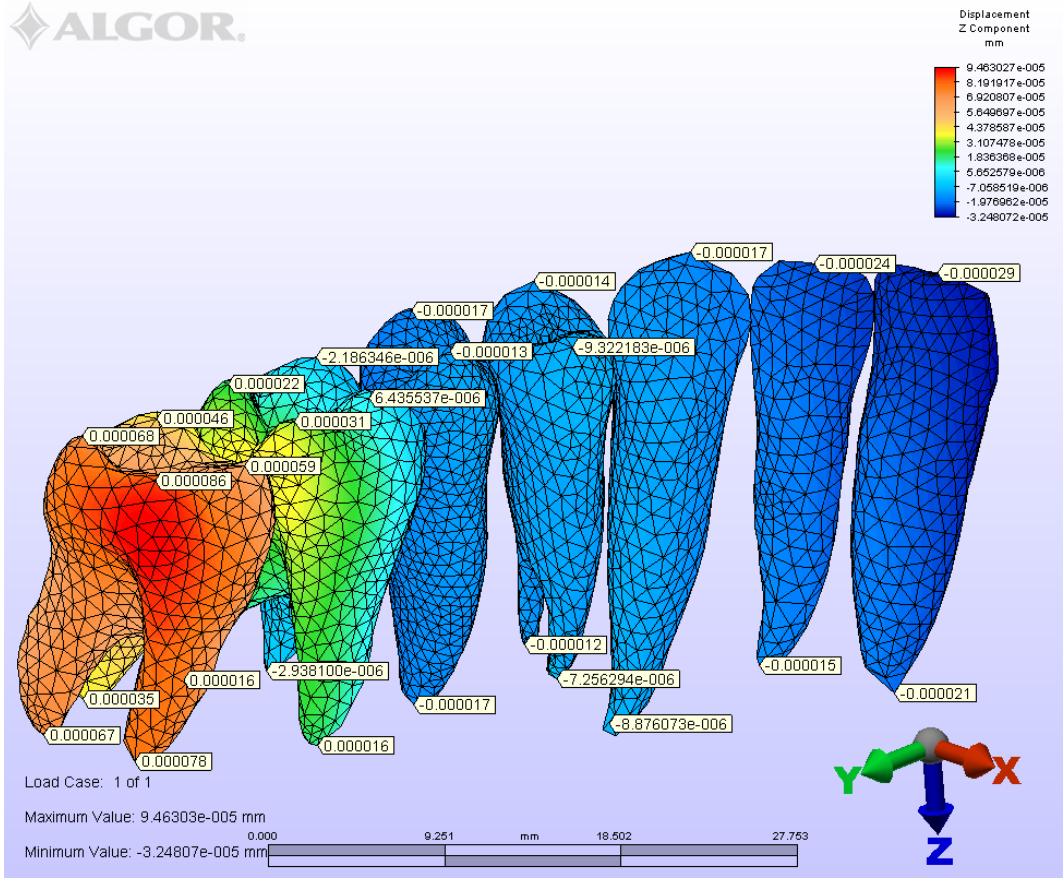
Senaryo 2 A vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 80, Şekil 81, Şekil 82, Şekil 83).



Şekil 80: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



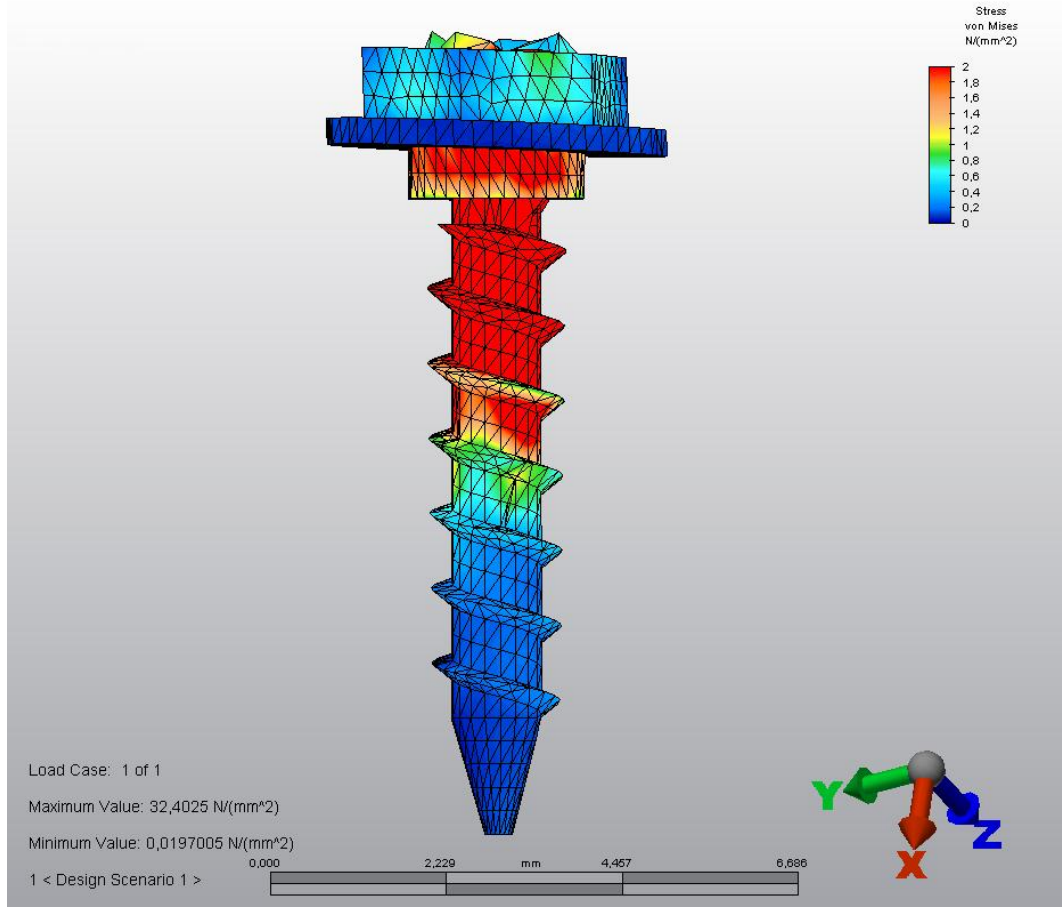
Şekil 81: Senaryo 2'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 83: Senaryo 2’de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

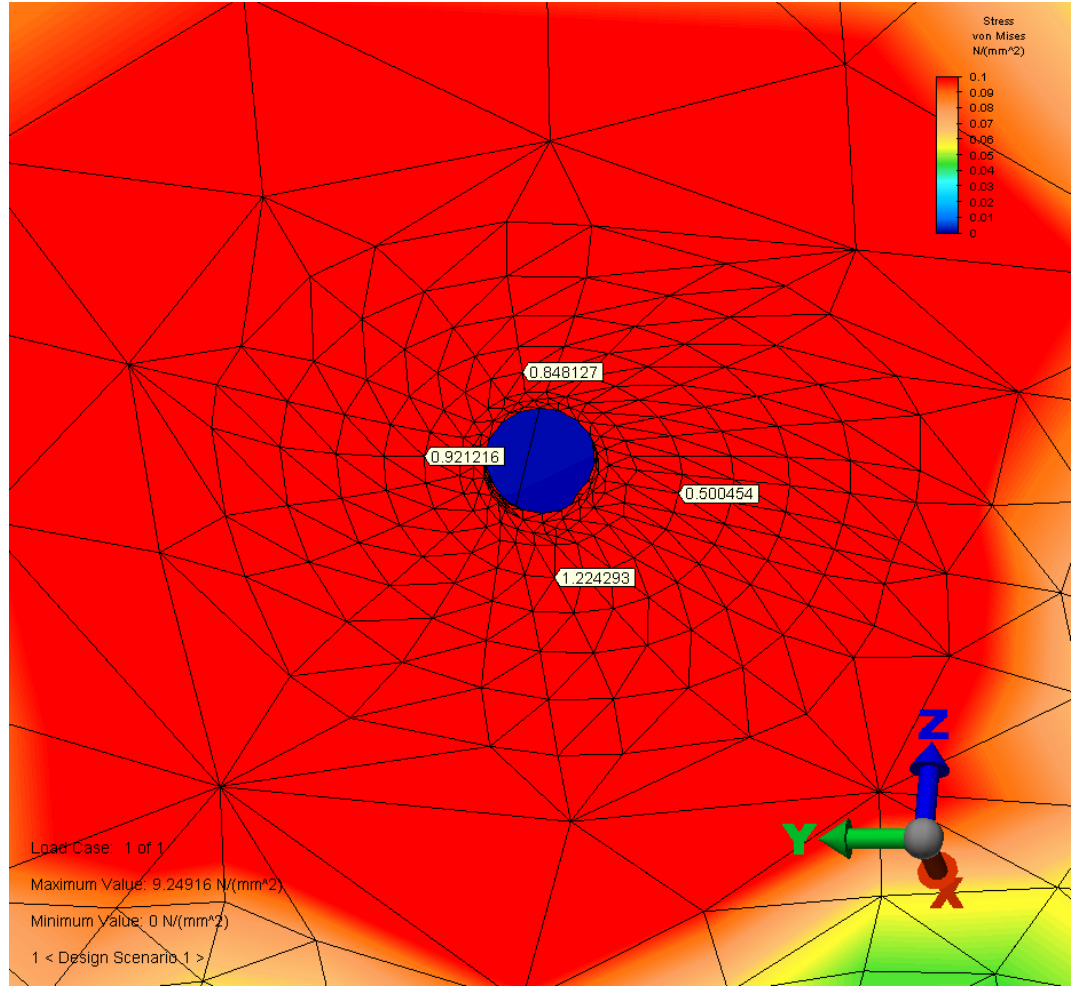
4.2.2. B Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan en yüksek von Misses stres 32.40 MPa ile vidanın kortikal kemik bölgesine karşılık gelen 1. yiv bölgesinde bulundu. Stres periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 84).

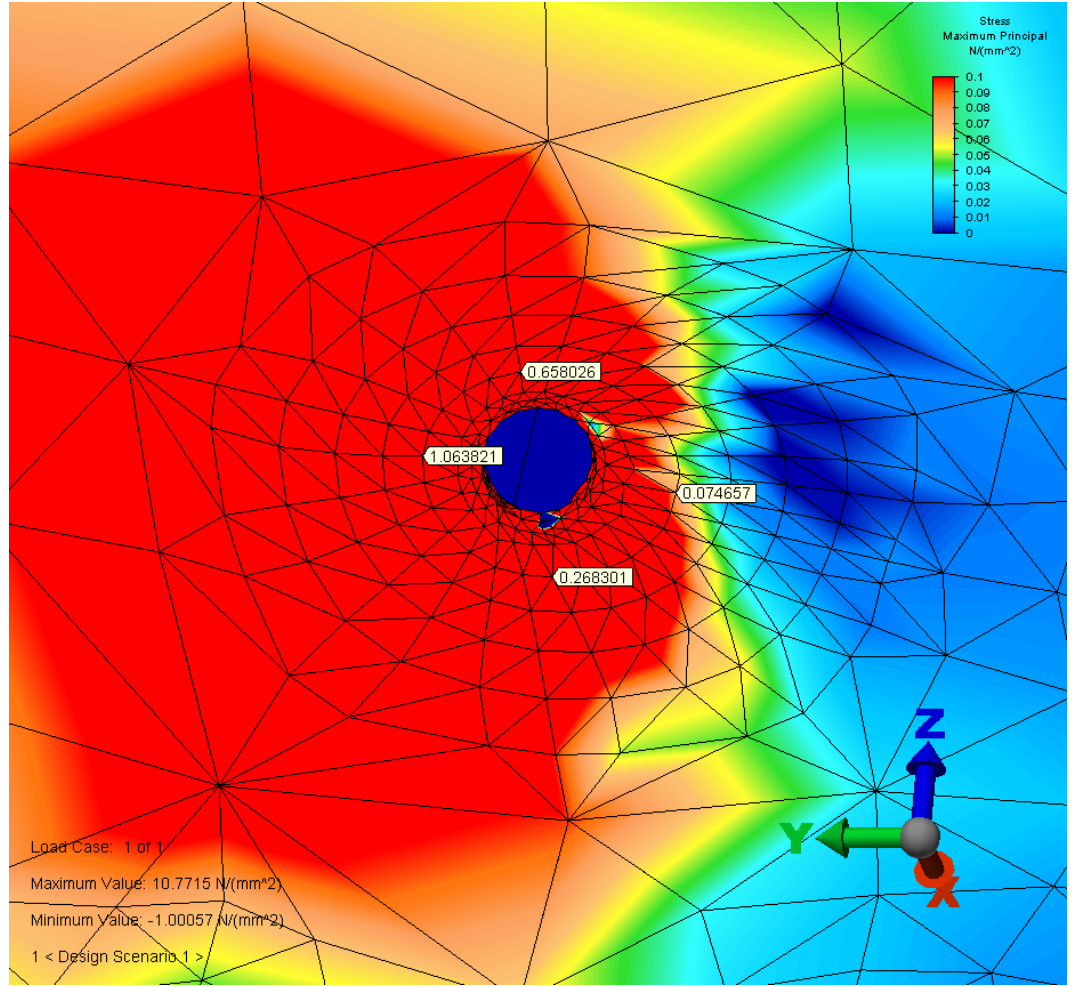


Şekil 84: Senaryo 2’de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

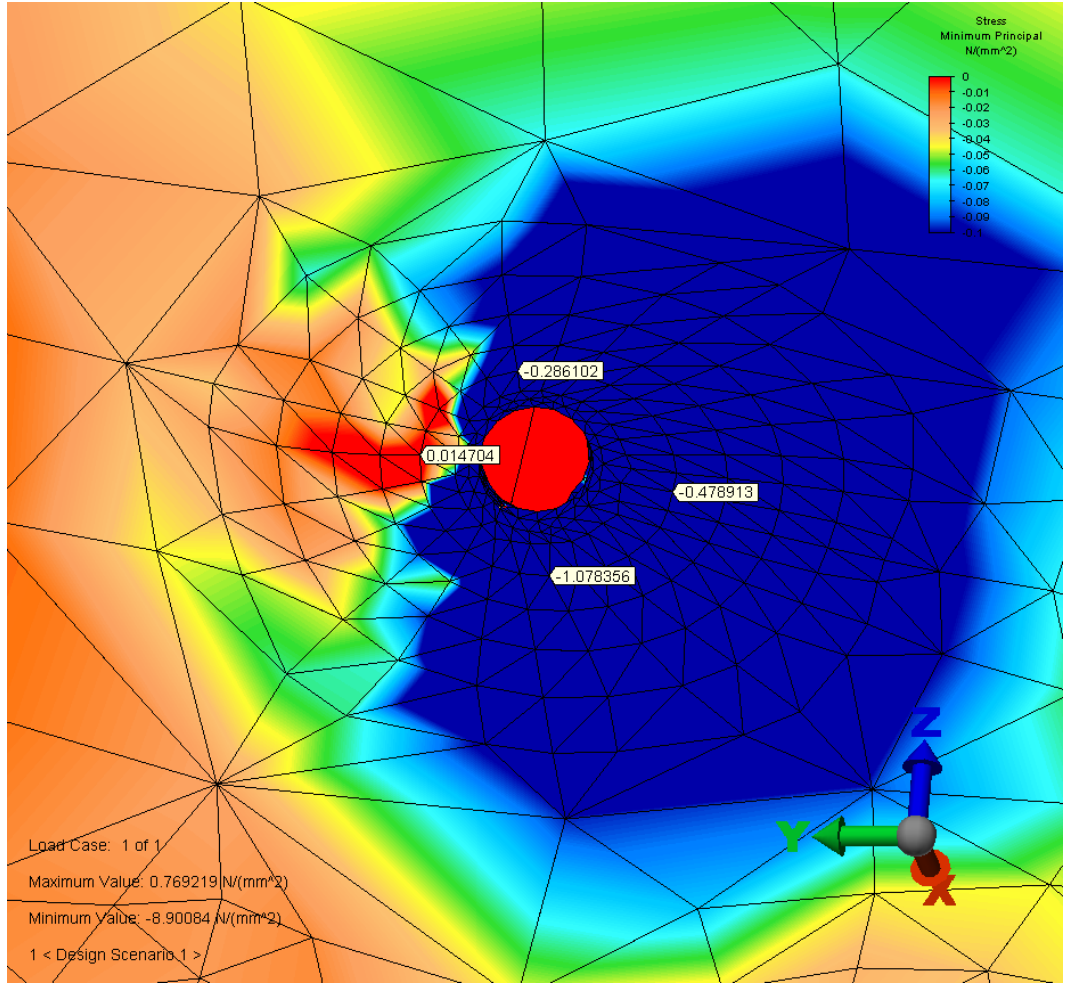
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; Kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 9.25 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.50 MPa değeri elde edildi (Şekil 85). En yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesindeki kemik dokuda 10.77 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.06 MPa değeri elde edildi (Şekil 86). En yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde -8.90 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.48 MPa değeri elde edildi. Tüm bu değerlerin merkezden perifer doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi (Şekil 87).



Şekil 85: Senaryo 2’de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

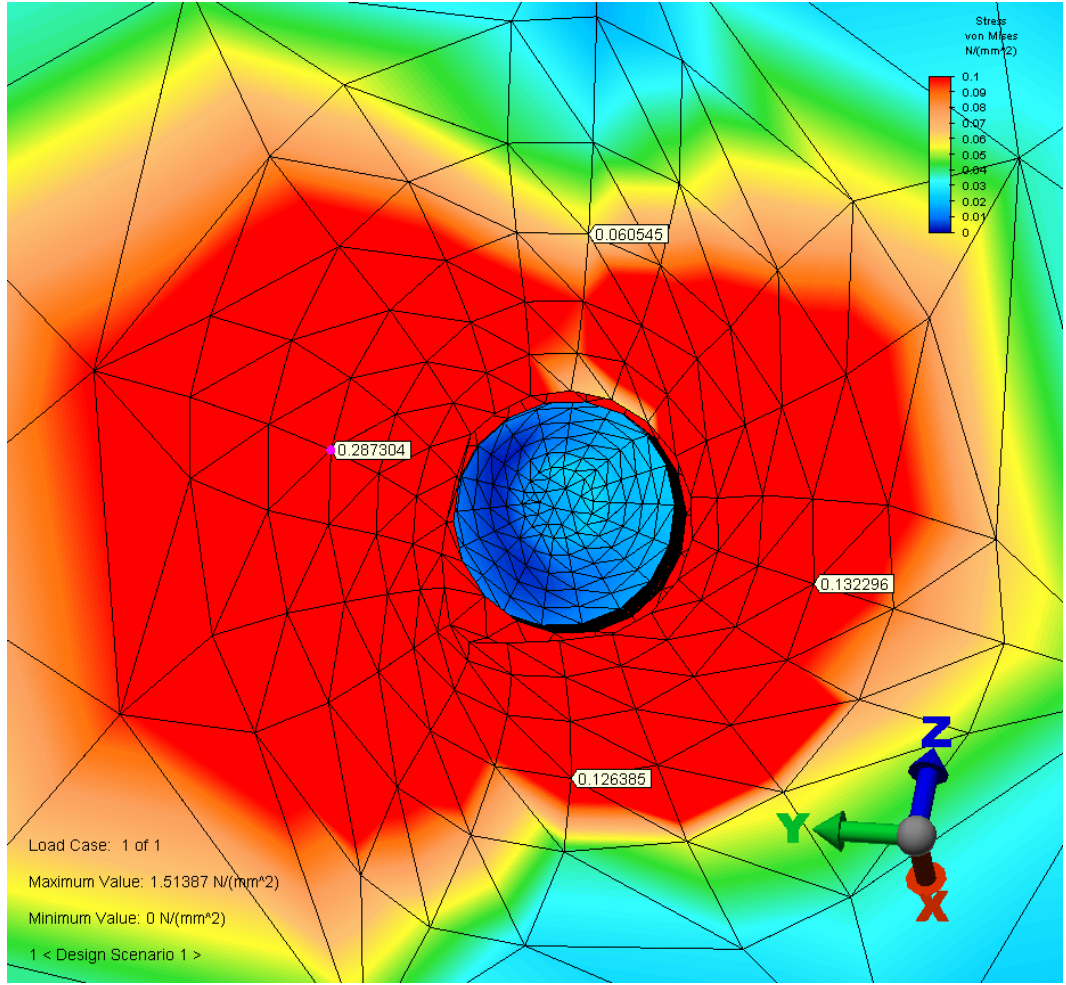


Şekil 86: Senaryo 2’de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

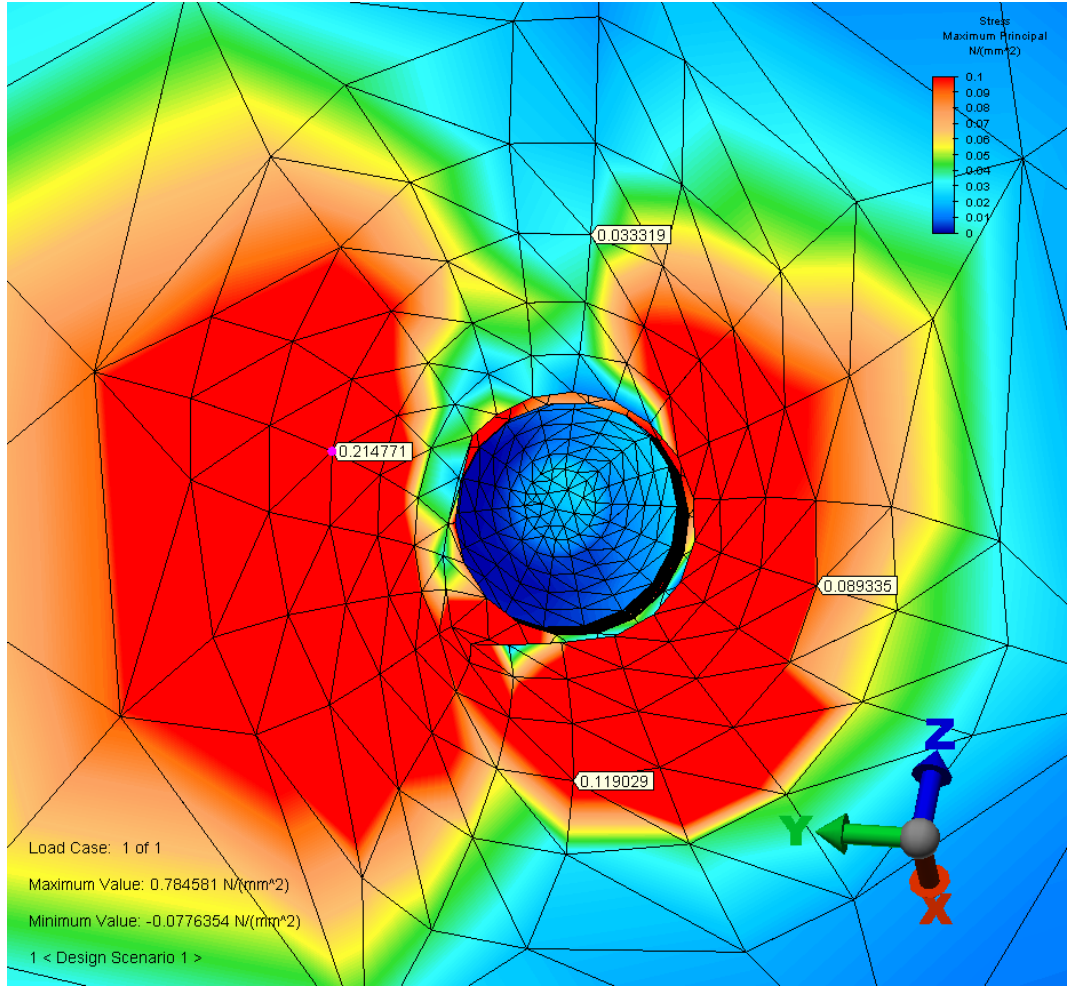


Şekil 87: Senaryo 2’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

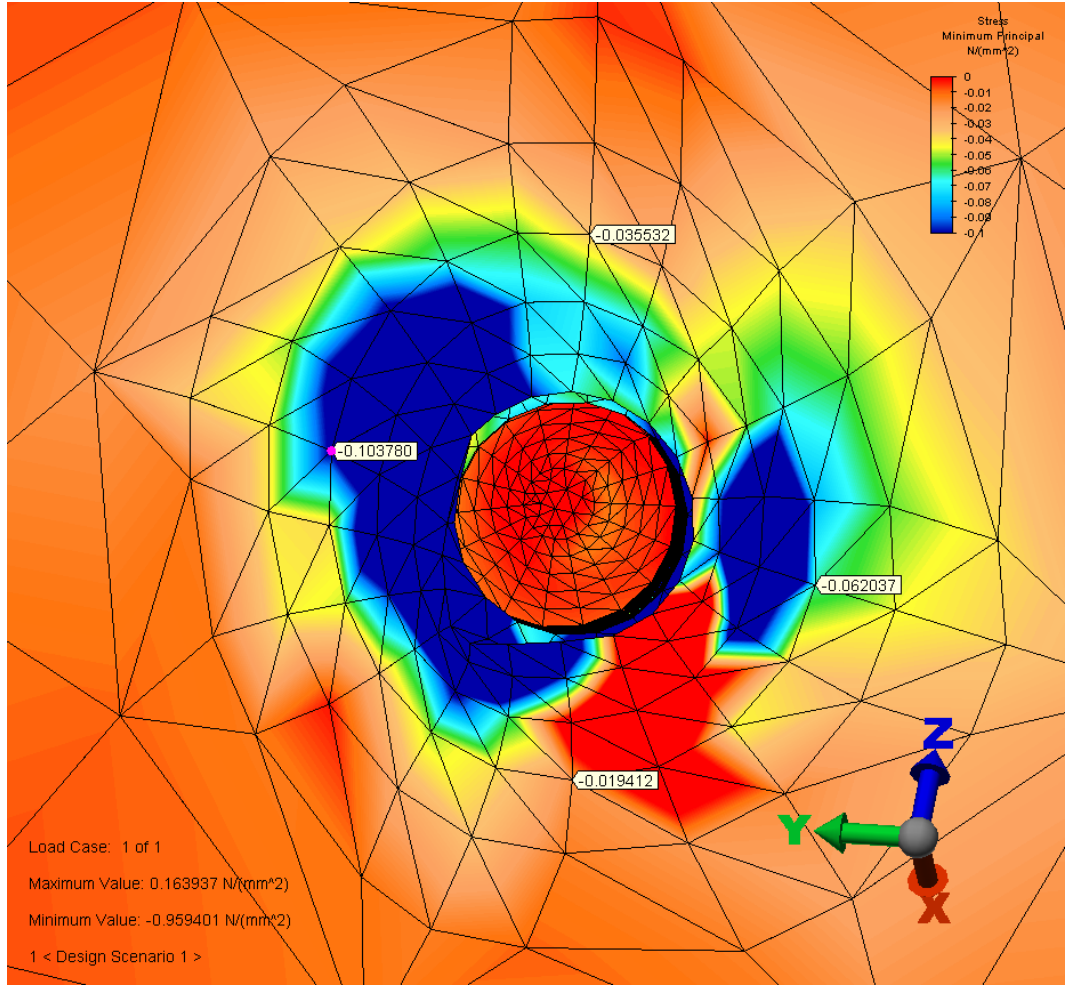
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 1.51 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.13 MPa değeri elde edildi (Şekil 88), en yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesinde 0.78 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.21 MPa değeri elde edildi (Şekil 89) ve en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesinde -0.96 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.06 MPa değeri elde edildi (Şekil 90). Tüm bu değerlerde merkezden periferie doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 88: Senaryo 2’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

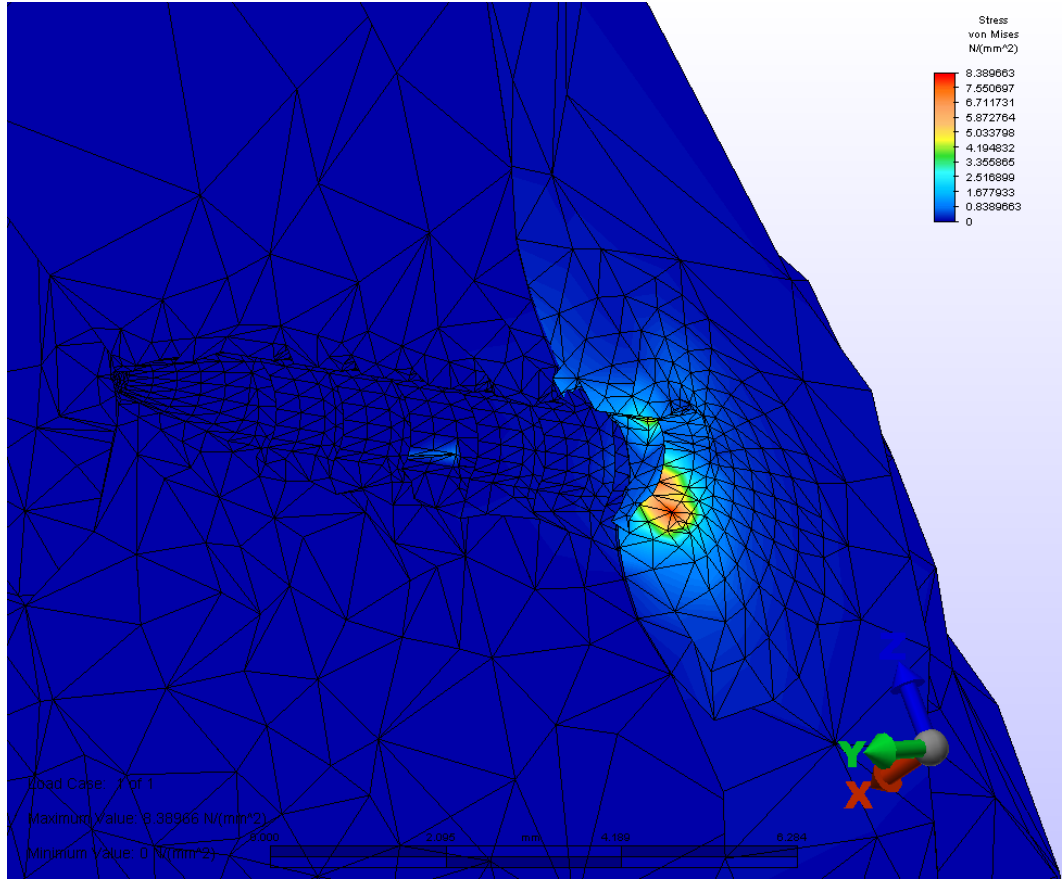


Şekil 89: Senaryo 2'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



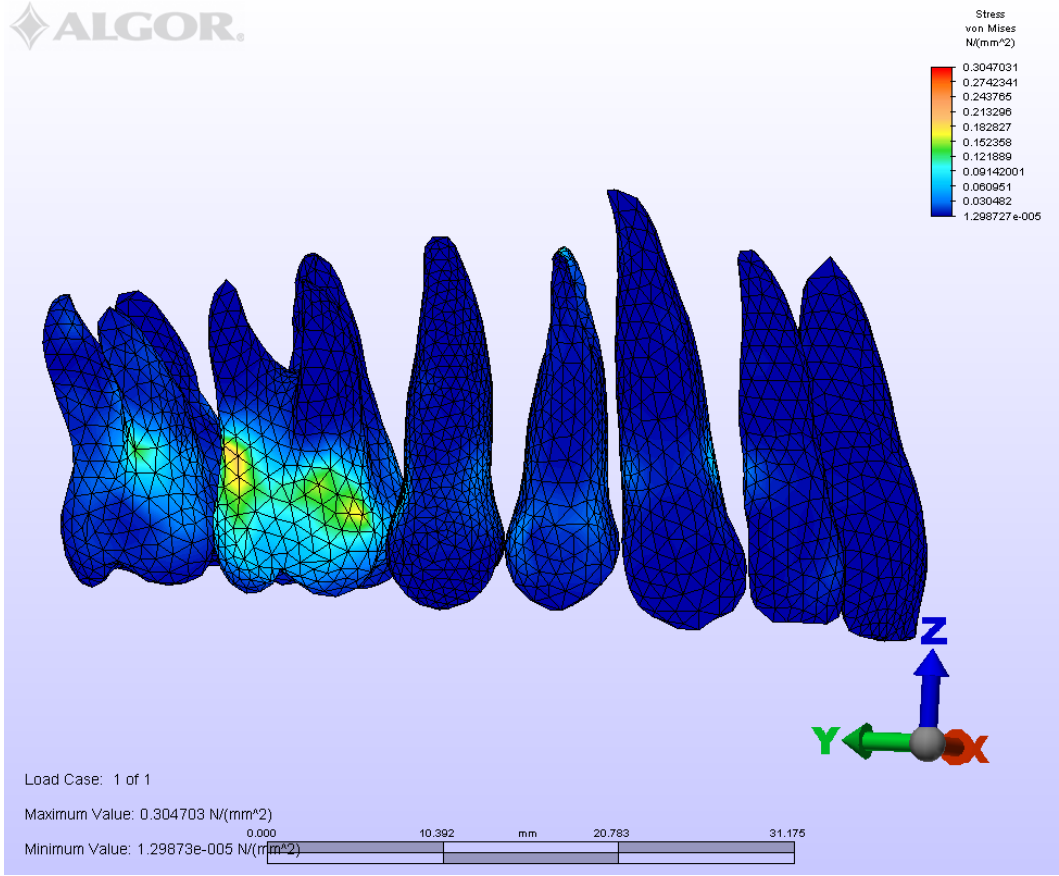
Şekil 90: Senaryo 2’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında; en yüksek von Misses stres değeri 8.38 MPa ile vidanın birinci yivine denk gelen kortikal kemik yüzeylerinde görüldü, stres değerleri perifere doğru azaldı (Şekil 91).



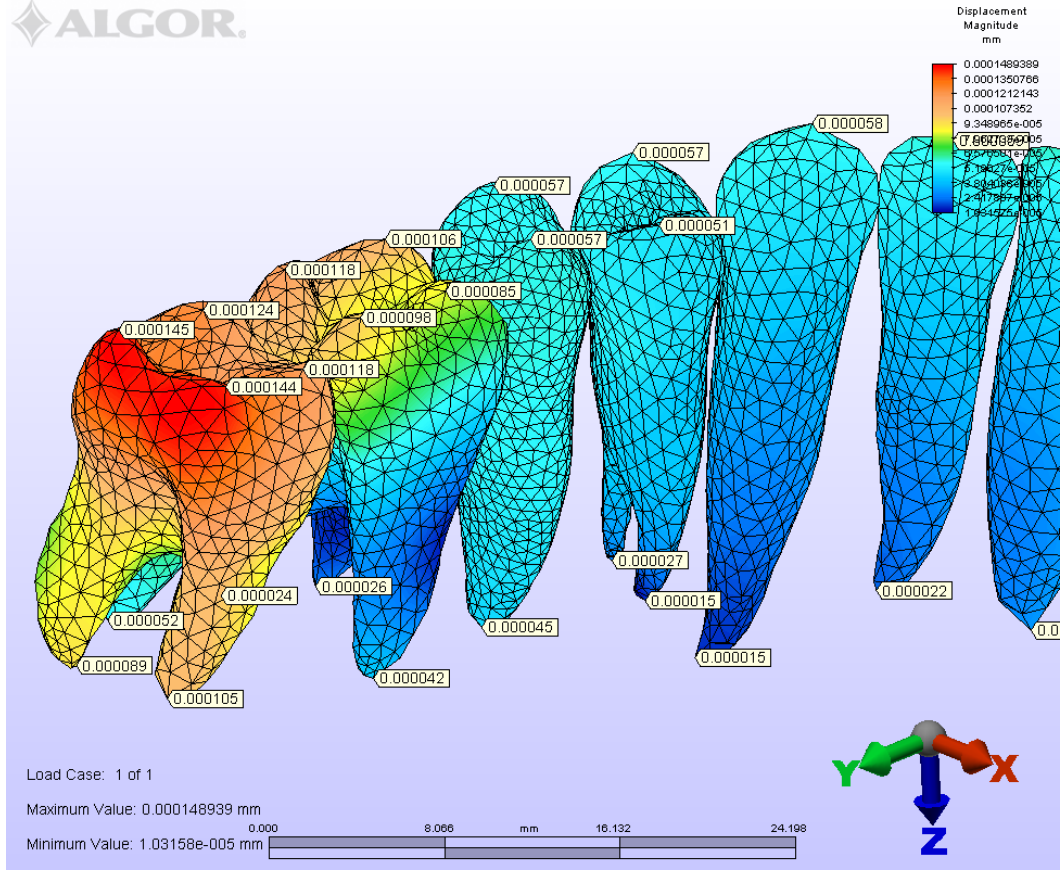
Şekil 91: Senaryo 2’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki streslere bakıldığında; von Misses stresler 1. molar dişin distoservikal ve mesiovestibuloservikal kısmında ve 2. molar dişin trifurkasyon kısmında görüldü, en yüksek değer 0.30 MPa ile 1. moların distoservikal kısmındadır. Stres değerlerinin periferie doğru azalmıştır (Şekil 92).

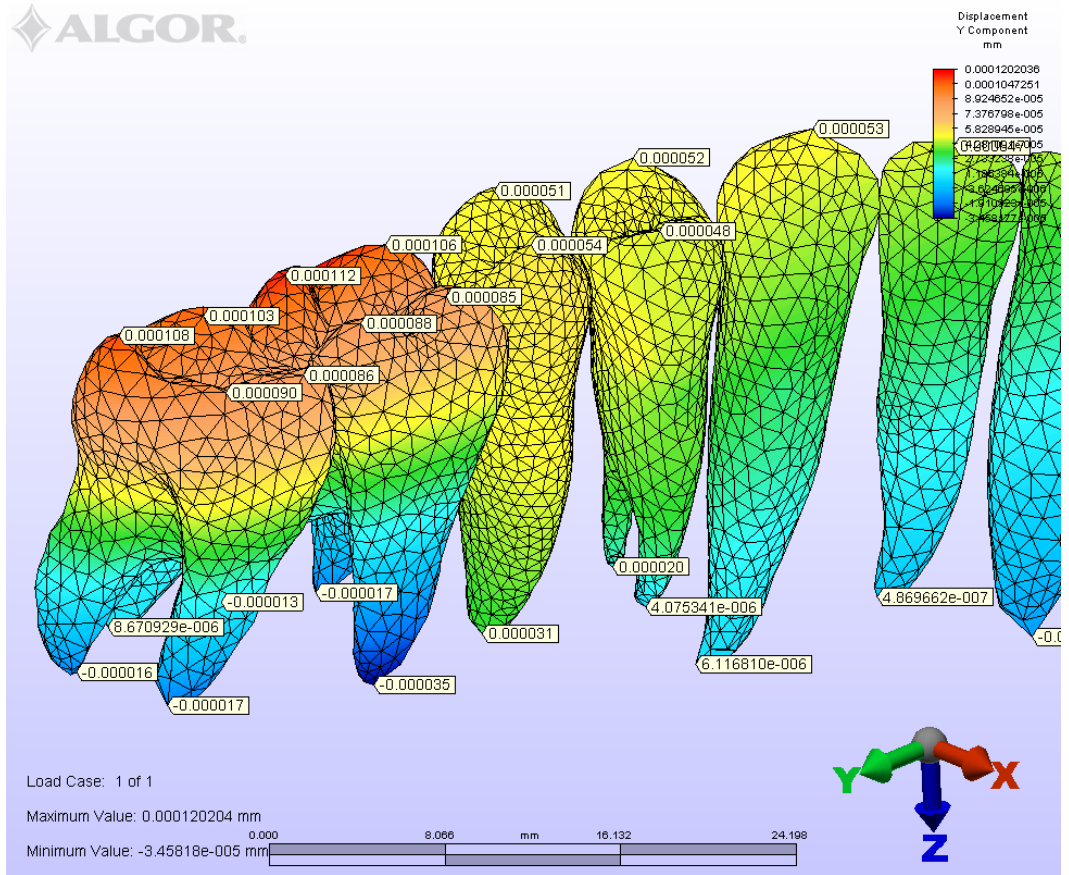


Şekil 92: Senaryo 2'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

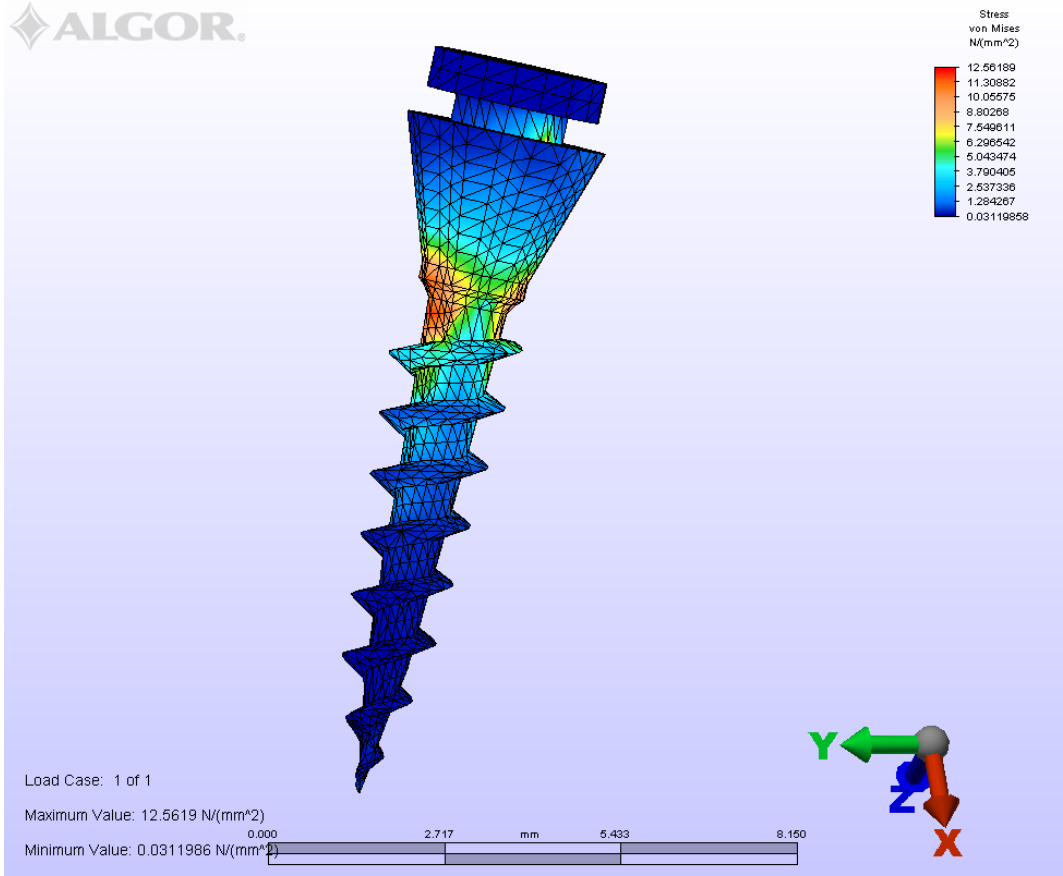
Senaryo 2 B vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 93, Şekil 94, Şekil 95, Şekil 96).



Şekil 93: Senaryo 2’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.

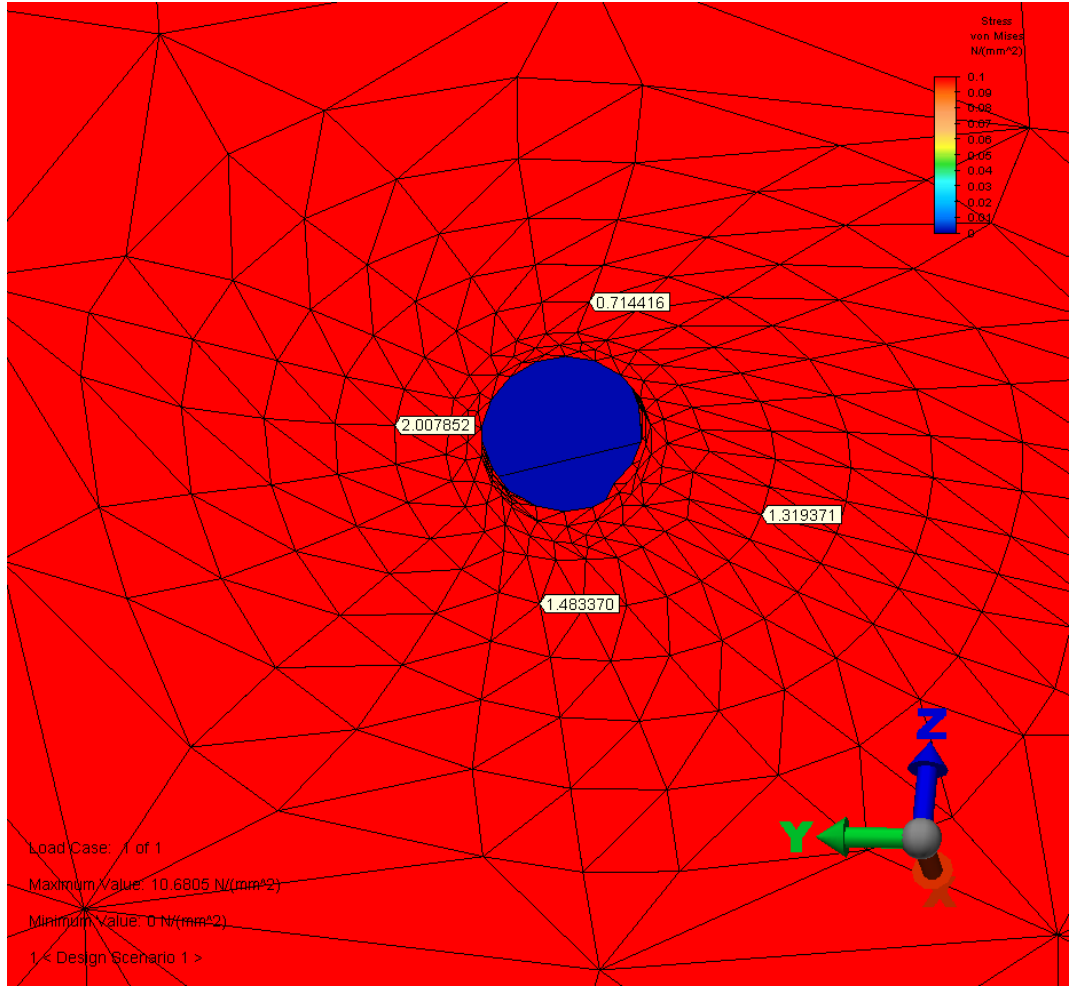


Şekil 95: Senaryo 2’de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

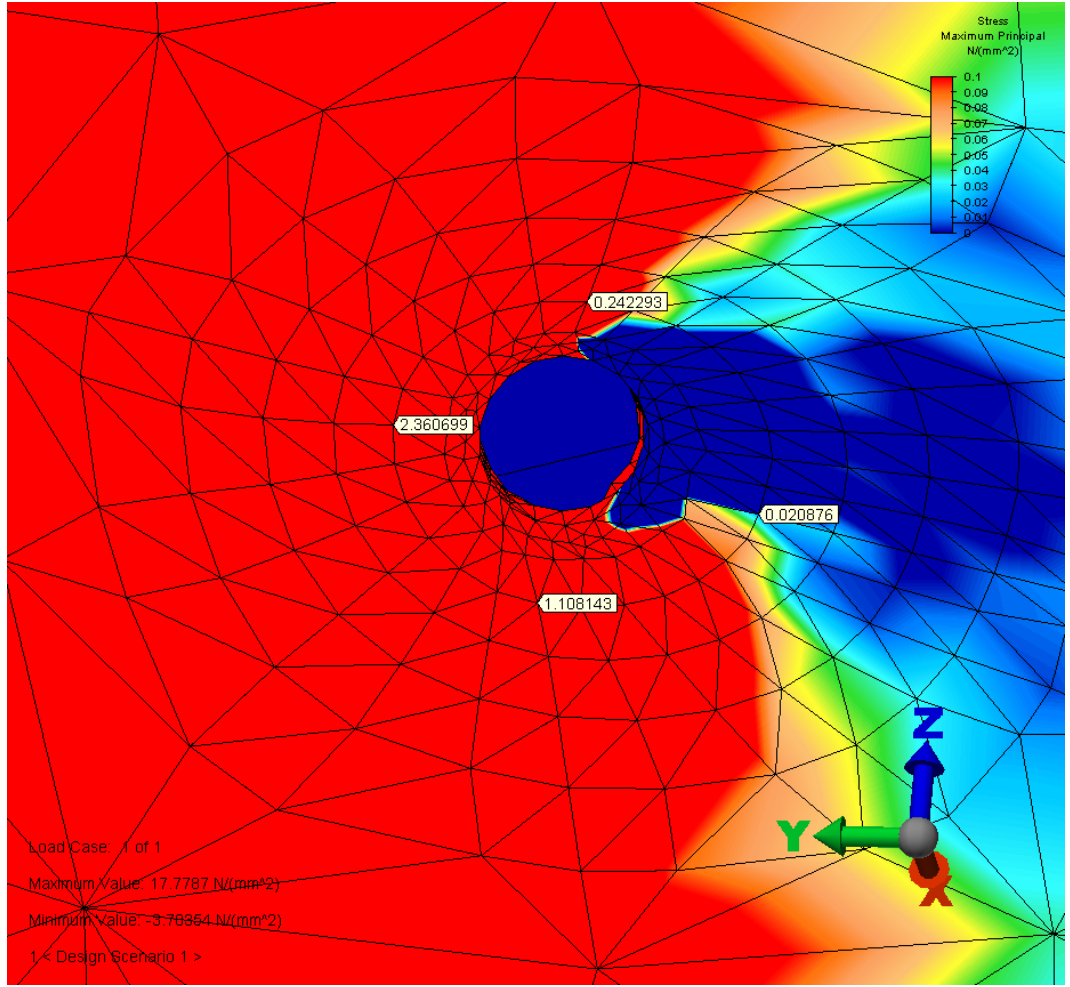


Şekil 97: Senaryo 2’de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

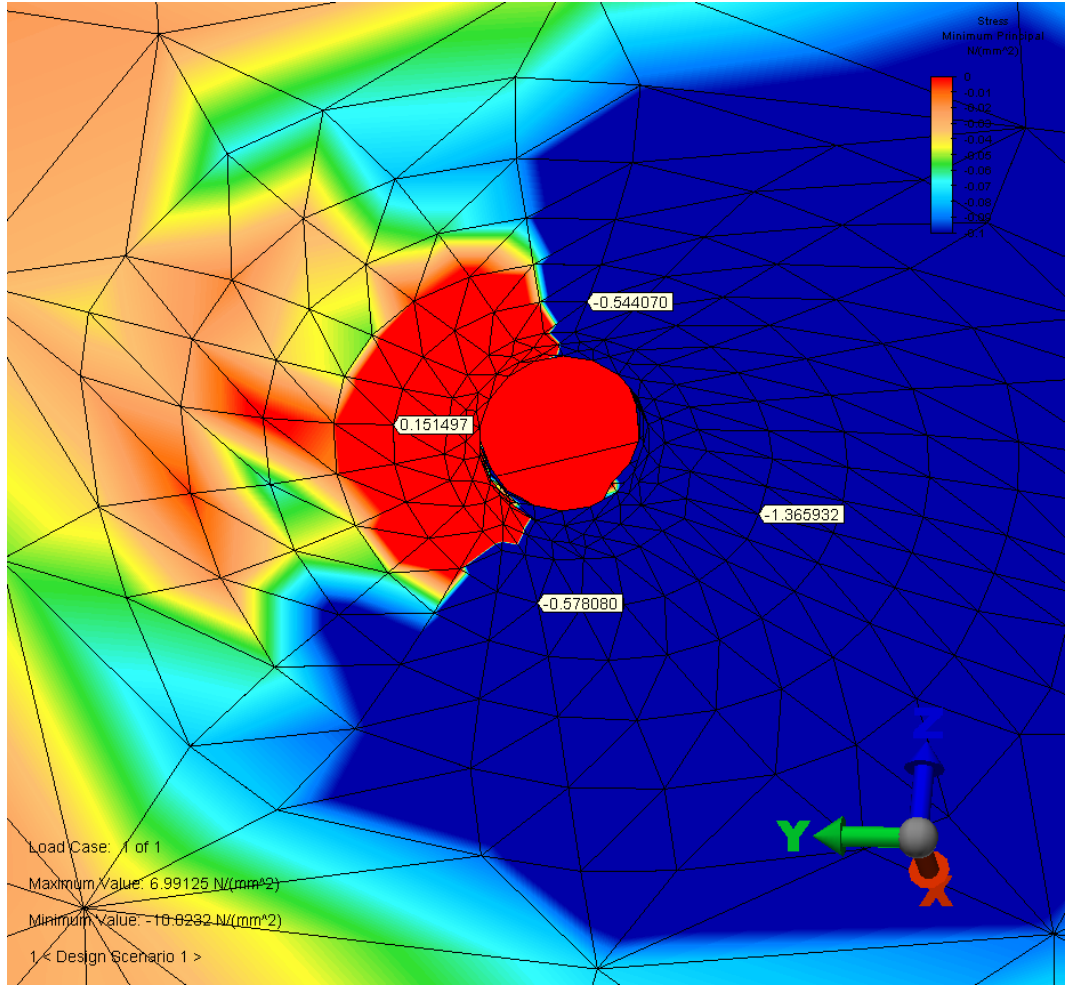
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; en yüksek von Misses stres 10.68 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 1.32 MPa değeri elde edildi (Şekil 98), en yüksek maksimum asal stres kemiğin gerilme bölgesinde 17.78 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 2.36 MPa değeri elde edildi (Şekil 99) ve en yüksek minimum asal stres kemiğin sıkışma bölgesinde -10.02 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -1.37 MPa değeri elde edildi (Şekil 100). Bu değerler merkezden perifer doğru ışınsal olarak azalma eğilimi gösterdi.



Şekil 98: Senaryo 2'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

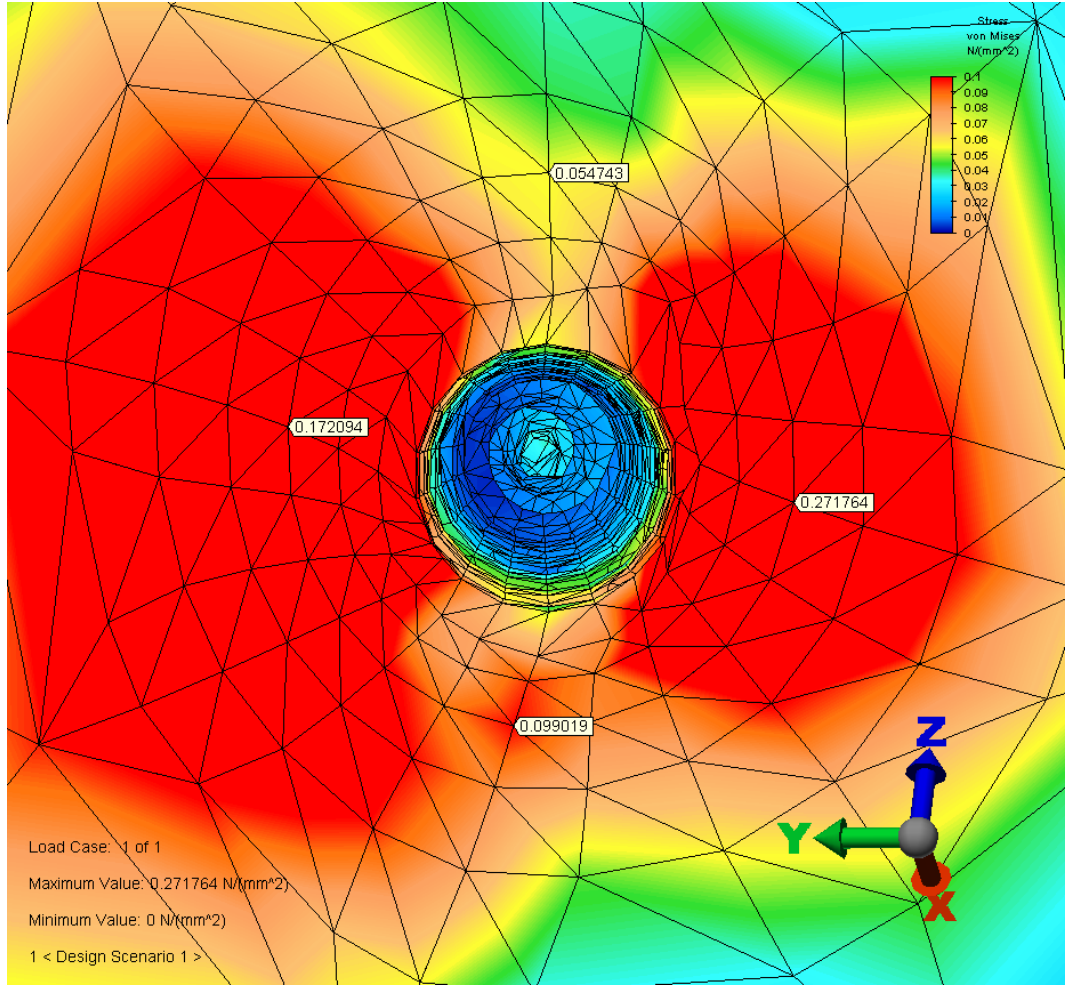


Şekil 99: Senaryo 2’de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

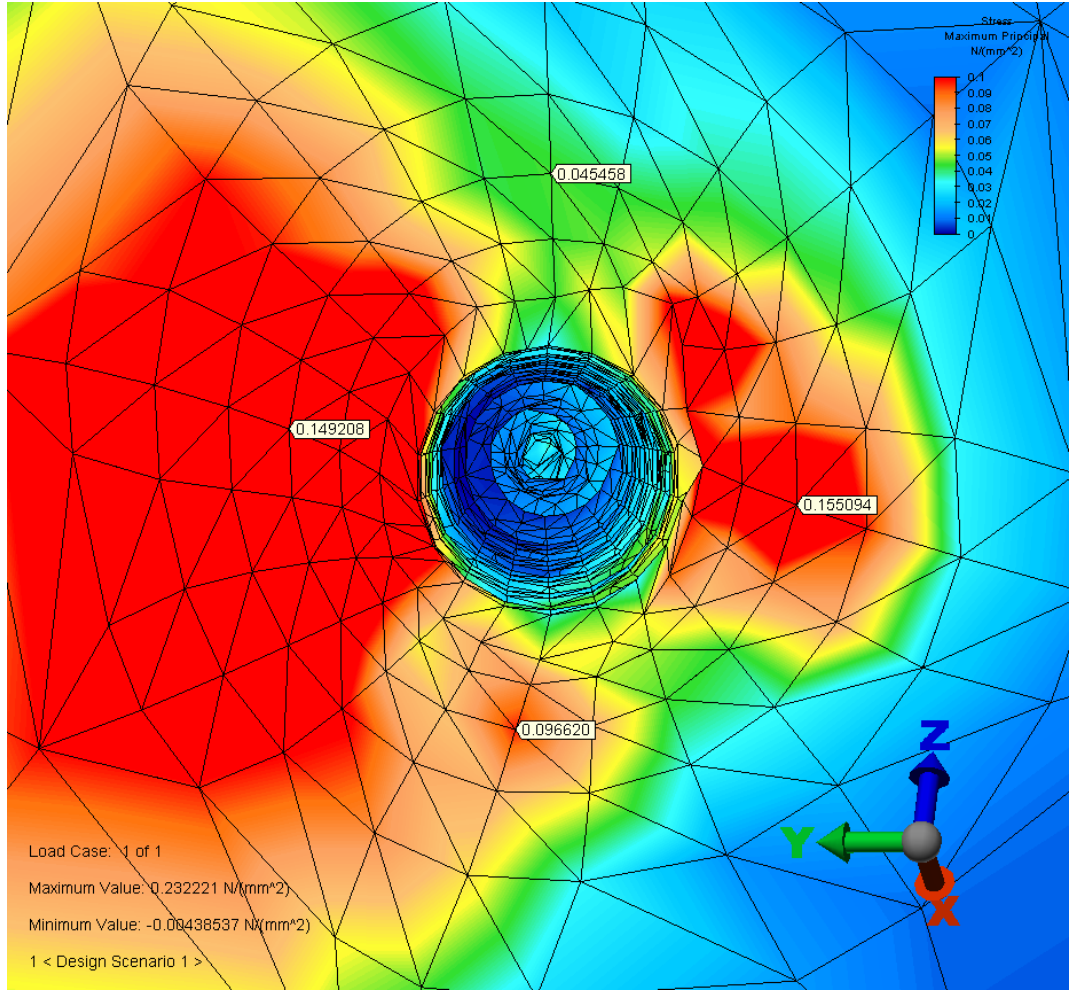


Şekil 100: Senaryo 2’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

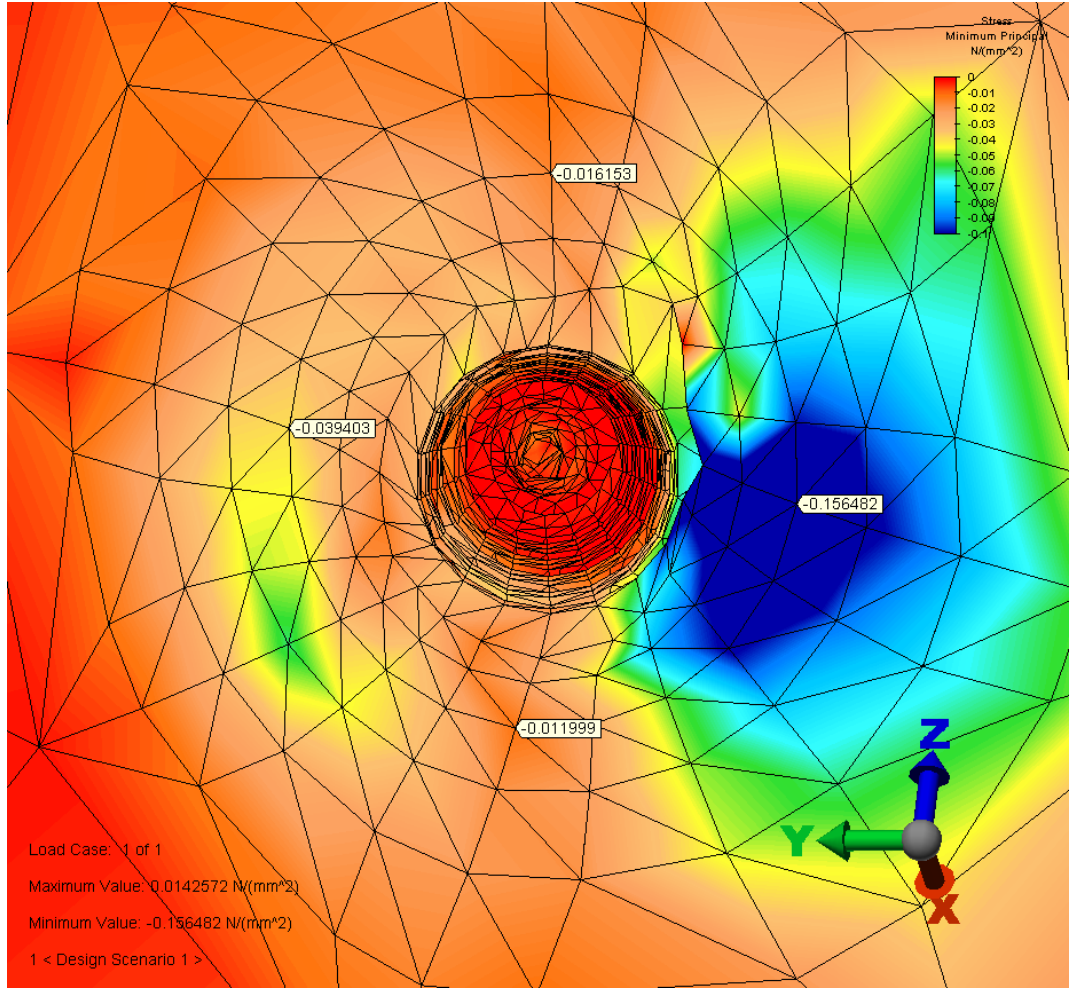
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.27 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.27 MPa değeri elde edildi (Şekil 101), en yüksek maksimum asal stres 0.23 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.15 MPa değeri elde edildi (Şekil 102) ve en yüksek minimum asal stres -0.16 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.16 MPa değeri elde edildi (Şekil 103). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru işinsal olarak azalma görüldü.



Şekil 101: Senaryo 2'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

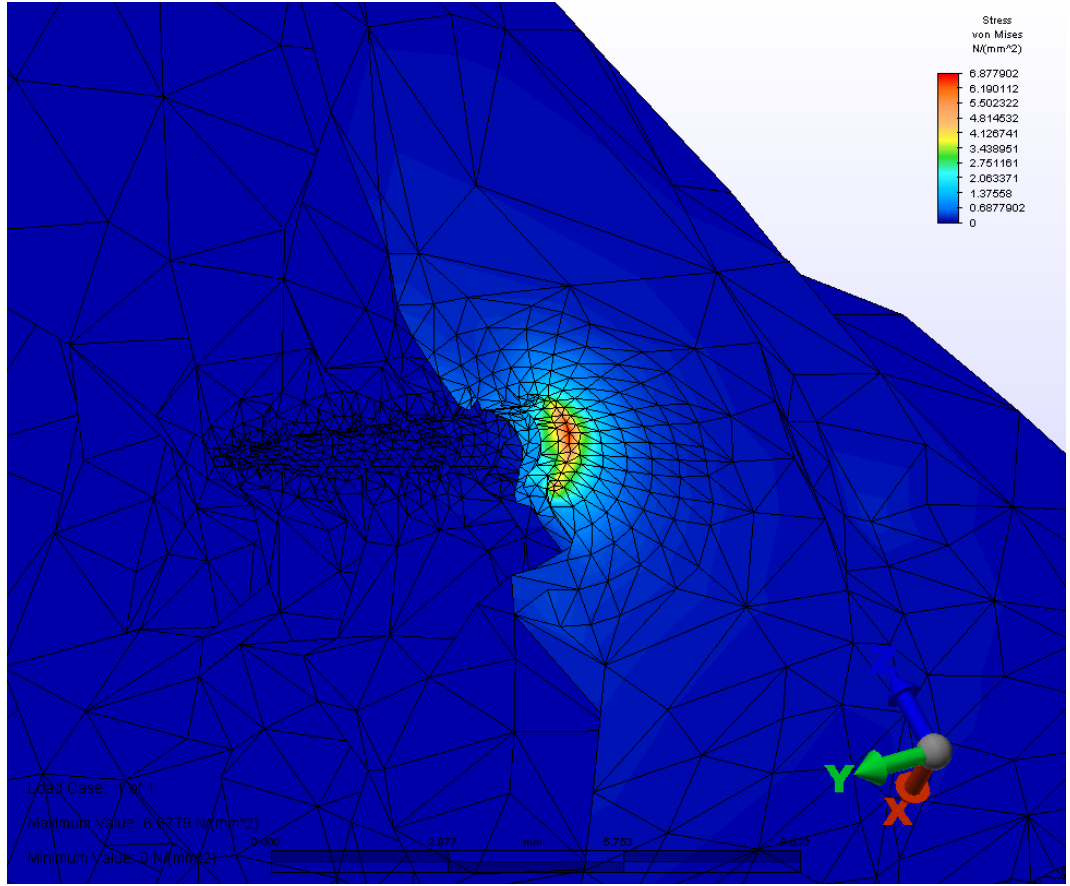


Şekil 102: Senaryo 2’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



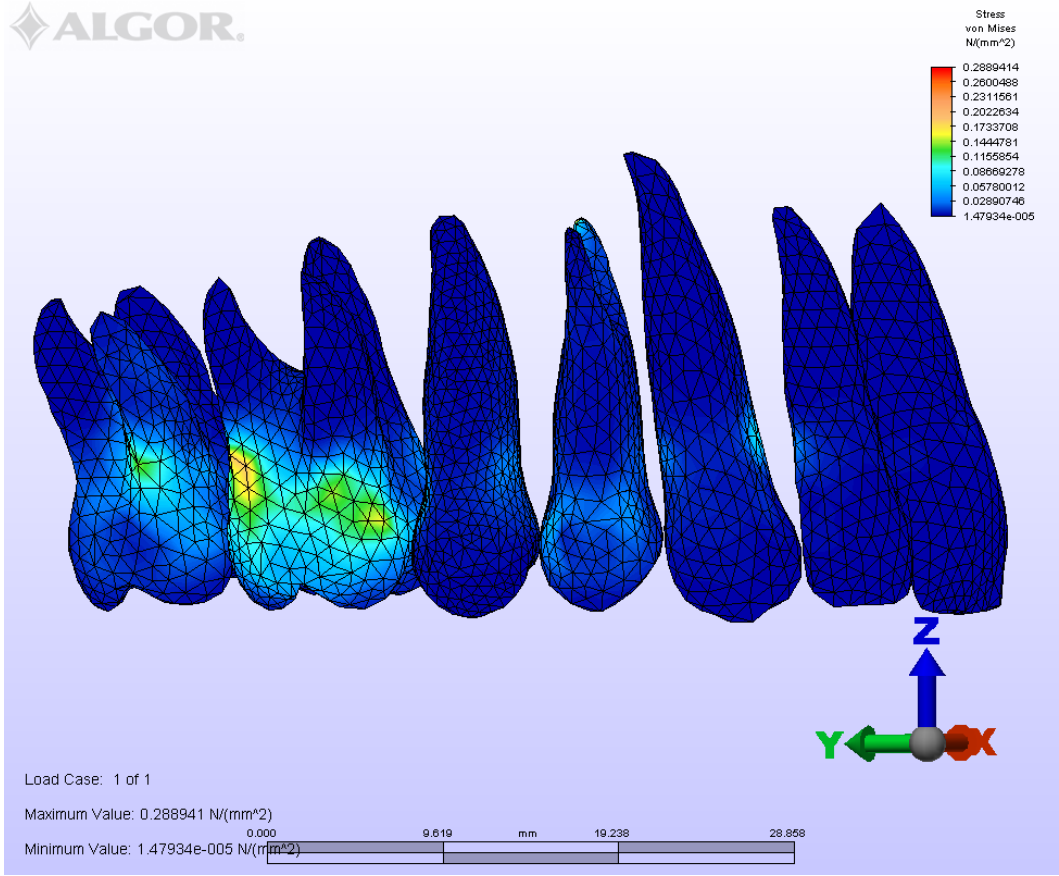
Şekil 103: Senaryo 2’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında; en yüksek stres 6.87 MPa ile vidanın ilk yivine karşılık gelen kemik yüzeyinde görüldü ve periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 104).



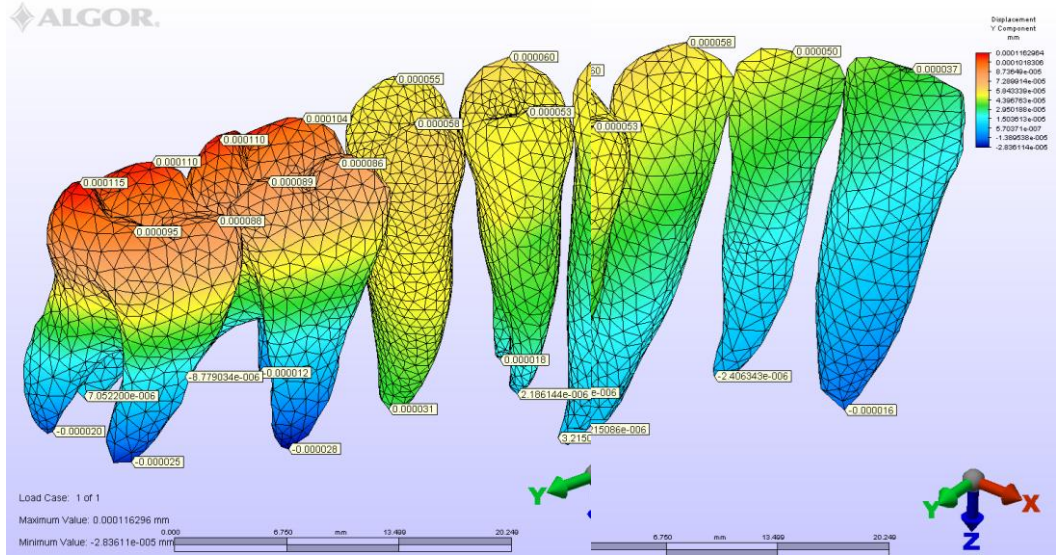
Şekil 104: Senaryo 2’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses stresler 1. molar dişin distoservikal kısmında ve 2. molar dişin trifurkasyon kısmında görüldü, en yüksek değer 0.28 MPa ile 1. moların distoservikal kısmındadır. Stres değerlerinin periferie doğru azalmıştır (Şekil 105).

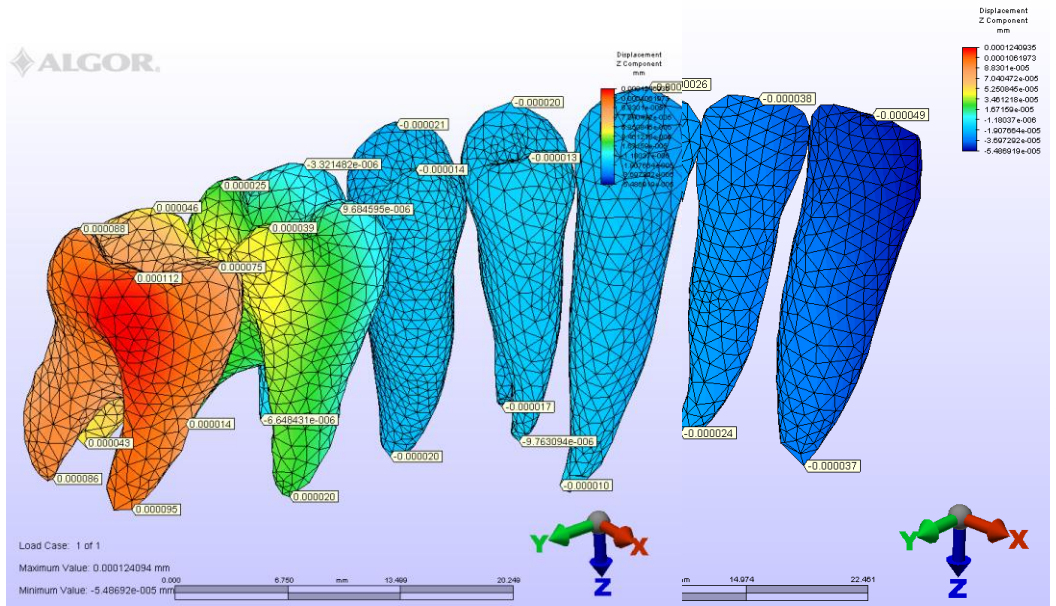


Şekil 105: Senaryo 2’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

Senaryo 2 C vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 106, Şekil 107, Şekil 108, Şekil 109).



Şekil 108: Senaryo 2’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

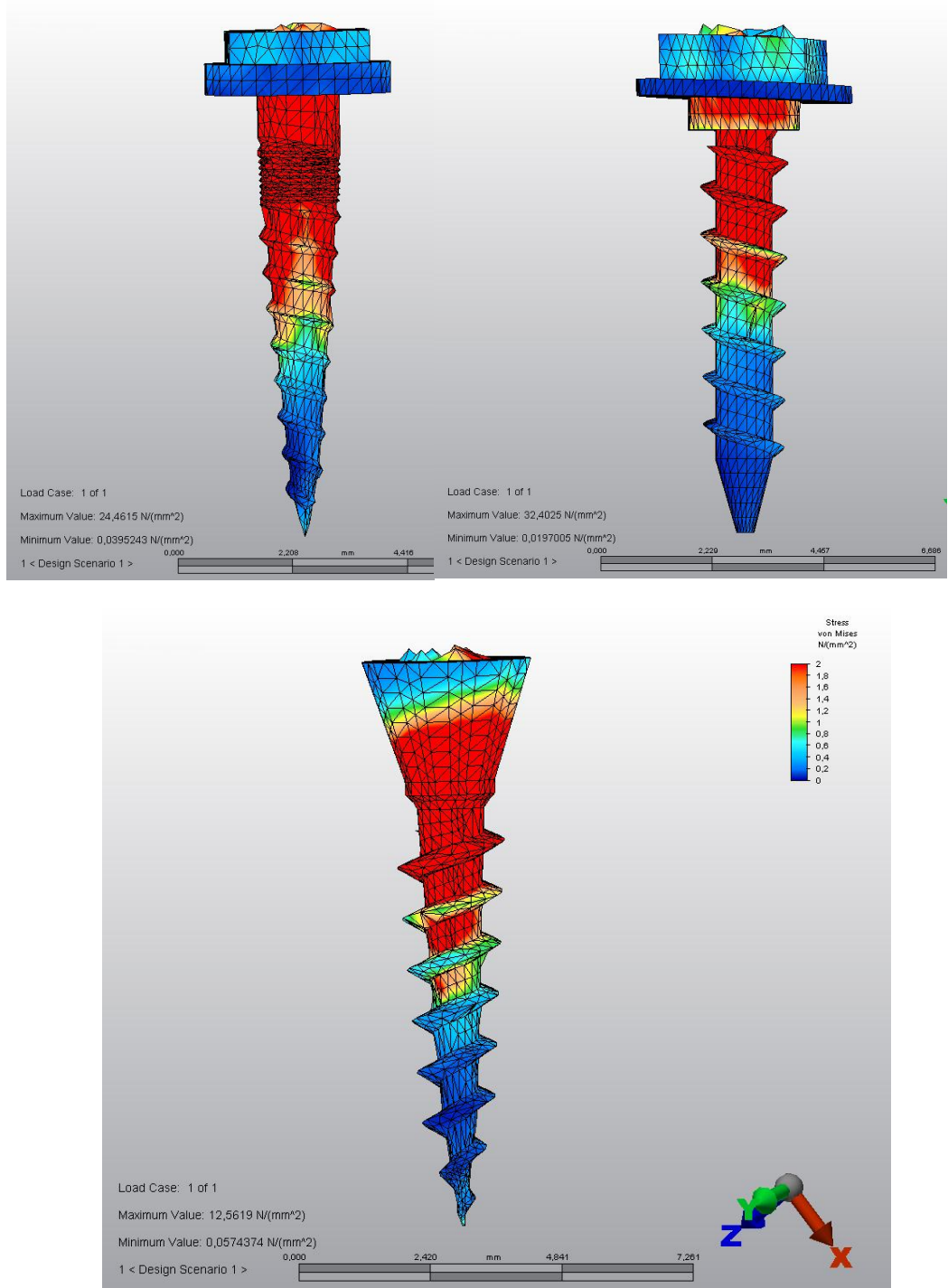


Şekil 109: Senaryo 2’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

Molar distalizasyonunun amaçlandığı bu senaryoda diş yer değiştirme miktarlarına baktığımızda her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi kök hareketinden daha fazla görülmektedir. 1. molar dişin kronunda distale hareket, kökünde daha

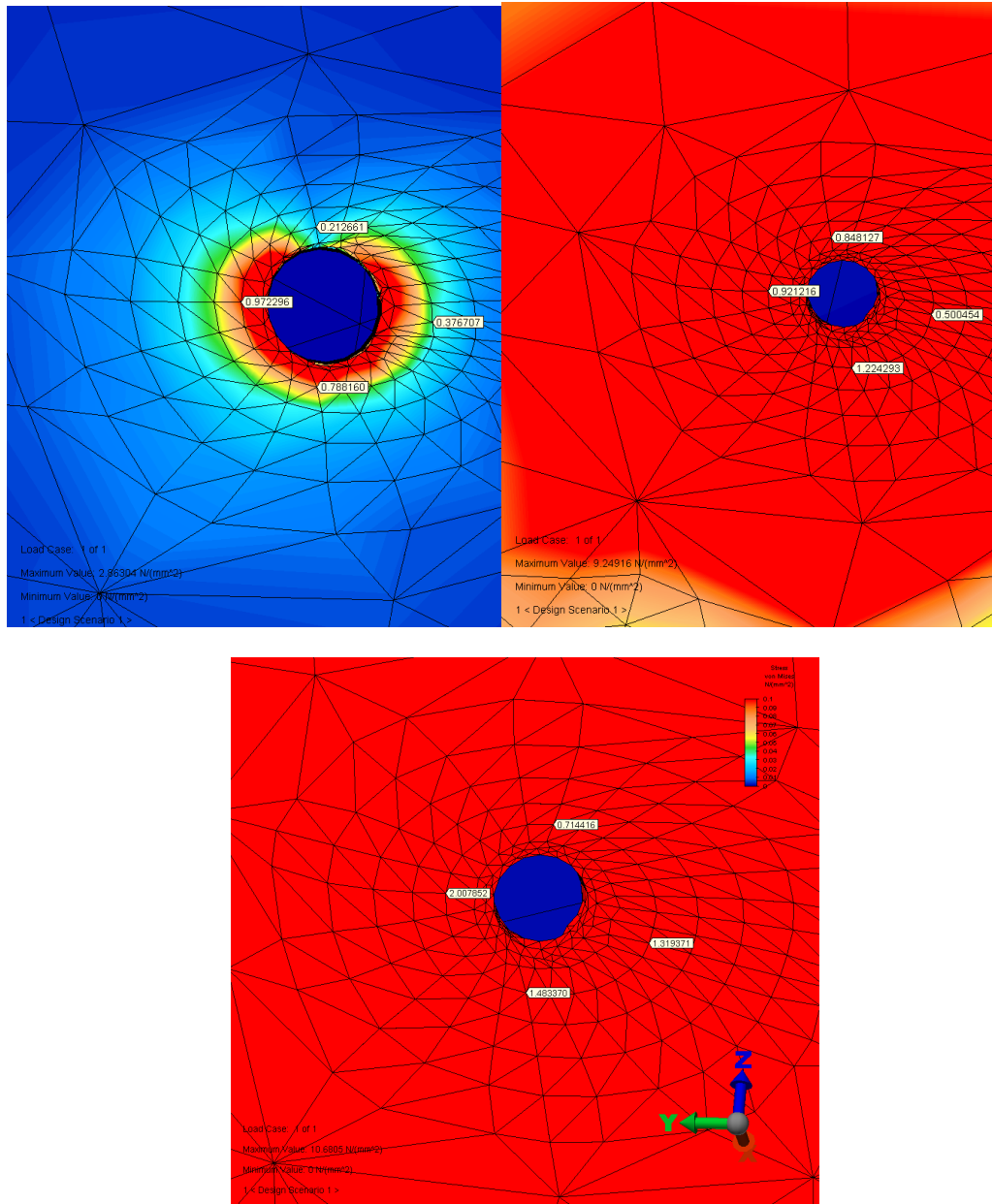
az olmak üzere mezial hareket gözlenirken aynı zamanda bukko mezial tüberkül tepesinde ve vestibulobukkal kökünde ekstrüzyon, diğer kron ve kök yapılarında intrüzyon, kron meziobukkal tüberkülü vestibule, diğer kron bölgeleri palatinala doğru rotasyonel bir hareket gösterirken kökte vestibul yönde yer değiştirme izlenmektedir.

Senaryo 2 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 110'da karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 110: Senaryo 2 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri

Senaryo 2 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 111'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Kortikal kemik üzerinde en yüksek von Misses stres 1.32 MPa değeri ile C vidası uygulandığında, en düşük von Misses stres 0.38 MPa ile A vidası uygulandığında elde edilmiştir.



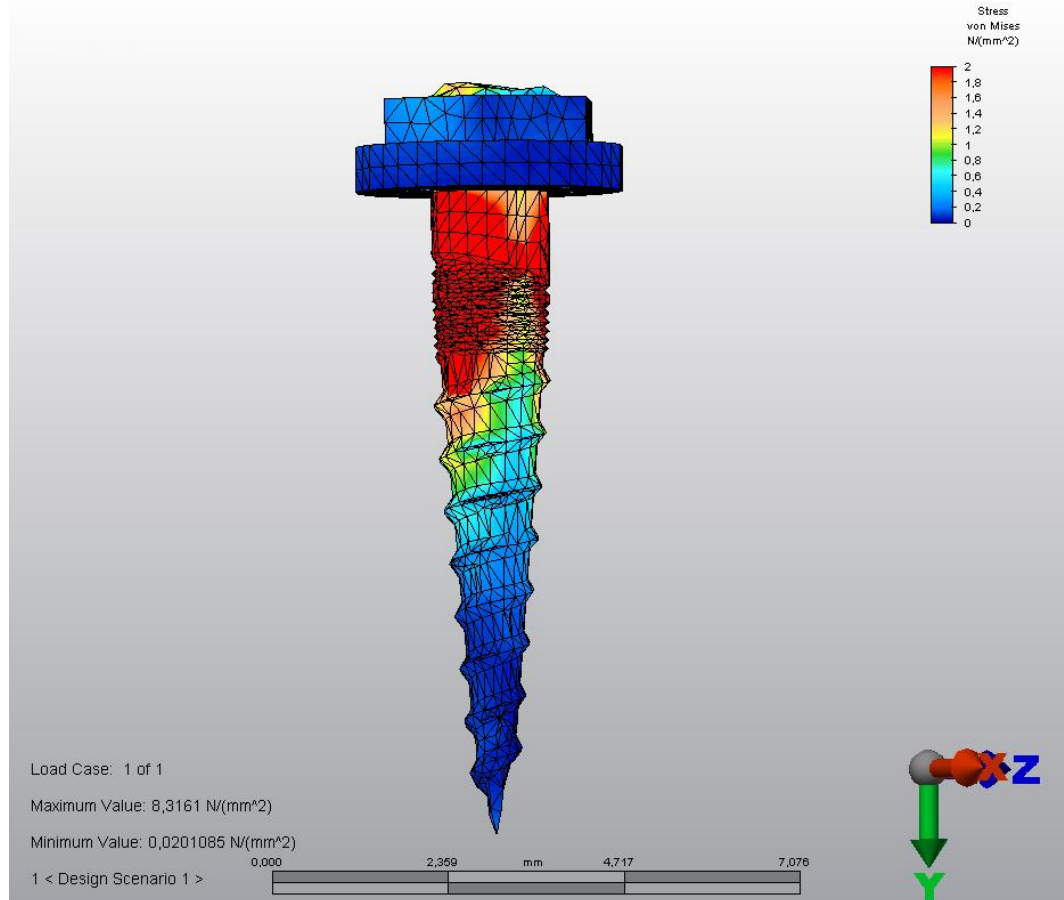
Şekil 111: Senaryo 2 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri

4.3. Senaryo 3 Bulgular

Keser intrüzyonunun santrallerin orta noktasına yerleştirilen mini-vida ile sağlandığı bu senaryoda vida üzerinde, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Kemikler üzerinde oluşan stres sıralaması merkeze eşit uzaklıktaki referans noktalardan alınan değerlere göre yapılmıştır.

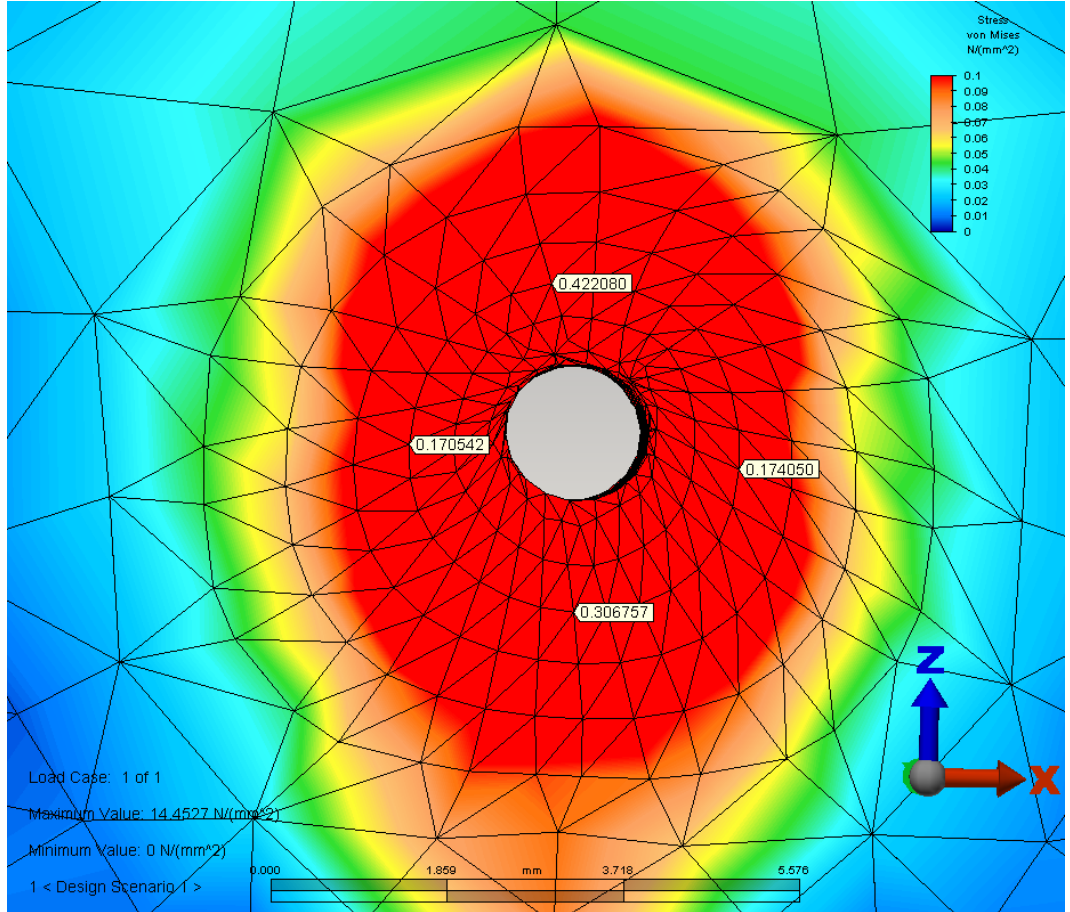
4.3.1. A Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Misses stres 8.31 MPa olarak vida üzerinde kortikal kemik hizasına gelen ilk yivlerde görüldü, bu değer periferie doğru ışınsal olarak azalma gösterdi (Şekil 112).

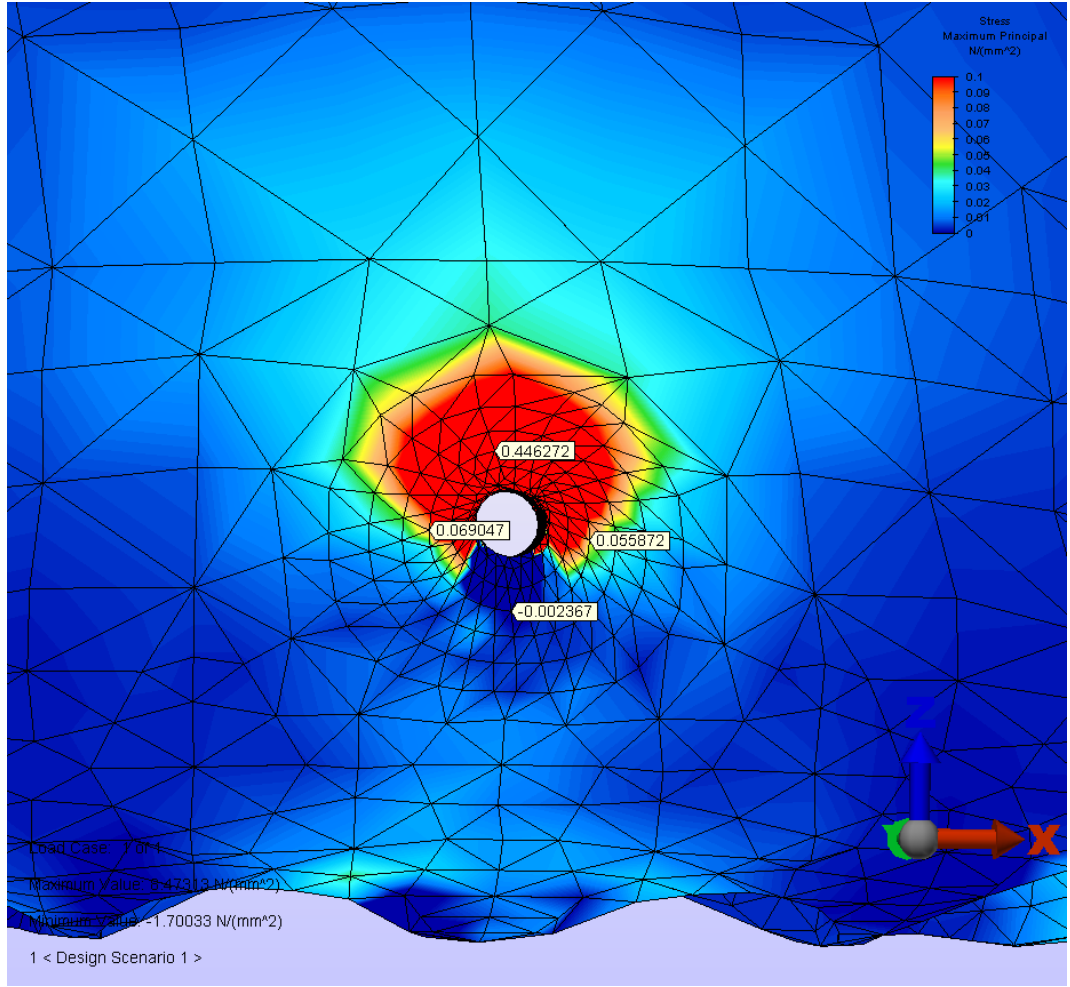


Şekil 112: Senaryo 3'de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

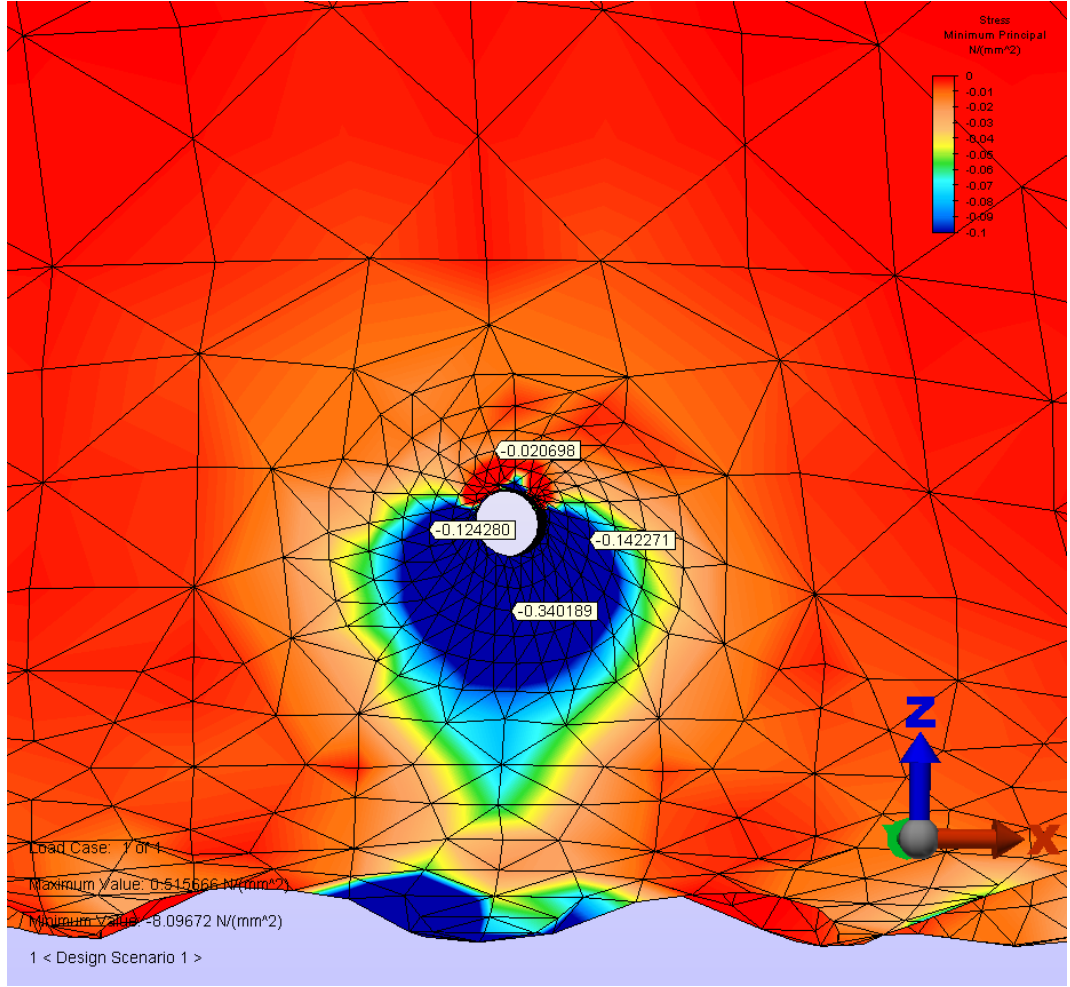
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; en yüksek von Misses stres 14.45 MPa olarak ölçüldü, referans noktadan 0.31 MPa değeri elde edildi (Şekil 113), en yüksek maksimum asal stres vida yuvasının gerilme bölgesindeki kemik yüzeyinde 8.47 MPa olarak ölçüldü, referans noktadan 0.45 MPa değeri elde edildi (Şekil 114) ve en yüksek minimum asal stres vida yuvasının sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde -8.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.34MPa değeri elde edildi (Şekil 115). Tüm değerlerin merkezden perifere doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi.



Şekil 113: Senaryo 3'de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

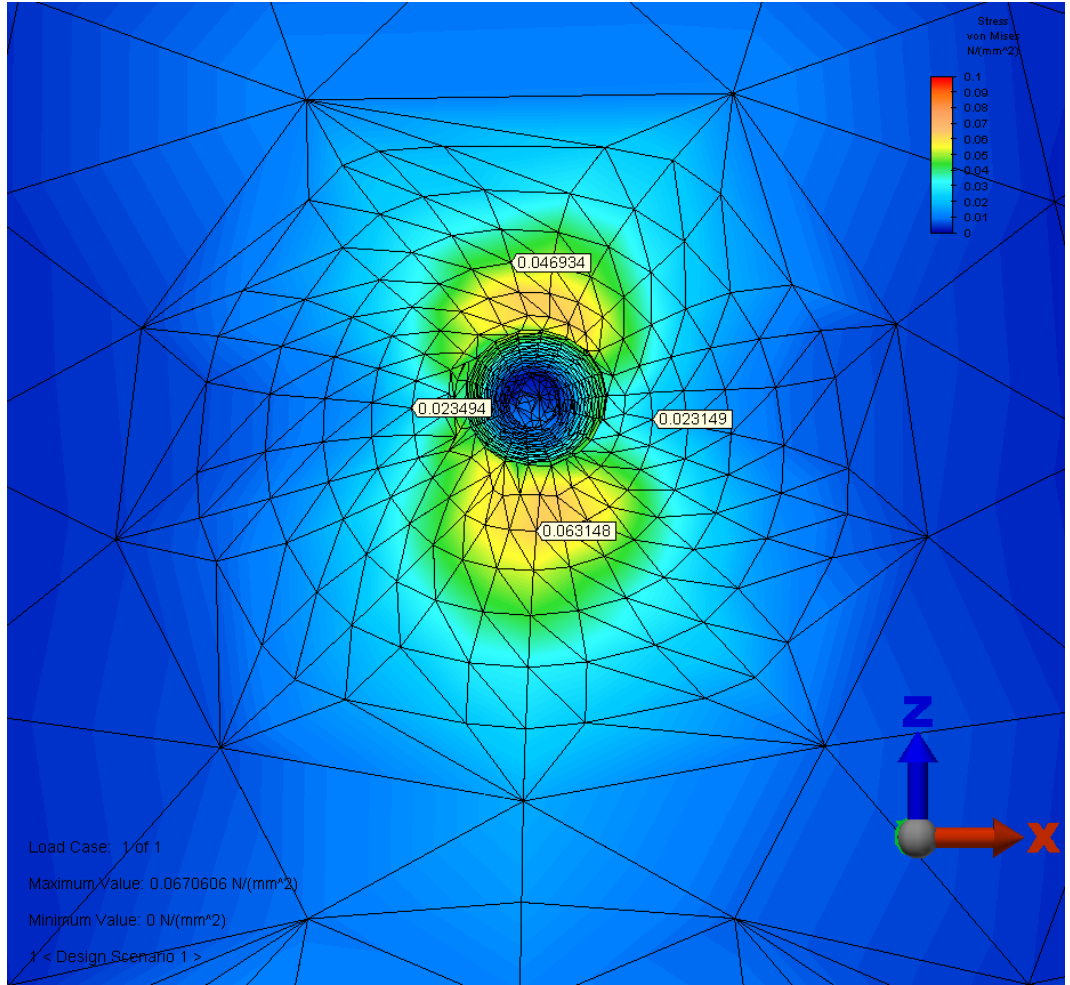


Şekil 114: Senaryo 3'de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

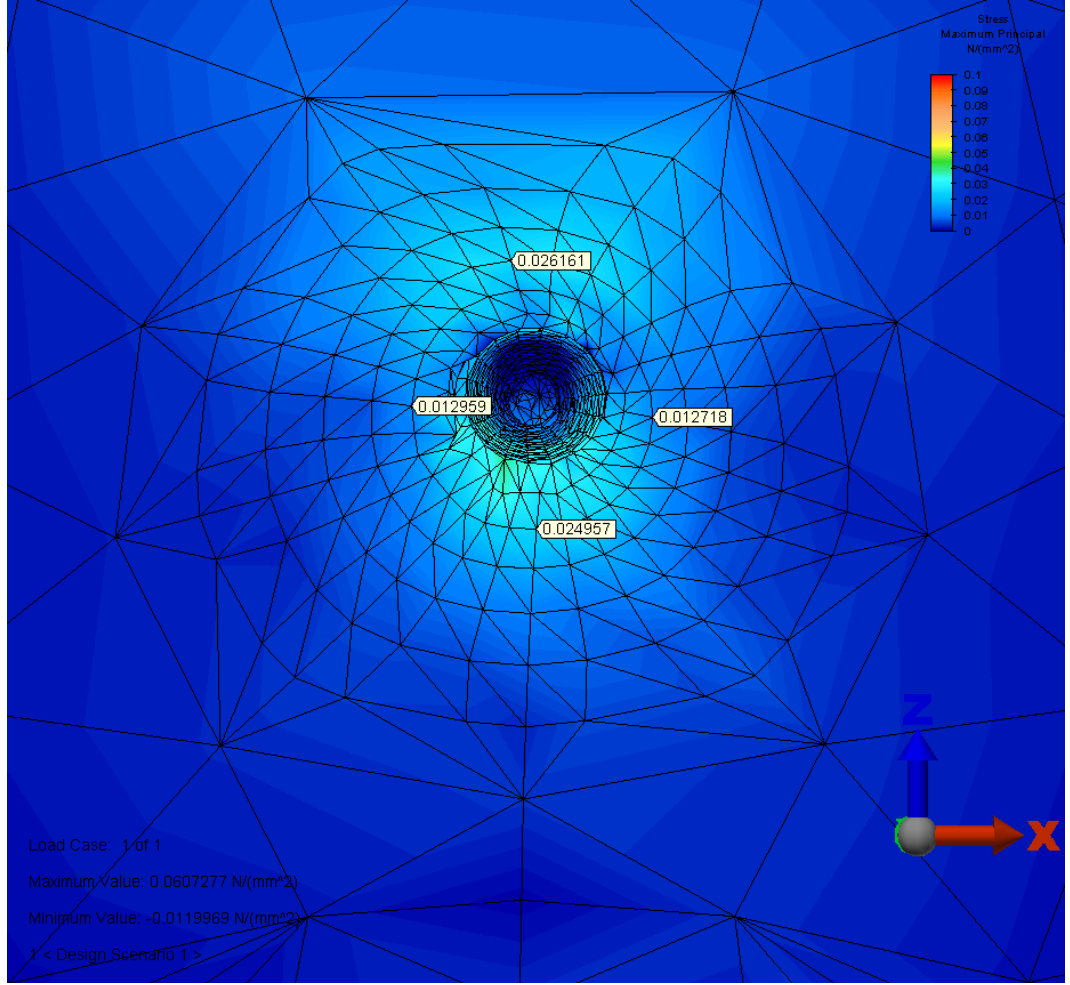


Şekil 115: Senaryo 3’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

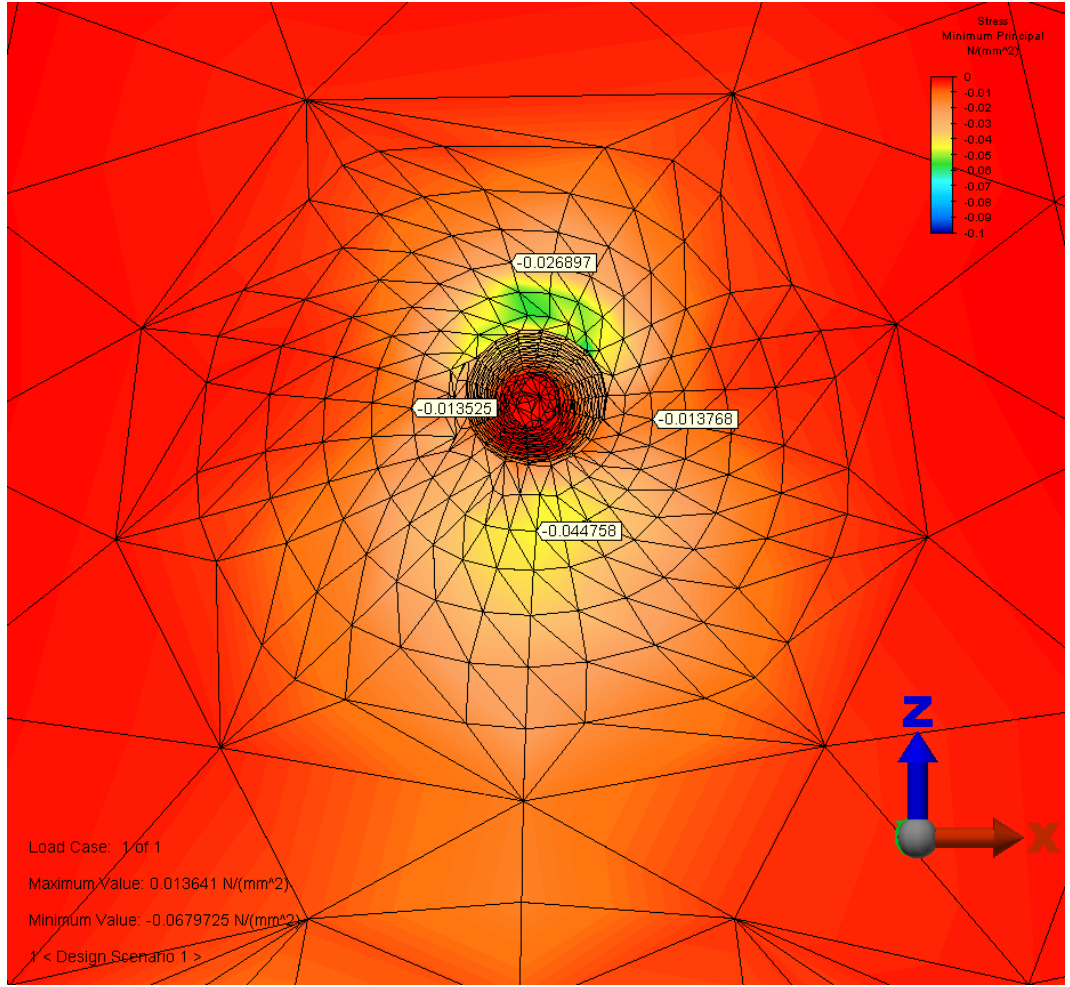
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.07 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.06 MPa değeri elde edildi (Şekil 116), en yüksek maksimum asal stres gerilim bölgesindeki kemik yüzeyinde 0.06 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.03 MPa değeri elde edildi (Şekil 117) ve en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinden -0.07 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.04 MPa değeri elde edildi (Şekil 118). Tüm bu değerlerde merkezden perifer doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 116: Senaryo 3'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

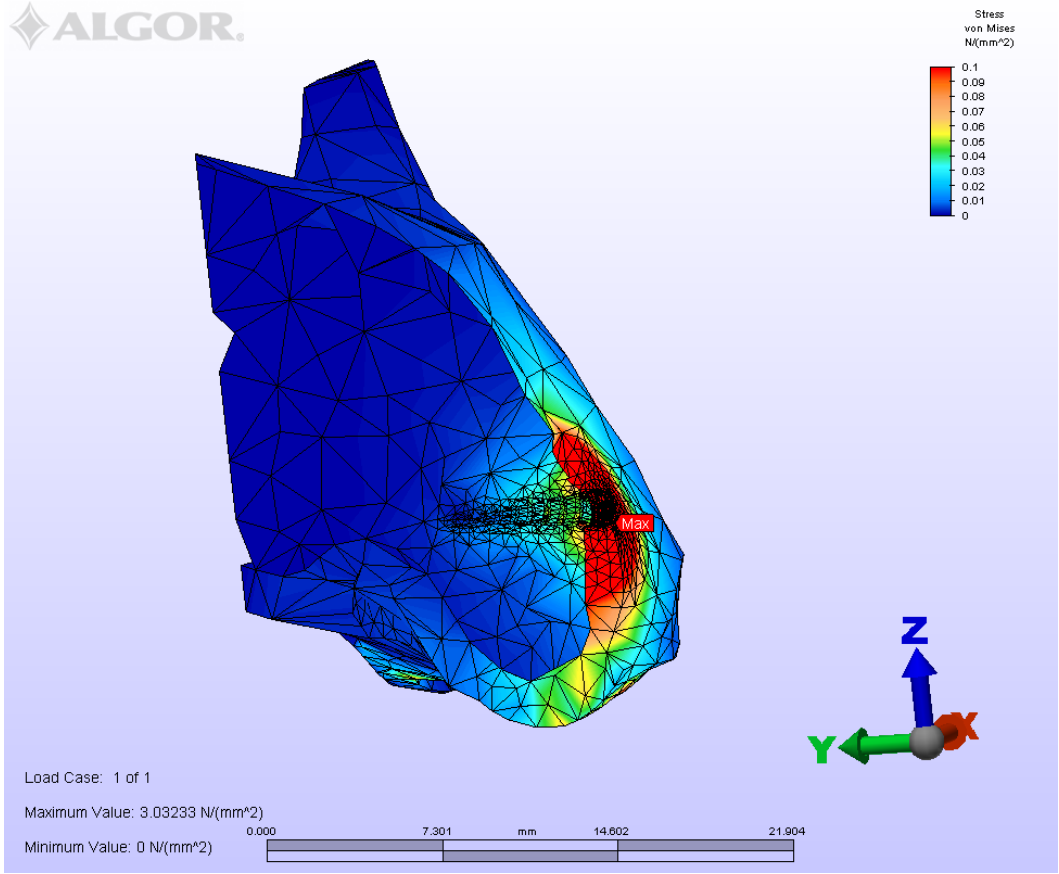


Şekil 117: Senaryo 3'de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



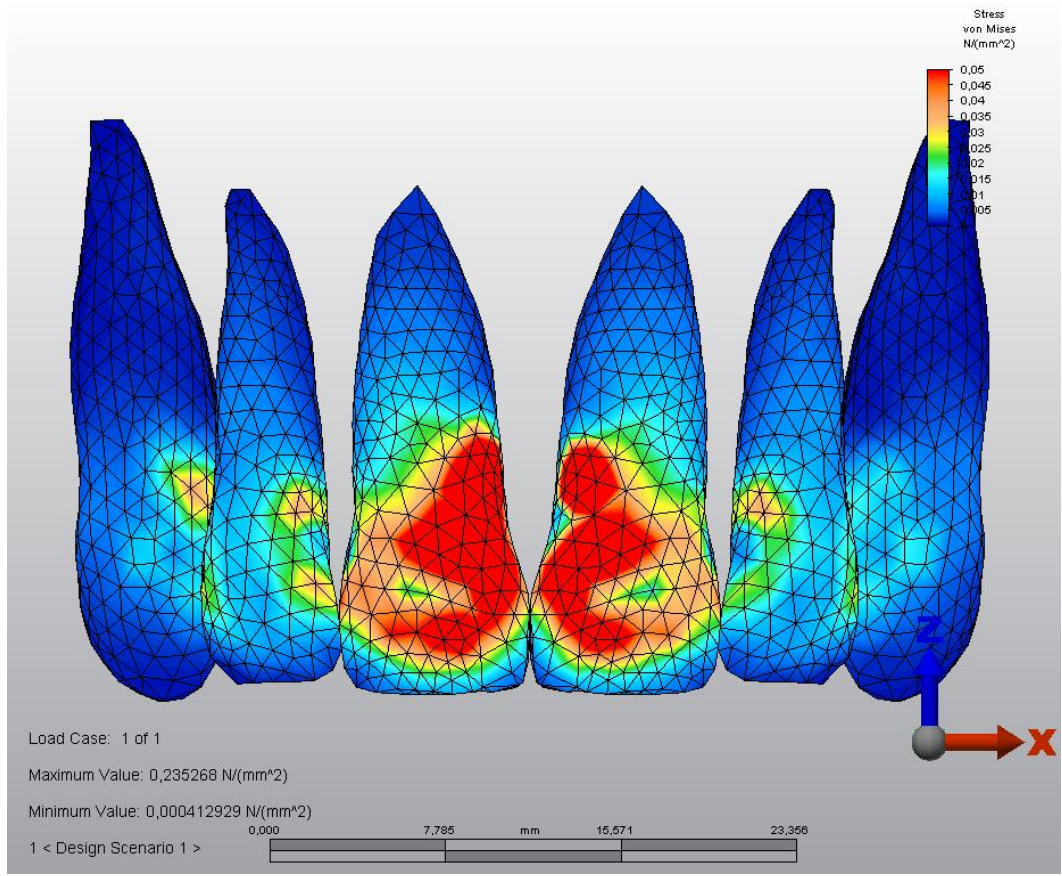
Şekil 118: Senaryo 3’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres en fazla vida ilk yivine denk gelen kortikal kemik yüzeyinde 3.03 MPa olarak bulundu, periferie doğru strese işinsal olarak azalma görüldü (Şekil 119).



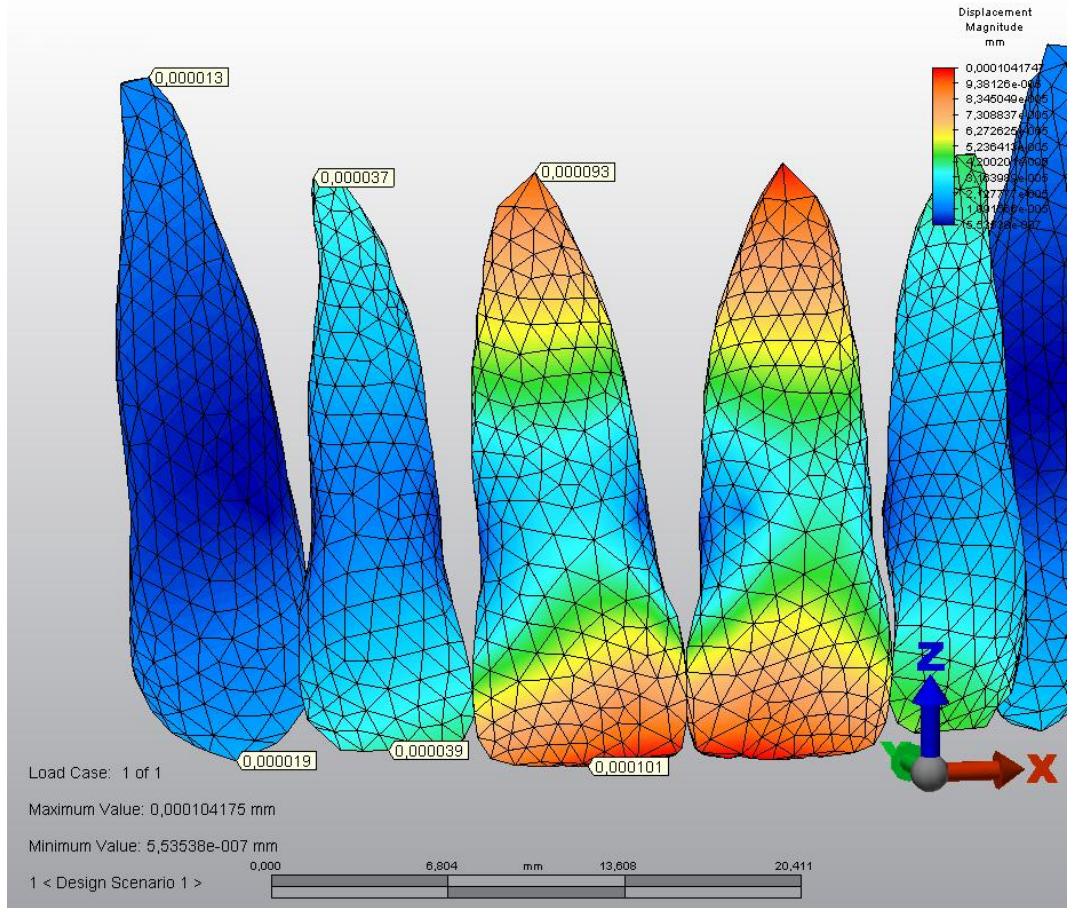
Şekil 119: Senaryo 3’de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dışler üzerindeki von Misses stres en fazla santral dişlerin kronlarının vestibulomezial kısmında ve mezoservikal kısımlarında görülmekte ve periferie doğru ışınsal olarak azalmaktadır, maksimum von Misses stres 0.23 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 120).

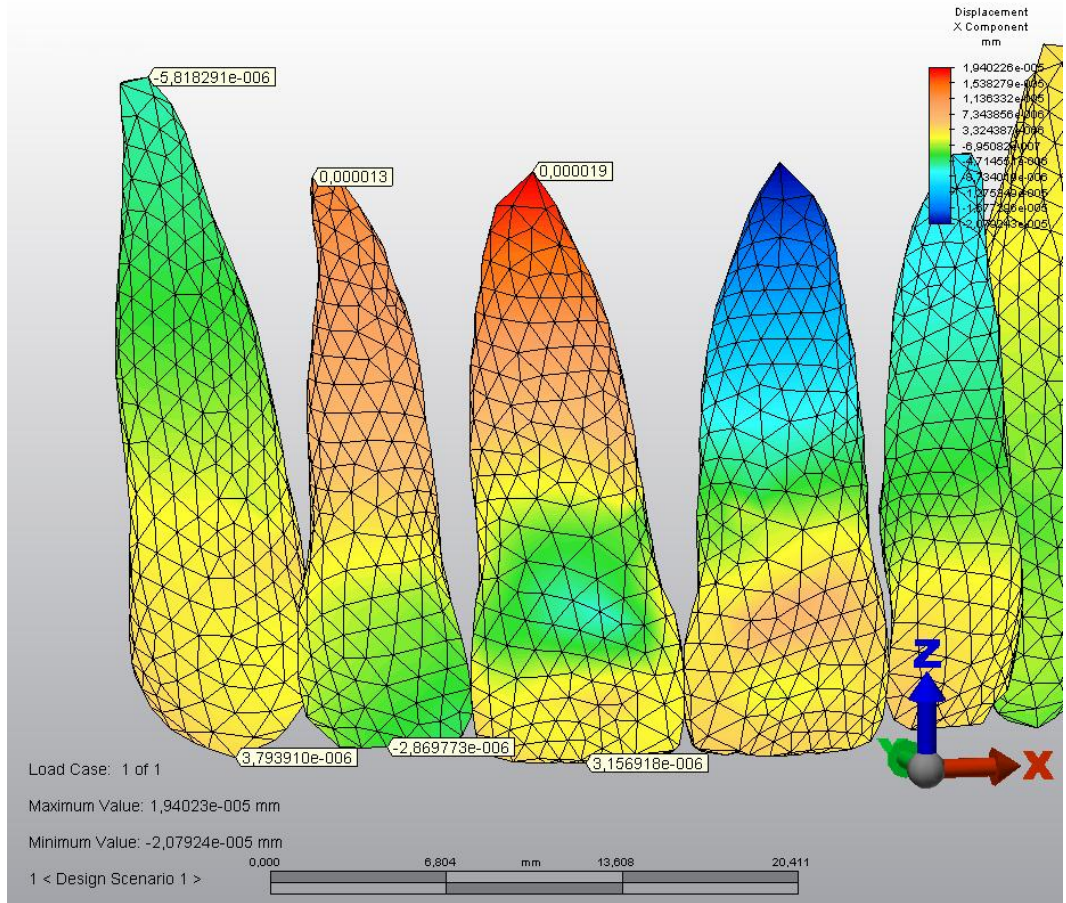


Şekil 120: Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

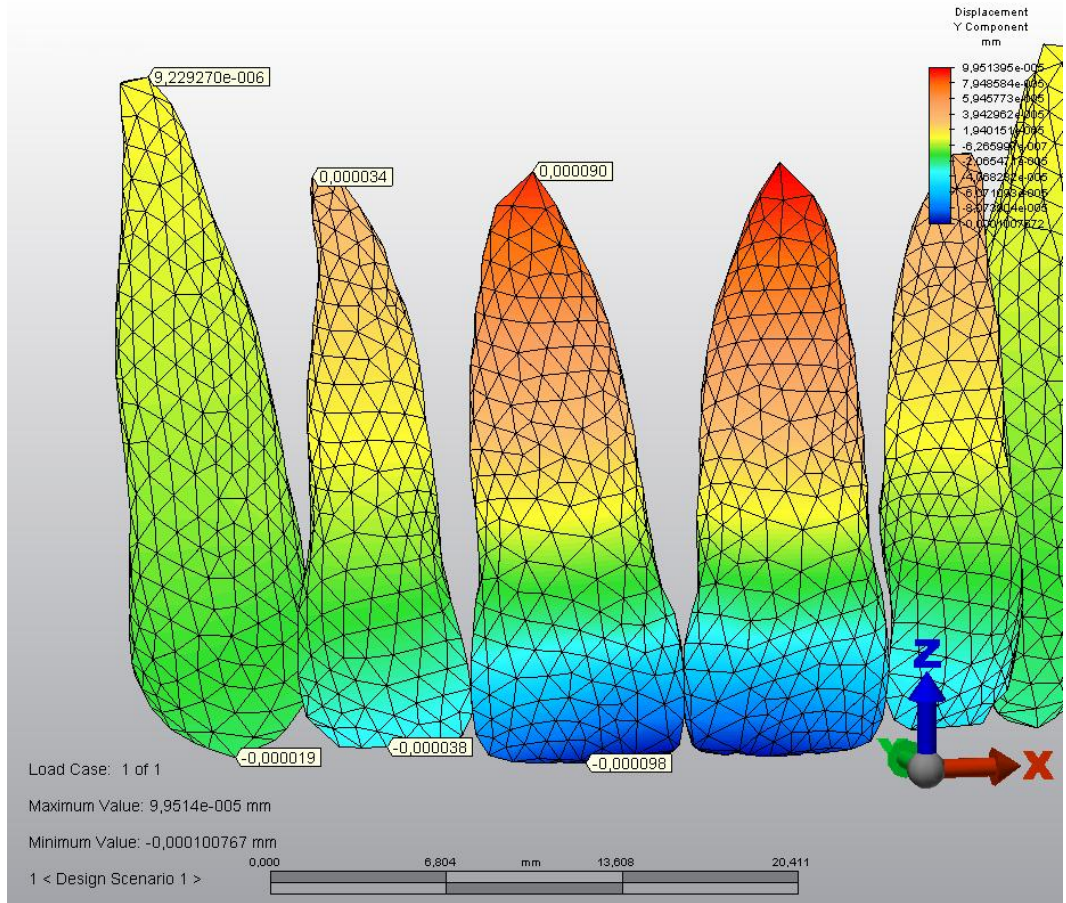
Senaryo 3’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 121, Şekil 122, Şekil 123, Şekil 124).



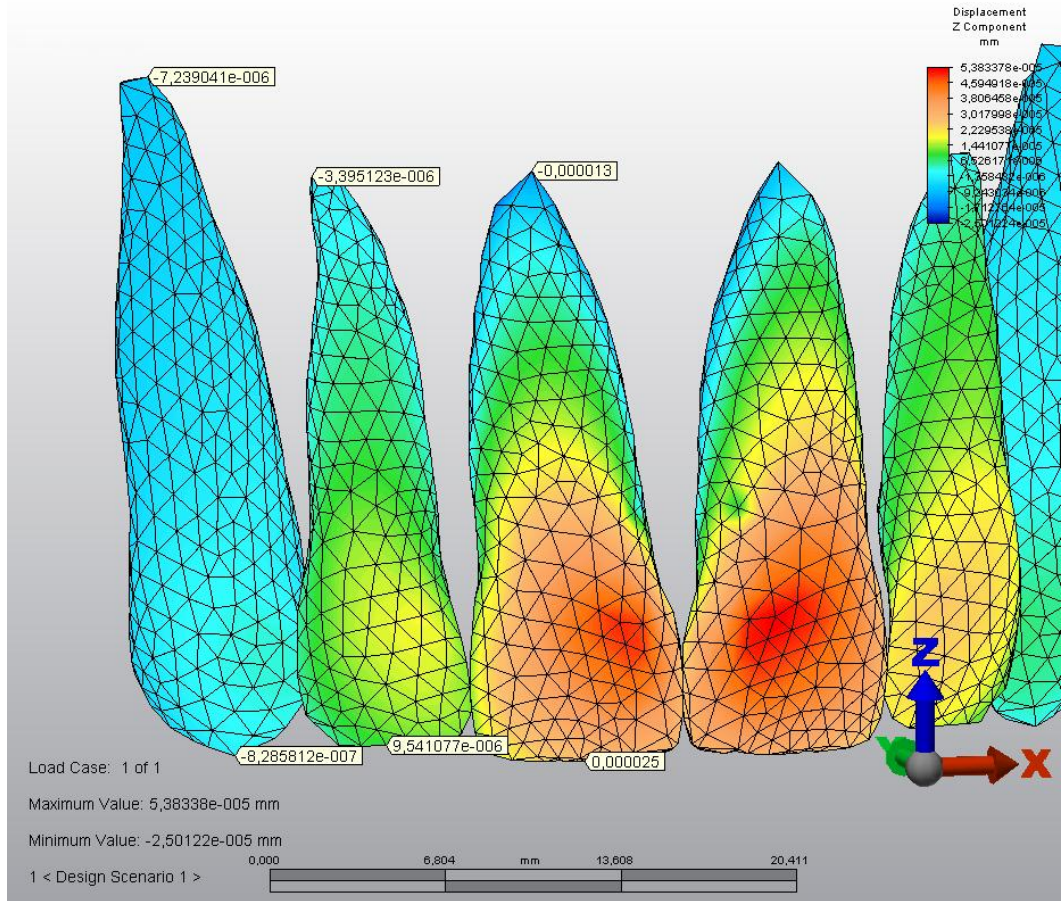
Şekil 121: Senaryo 3'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 122: Senaryo 3'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



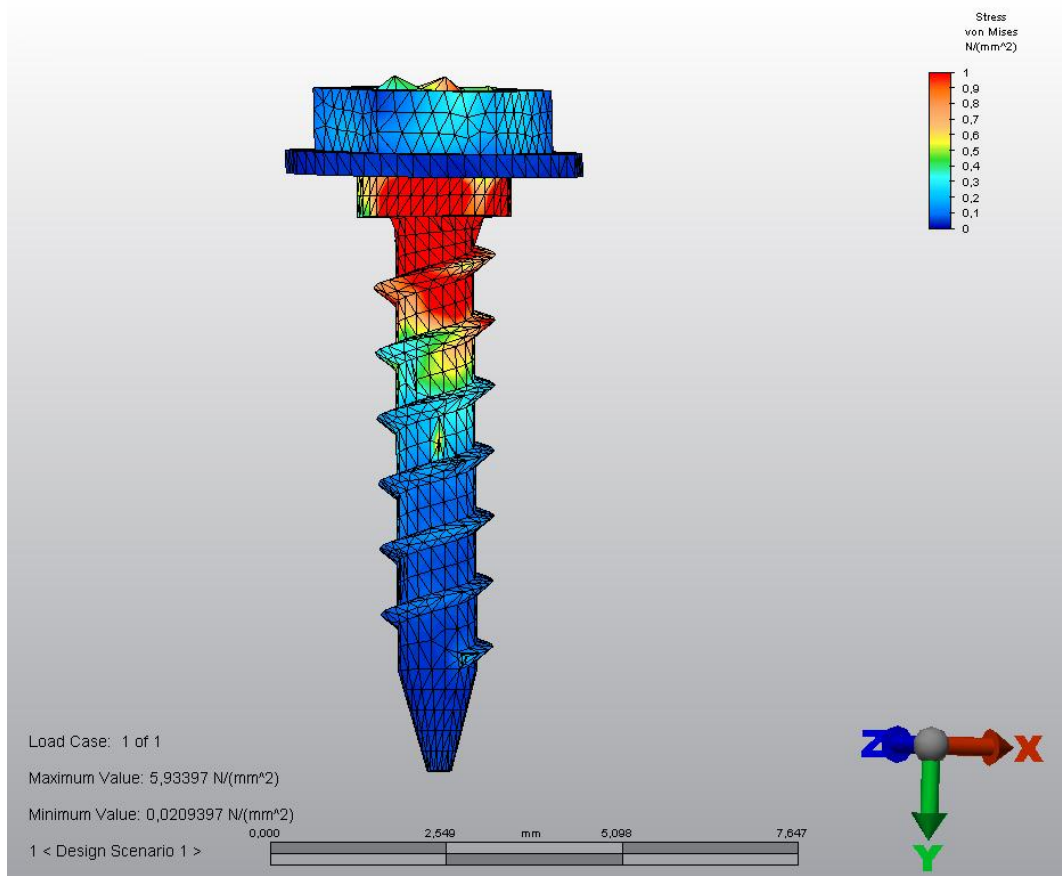
Şekil 123: Senaryo 3'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 124: Senaryo 3'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.3.2. B Vidası Bulgular

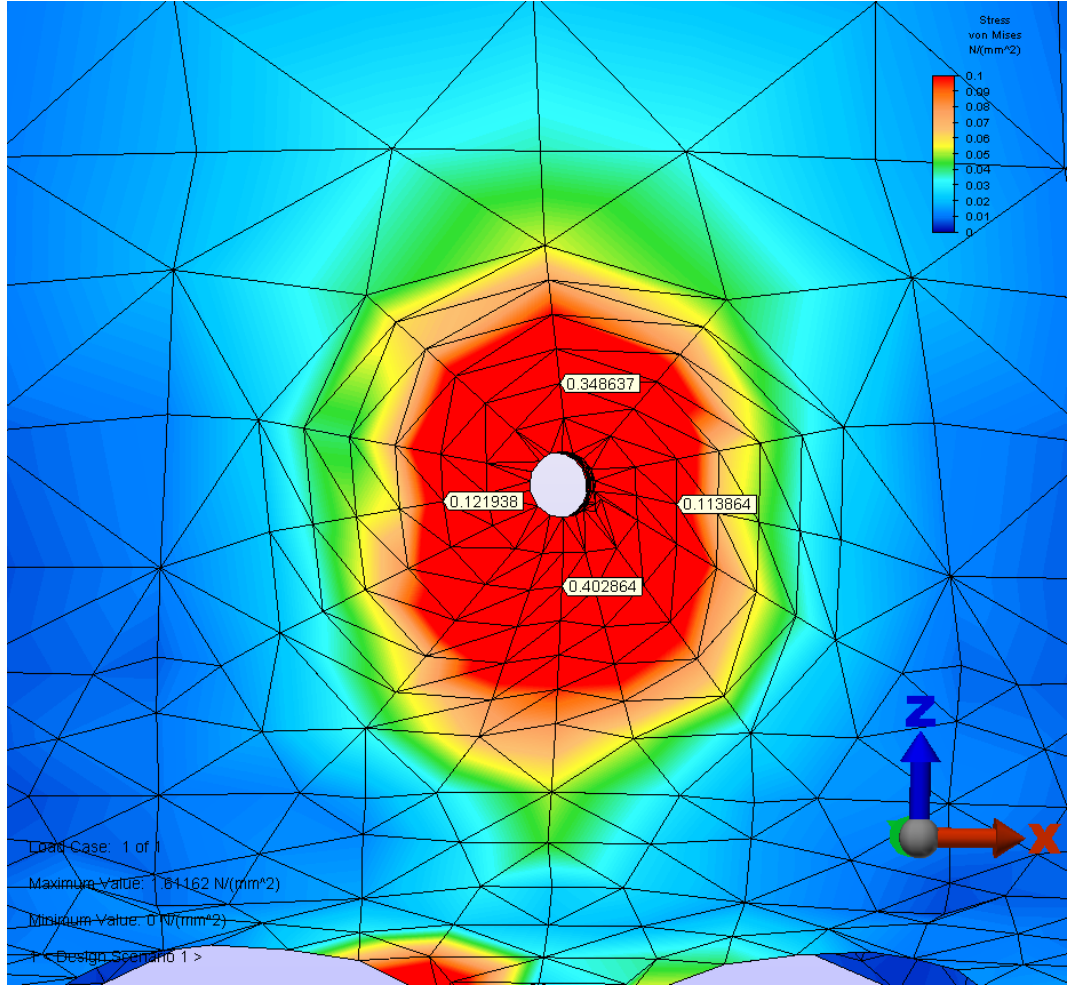
Vida üzerinde oluşan von Misses stres 5.93 MPa ile yivlerin başladığı gövde kısmında görüldü ve periferie doğru ışınsal olarak azaldığı gözlemlendi (Şekil 125).



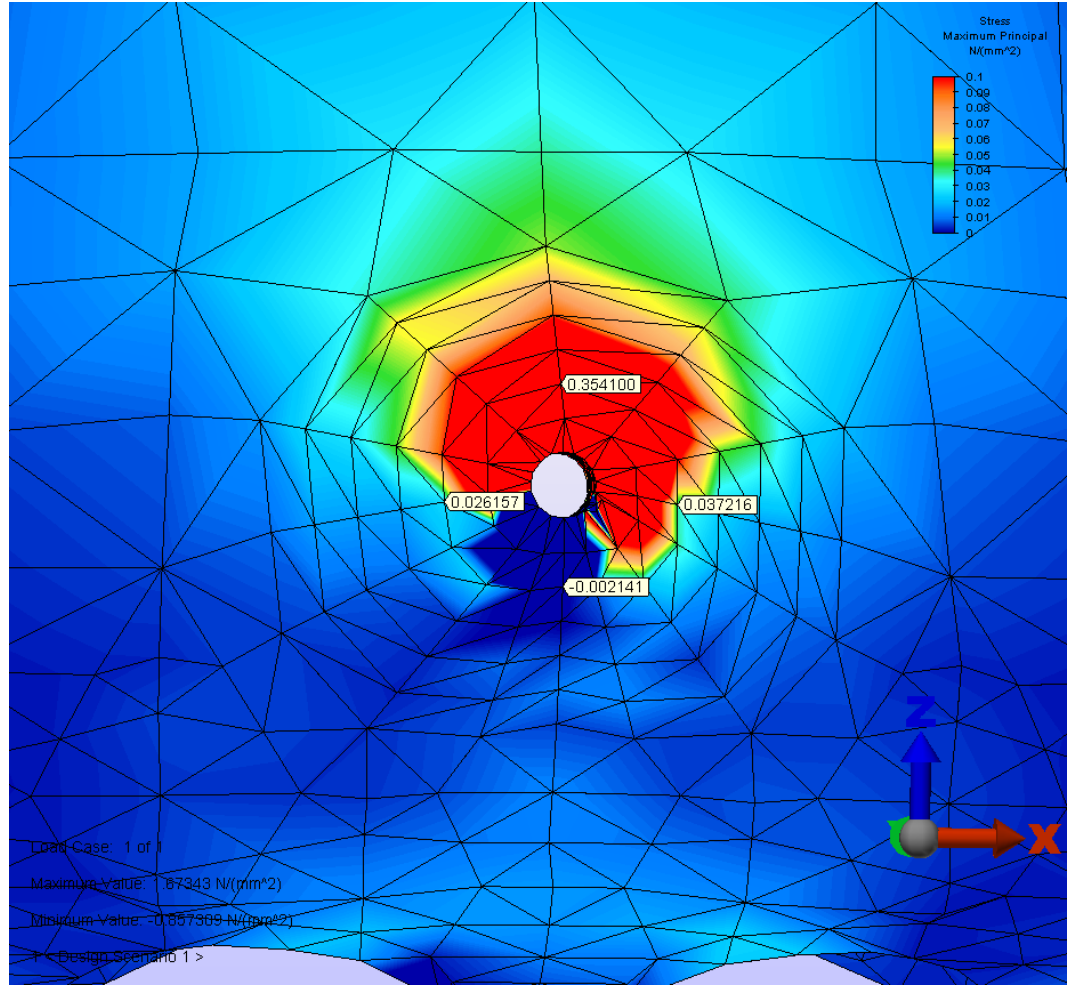
Şekil 125: Senaryo 3'de B vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 1.61 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.40 MPa değeri elde edildi (Şekil 126), en yüksek maksimum principle stres gerilme bölgesinde 1.67 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.35 MPa değeri elde edildi (Şekil 127), en yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -2.36 MPa olarak

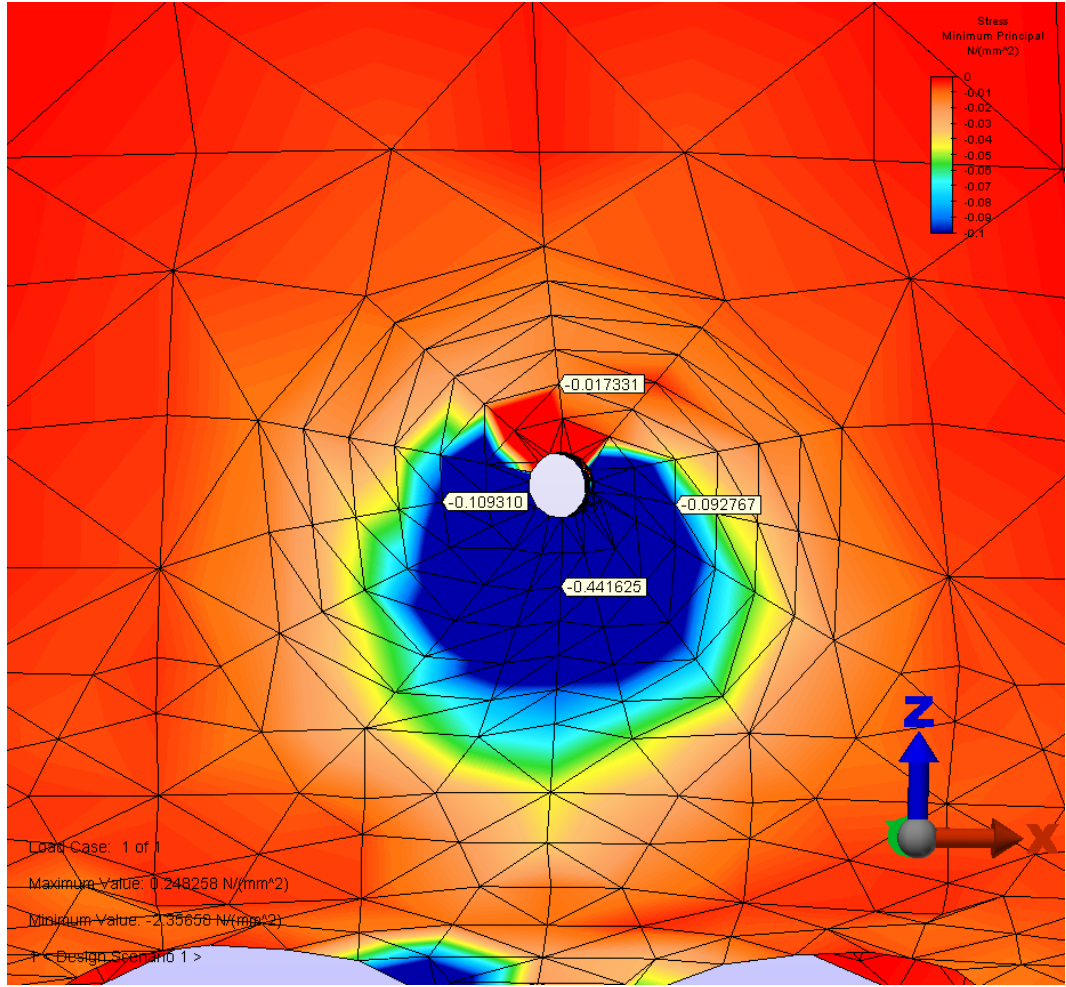
bulundu, referans noktasında -0.44 MPa değeri elde edildi (Şekil 128). Bu değerler merkezden periferie doğru ışınsal olarak azaldı.



Şekil 126: Senaryo 3'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

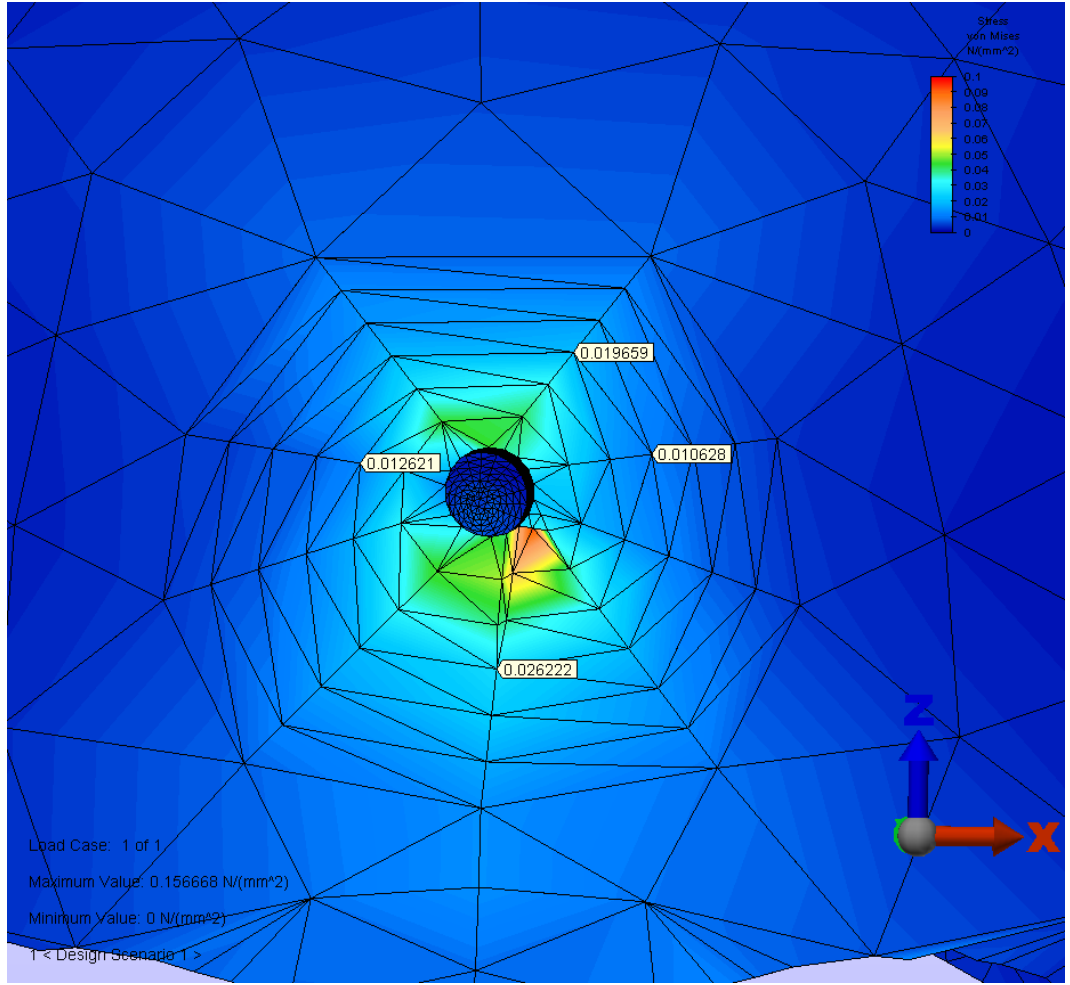


Şekil 127: Senaryo 3'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

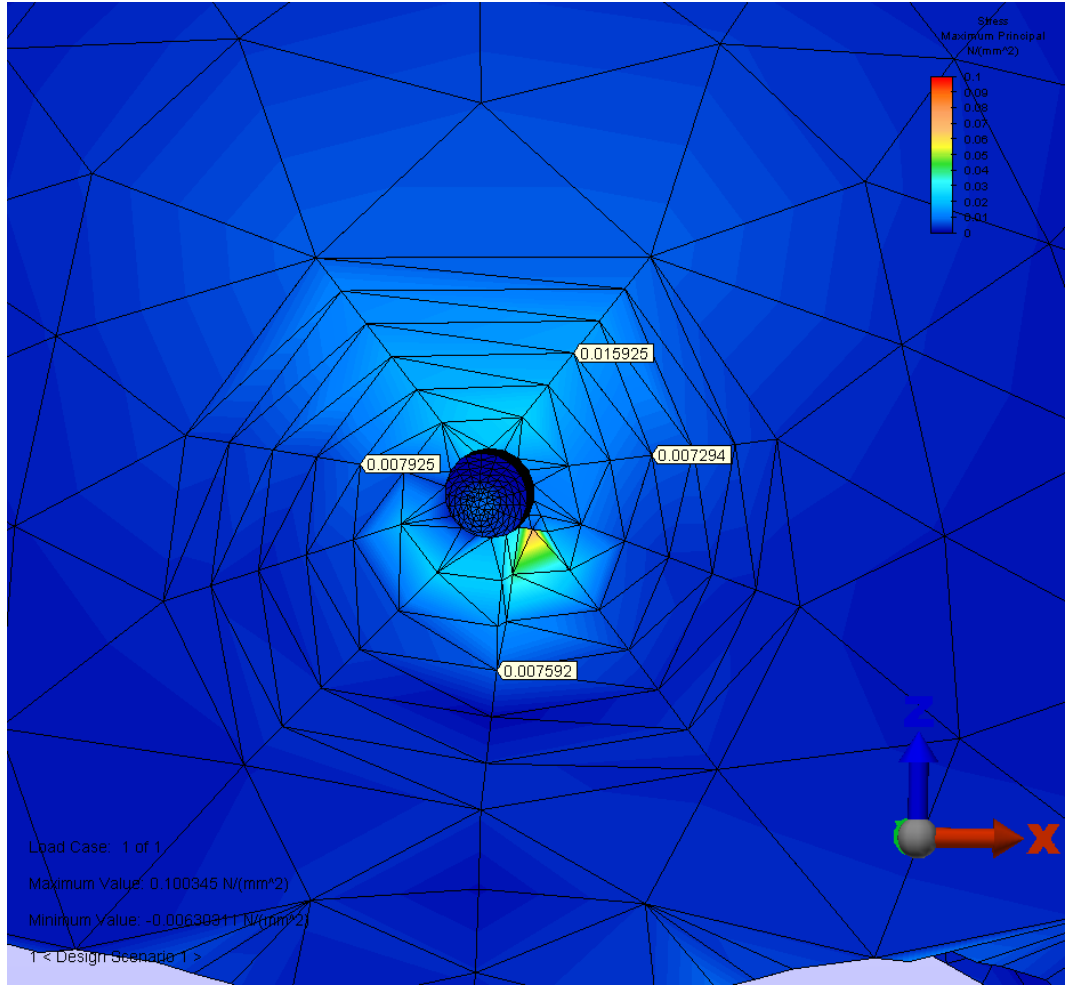


Şekil 128: Senaryo 3’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

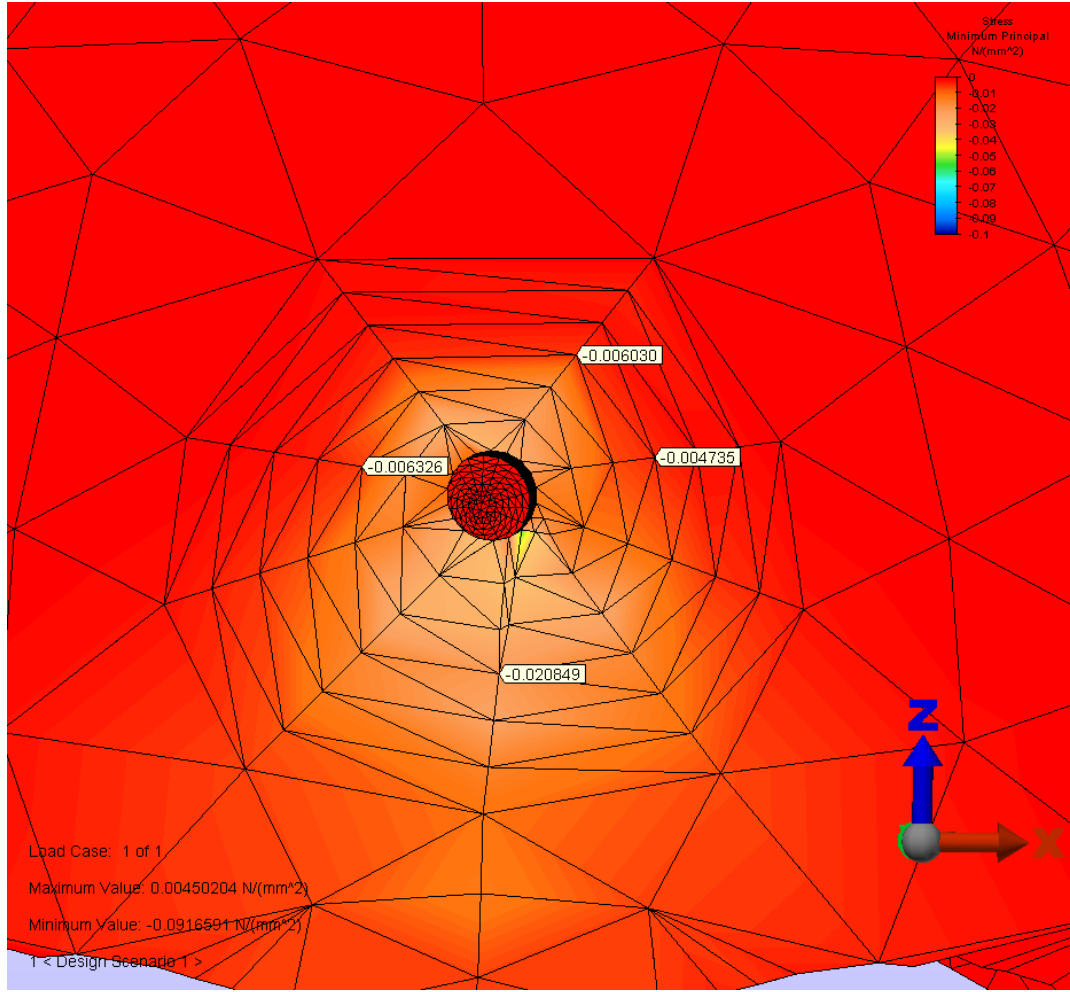
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.16 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.03 MPa değeri elde (Şekil 129), en yüksek maksimum asal stres 0.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.02 MPa değeri elde edildi (Şekil 130) ve en yüksek minimum asal stres -0.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından -0.02 MPa (Şekil 131) değeri elde edildi. Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 129: Senaryo 3'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

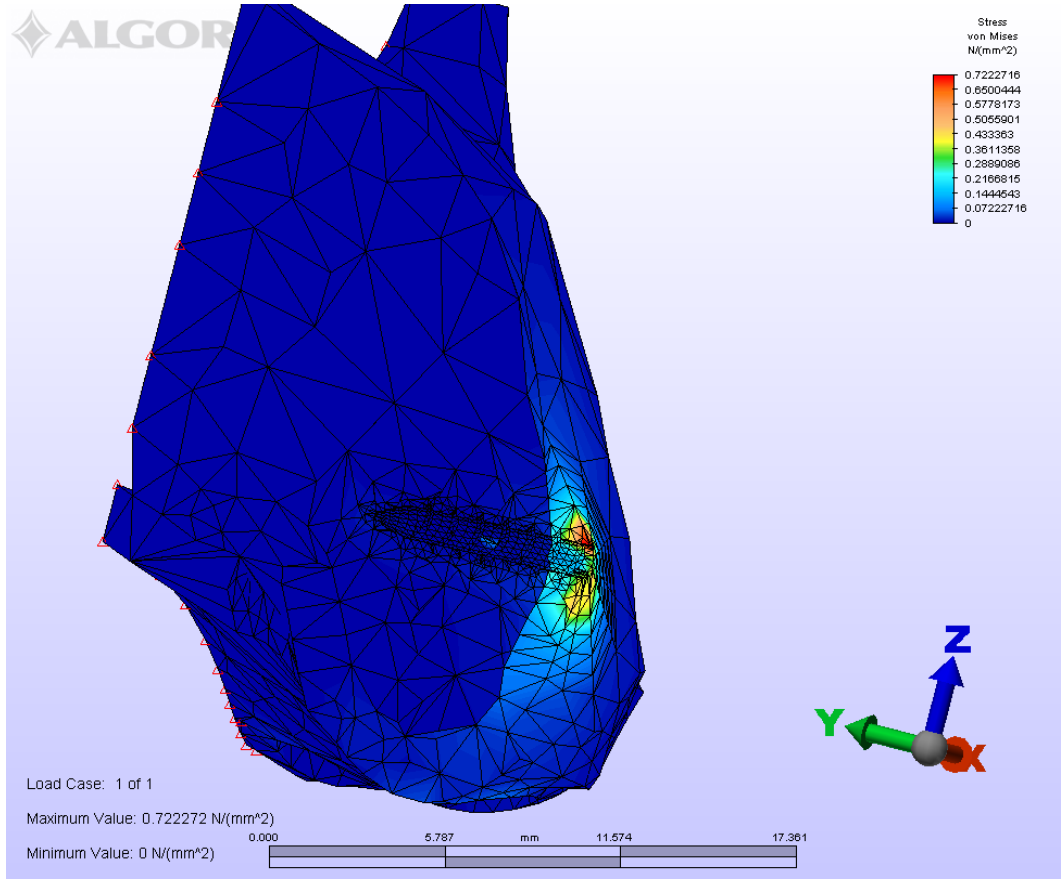


Şekil 130: Senaryo 3’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



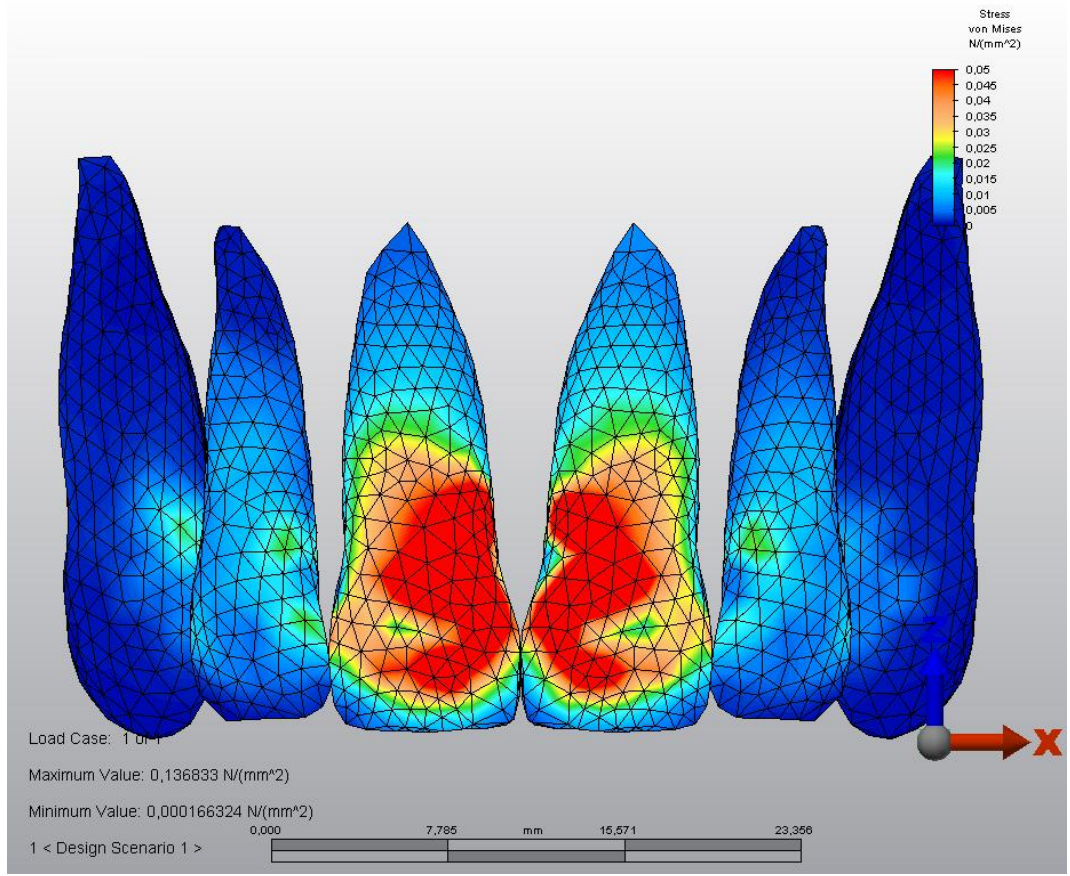
Şekil 131: Senaryo 3’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres 0.72 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, periferde doğru değer ışınsal olarak azaldı (Şekil 132).



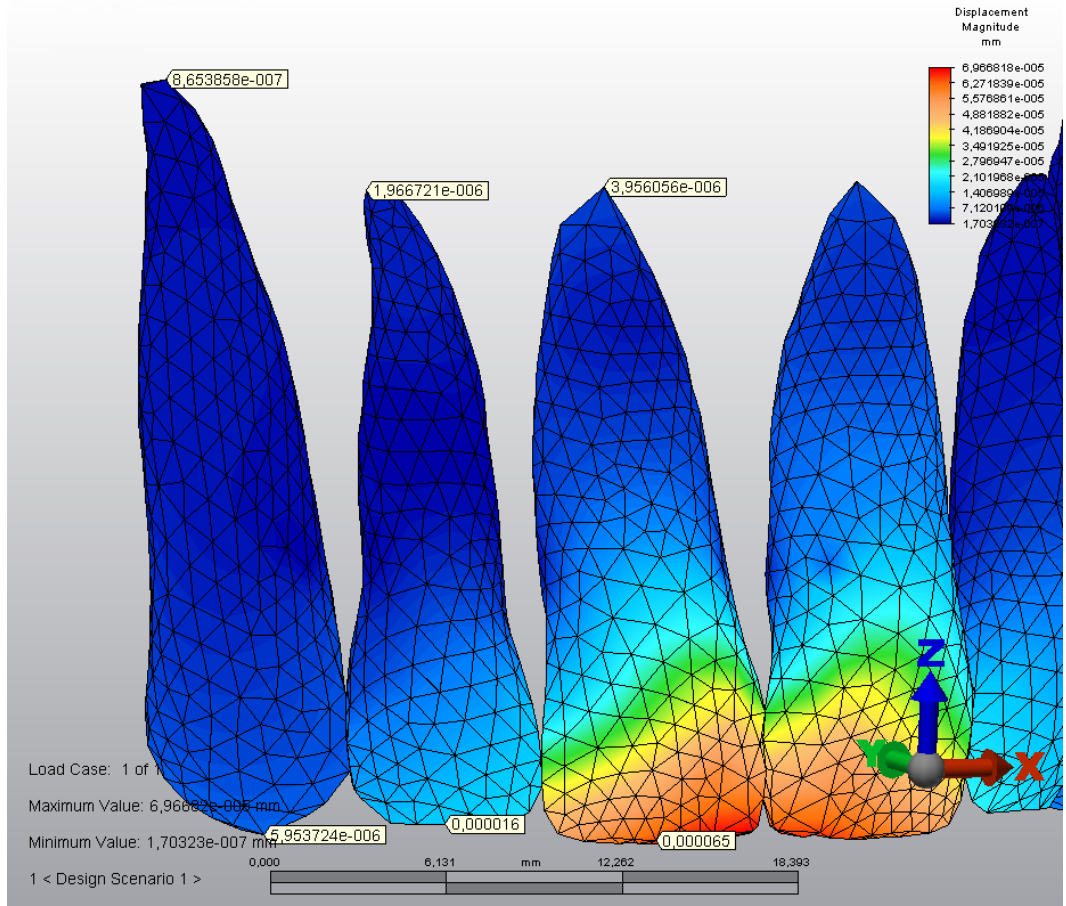
Şekil 132: Senaryo 3’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki stres ve yer değiştirmelere bakıldığında; von Misses stres, santral dişin vestibul yüzünde ve daha çok mezial yarımında ve kökün 1/3 servikal kısmının mezialinde, en yüksek 0.13 MPa olarak bulundu, değerlerin periferie doğru ışınsal olarak azaldığı görüldü (Şekil 133).

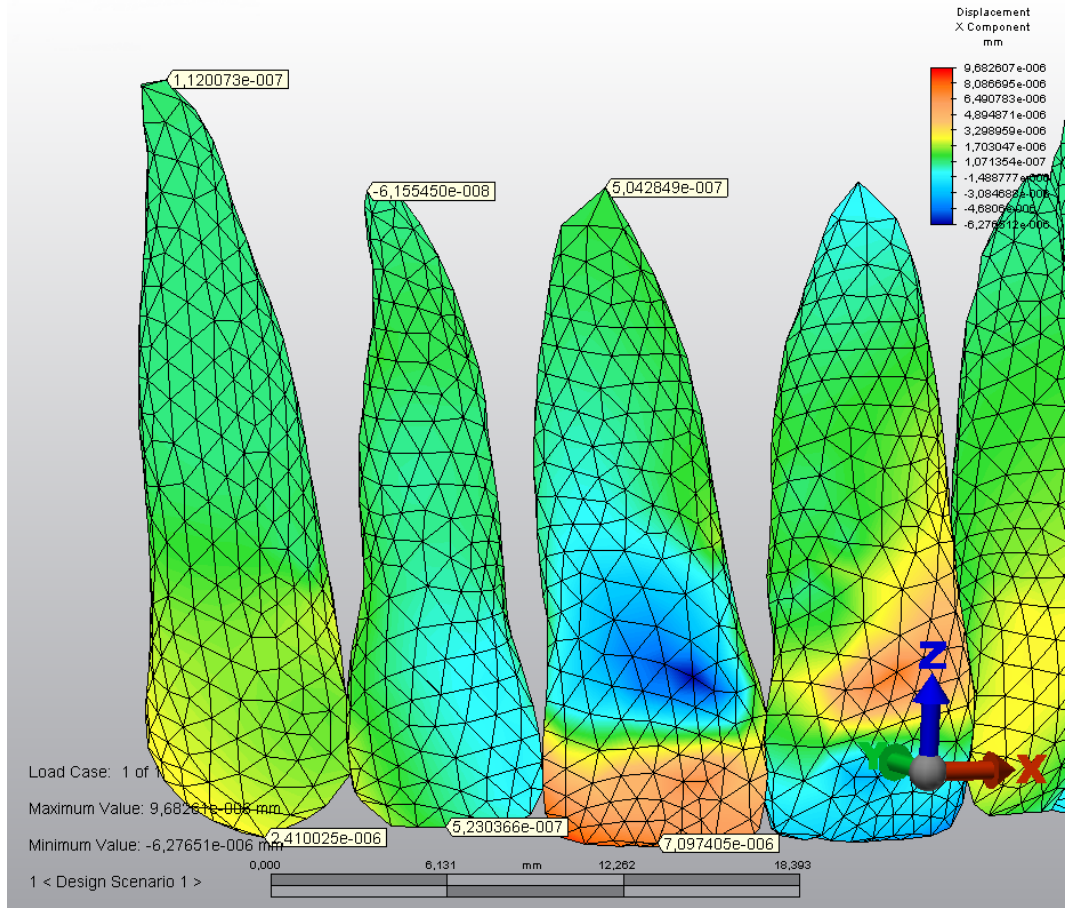


Şekil 133: Senaryo 3’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

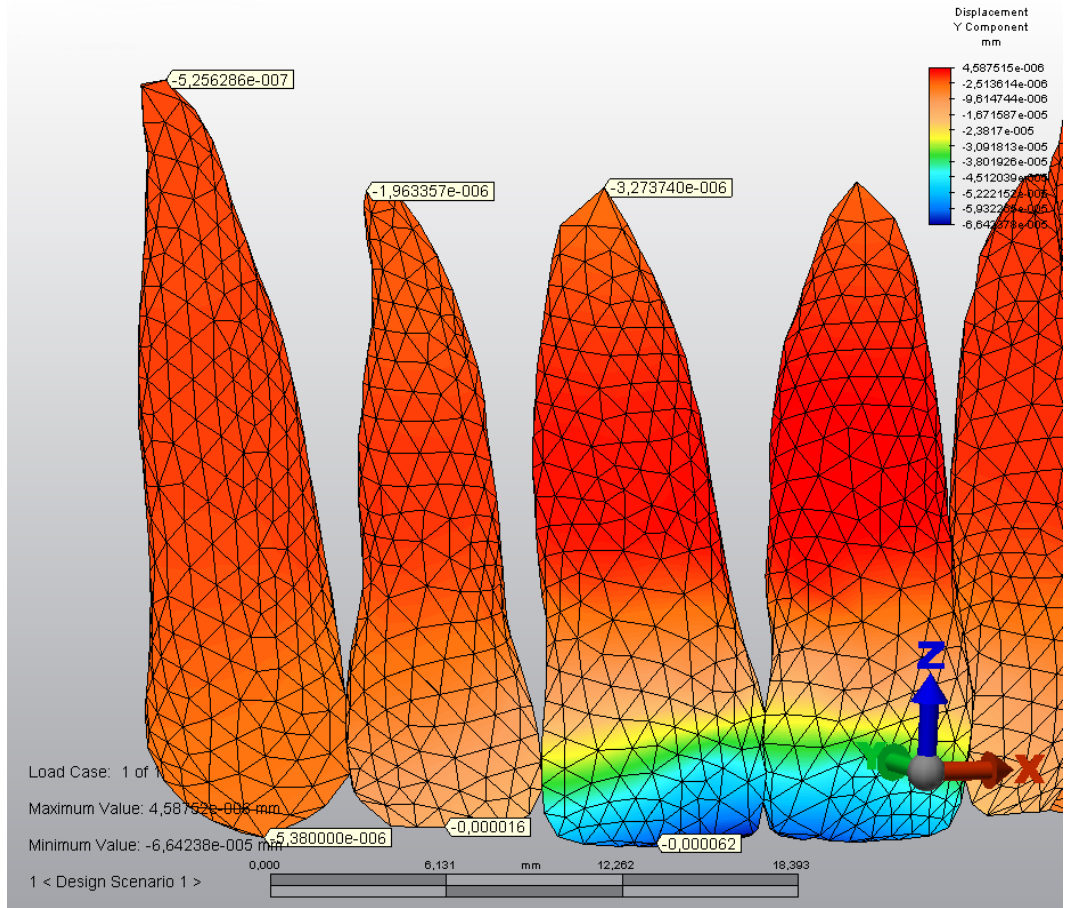
Senaryo 3’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 134, Şekil 135, Şekil 136, Şekil 137).



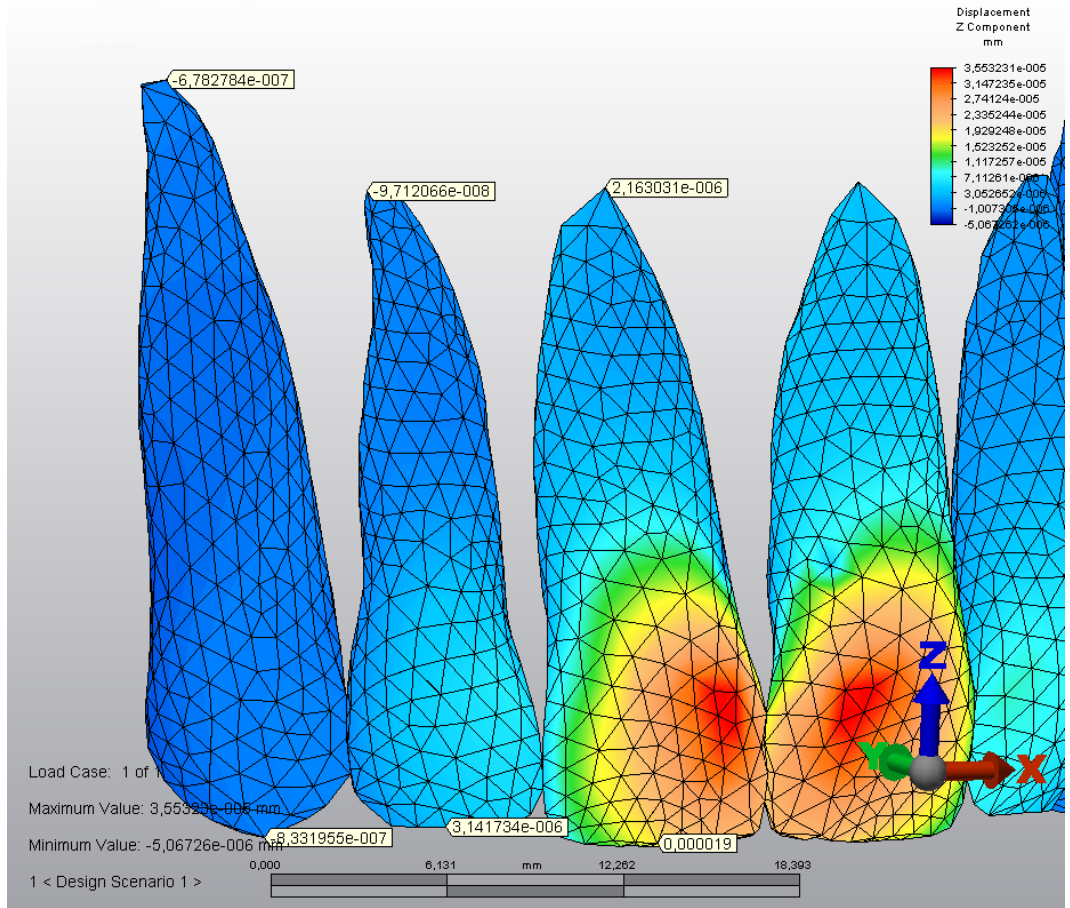
Şekil 134: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 135: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



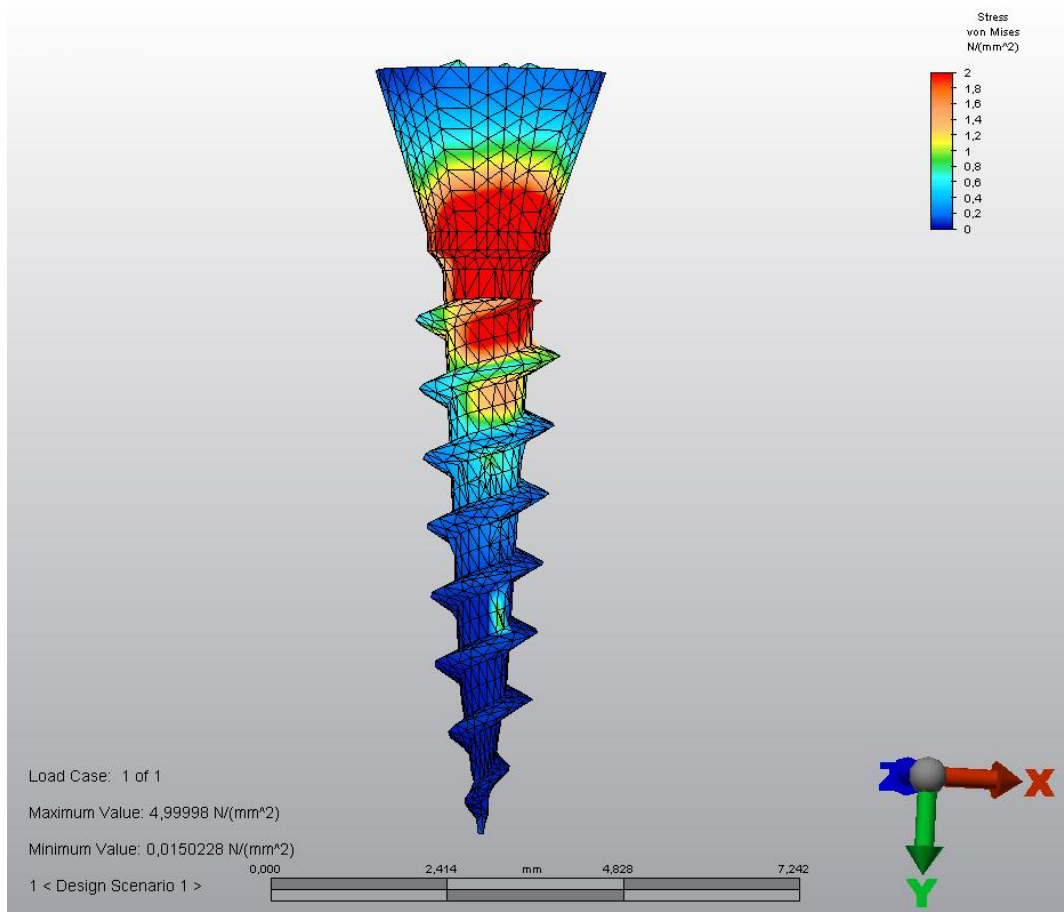
Şekil 136: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 137: Senaryo 3'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.3.3. C Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Misses stres 4.99 MPa ile gövde başlangıcında ve ilk yivde görüldü. Bu değerde periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 138).

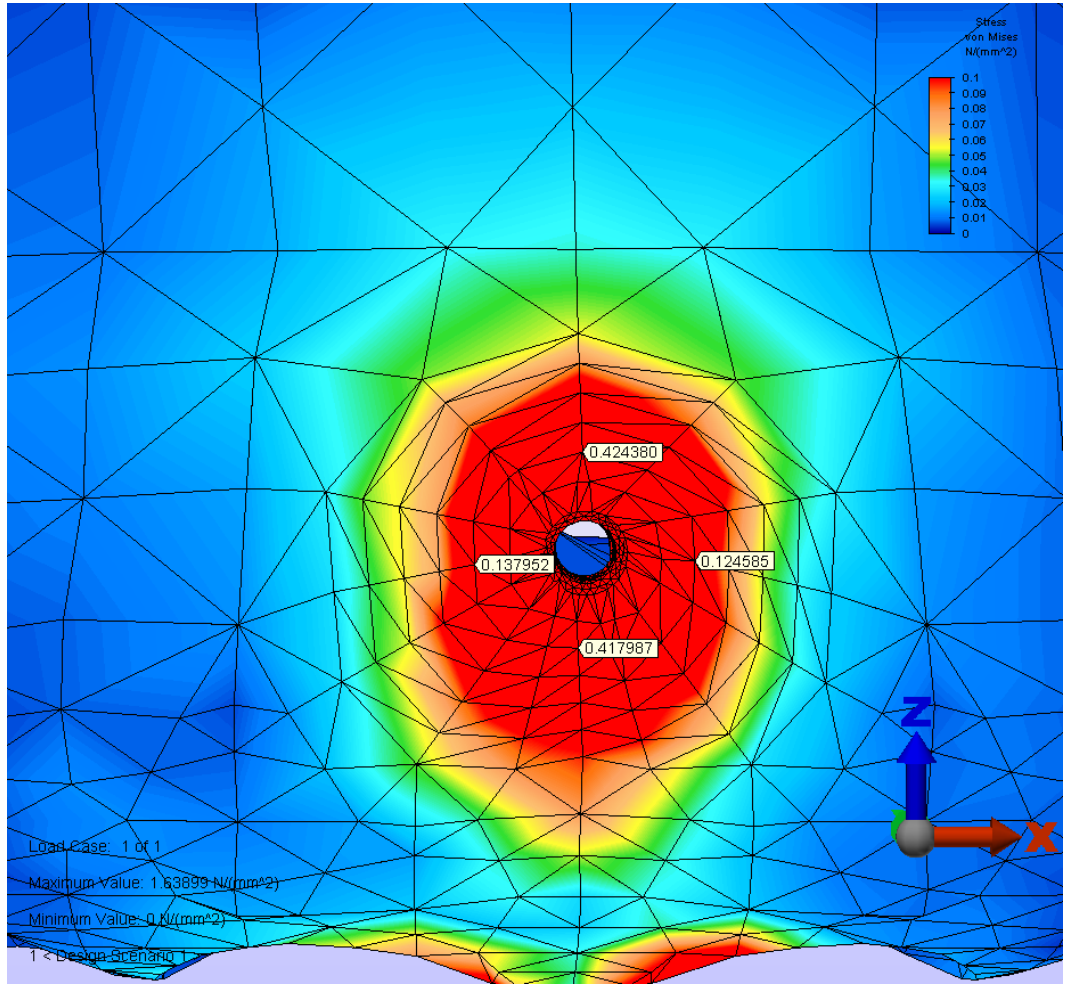


Şekil 138: Senaryo 3’de C vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

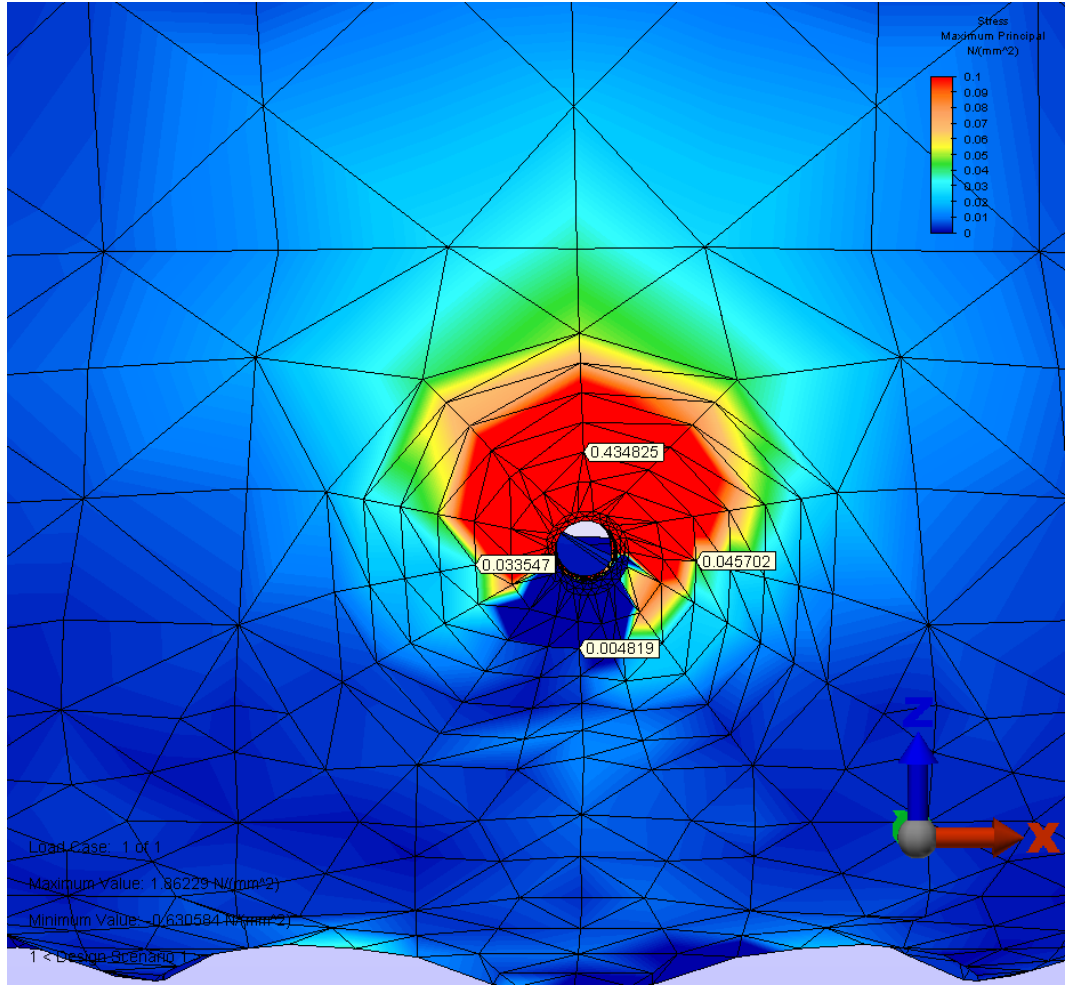
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde;

Kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 1.64 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.42 MPa değeri elde edildi (Şekil 139), en yüksek maksimum principle stres gerilim bölgesinde 1.86 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.43 MPa değeri elde edildi (Şekil 140) ve en yüksek minimum principle stres -2.32 MPa olarak sıkışma bölgesinde

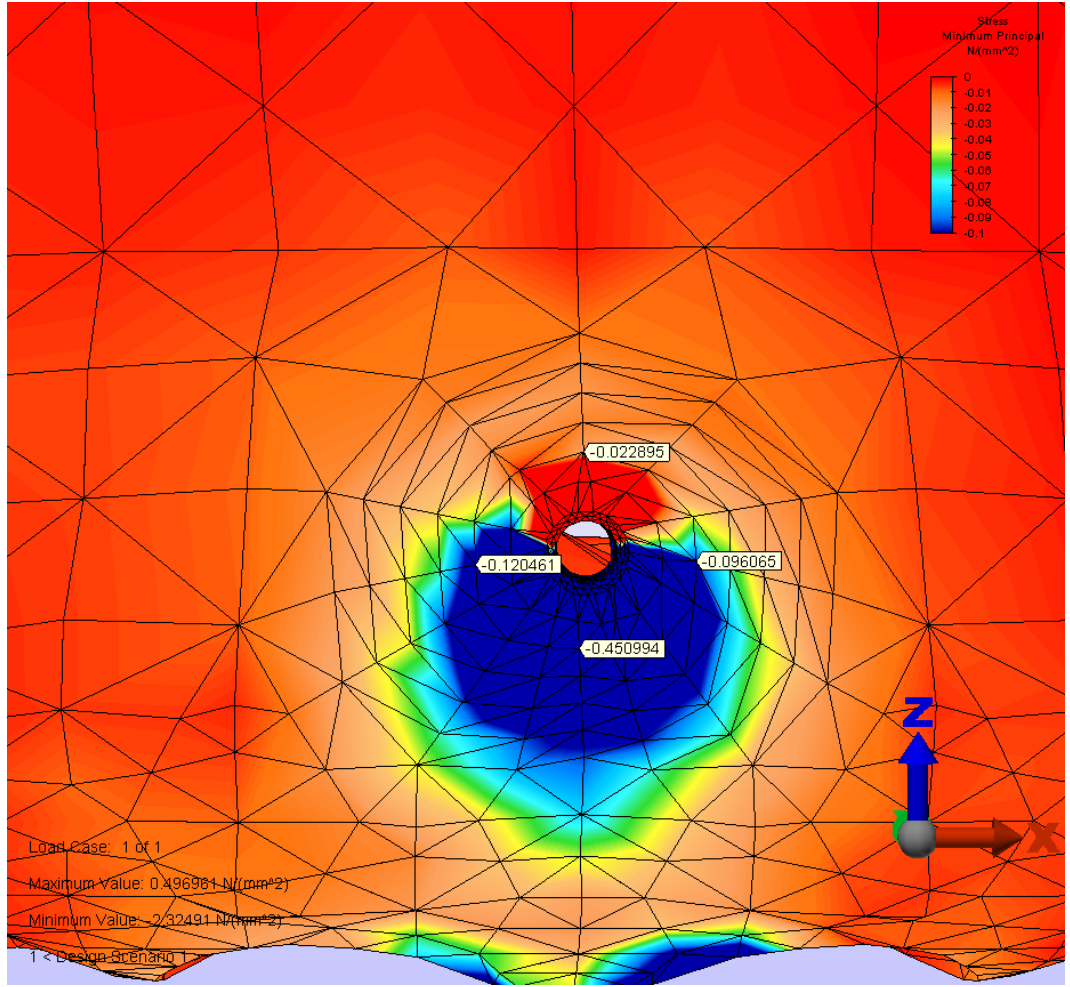
ölçüldü, referans noktasından -0.45 MPa değeri elde edildi (Şekil 141). Bu değerler merkezden perfore doğru ışınsal olarak azalma eğilimi gösterdi.



Şekil 139: Senaryo 3'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

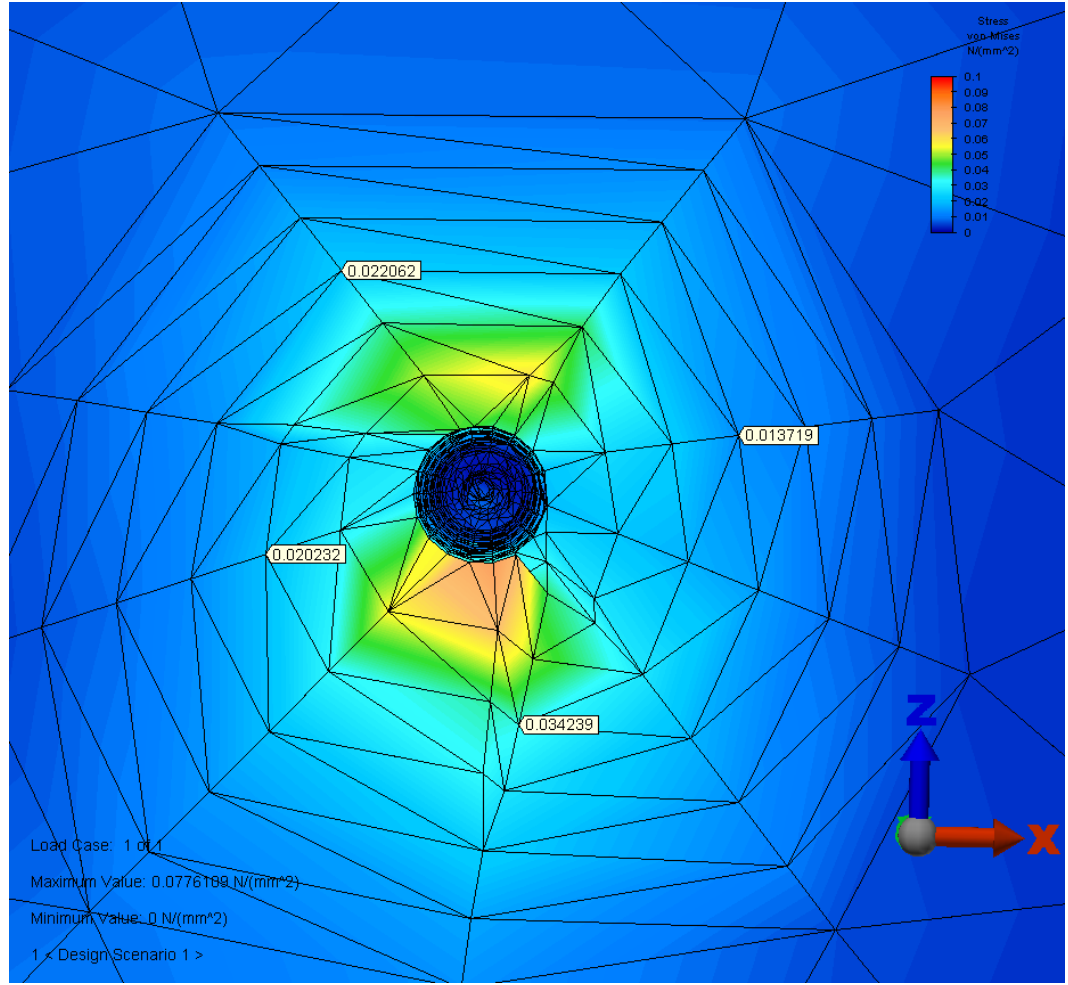


Şekil 140: Senaryo 3'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

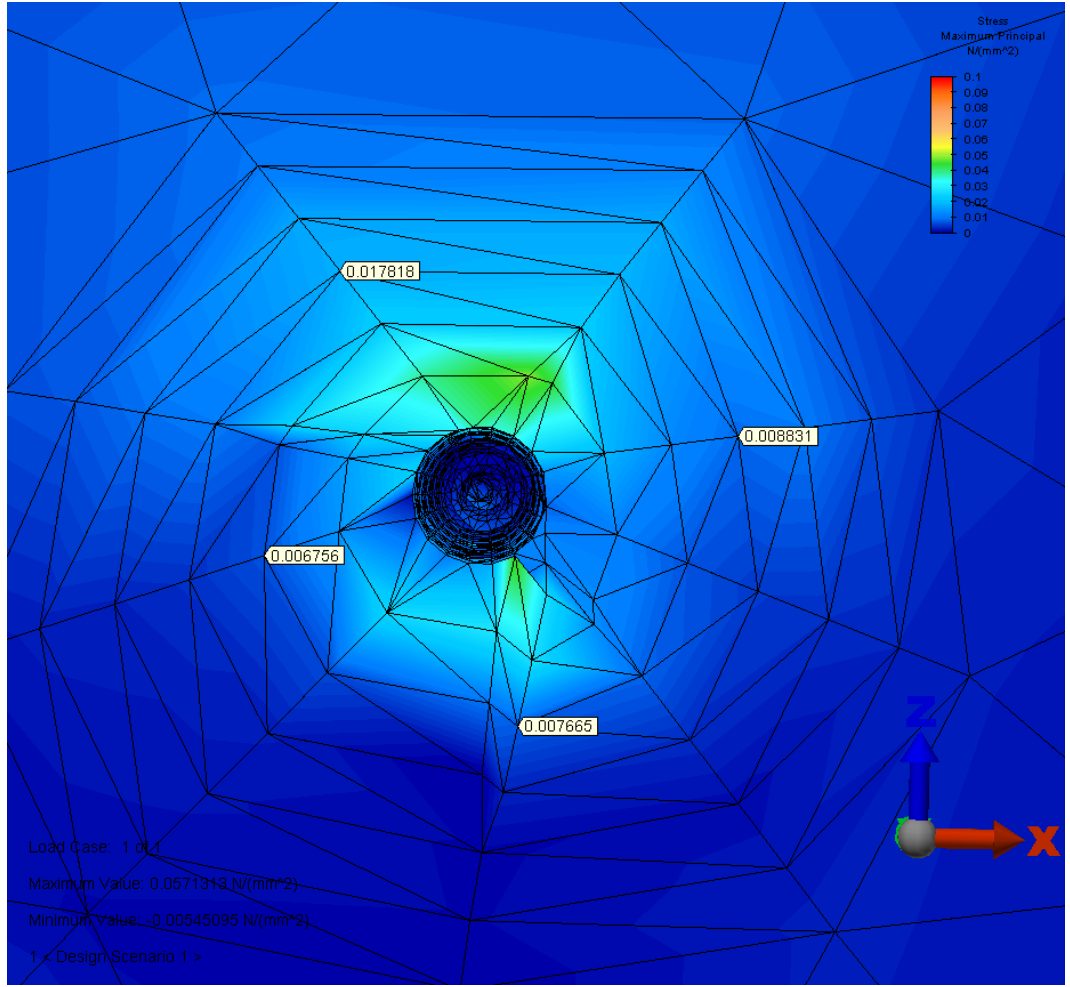


Şekil 141: Senaryo 3’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

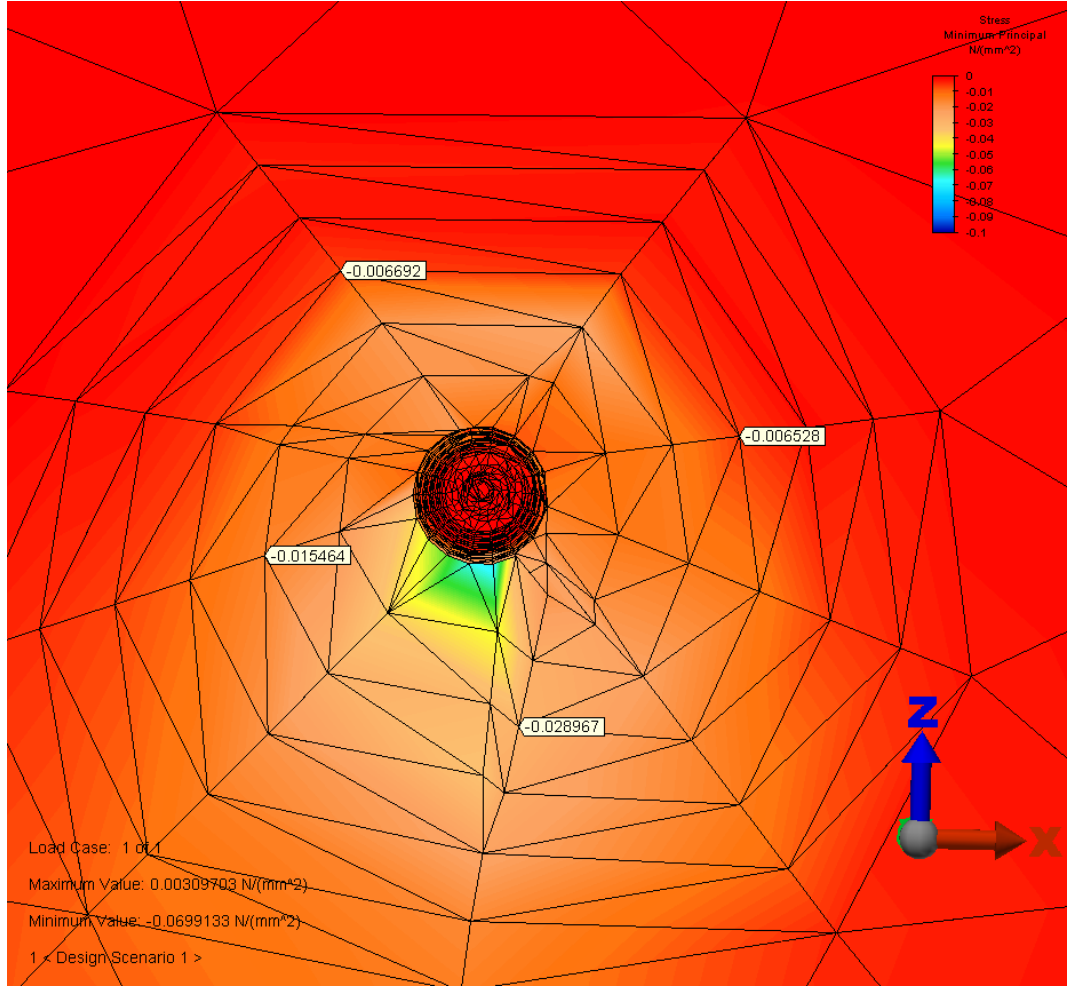
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.08 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.03 MPa değeri elde edildi (Şekil 142), en yüksek maksimum asal stres gerilme bölgesinde 0.06 MPa olarak ölçüldü, referans noktasından 0.02 MPa değeri elde edildi (Şekil 143) ve en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesinde -0.07 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.03 MPa değeri elde edildi (Şekil 144). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru işinsal olarak azalma görüldü.



Şekil 142: Senaryo 3'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

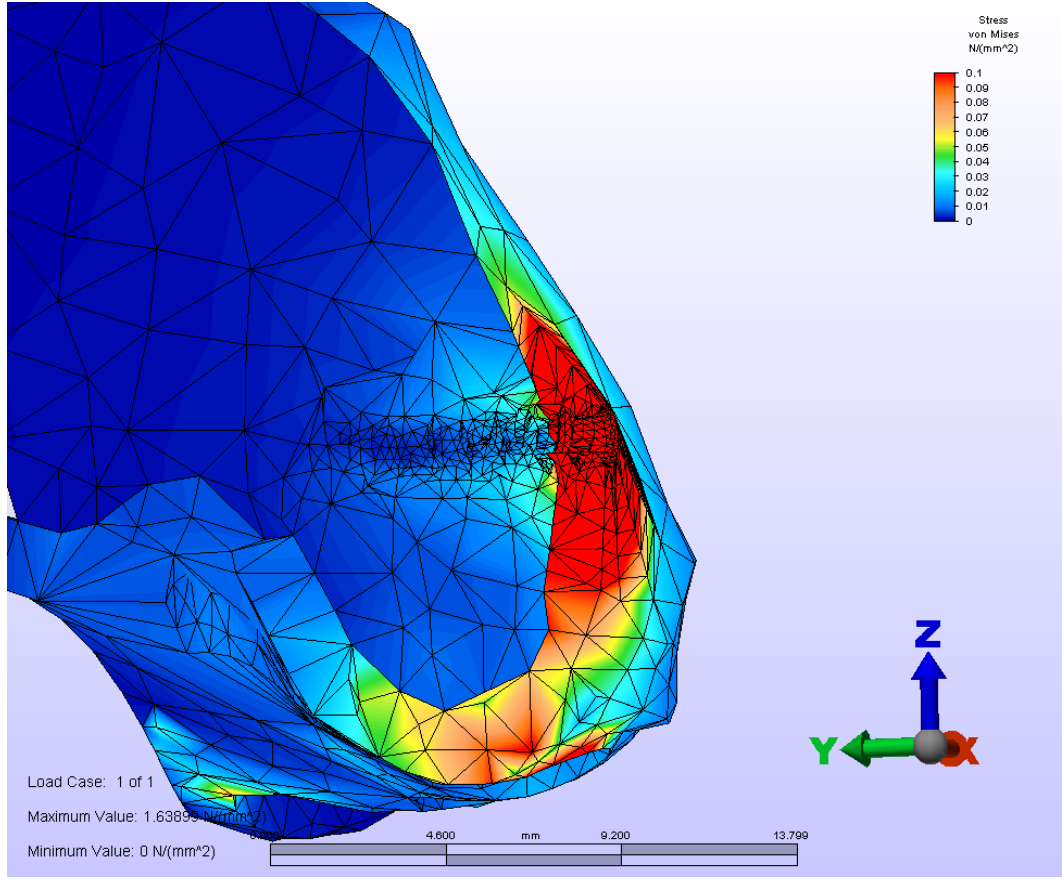


Şekil 143: Senaryo 3’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



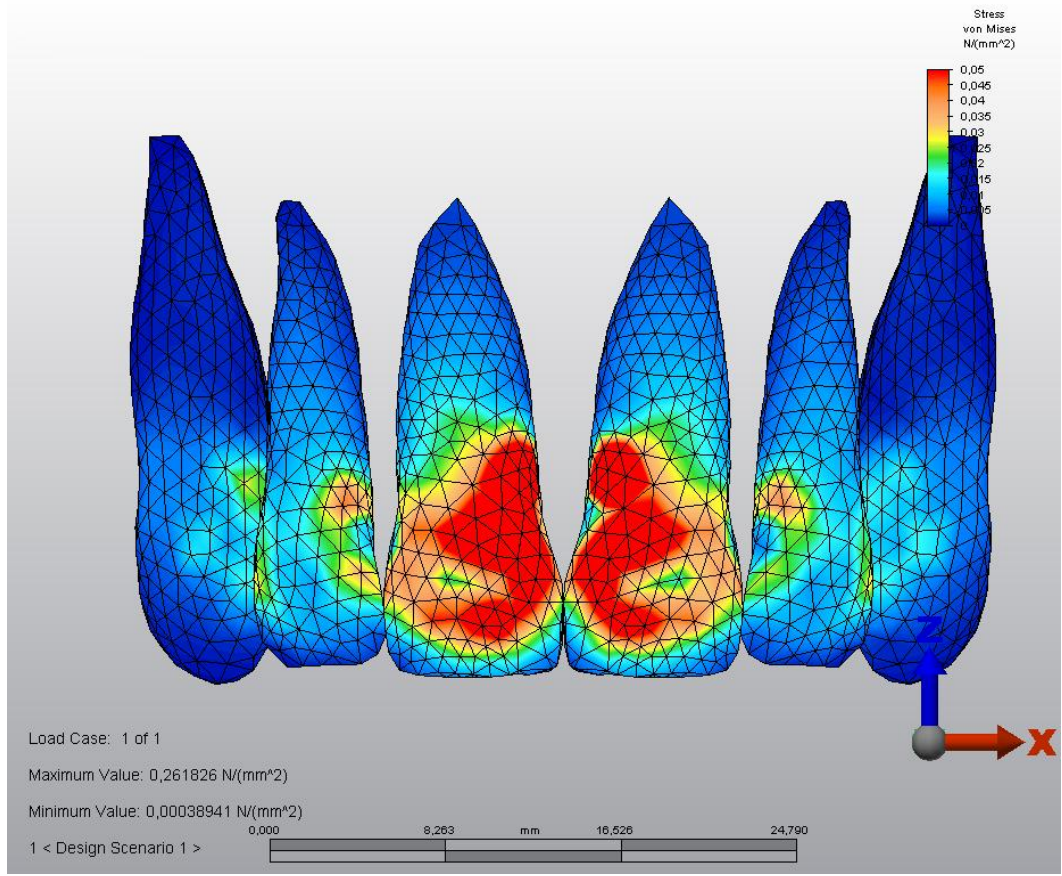
Şekil 144: Senaryo 3’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında en yüksek von Misses stres 1.63 MPa ile vidanın ilk yivlerine karşılık gelen kortikal kemik üzerinde görüldü ve bu değer periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 145).



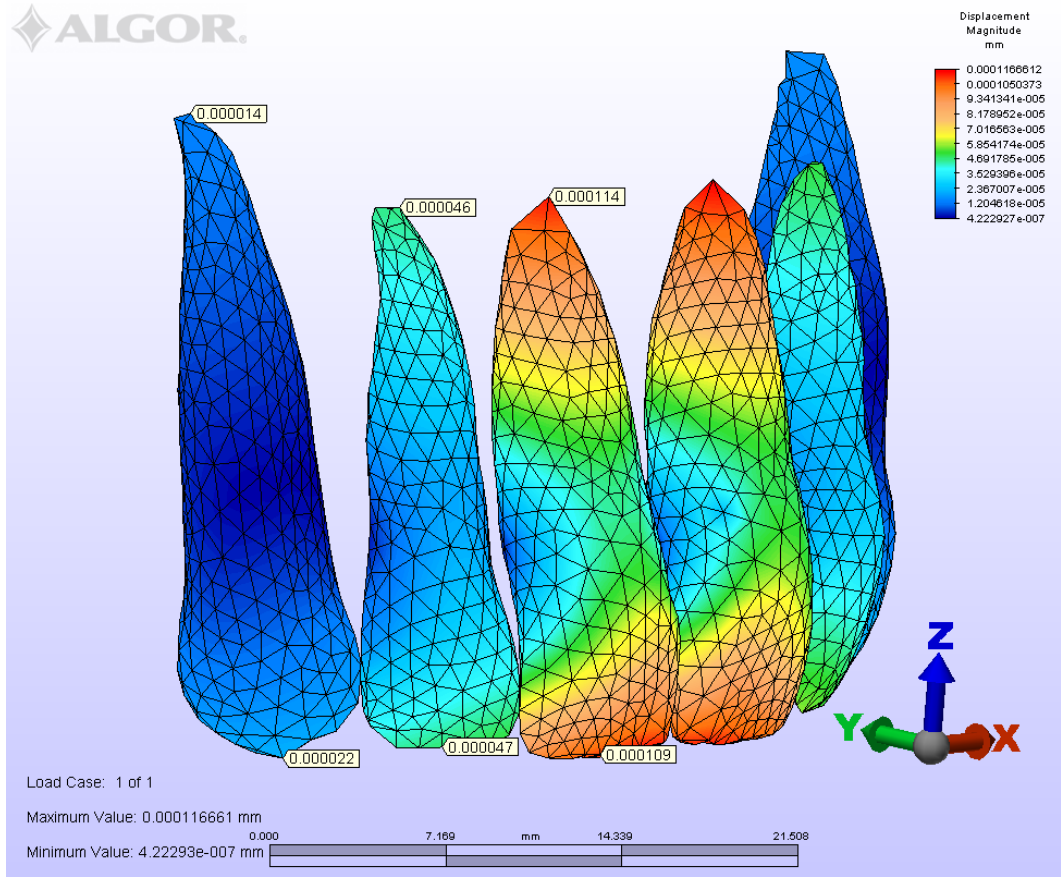
Şekil 145: Senaryo 3’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerinde von Misses stres, santral dişin vestibul yüzün mezial yarımında ve kökün 1/3 servikal kısmının mezialinde, en yüksek 0.26 MPa olarak bulundu, bu değerin periferie doğru ışınsal olarak azaldığı görüldü (Şekil 146).

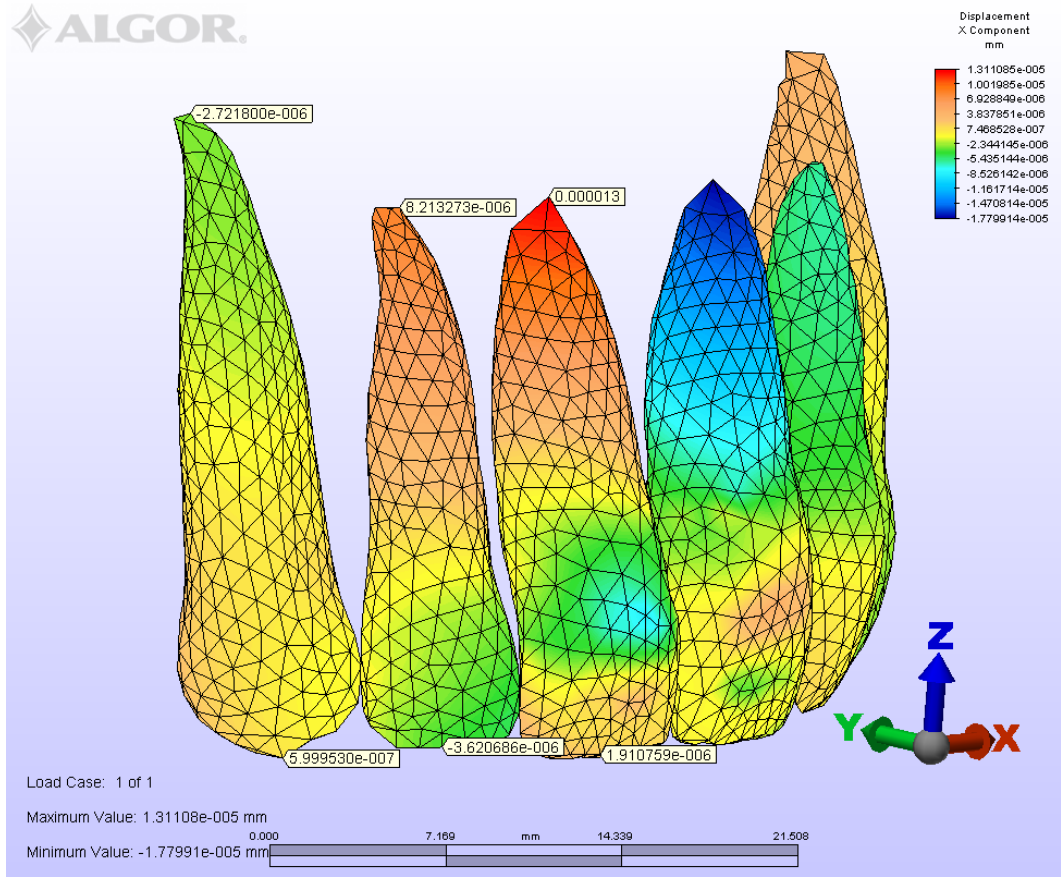


Şekil 146: Senaryo 3’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

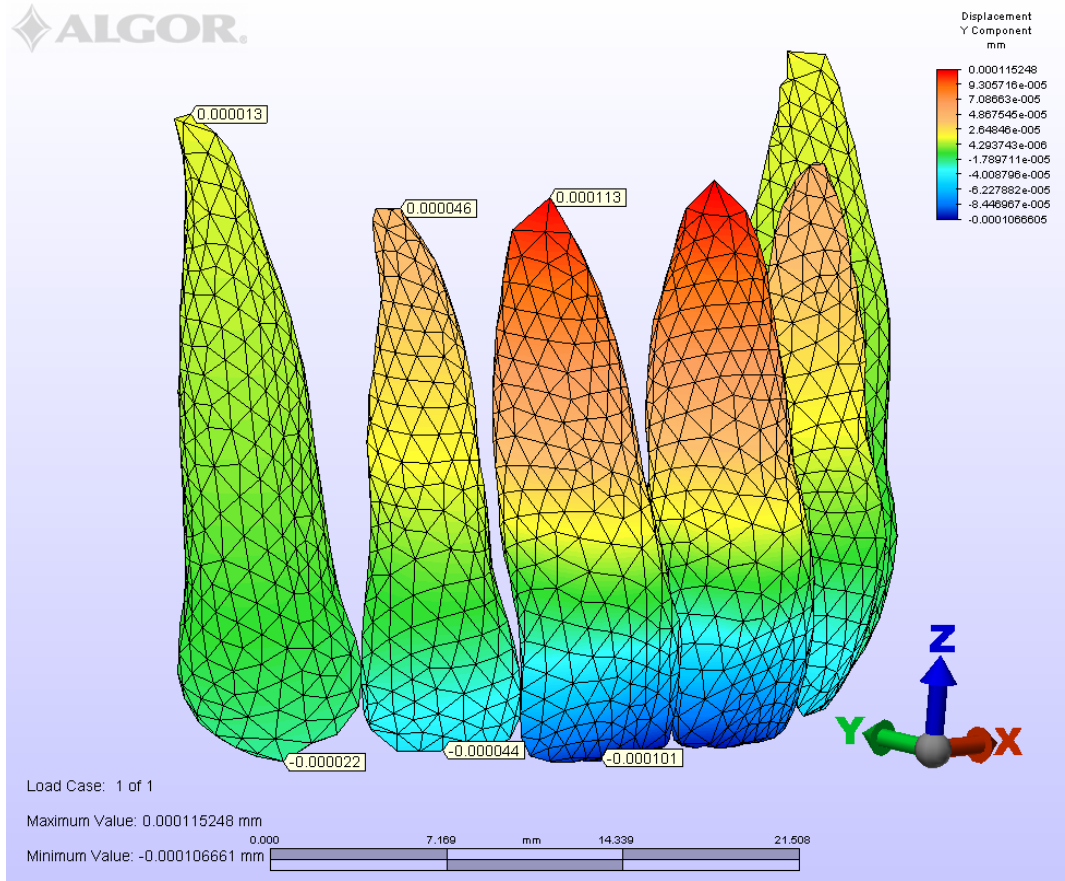
Senaryo 3’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 147, Şekil 148, Şekil 149, Şekil 150).



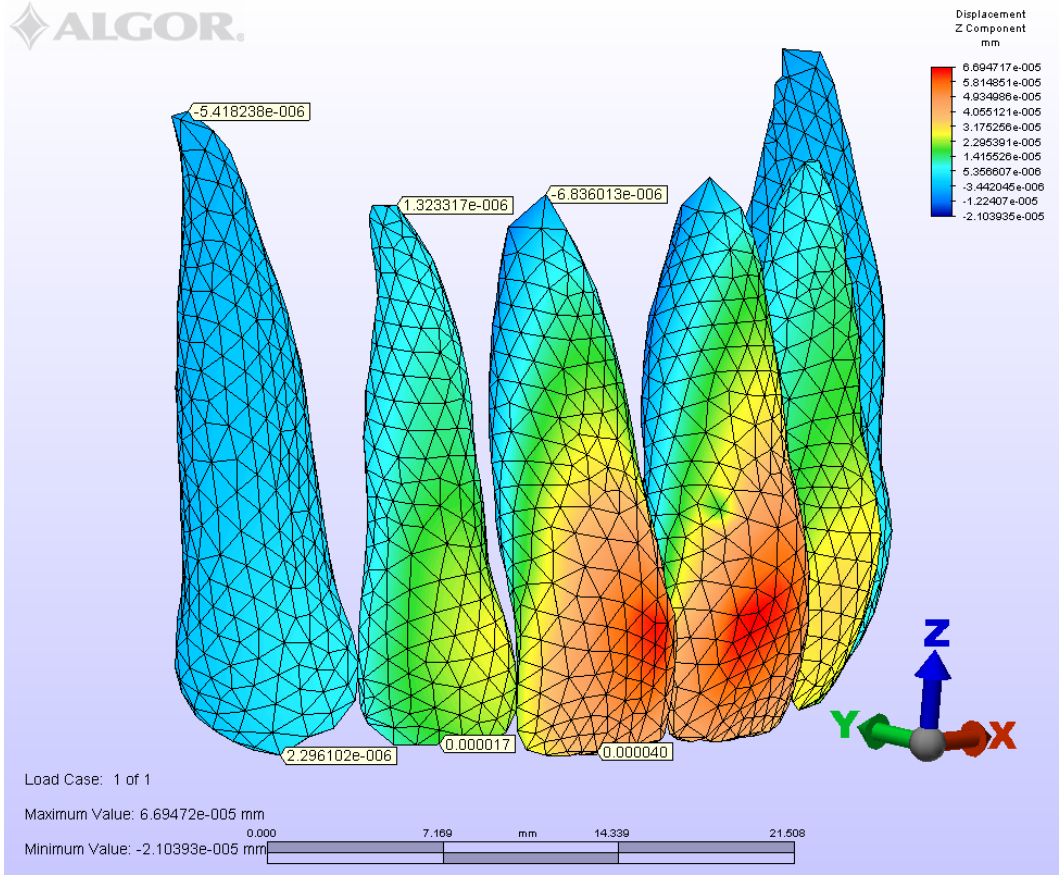
Şekil 147: Senaryo 3’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 148: Senaryo 3’de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



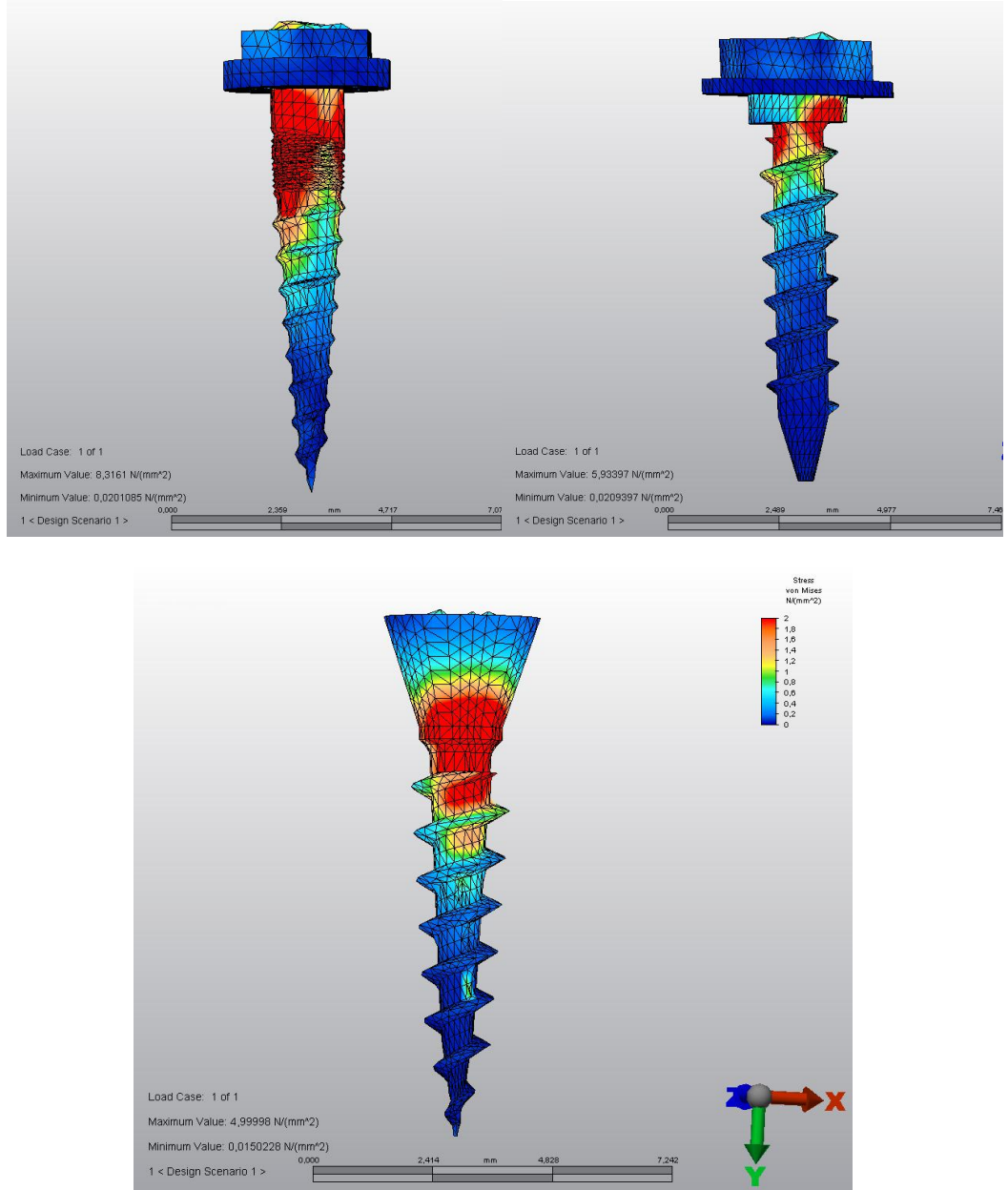
Şekil 149: Senaryo 3'de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 150: Senaryo 3’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

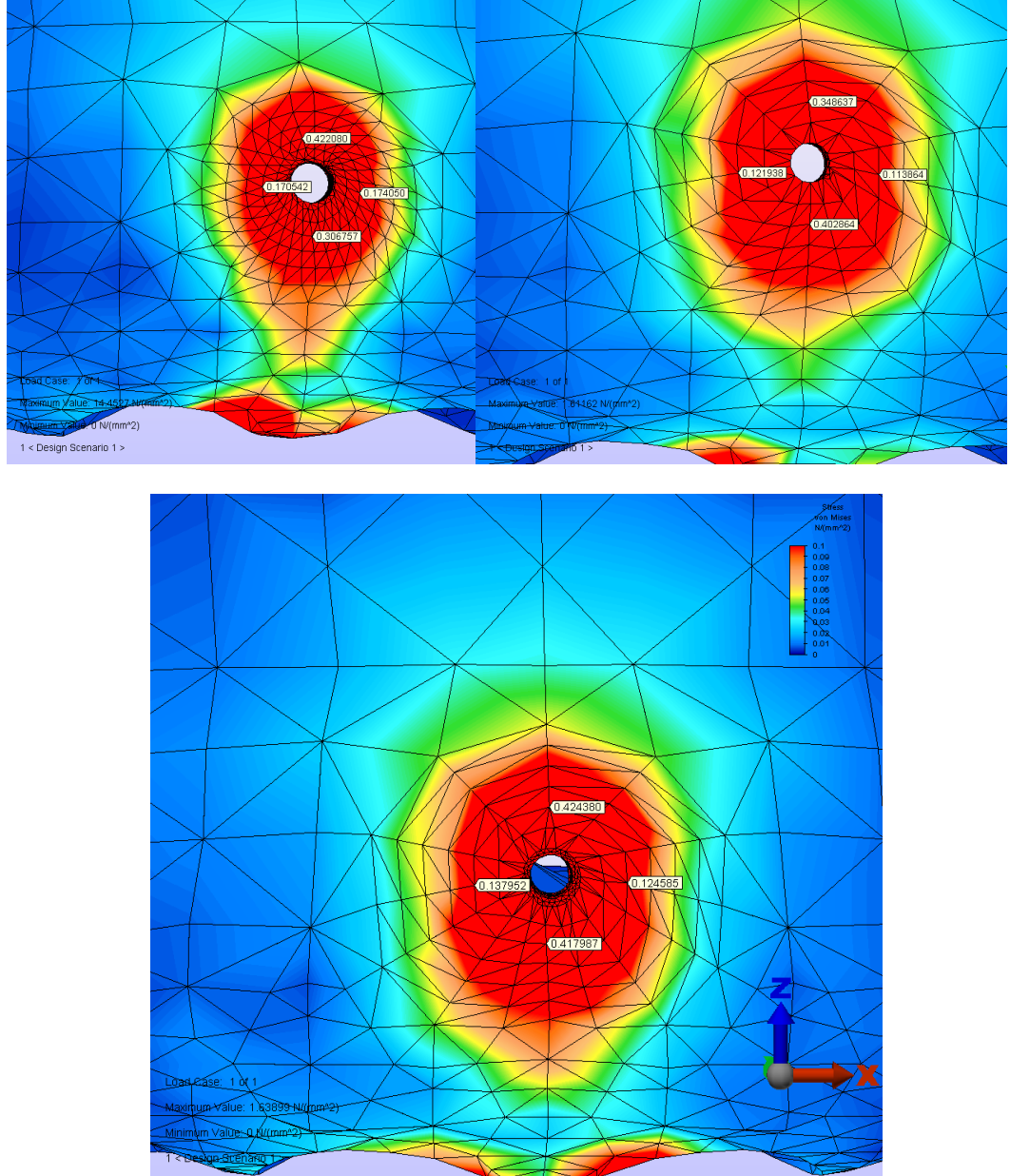
Keser intrüzyonunun amaçlandığı bu senaryoda diş yer değiştirme miktarlarına baktığımızda her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi kök hareketinden daha fazla meydana gelmiştir. Keser kronları intrüze olurken vestibul yönde de hareket etmiştir.

Senaryo 3 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 151’de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 151: Senaryo 3 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir.

Senaryo 3 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 152'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Kortikal kemik üzerinde en yüksek von Misses stres 0.42 MPa değeri ile C vidası uygulandığında, en düşük von Misses stres 0.31 MPa ile A vidası uygulandığında elde edilmiştir.



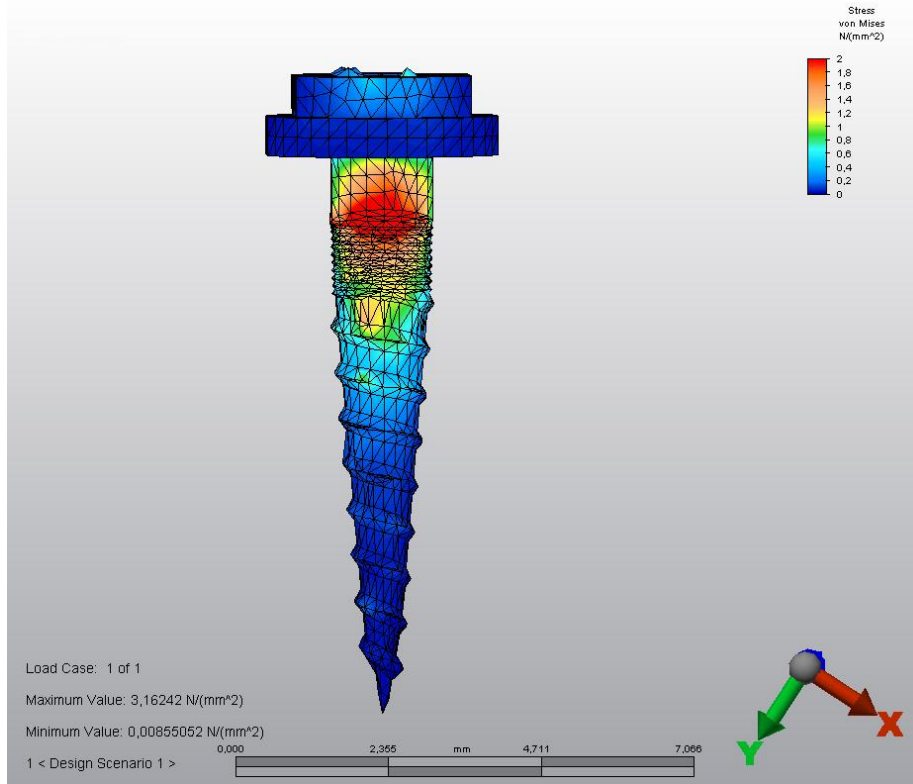
Şekil 152: Senaryo 3 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir.

4.4. Senaryo 4 Bulgular

Keser intrüzyonunun laterallerin distallerine yerleştirilen mini-vidalarla yapıldığı bu senaryoda vida üzerinde, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Kemikler üzerinde oluşan stres sıralaması merkeze eşit uzaklıktaki referans noktalardan alınan değerlere göre yapılmıştır.

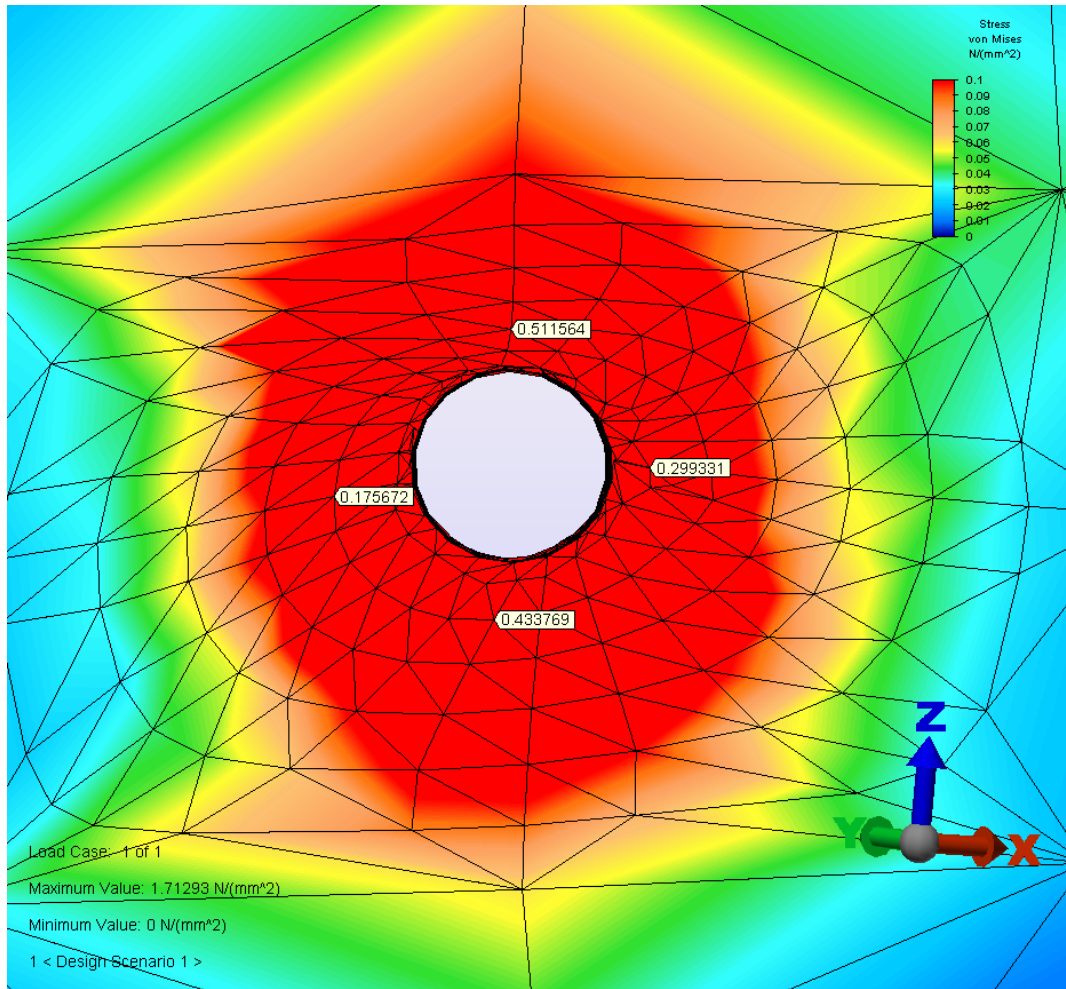
4.4.1. A Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Misses stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 7.69 MPa olarak bulundu ve perifere doğru ışınsal olarak azalma eğilimi gösterdi (Şekil153).

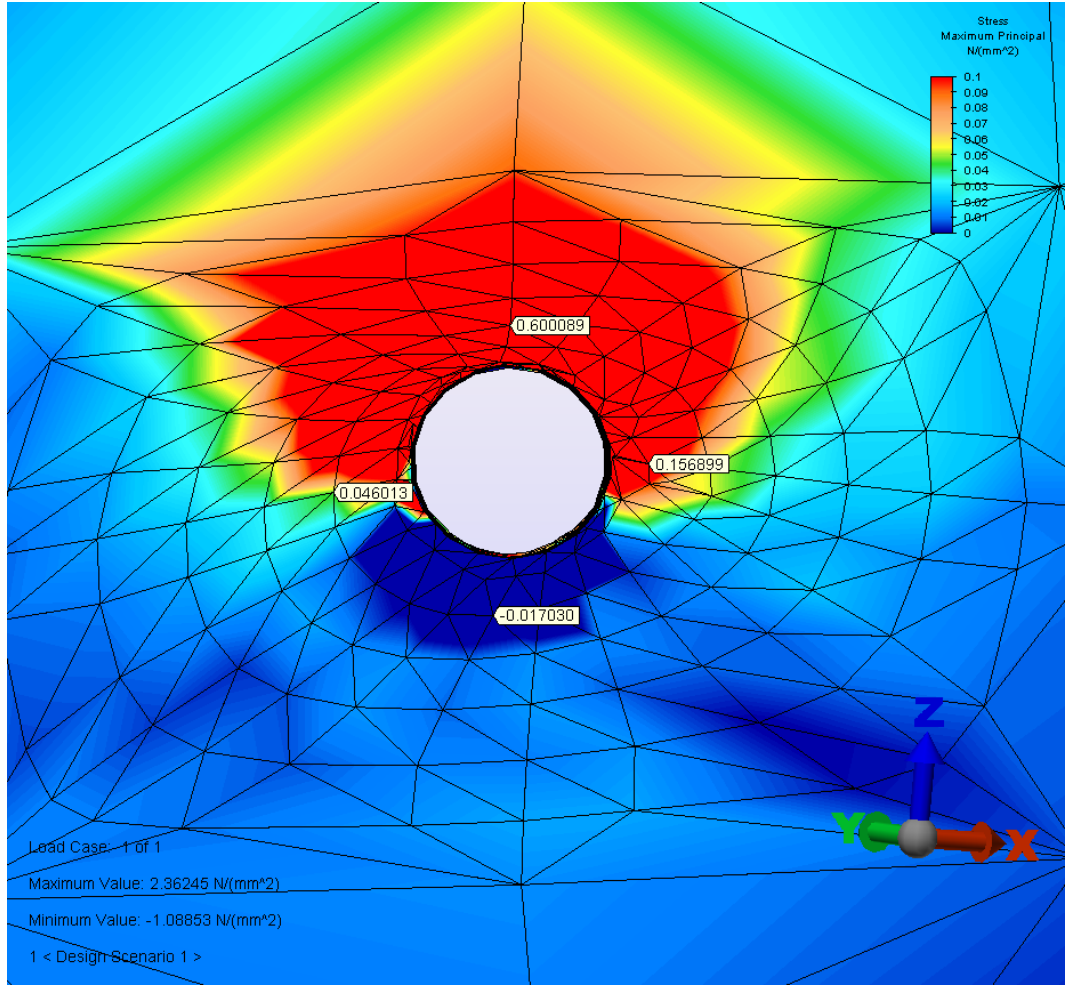


Şekil 153: Senaryo 4’de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

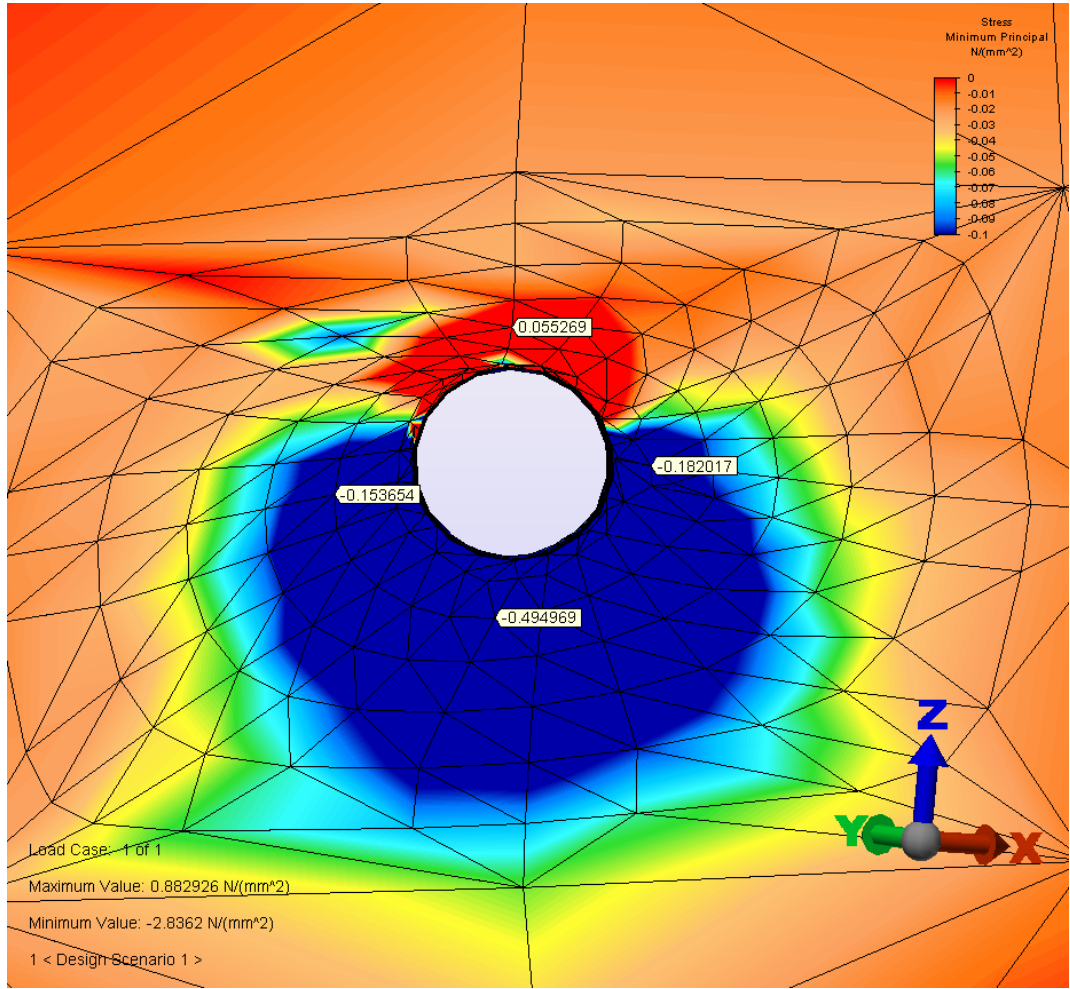
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 1.71 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.43 MPa değeri elde edildi (Şekil 154), en yüksek maksimum principle stres gerilme bölgesinde 2.36 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.60 MPa değeri elde edildi (Şekil 155), en yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -2.83 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.49 MPa değeri elde edildi (Şekil 156). Bu değerler merkezden perifere doğru ışınsal olarak azaldı.



Şekil 154: Senaryo 4'de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

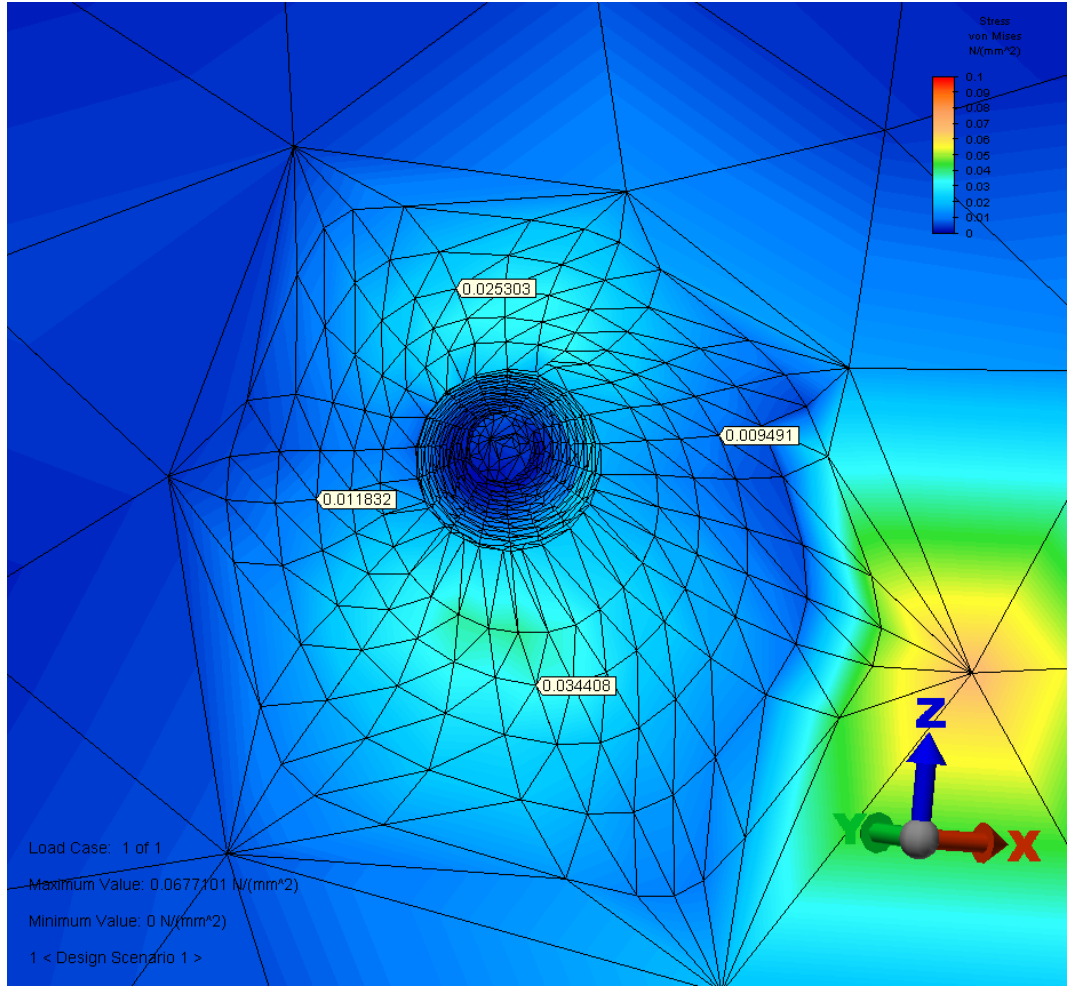


Şekil 155: Senaryo 4'de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

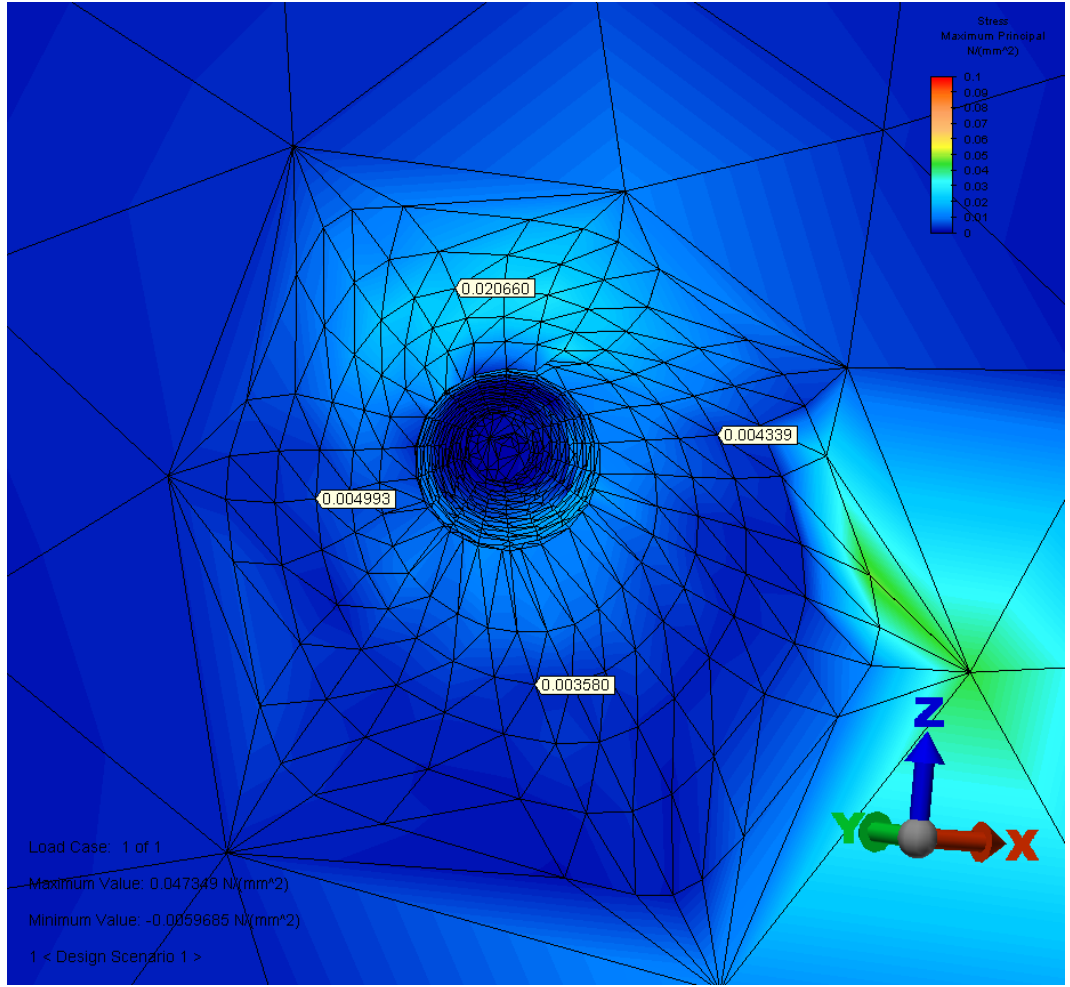


Şekil 156: Senaryo 4’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

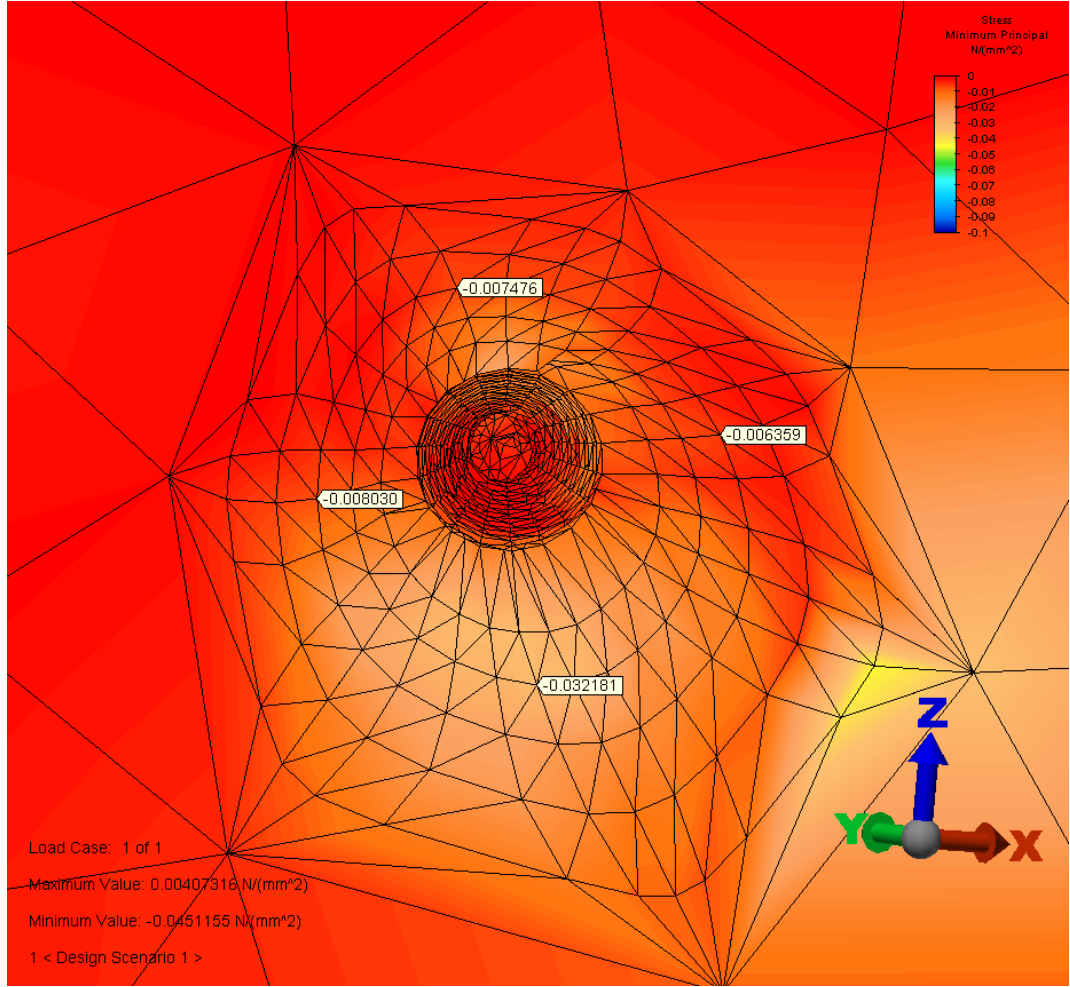
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.07 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.03 MPa eğeri elde edildi (Şekil 157), en yüksek maksimum asal stres 0.05 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.02 MPa değeri elde edildi (Şekil 158) ve en yüksek minimum asal stres -0.05 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.03 MPa değeri elde edildi (Şekil 159). Tüm bu değerlerde merkezden periferie doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 157: Senaryo 4’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

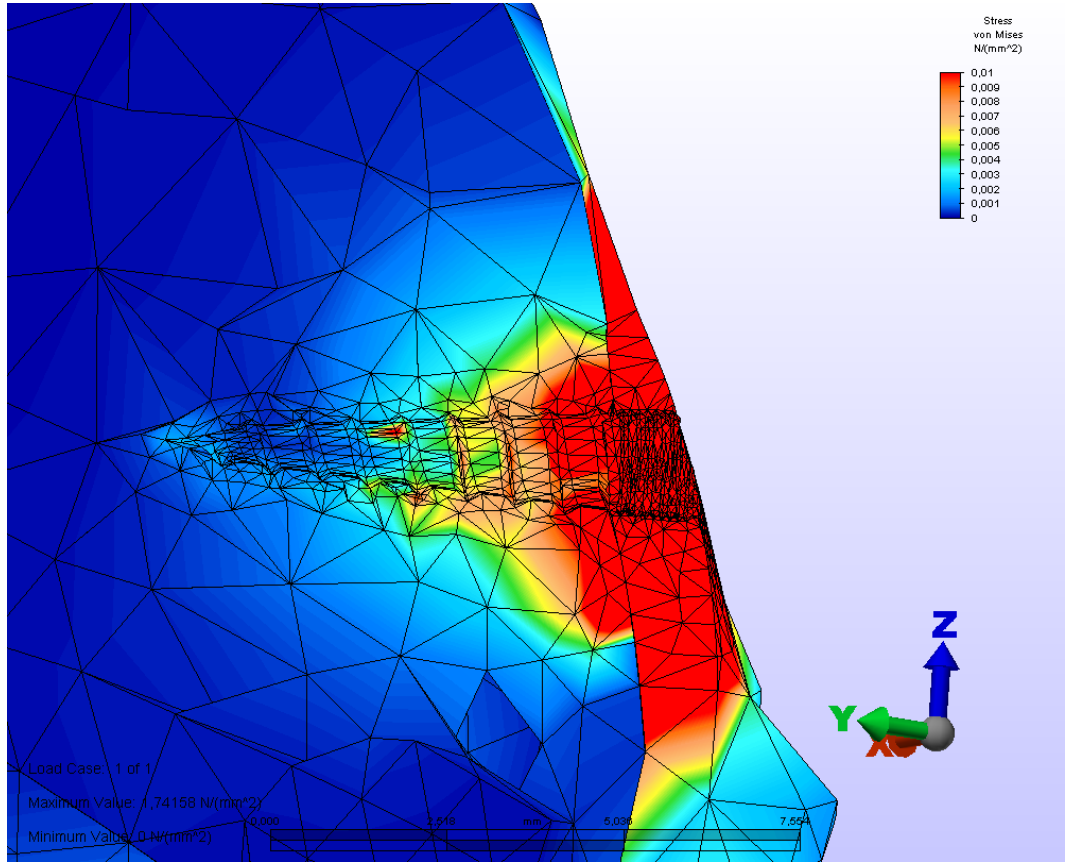


Şekil 158: Senaryo 4’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



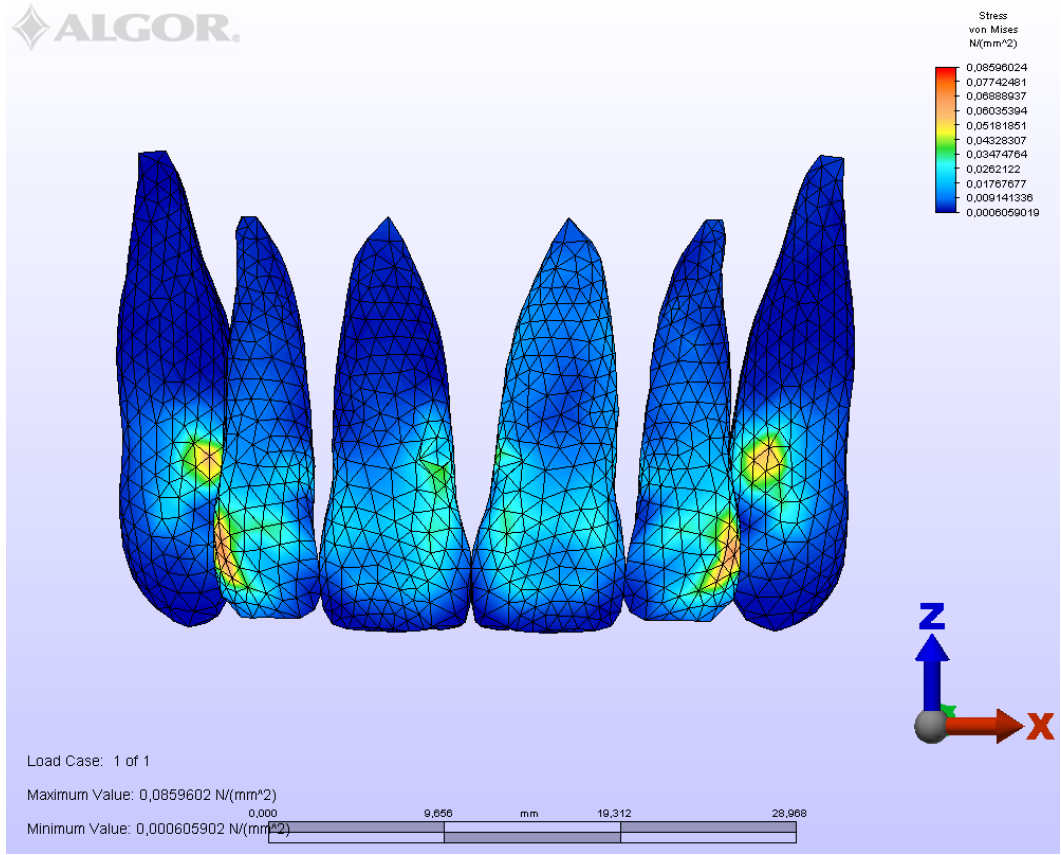
Şekil 159: Senaryo 4’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında, en yüksek von Misses stres vidanın 1. yivine karşılık gelen kortikal kemik yüzeyinde 1.74 MPa olarak ölçüldü ve apikale ve periferik doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 160).



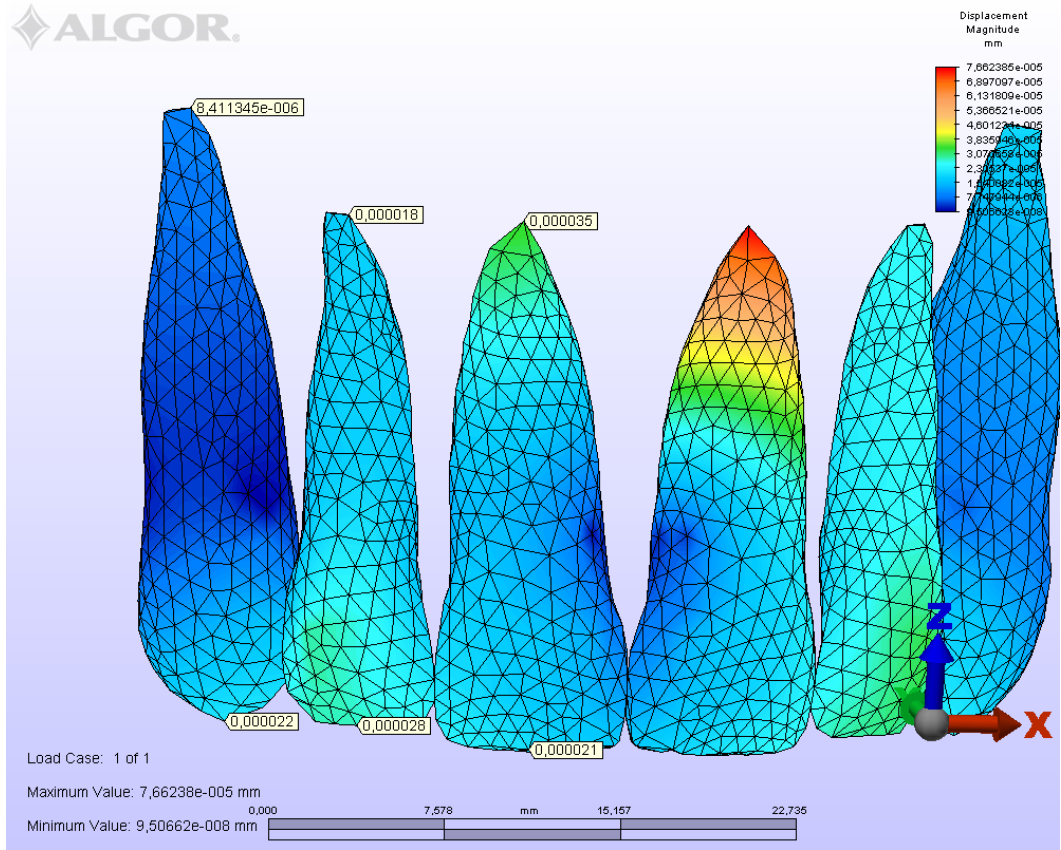
Şekil 160: Senaryo 4’de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses stresler tüm keserlerin kronlarında ve köklerin 1/3 servikal kısmında görüldü ve en yüksek von Misses stres değeri 0.08 MPa ile lateral diş kronunun distal orta noktasında bulundu, stresler periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 161).

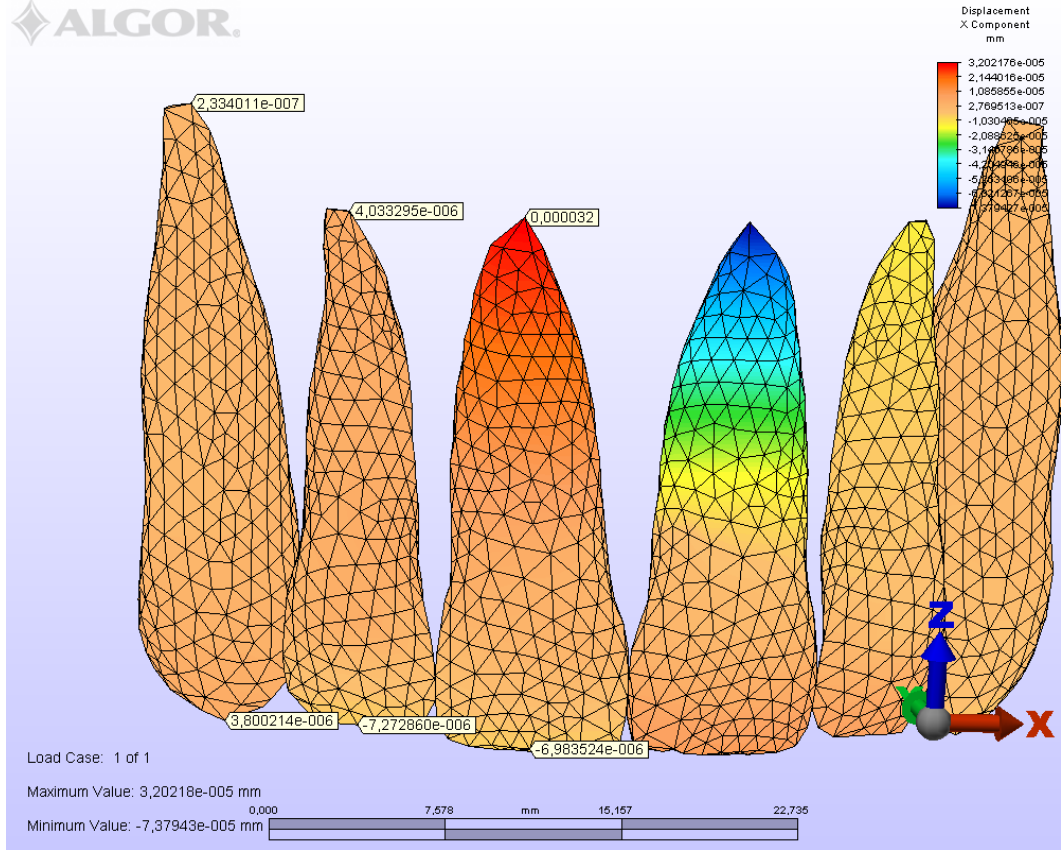


Şekil 161: Senaryo 4’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

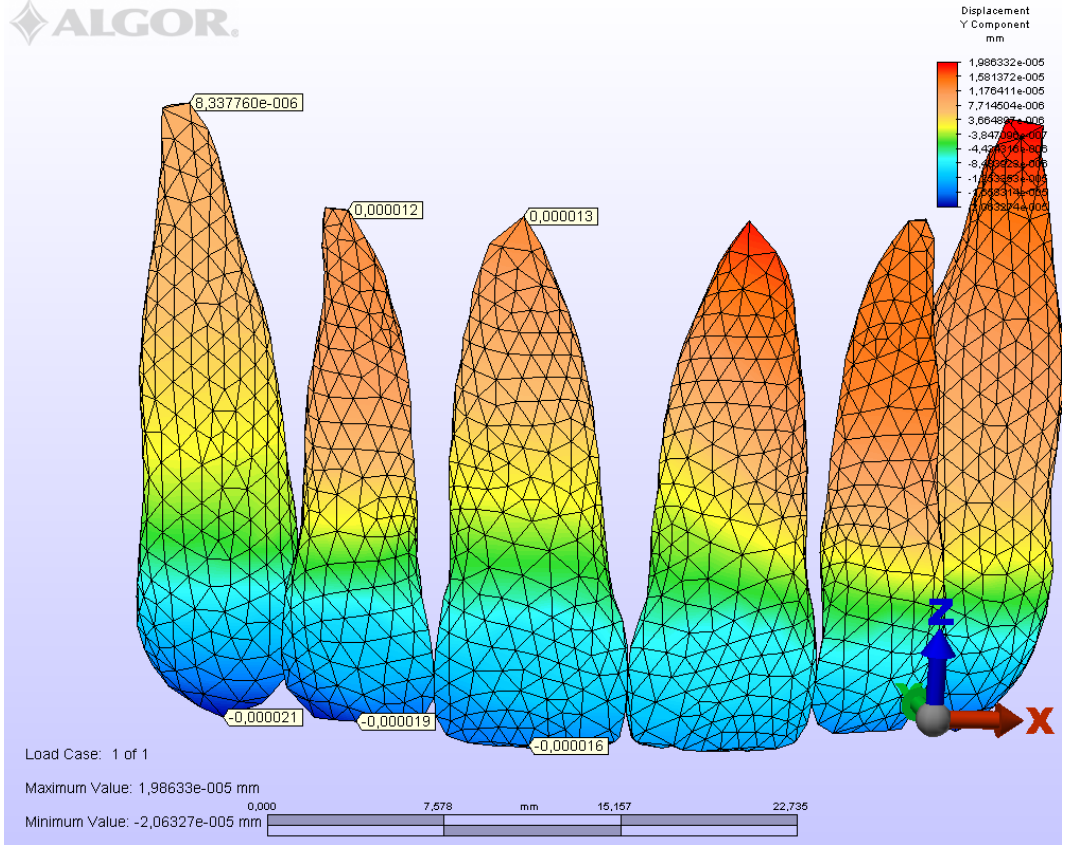
Senaryo 4 A vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme miktarları aşağıda verilmiştir (Şekil 162, Şekil 163, Şekil 164, Şekil 165).



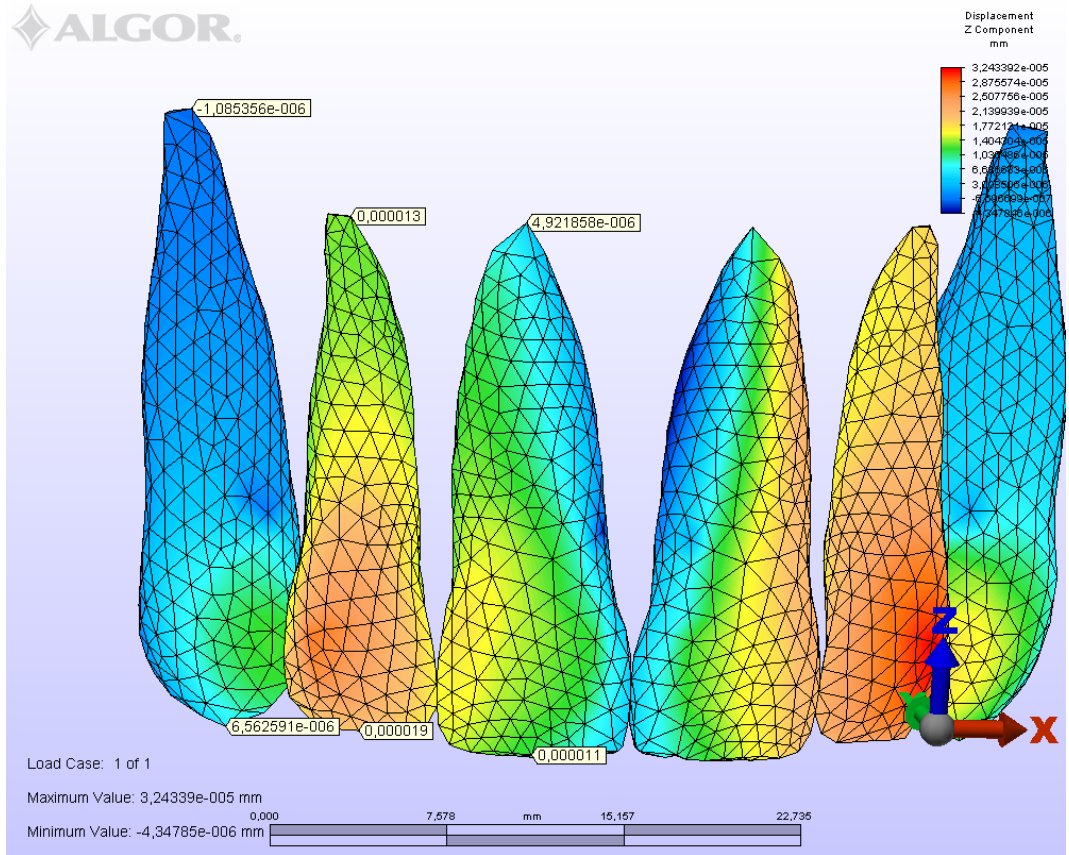
Şekil 162: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 163: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



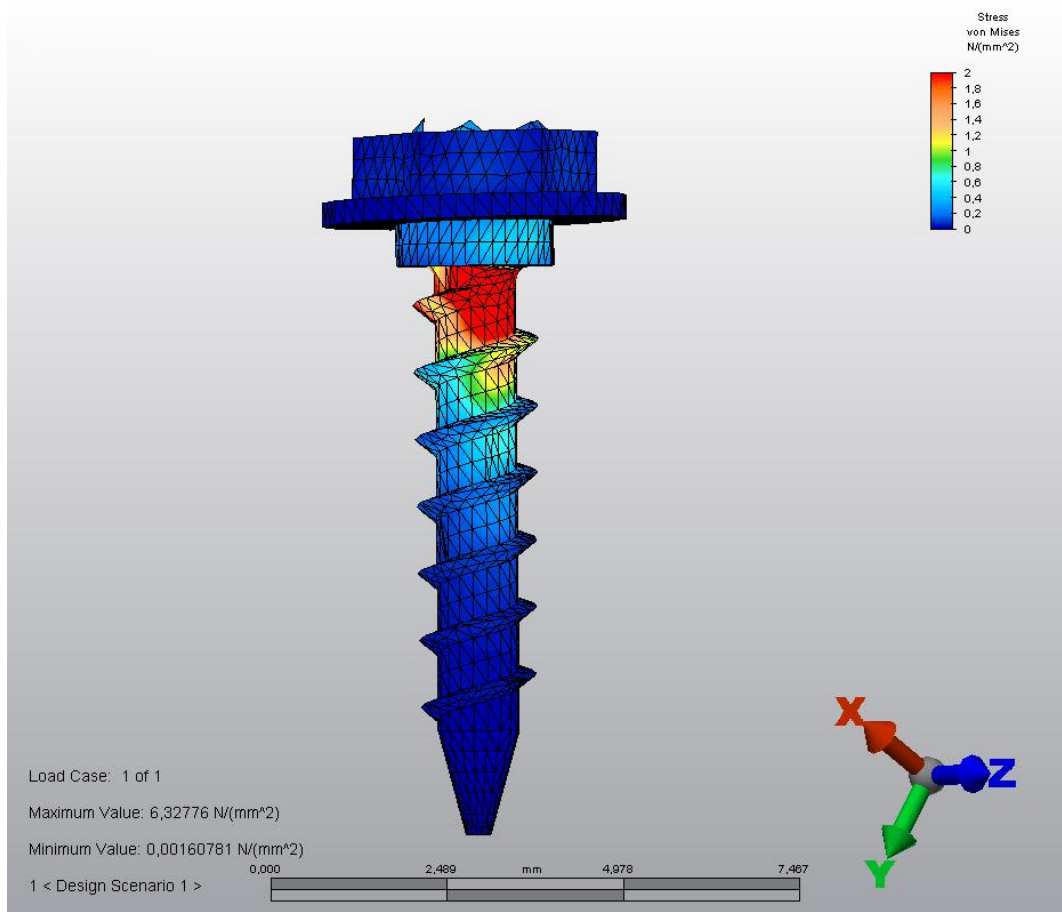
Şekil 164: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 165: Senaryo 4'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.4.2. B Vidası Bulgular

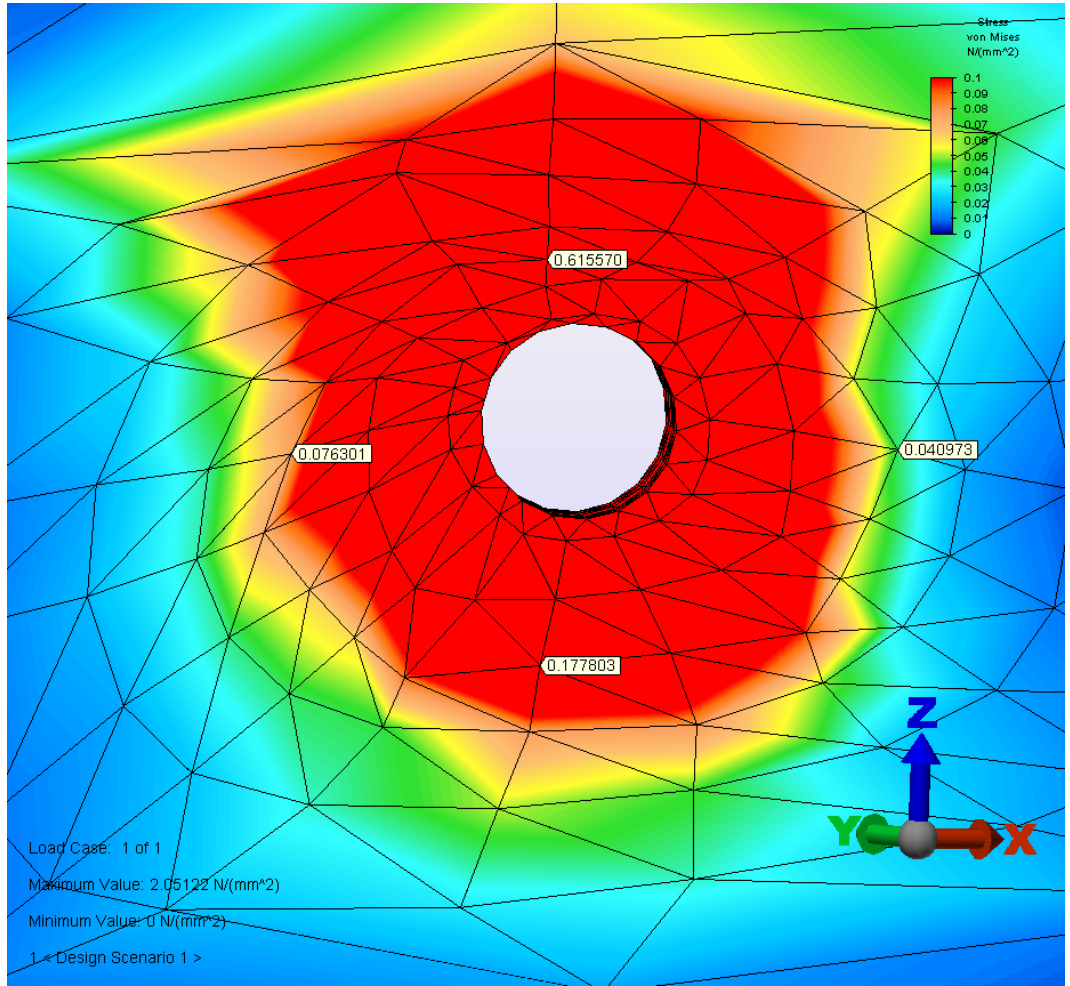
Vida üzerinde oluşan von Mises stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 6.32 MPa olarak bulundu, stres periferie doğru gittikçe ııınsal olarak azaldı (Şekil 166).



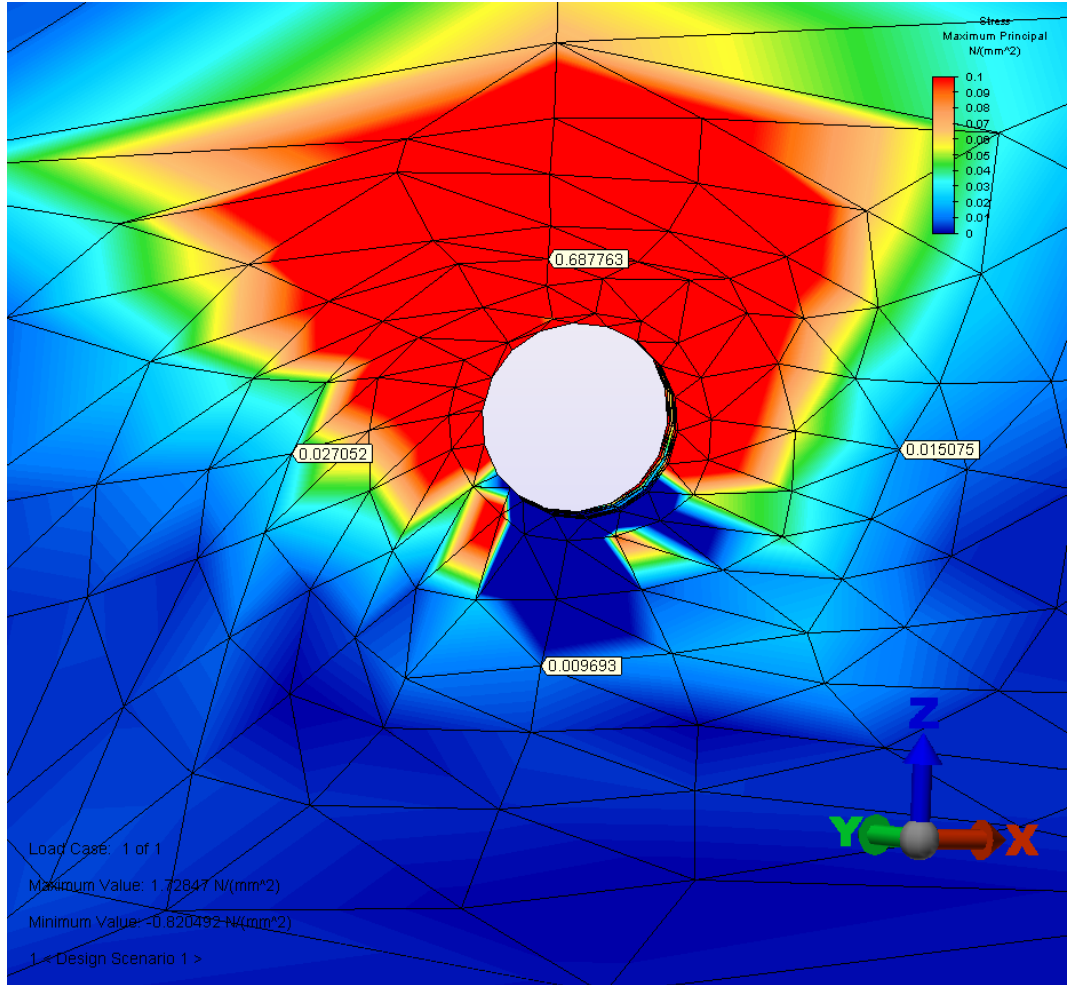
Şekil 166: Senaryo 4’de B vidası üzerindeki von Misses stres değeri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 2.05 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.18 MPa değeri elde edildi (Şekil 167), en yüksek maksimum principle stres gerilme bölgesinde 1.73 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.69 MPa değeri elde edildi (Şekil 168), en yüksek minimum principle stres sıkışma bölgesinde -3.00 MPa olarak ölçüldü, referans

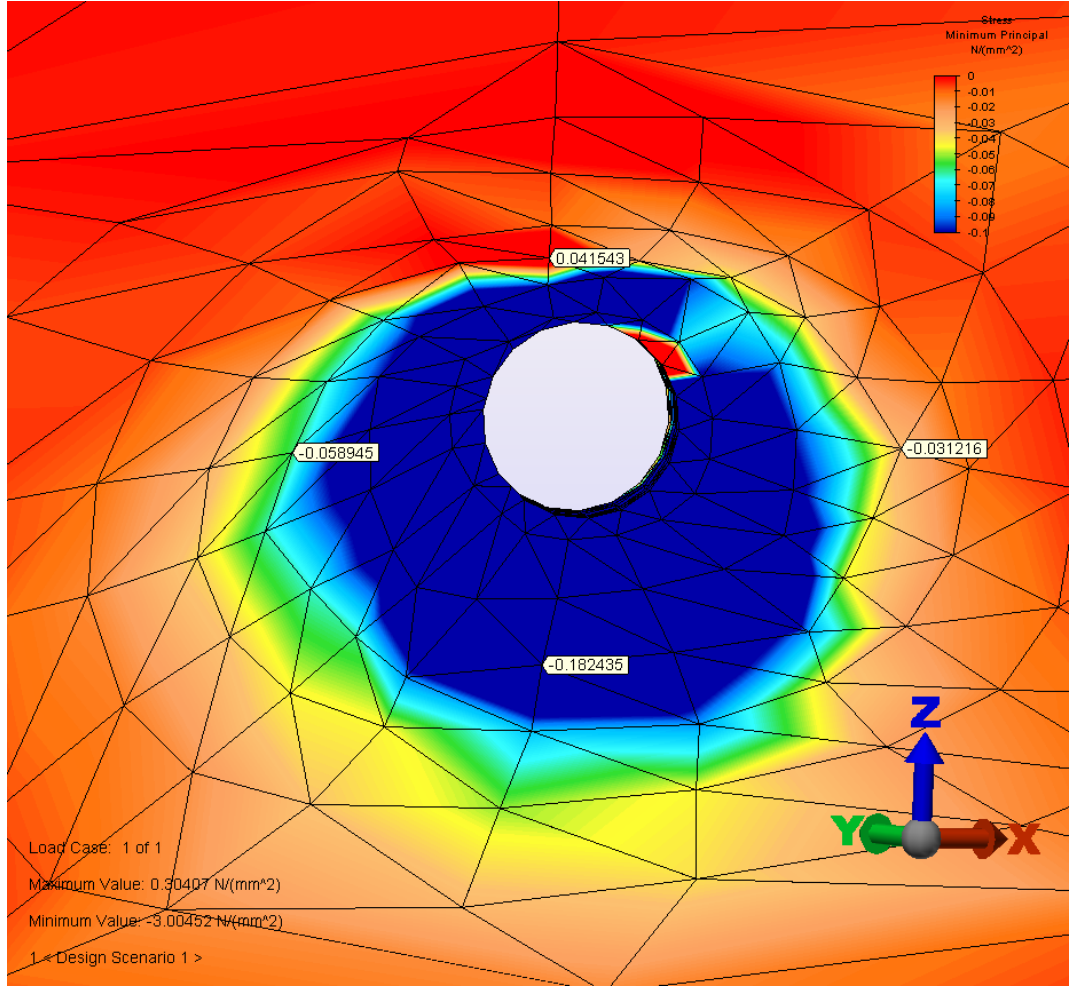
noktasında -0.18 MPa değeri elde edildi (Şekil 169). Bu değerler merkezden perifere doğru ışınsal olarak azaldı.



Şekil 167: Senaryo 4’de B vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

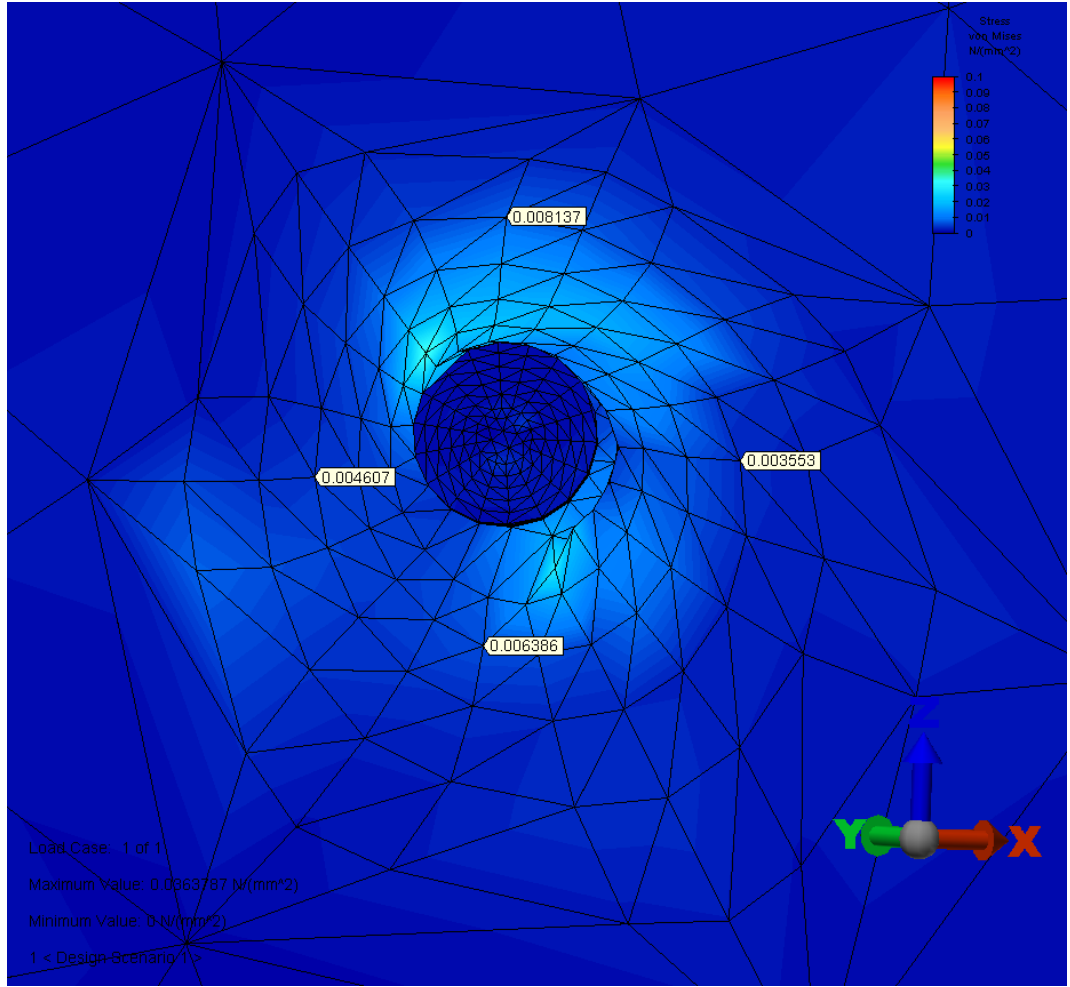


Şekil 168: Senaryo 4'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

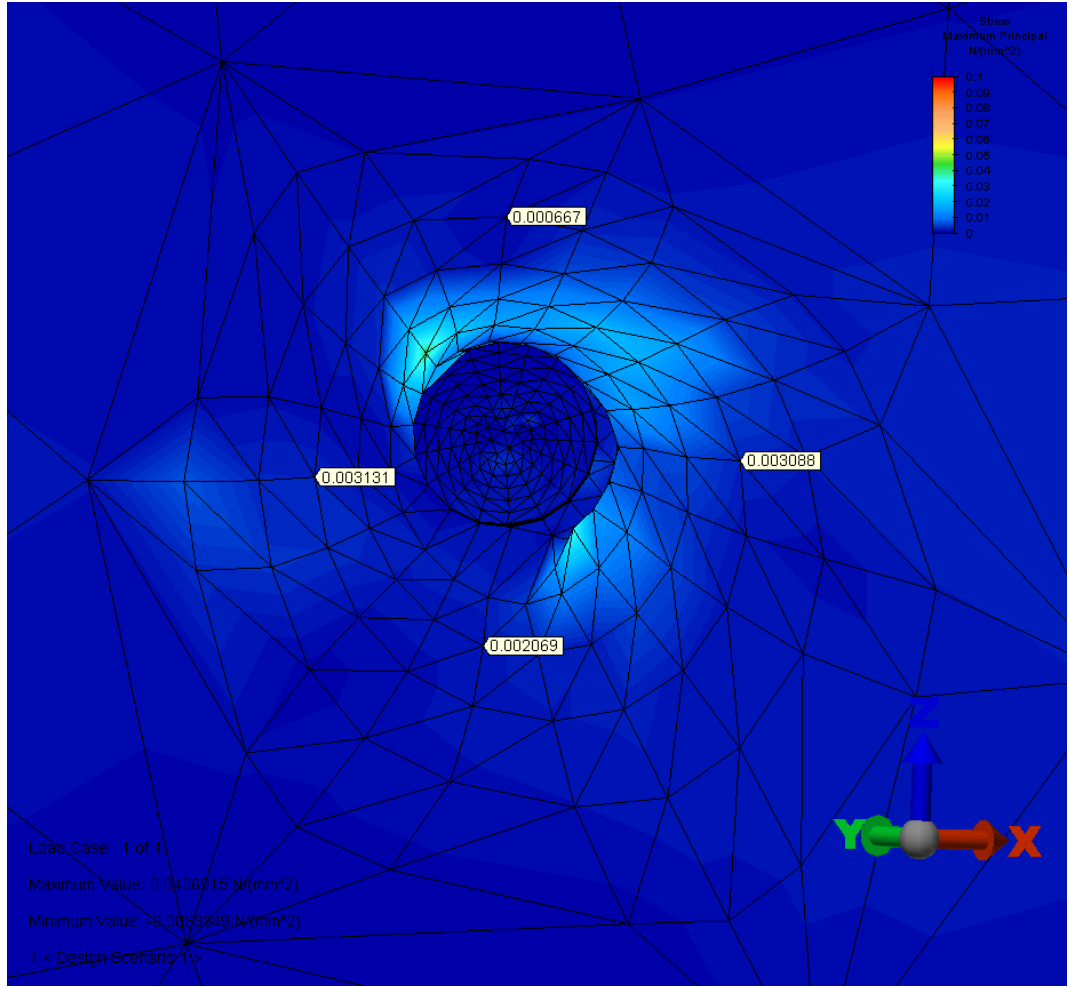


Şekil 169: Senaryo 4’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

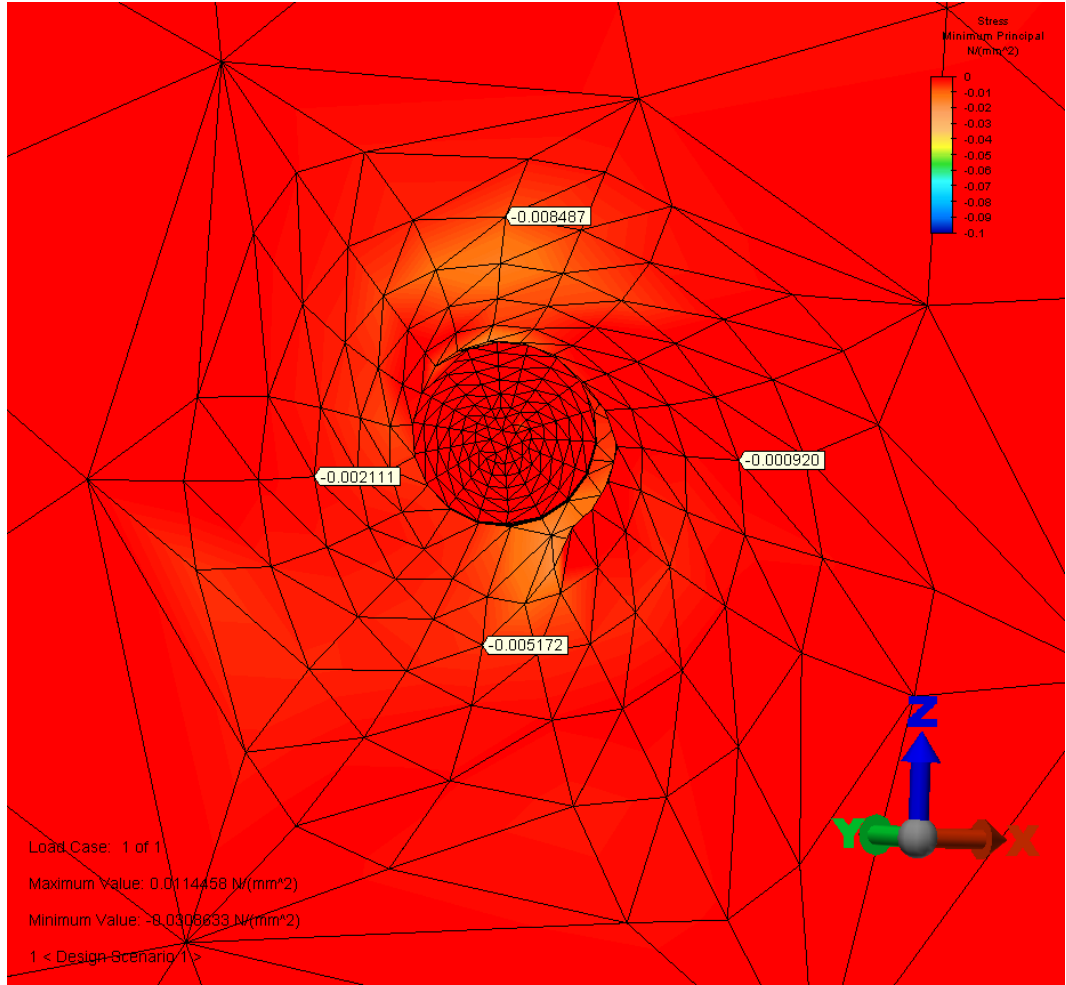
Süngerimsi kemikte; von Misses stres 0.04 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.006 MPa değeri elde edildi (Şekil 170), en yüksek maksimum asal stres 0.04 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.007 MPa değeri elde edildi (Şekil 171) ve en yüksek minimum asal stres -0.03 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.005 MPa değeri elde edildi (Şekil 172). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 170: Senaryo 4'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

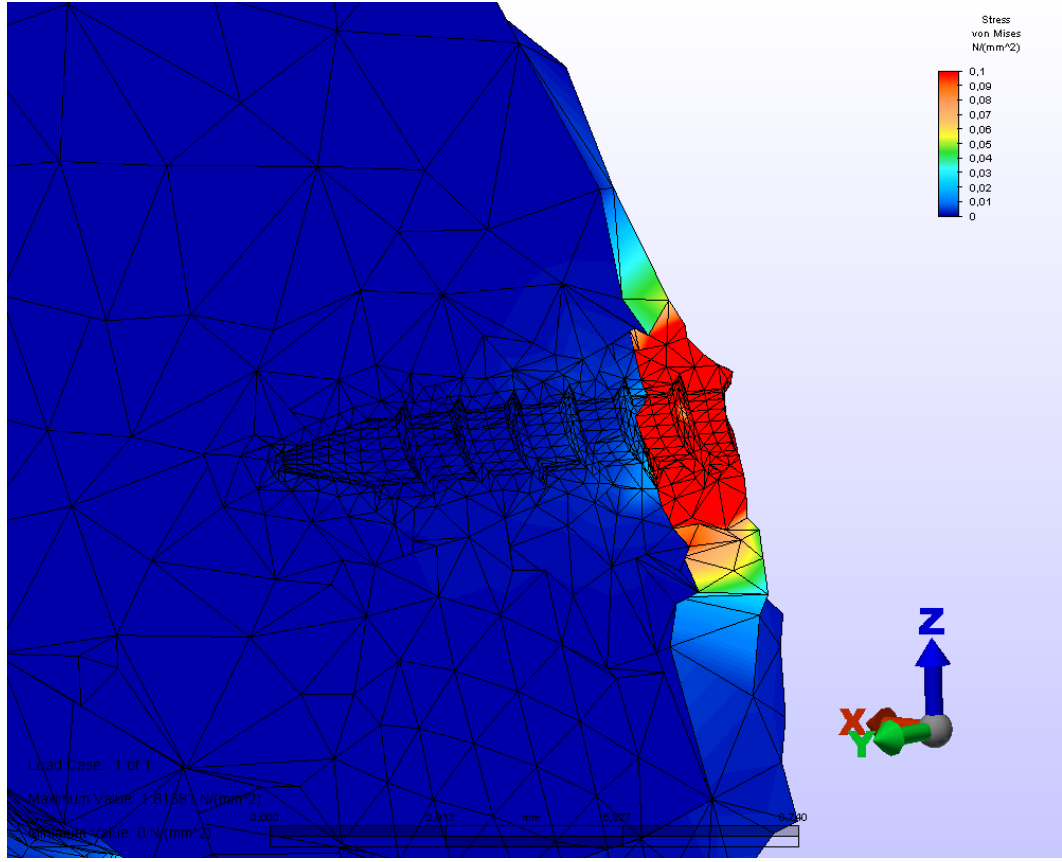


Şekil 171: Senaryo 4’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



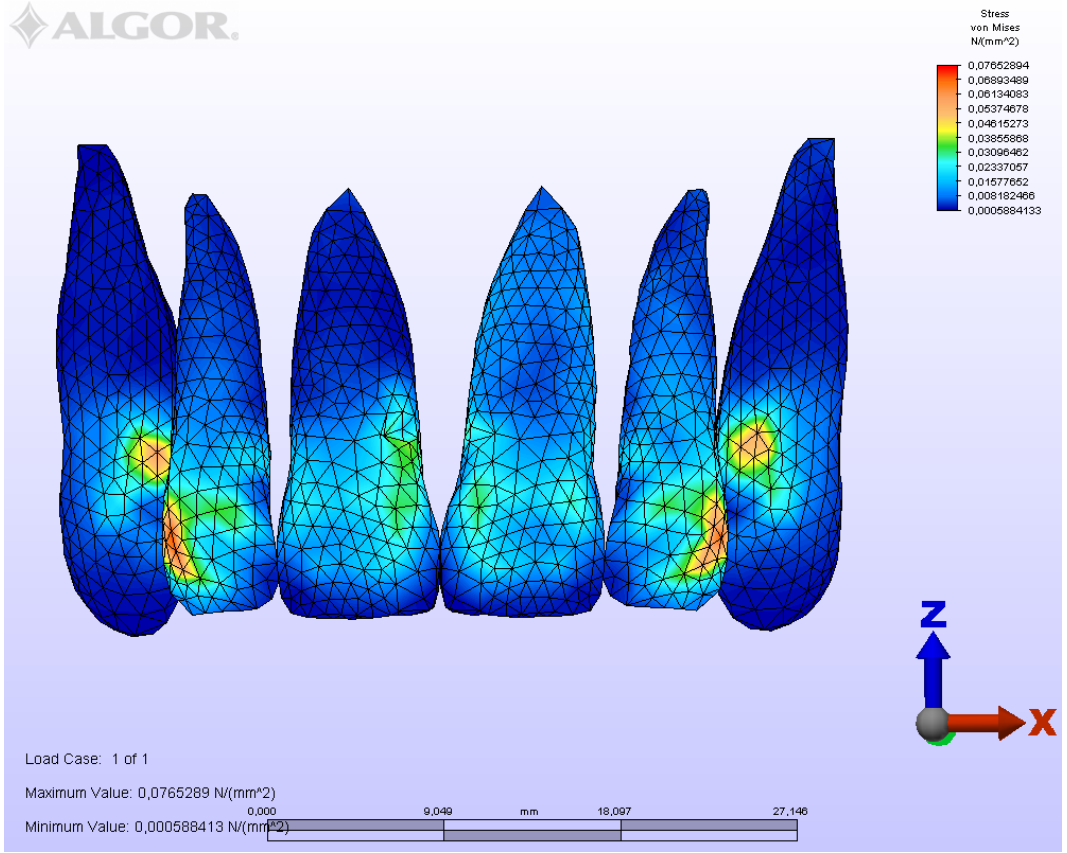
Şekil 172: Senaryo 4’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres 1.82 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, perifere doğru değer ışınsal olarak azaldı (Şekil 173).



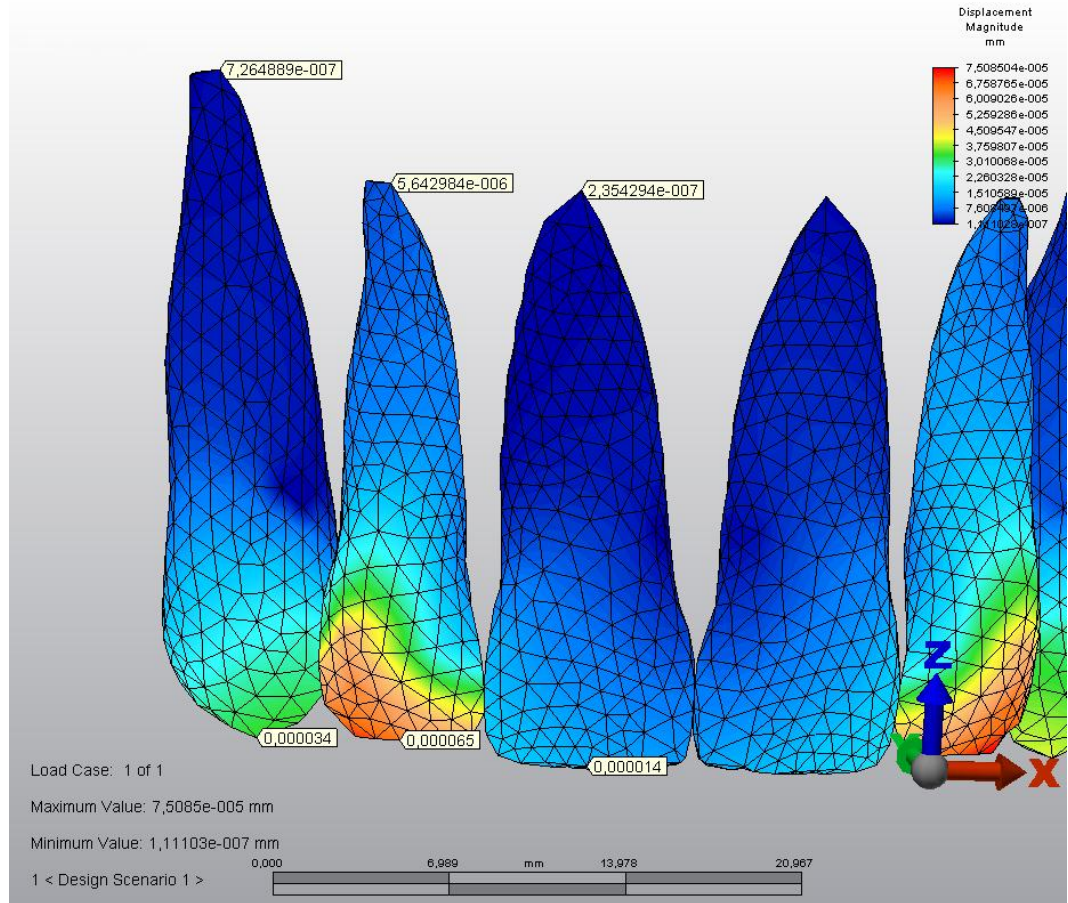
Şekil 173: Senaryo 4’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses stresler tüm keserlerin kronlarında ve köklerin 1/3 servikal kısmında görüldü ve en yüksek von Misses stres değeri 0.07 MPa ile lateral diş kronunun distal orta noktasında bulundu. Streslerin merkezden periferie doğru azaldığı görüldü (Şekil 174).

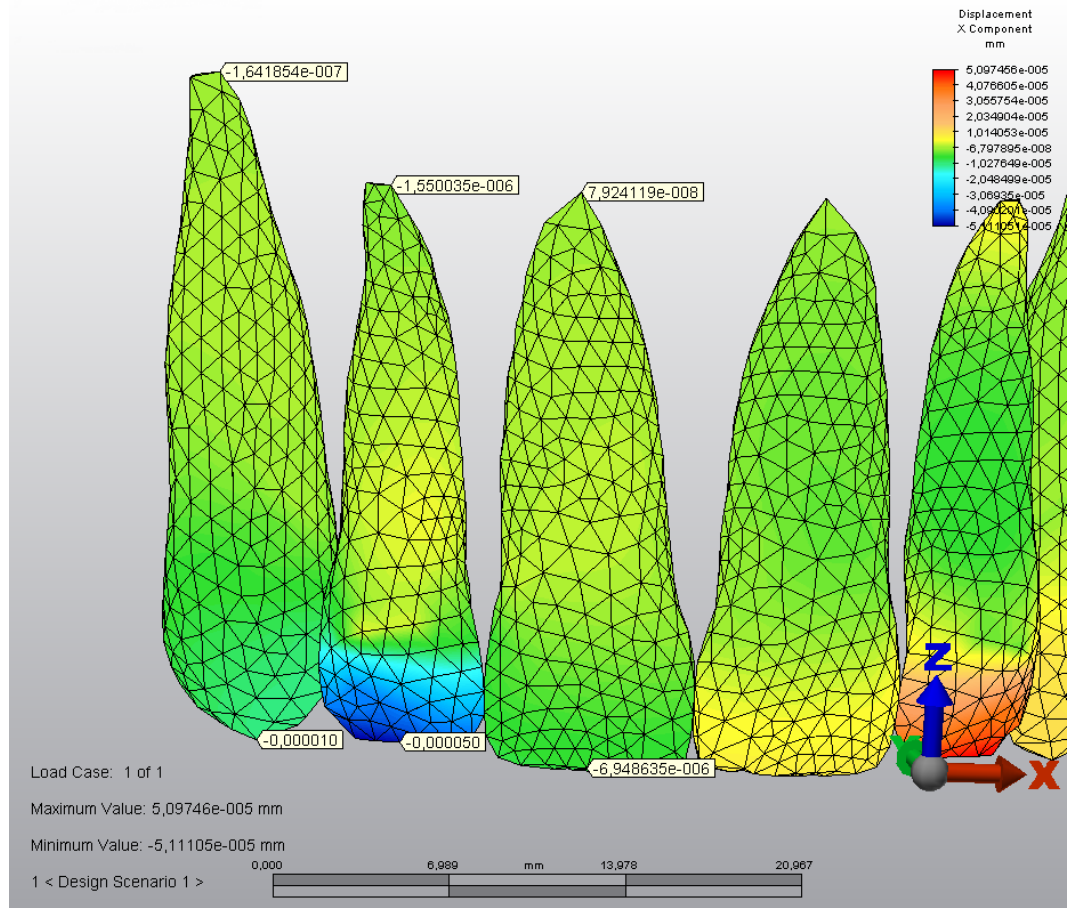


Şekil 174: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

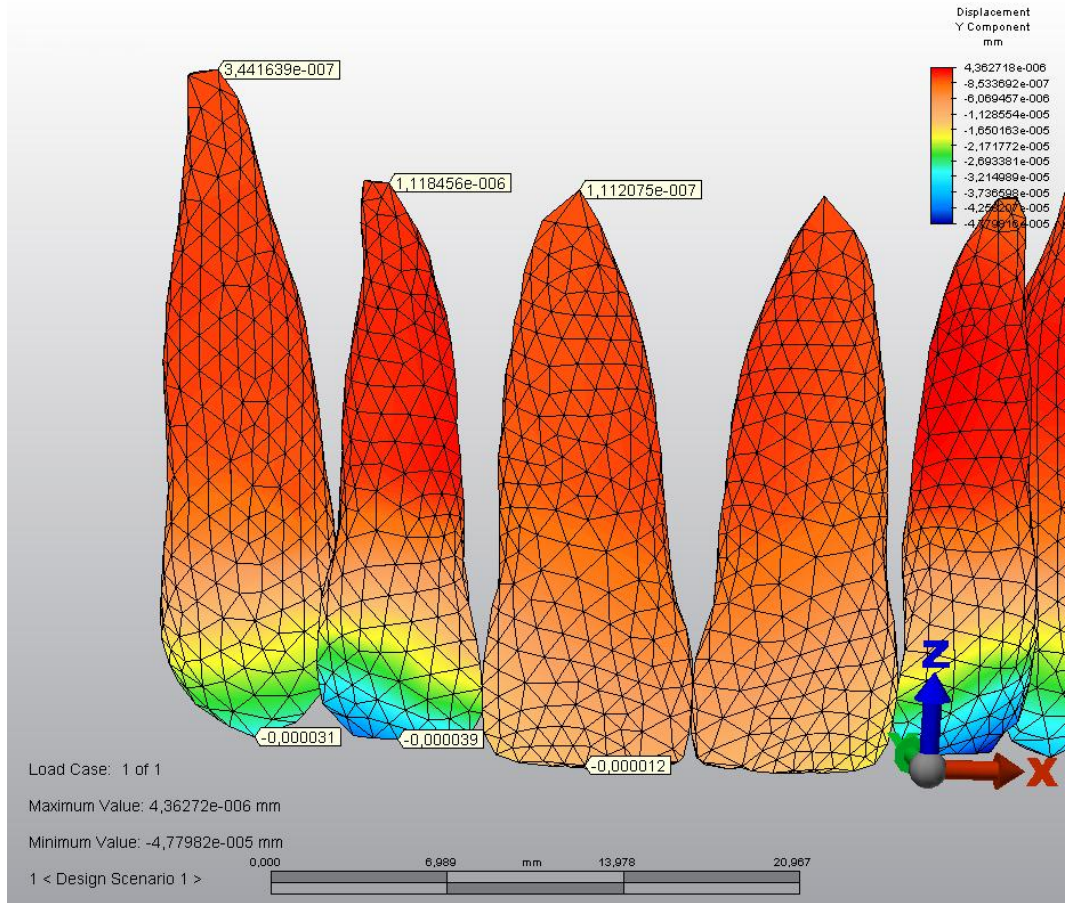
Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 175, Şekil 176, Şekil 177, Şekil 178).



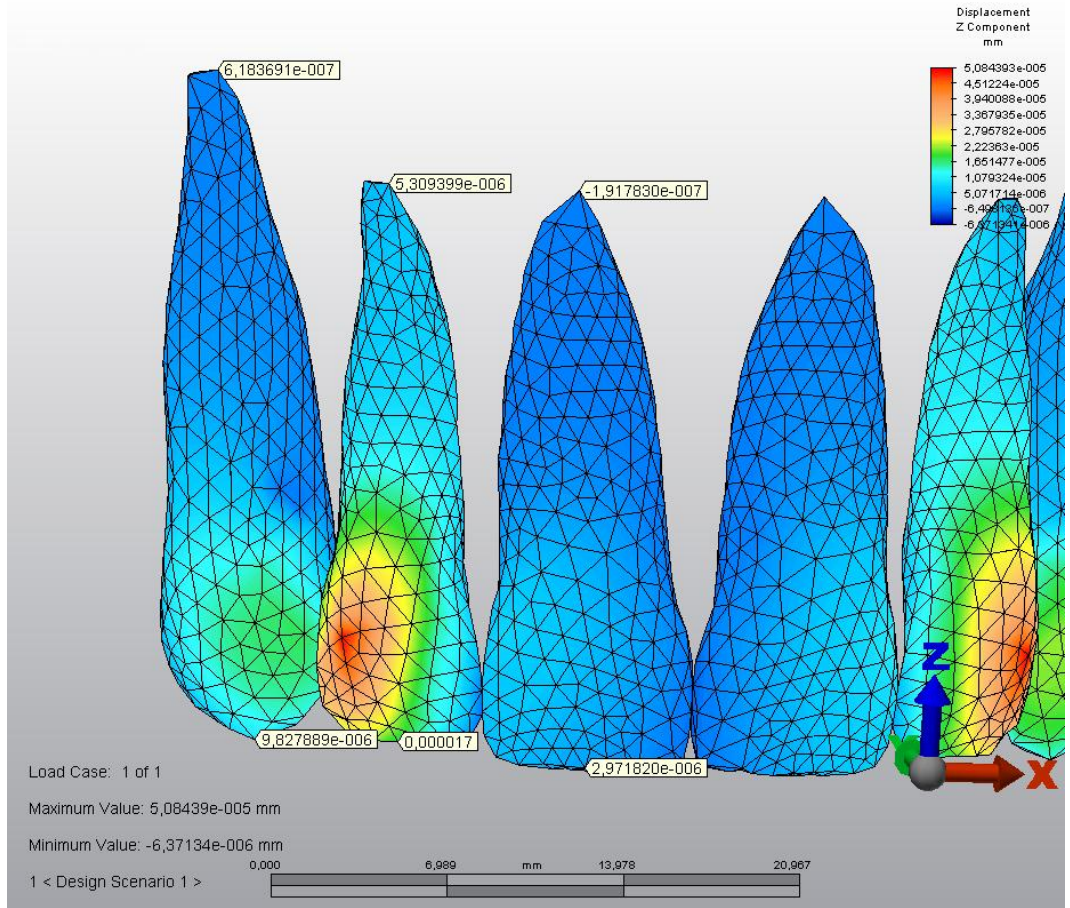
Şekil 175: Senaryo 4’de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 176: Senaryo 4’de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



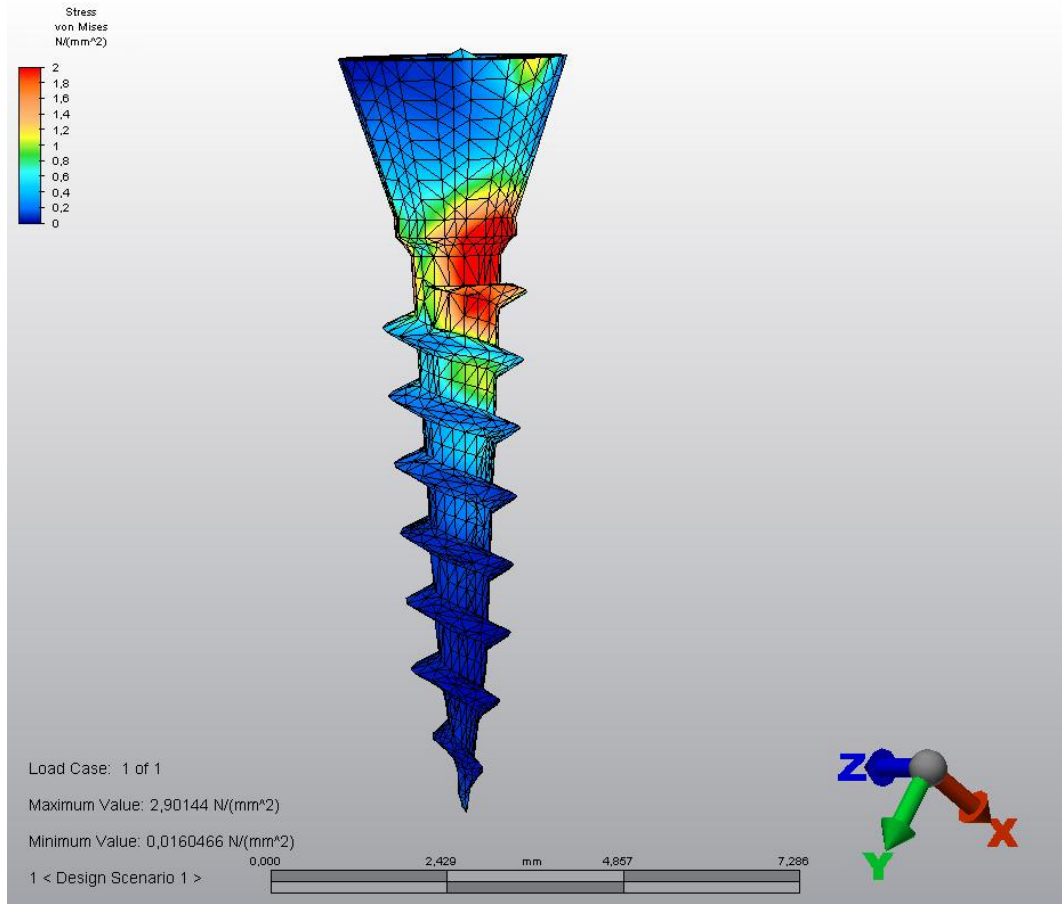
Şekil 177: Senaryo 4’de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 178: Senaryo 4'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.4.3. C Vidası Bulgular

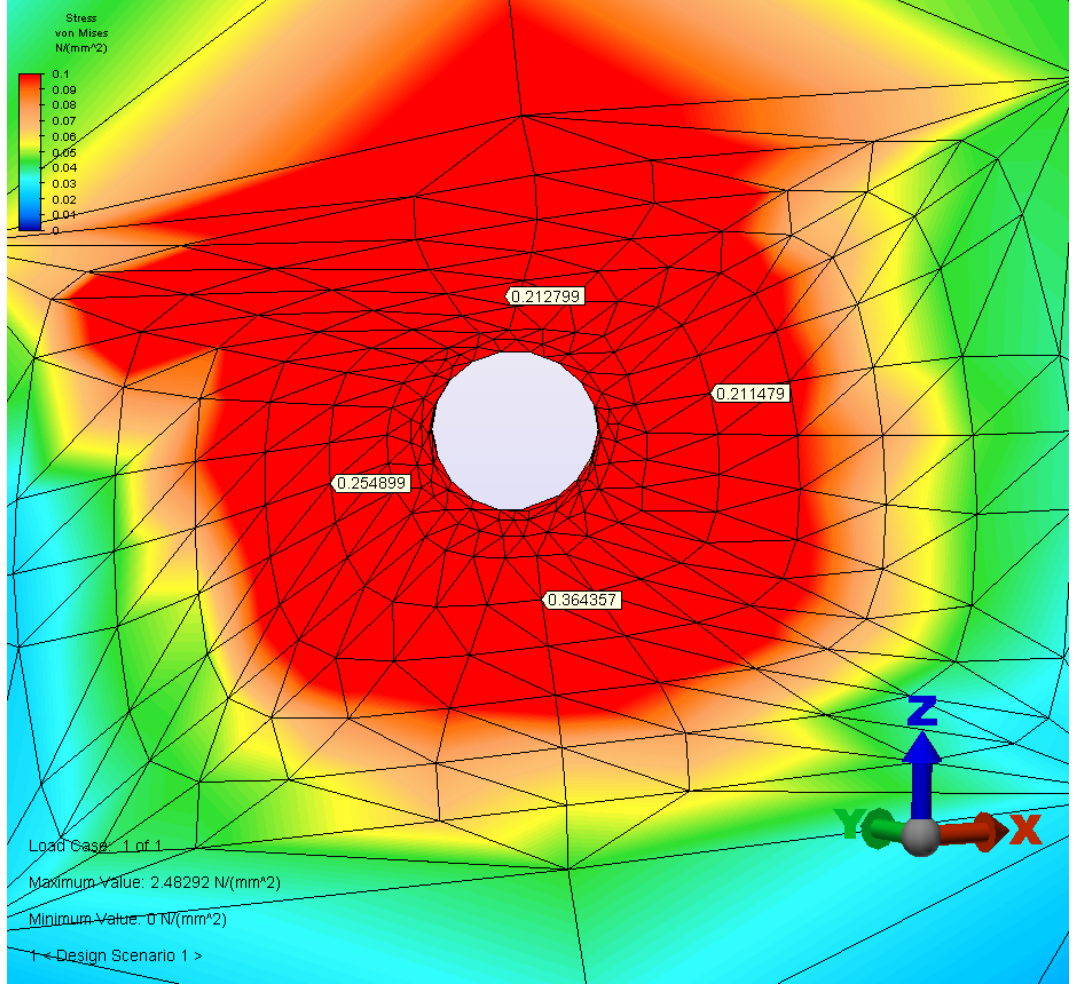
Vida üzerinde oluşan von Mises stres en fazla vidanın gövde kısmının başlangıcında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivde 2.90 MPa olarak bulundu, stres periferie doğru gittikçe ııınsal olarak azaldı (Şekil 179).



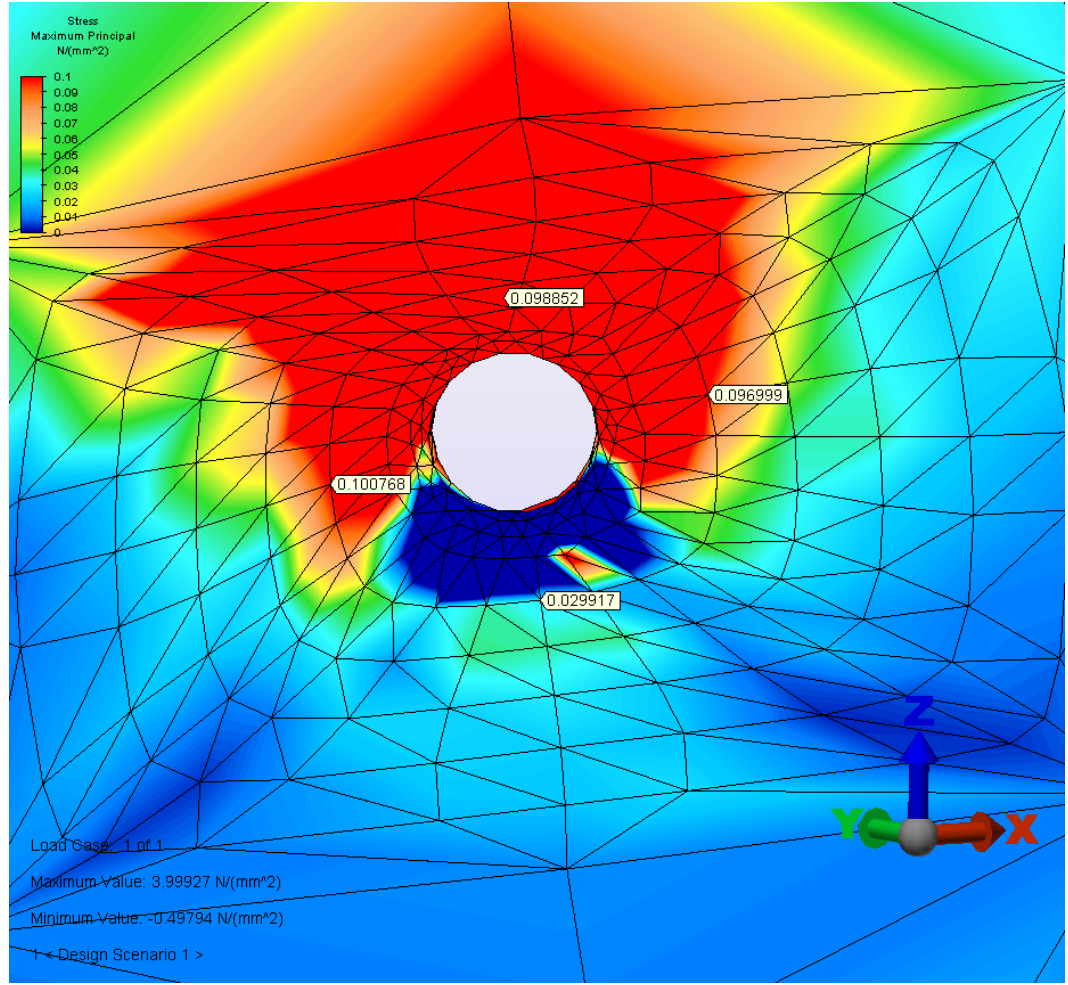
Şekil 179: Senaryo 4’de C vidası üzerindeki von Mises stres değeri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Mises stres 2.48 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.36 MPa değeri elde edildi (Şekil 180), en yüksek maksimum principle stres kemiğin gerilme bölgesinde 4.00 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.10 MPa değeri elde edildi (Şekil 181), en yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -1.77 MPa olarak

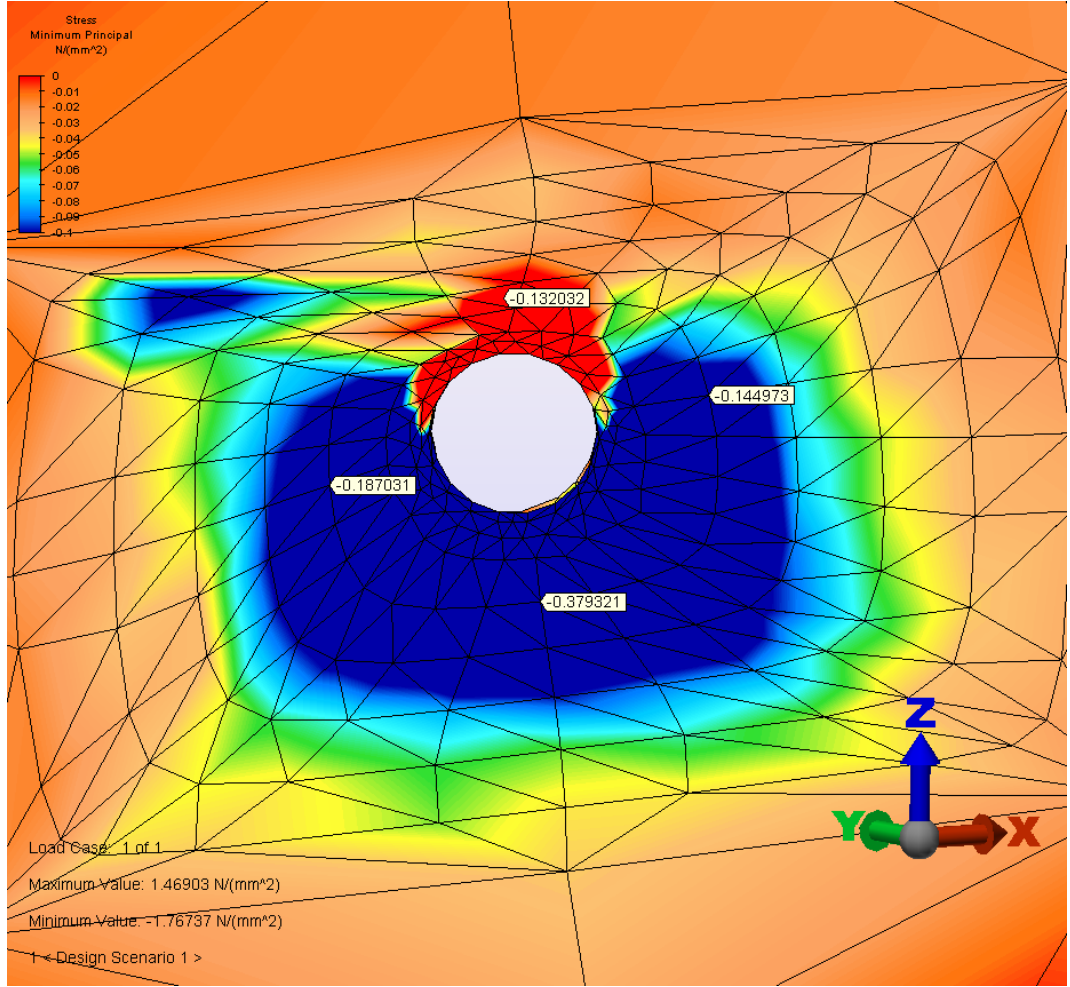
ölçüldü, referans noktasında -0.37 MPa değeri elde edildi (Şekil 182). Bu değerler merkezden periferie doğru ışınsal olarak azaldı.



Şekil 180: Senaryo 4’de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

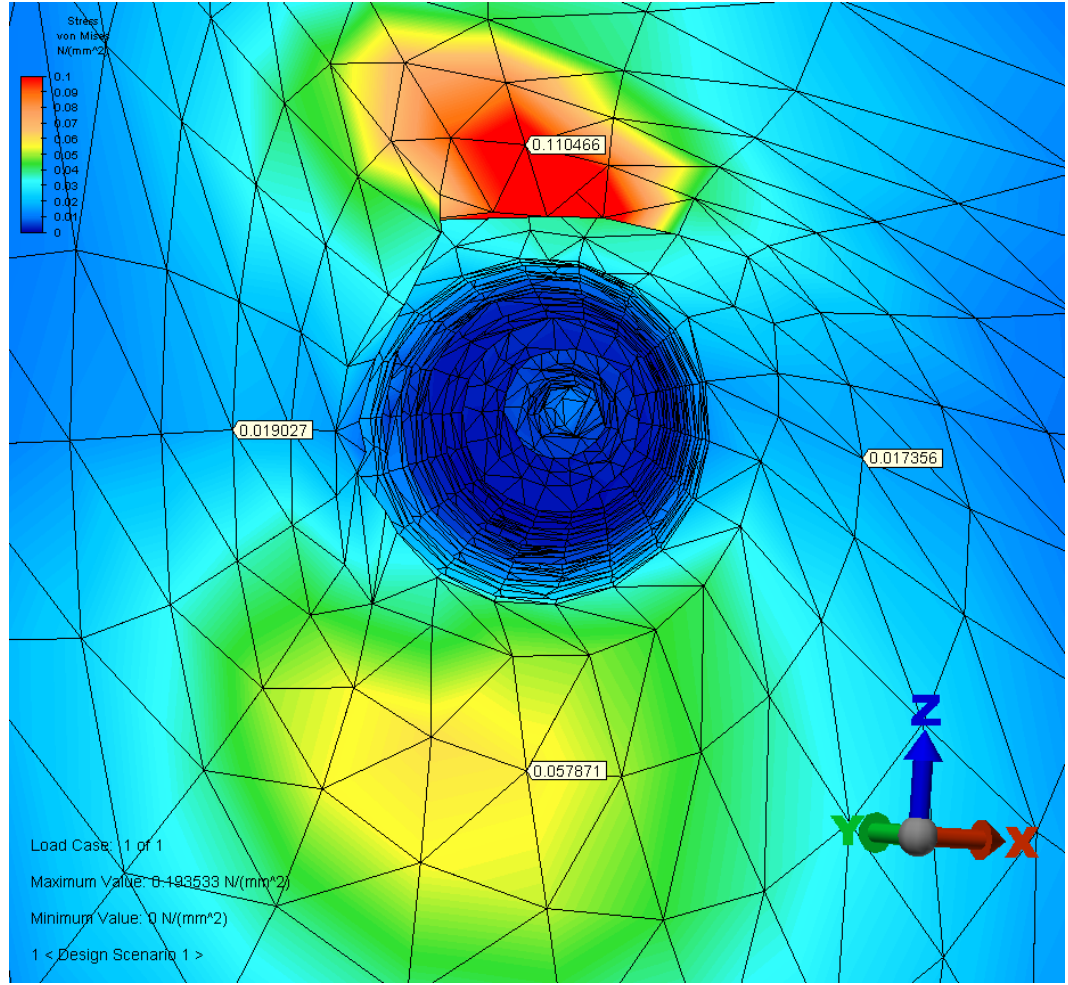


Şekil 181: Senaryo 4'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

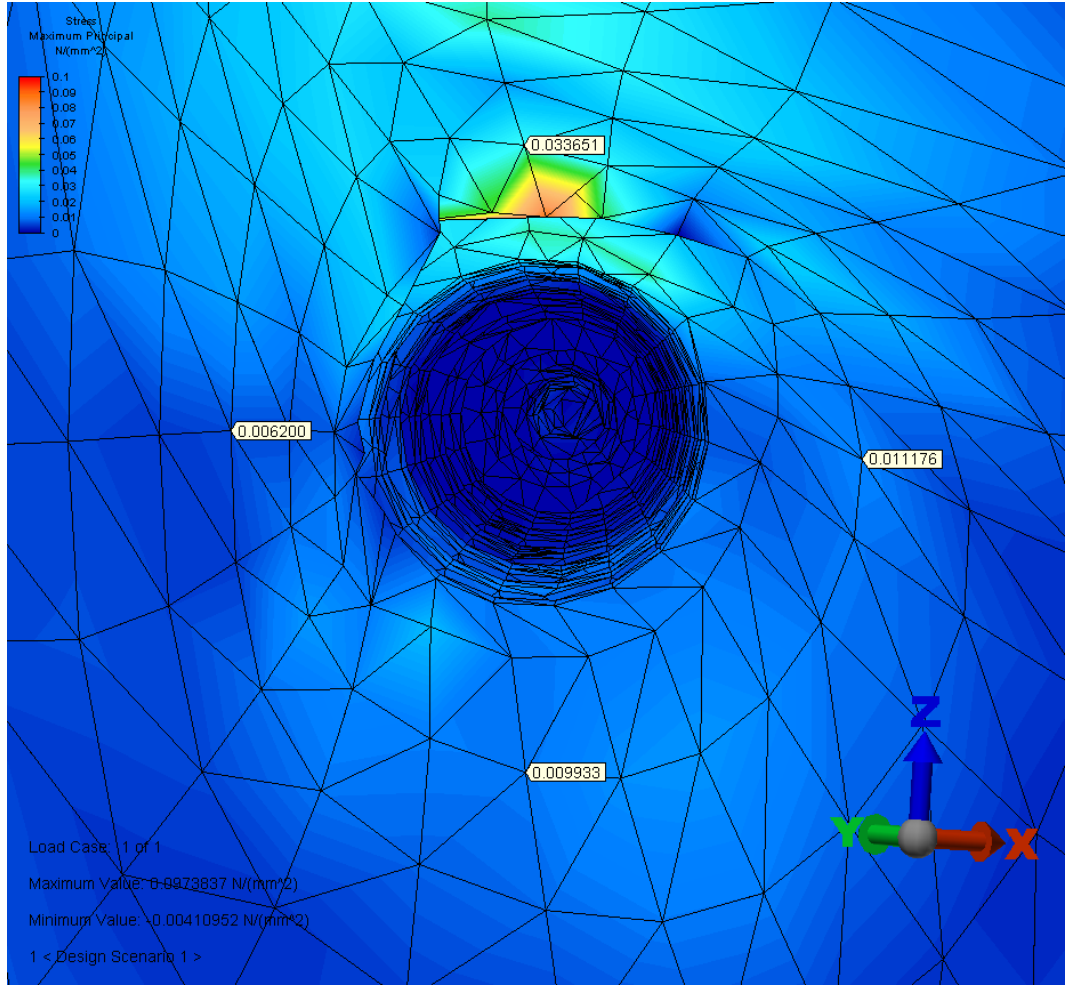


Şekil 182: Senaryo 4’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

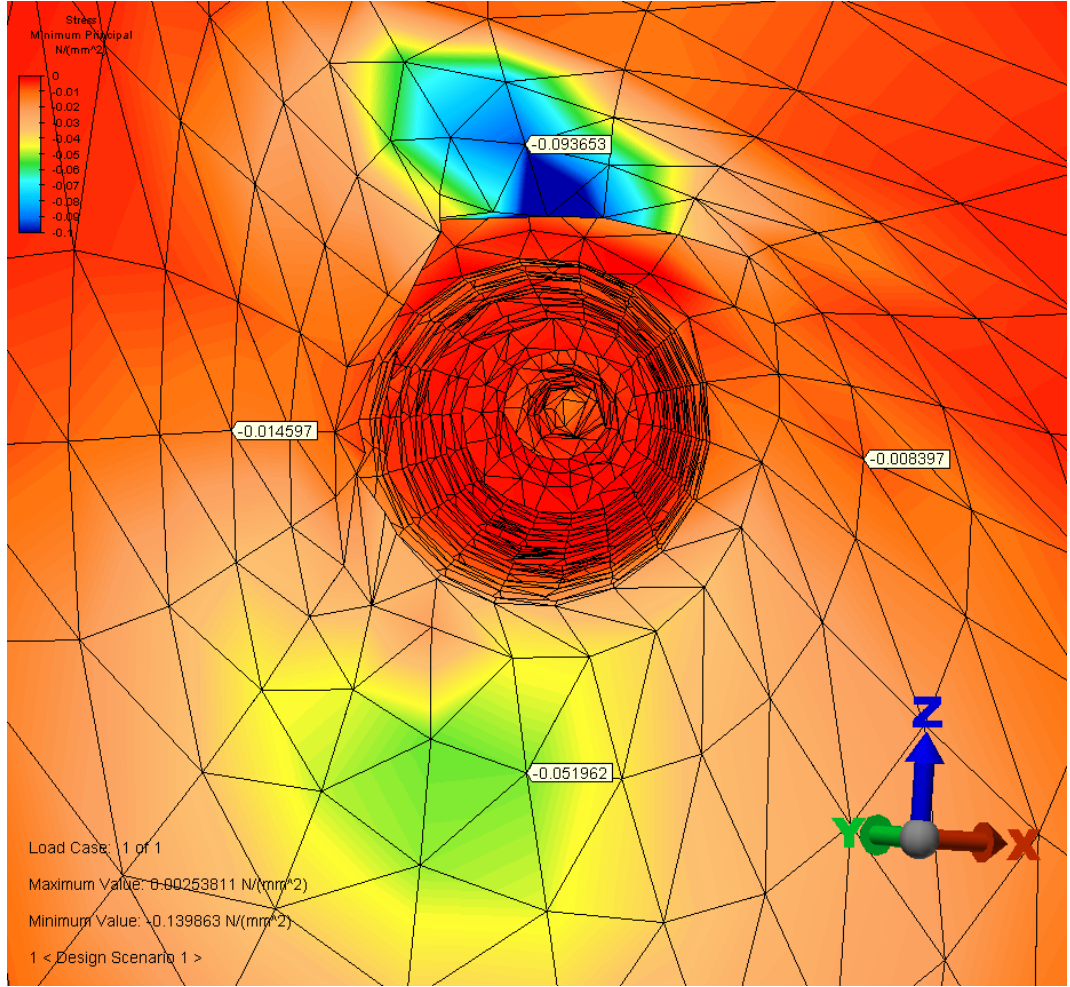
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.19 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.06 MPa değeri elde edildi (Şekil 183), en yüksek maksimum asal stres 0.10 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.03 MPa değeri elde edildi (Şekil 184) ve en yüksek minimum asal stres -0.14 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.05 MPa değeri elde edildi (Şekil 185). Tüm bu değerlerde merkezden periferiye doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 183: Senaryo 4'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

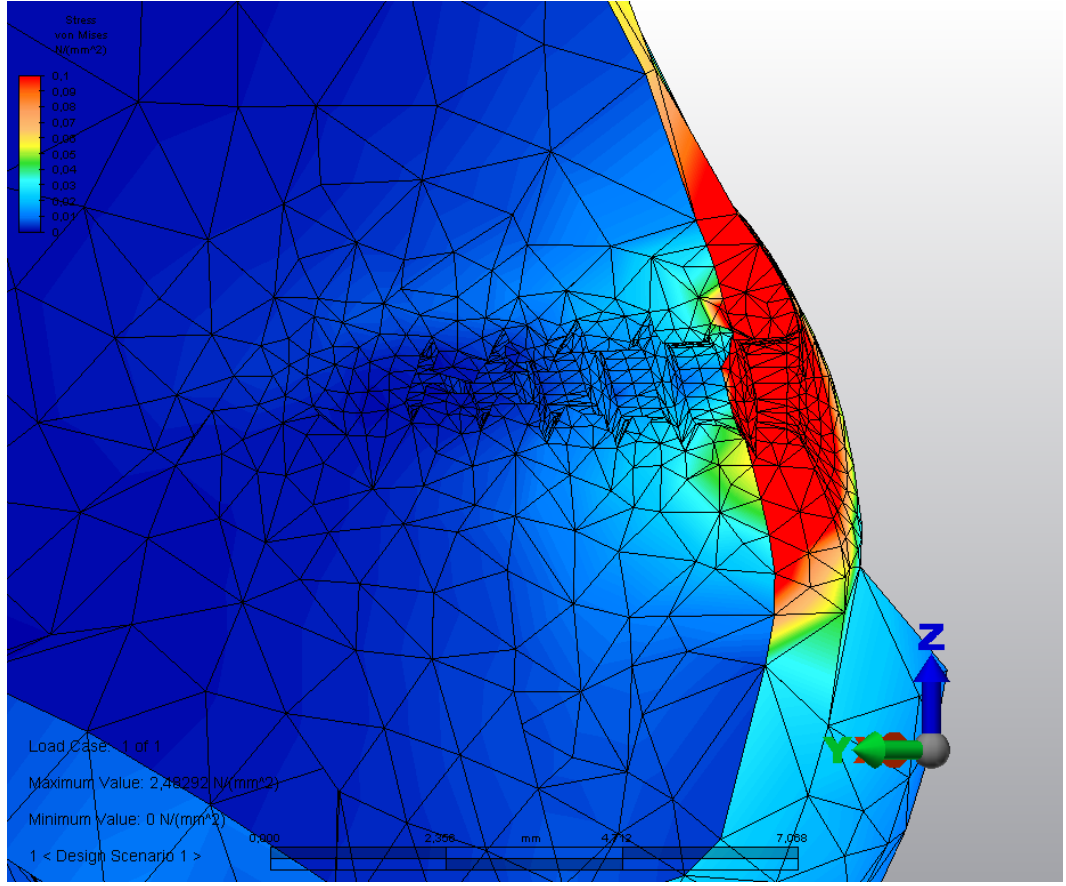


Şekil 184: Senaryo 4’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



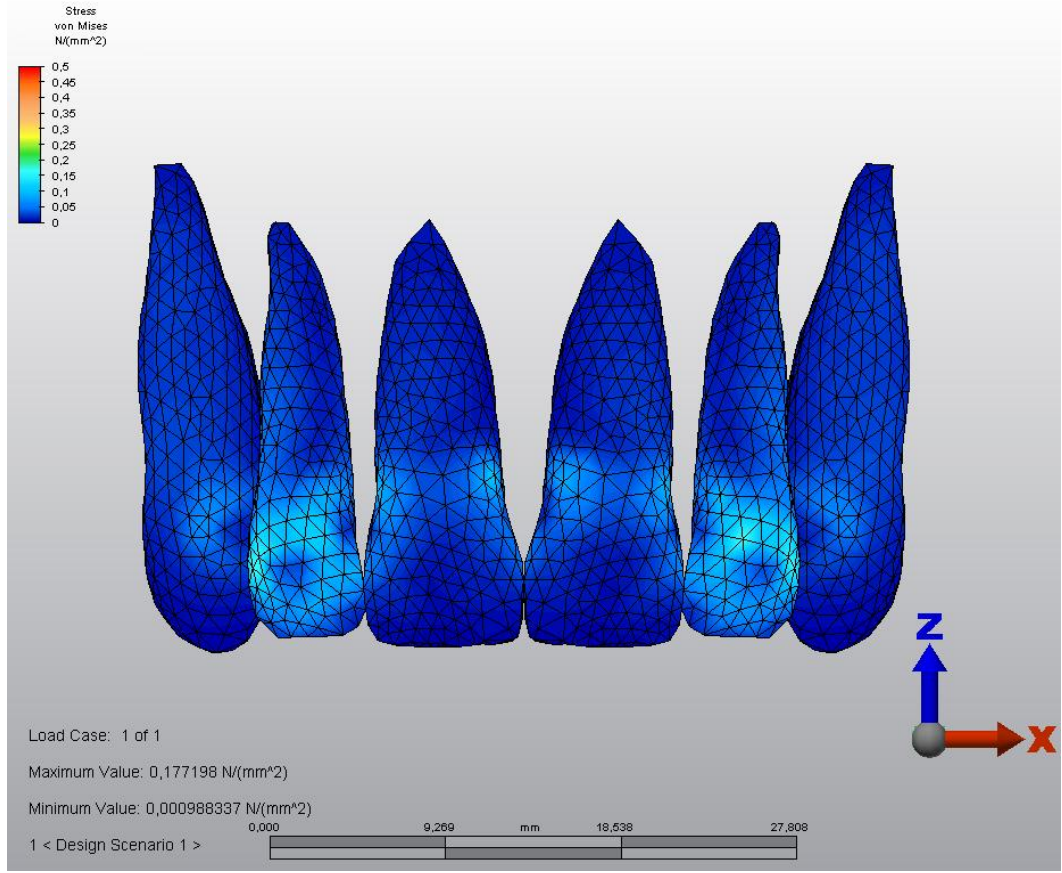
Şekil 185: Senaryo 4’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres 2.48 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, periferde doğru değer ışınsal olarak azaldı (Şekil 186).



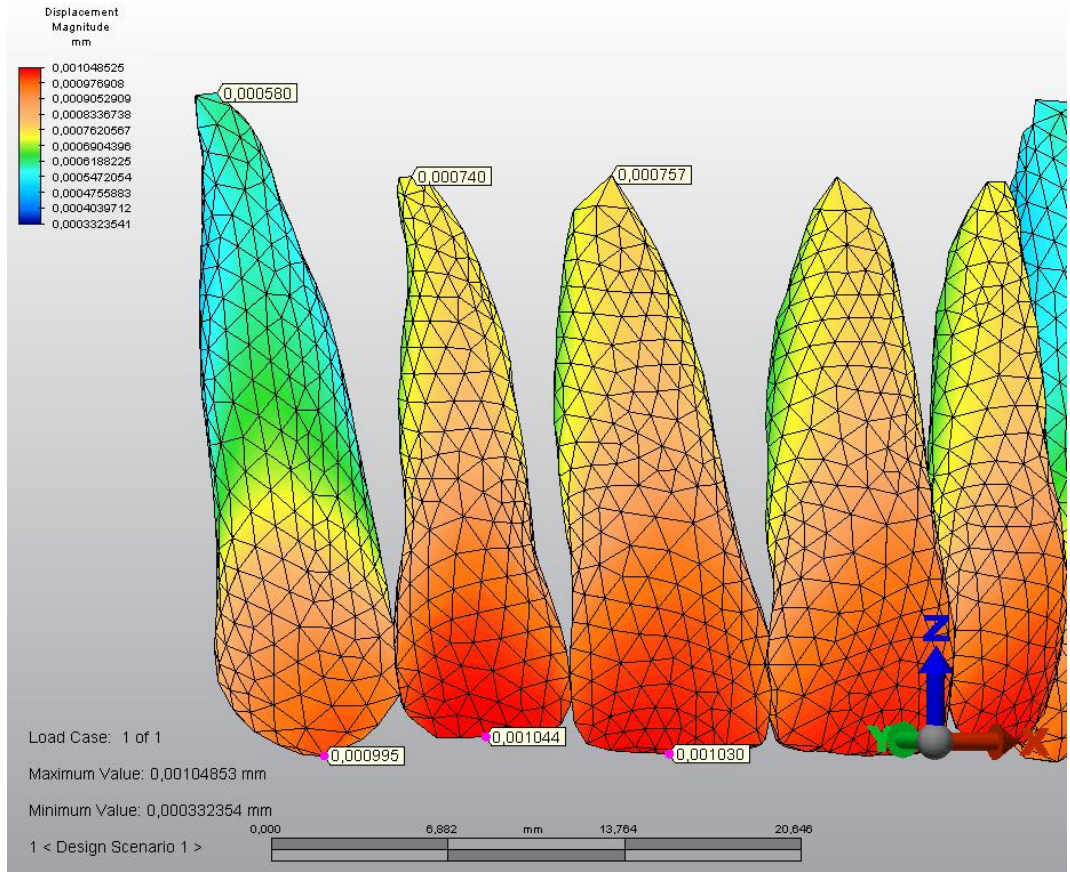
Şekil 186: Senaryo 4’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses stresler tüm keserlerin kronlarında ve köklerin 1/3 servikal kısmında görüldü ve en yüksek von Misses stres değeri 0.17 MPa ile lateral diş kronunun distal orta noktasında bulundu (Şekil 187).

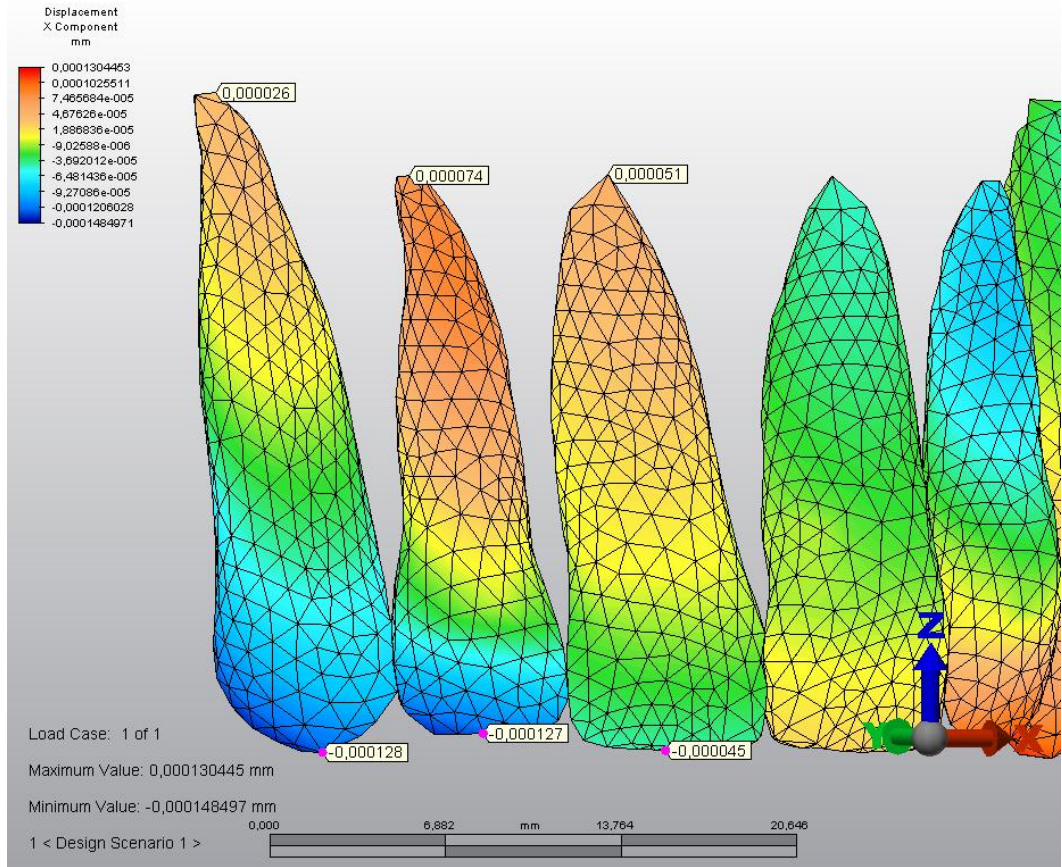


Şekil 187: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

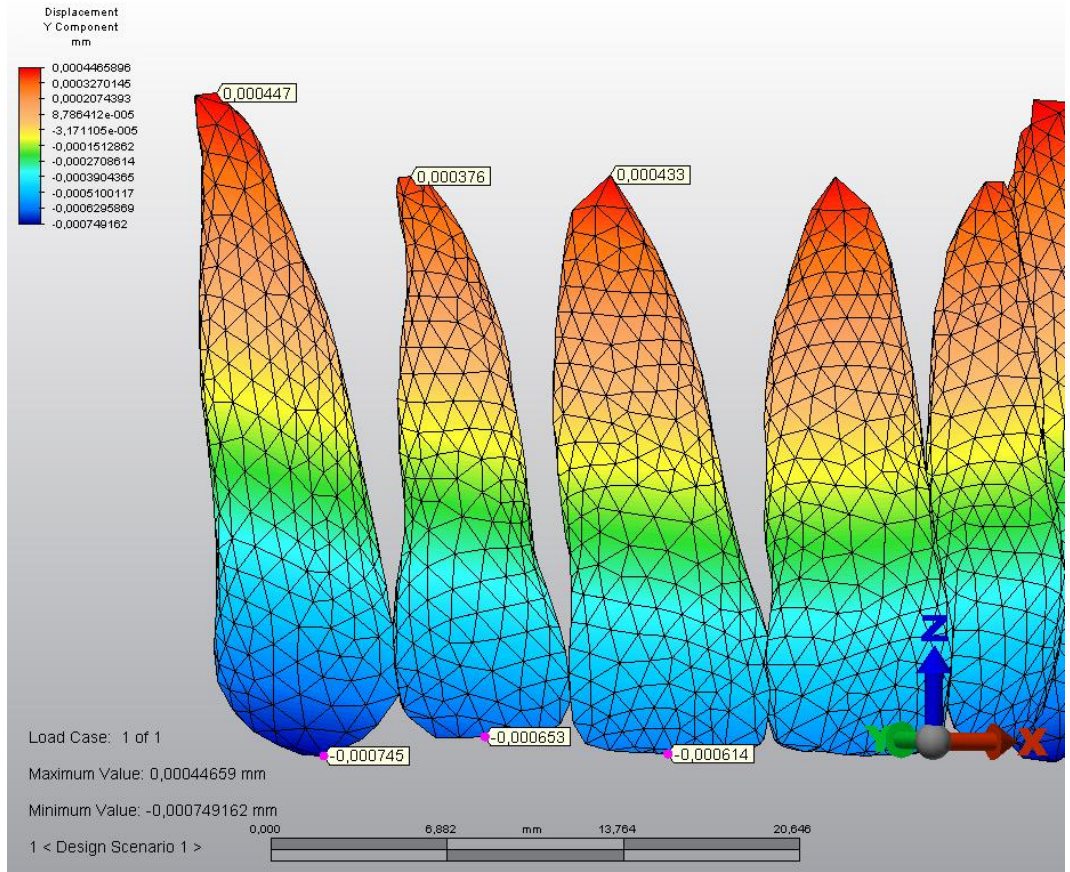
Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 188, Şekil 189, Şekil 190, Şekil191).



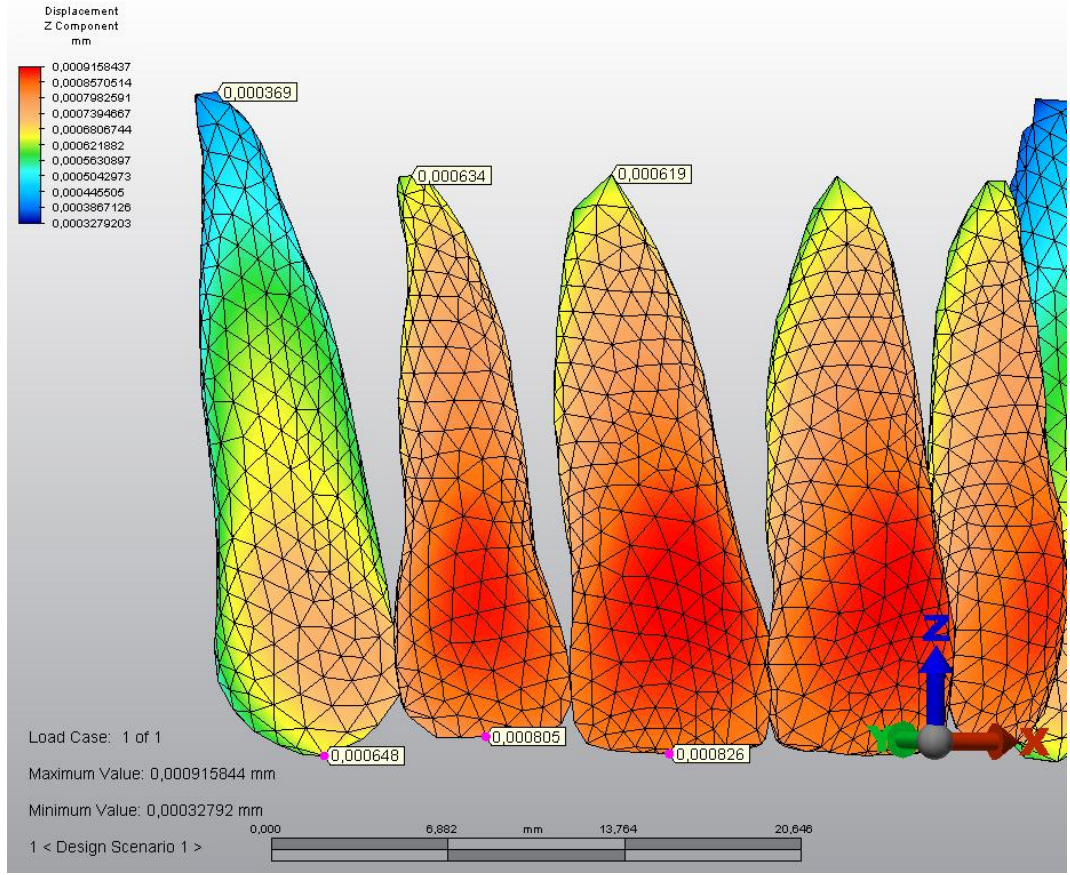
Şekil 188: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 189: Senaryo 4'de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



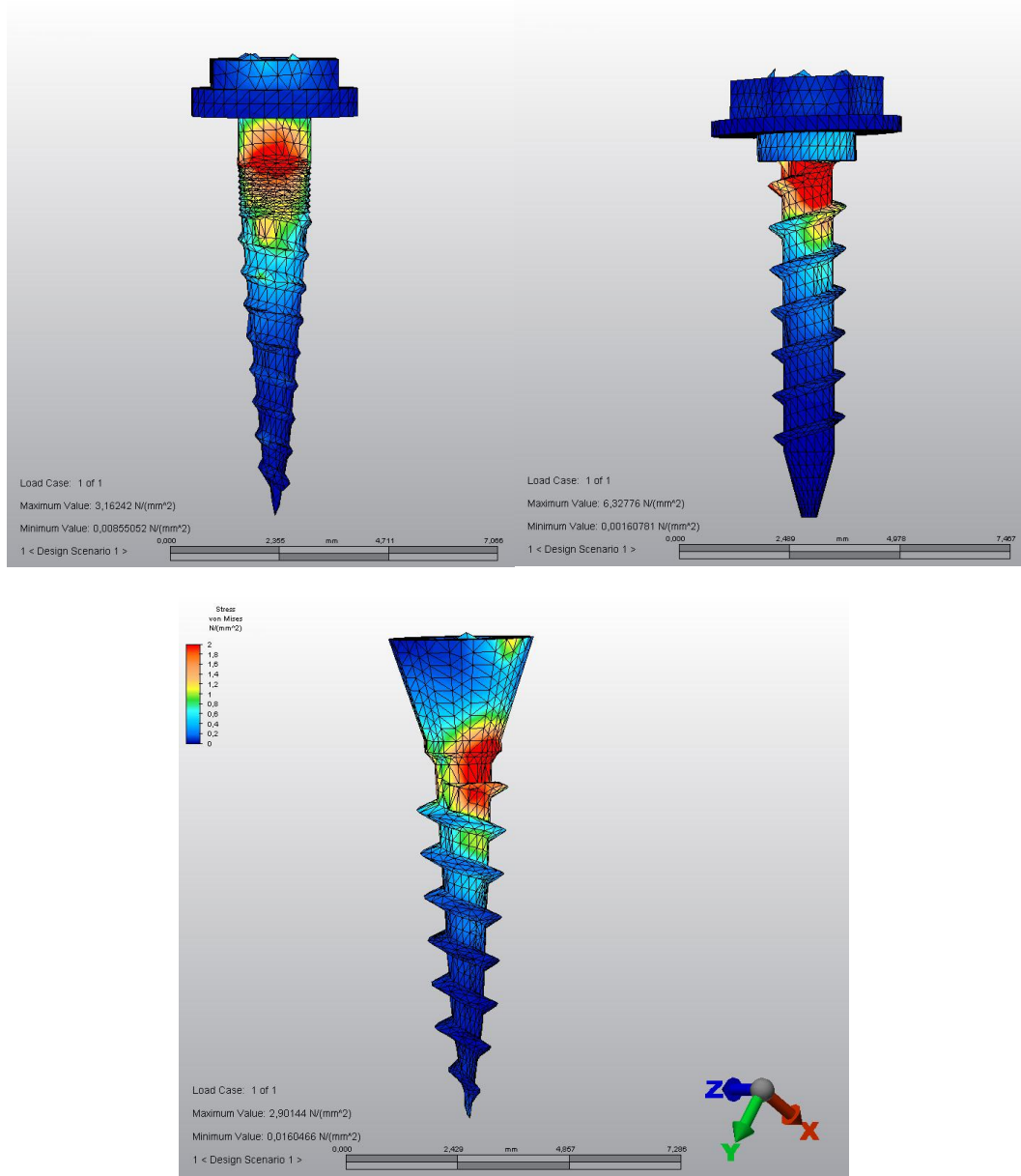
Şekil 190: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 191: Senaryo 4’de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

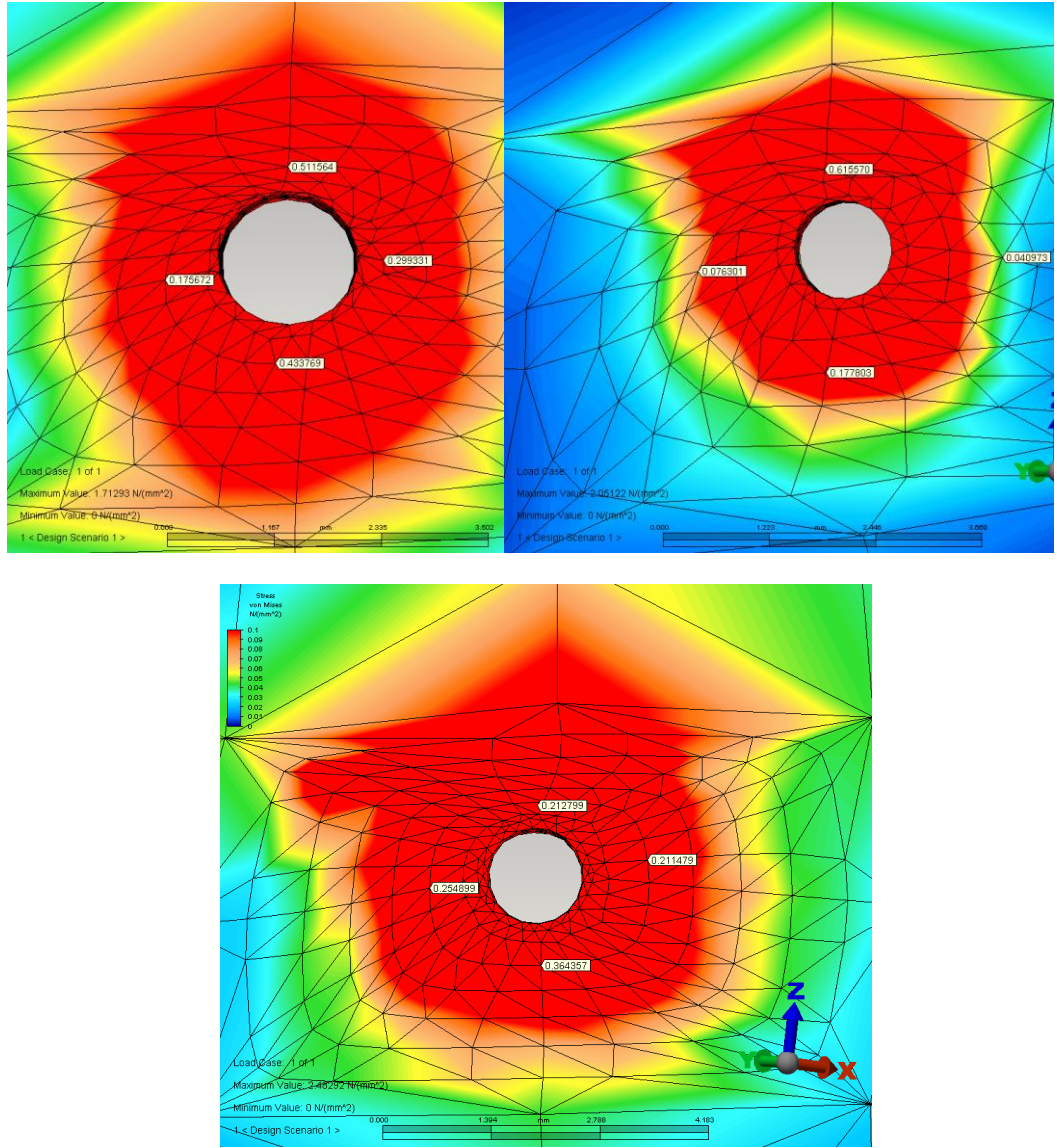
Keser intrüzyonunun amaçlandığı bu senaryoda diş yer değiştirme miktarlarına baktığımızda her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak keser kronlarında daha fazla intrüzyon görülmüştür. İntrüzyonla birlikte kök ucunda palatinal ve meziale hareket, kron ucunda vestibule ve distale hareket gözlenmiştir.

Senaryo 4 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 192’de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 192: Senaryo 4 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri sırasıyla gösterilmiştir

Senaryo 4 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 193'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Kortikal kemik üzerinde en yüksek von Misses stres 0.43 MPa değeri ile A vidası uygulandığında, en düşük von Misses stres 0.18 MPa ile B vidası uygulandığında elde edilmiştir.



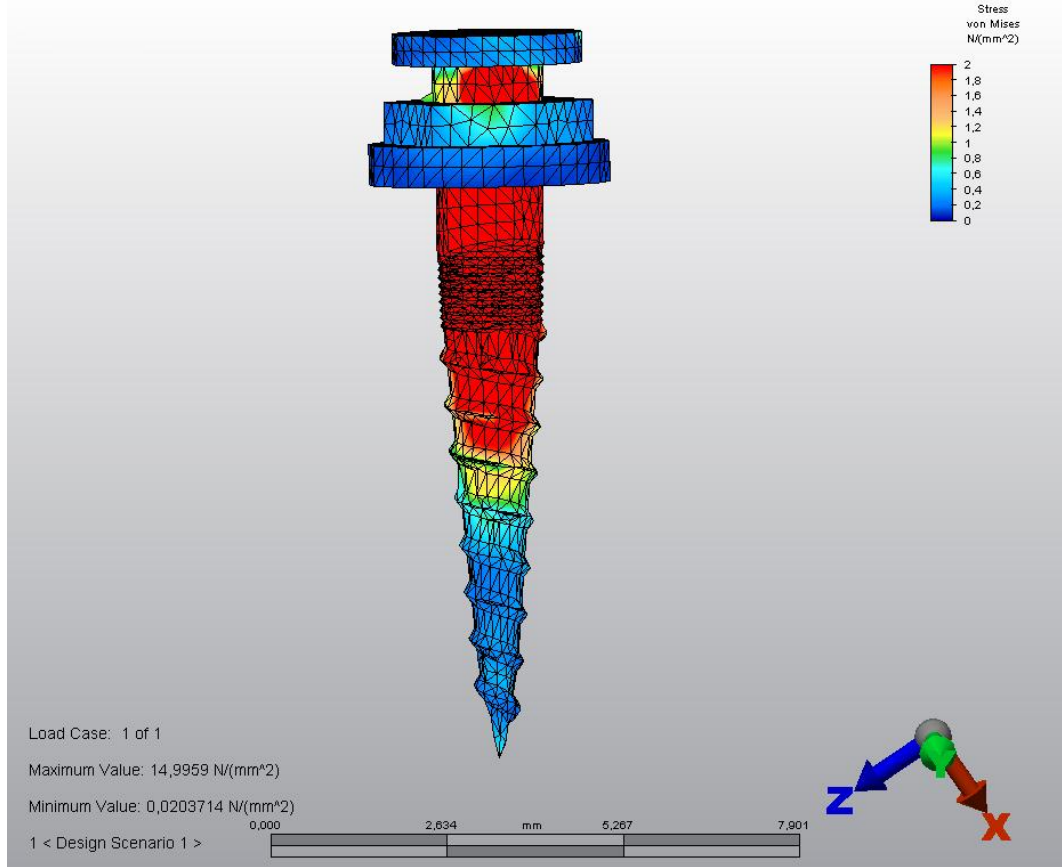
Şekil 193: Senaryo 4 için sırasıyla her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri

4.5. Senaryo 5 Bulgular

Molar distalizasyonunun segmental olarak yapıldığı bu senaryoda vida üzerinde, kortikal kemikte, süngerimsi kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Kemikler üzerinde oluşan stres sıralaması merkeze eşit uzaklıktaki referans noktalardan alınan değerlere göre yapılmıştır.

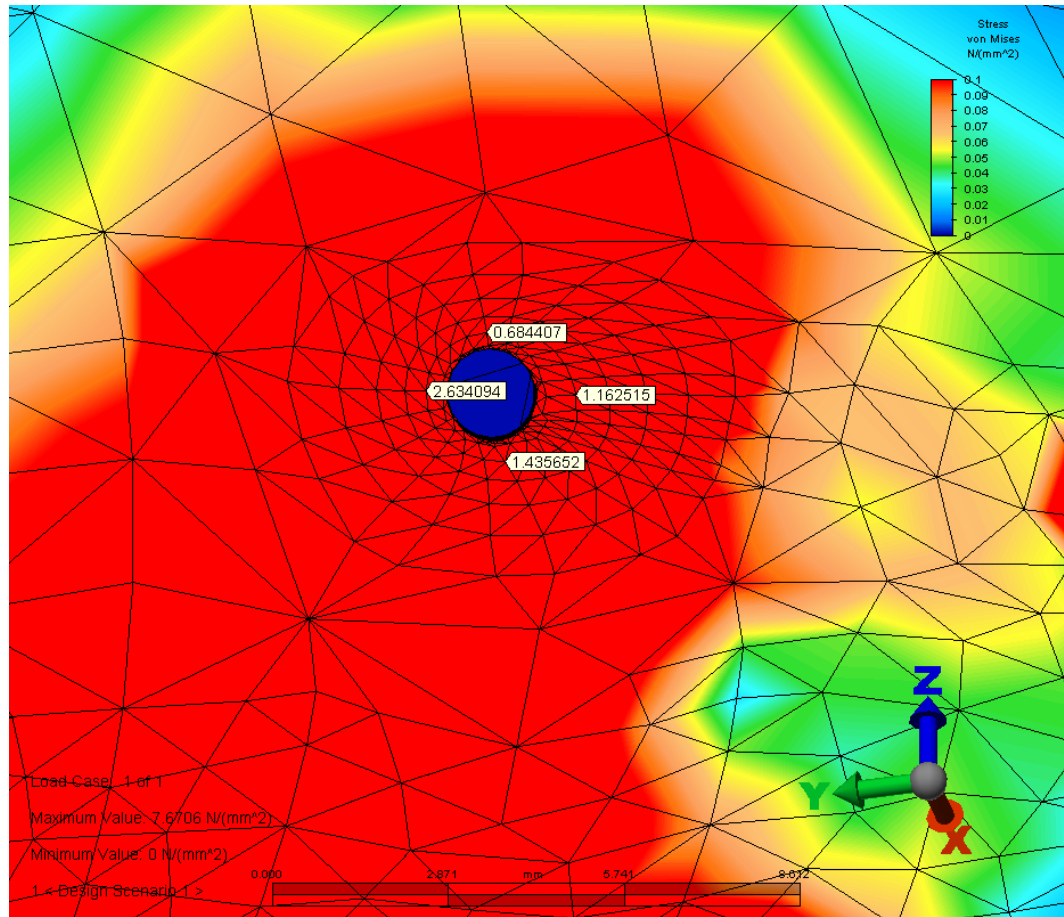
4.5.1. A Vidası Bulgular

Vida üzerinde oluşan von Mises stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 14.99 MPa olarak bulundu, stres periferie doğru gittikçe ışınsal olarak azaldı (Şekil 194).

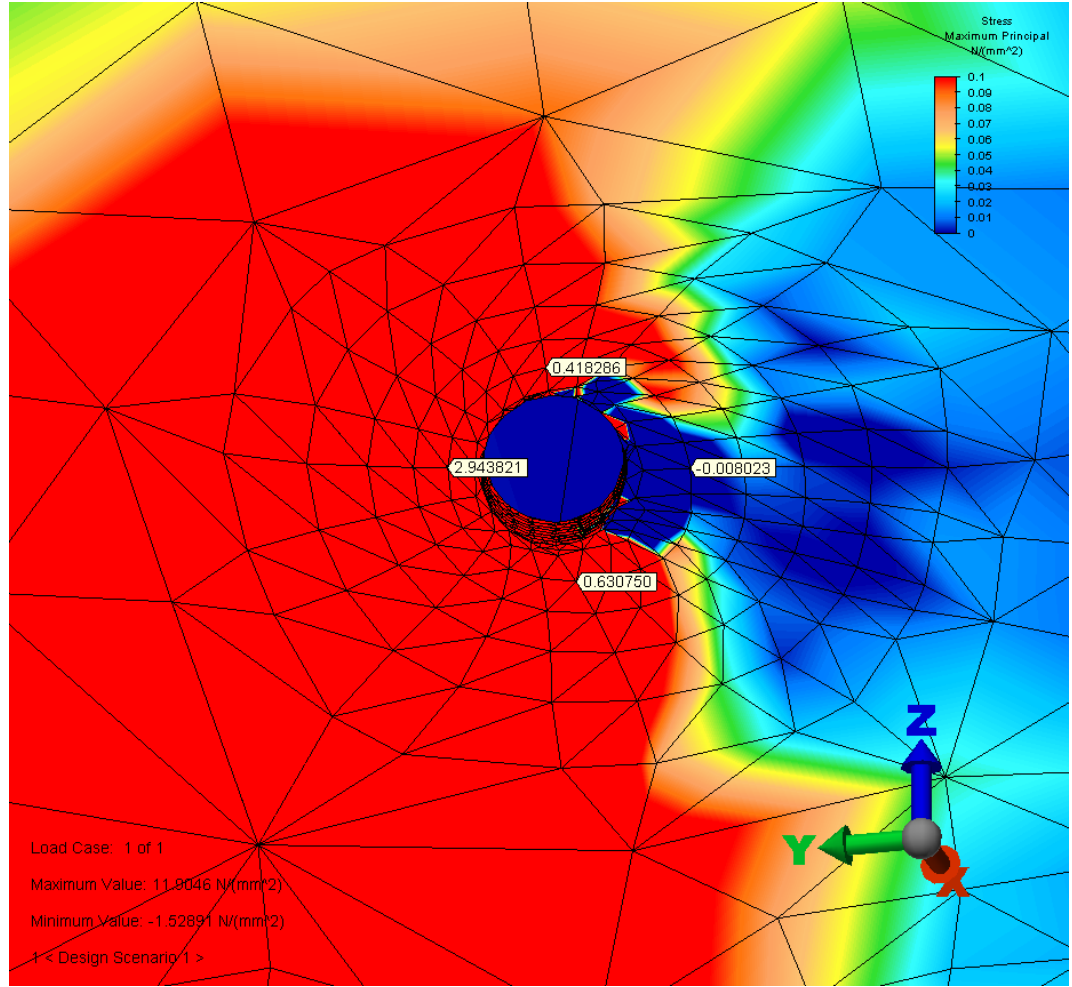


Şekil 194: Senaryo 5'de A vidası üzerindeki von Misses stres değerleri

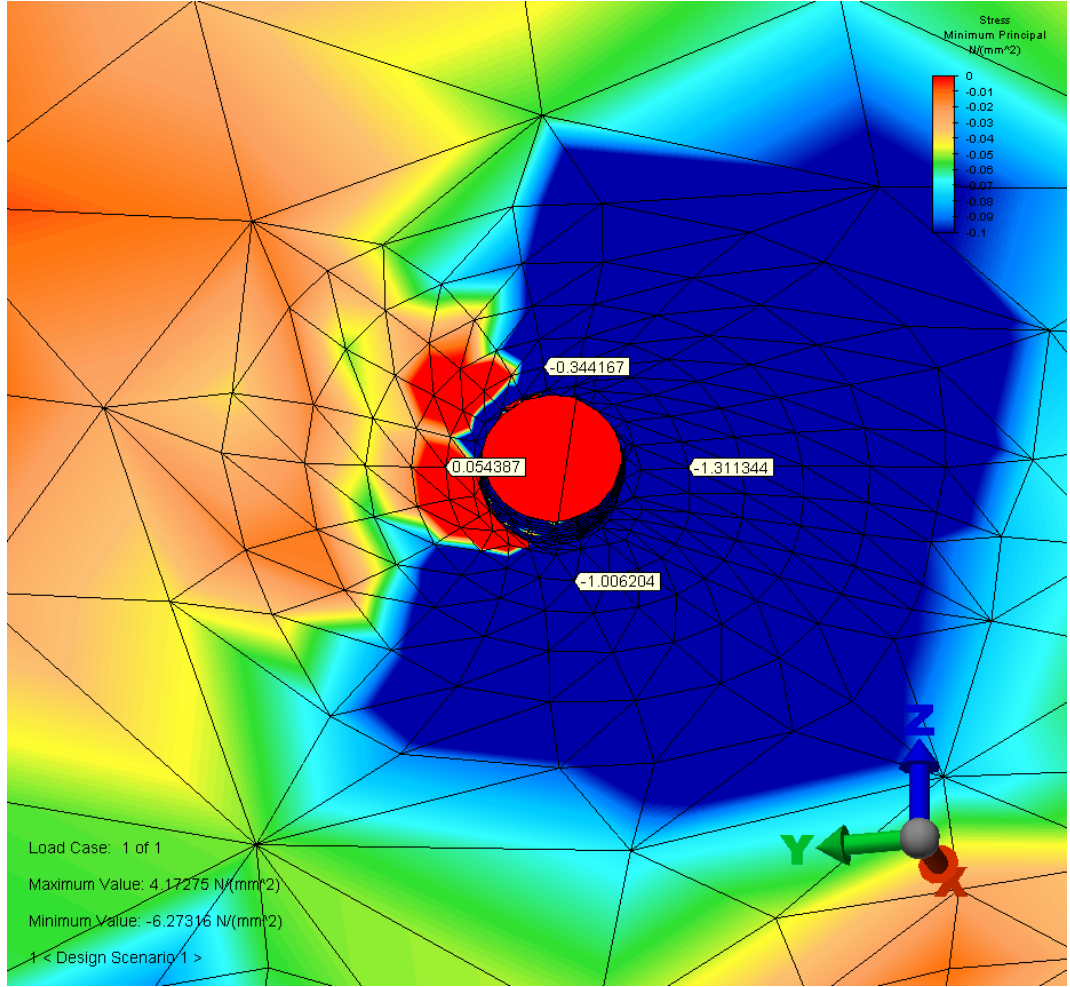
Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 7.67 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.16 MPa değeri elde edildi (Şekil 195), en yüksek maksimum principle stres gerilme bölgesinde 11.90 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 2.94 MPa değeri elde edildi (Şekil 196), en yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -6.27 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -1.31 MPa değeri elde edildi (Şekil 197). Bu değerler merkezden perifere doğru ışınal olarak azaldı.



Şekil 195: Senaryo 5'de A vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

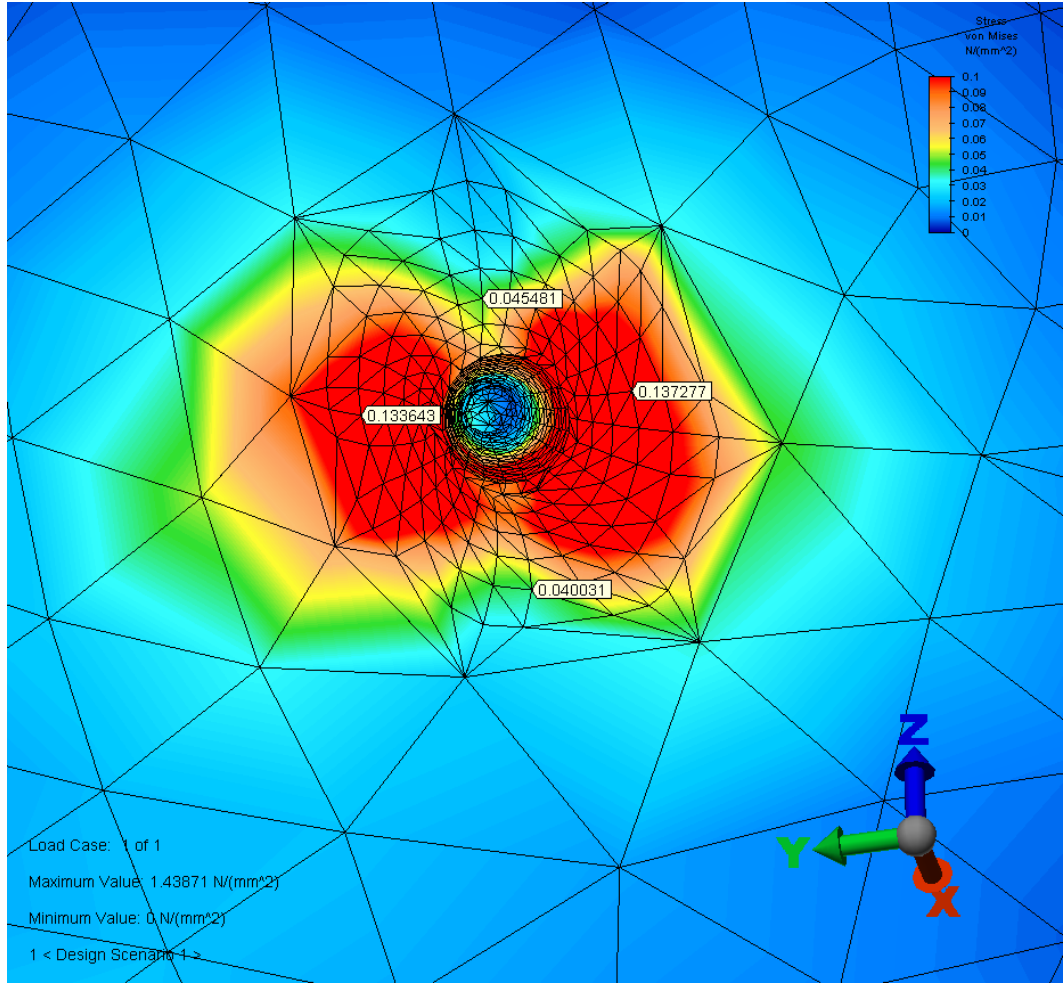


Şekil 196: Senaryo 5'de A vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

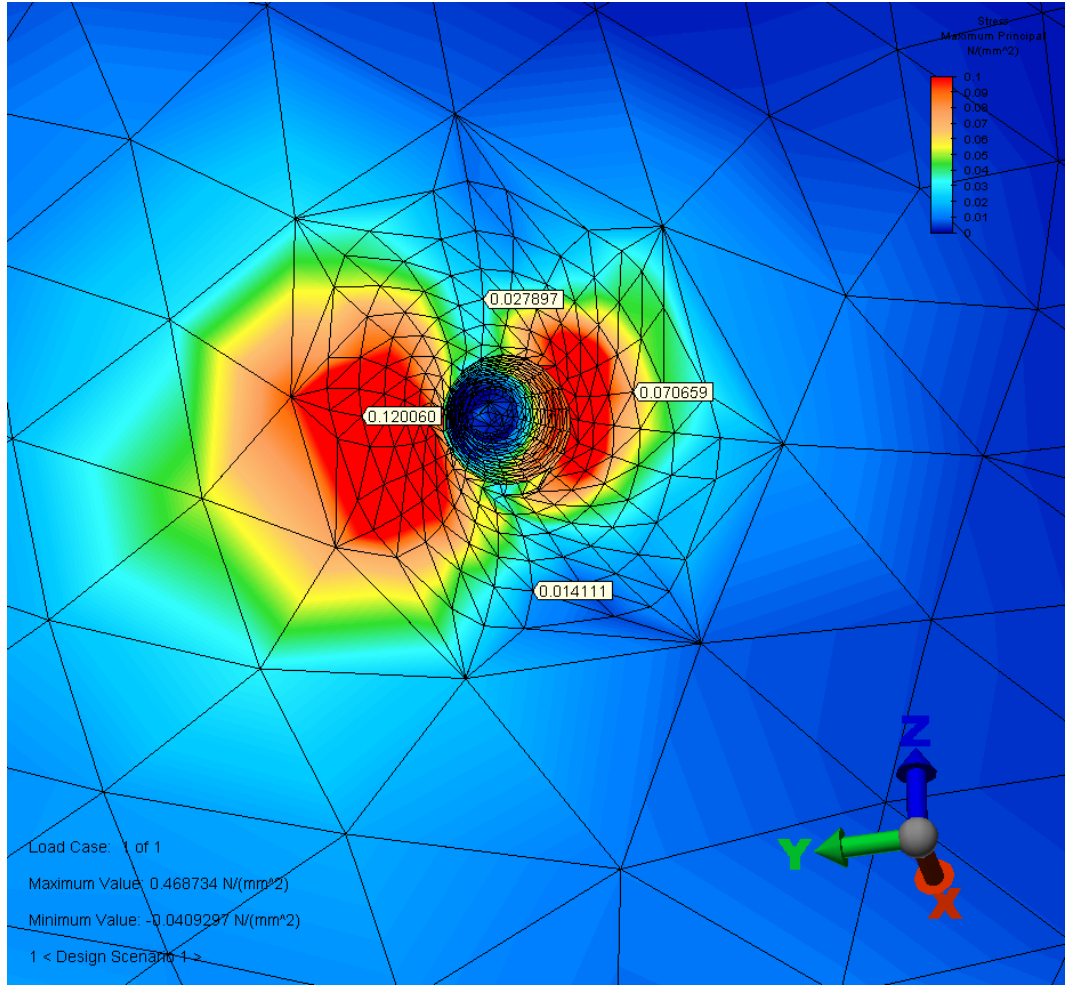


Şekil 197: Senaryo 5’de A vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

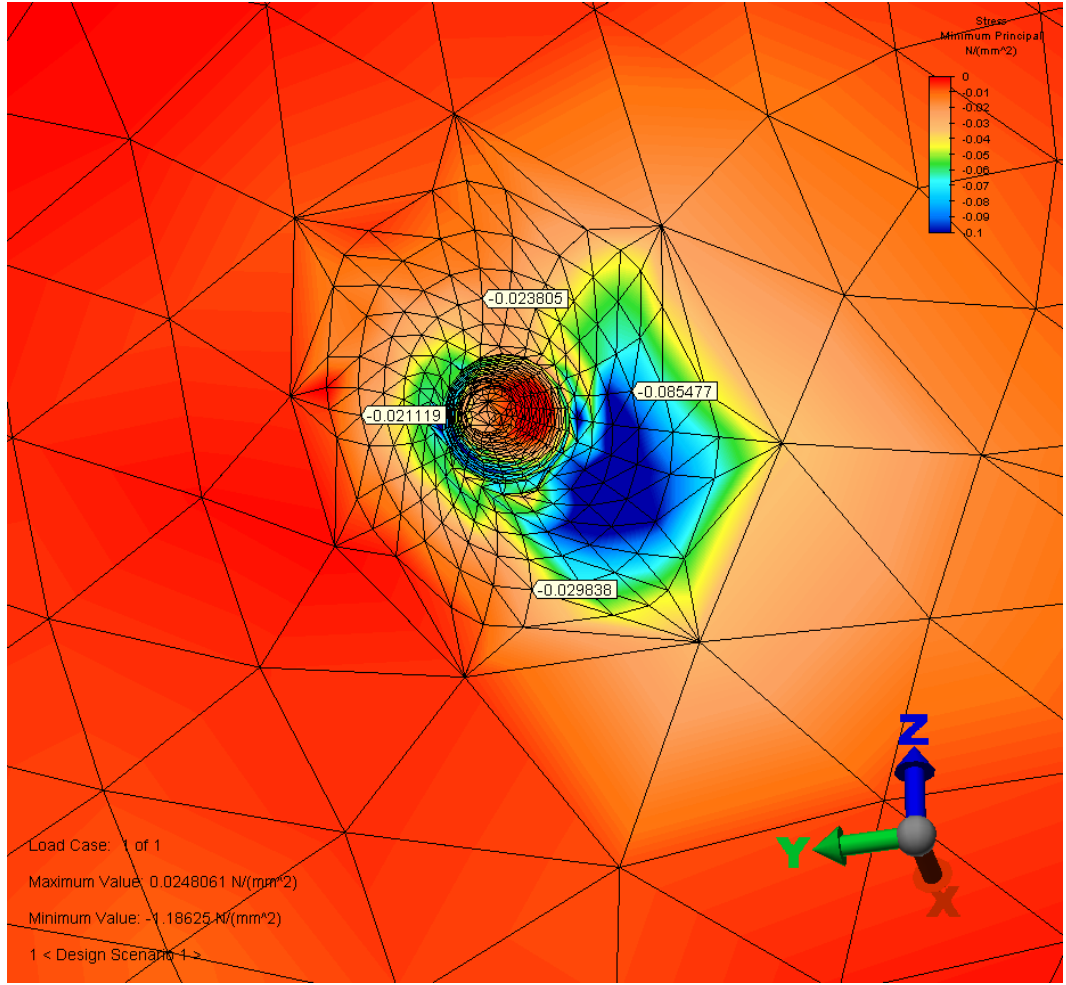
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 1.44 MPa olarak ölçüldü referans noktasında 0.14 MPa değeri elde edildi (Şekil 198), en yüksek maksimum asal stres kemiğin gerilme bölgesinde 0.47 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.12 MPa değeri elde edildi (Şekil 199) ve en yüksek minimum asal stres sıkışma bölgesinde -1.19 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında -0.09 MPa değeri elde edildi (Şekil 200). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru işinsal olarak azalma görüldü.



Şekil 198: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

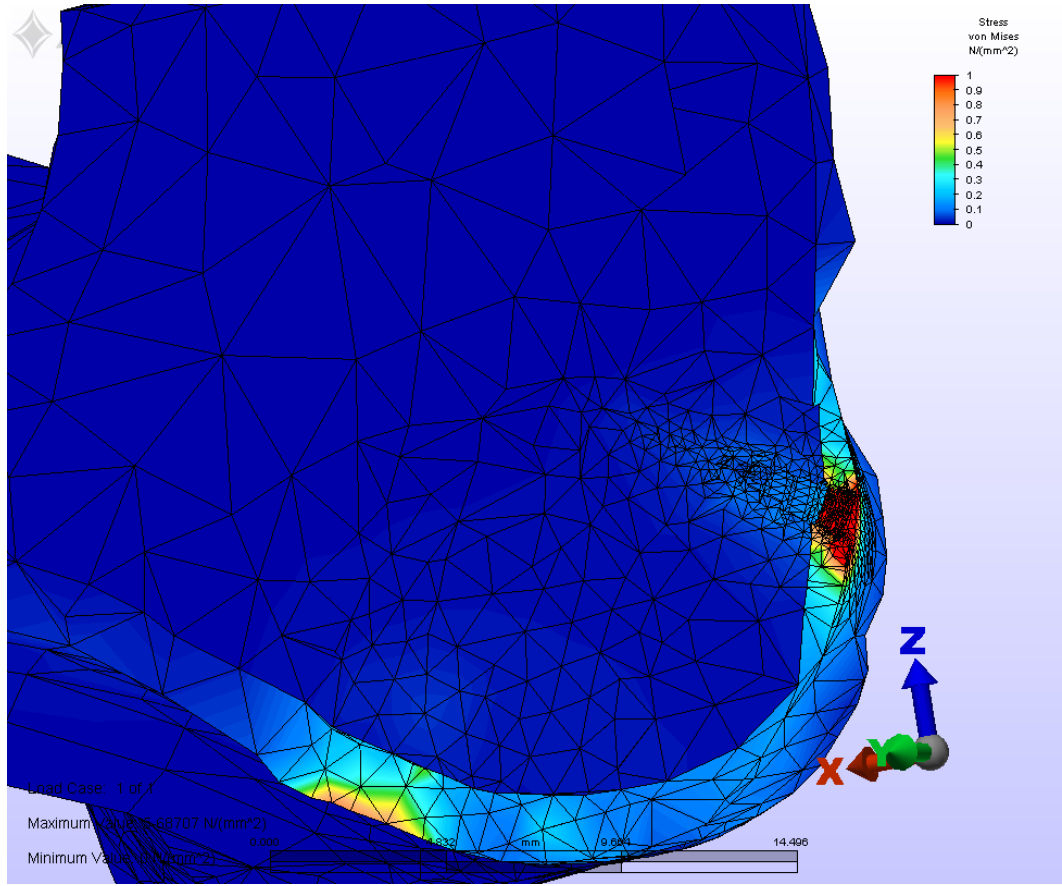


Şekil 199: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



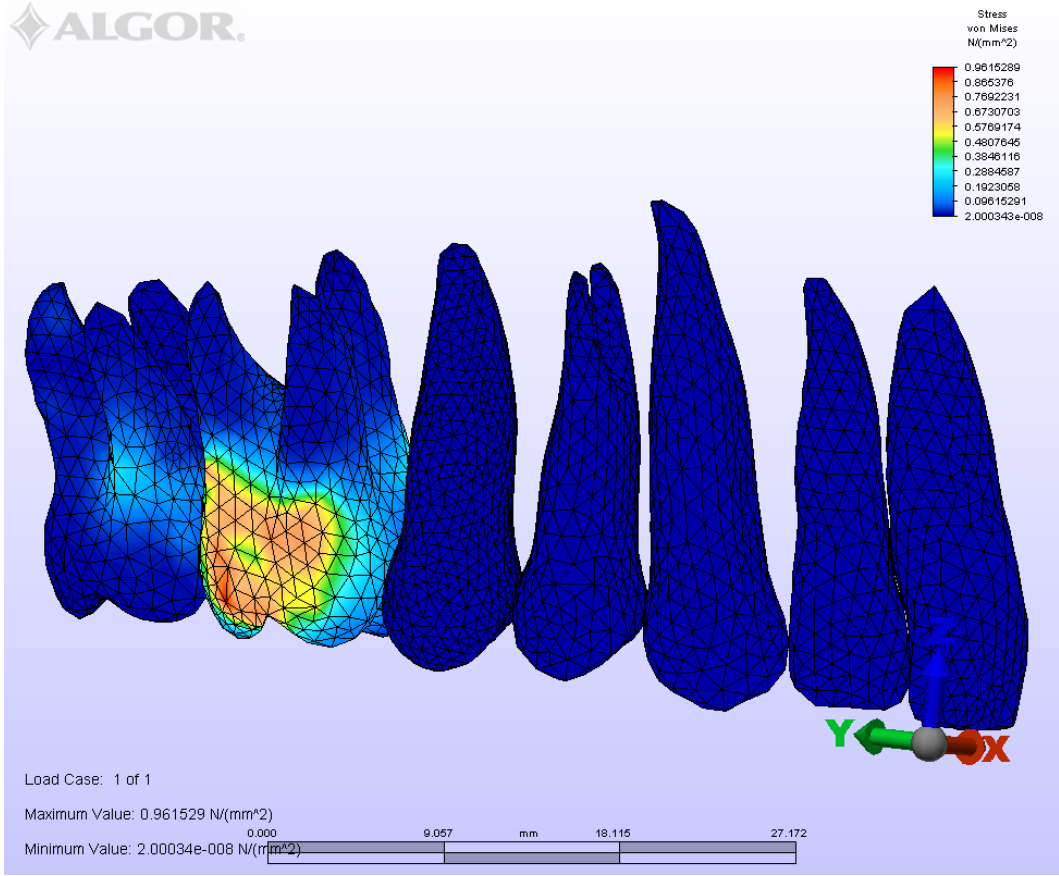
Şekil 200: Senaryo 5’de A vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Mises stres 5.68 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, periferde doğru bu değer ışınal olarak azaldı (Şekil 201).



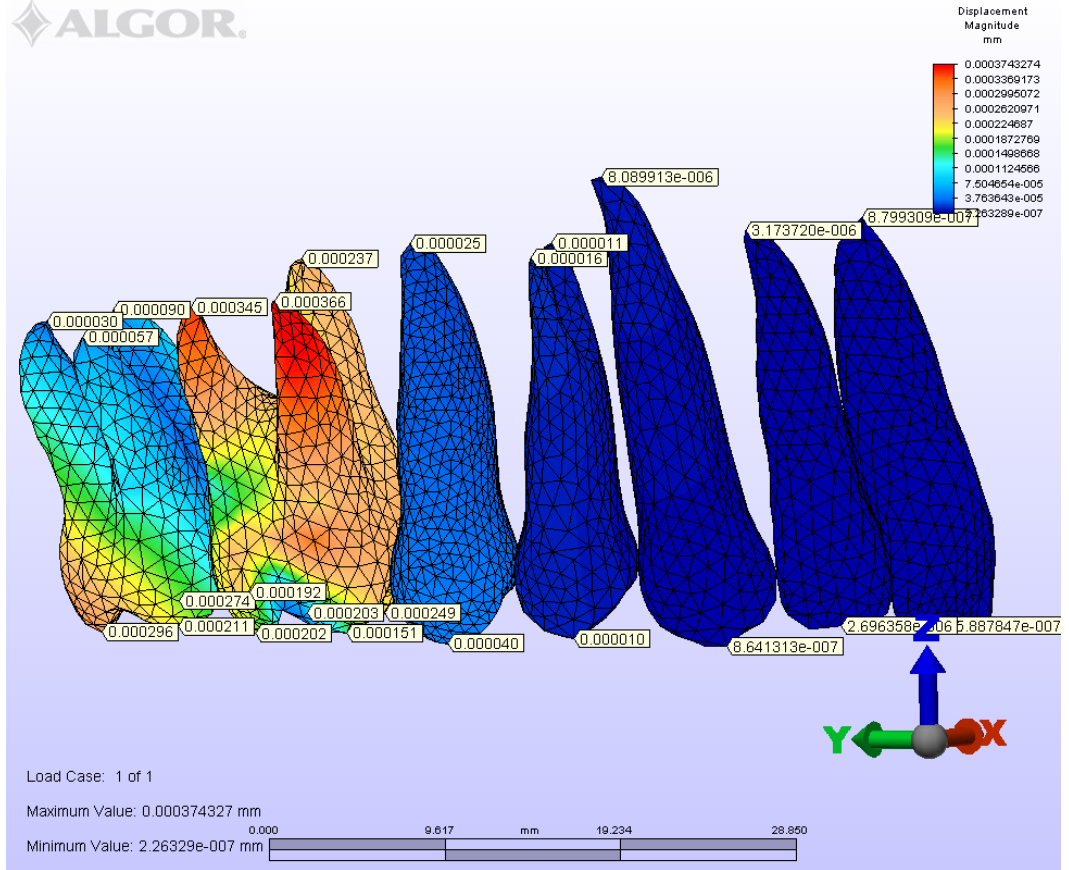
Şekil 201: Senaryo 5'de A vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Mises stres değerleri

Dişler üzerindeki von Mises streslere bakıldığında streslerin 1. ve 2. molar dişlerde ve özellikle 1. molar dişin vestibul bölgesinde olduğu gözlemlendi ve maksimum değer 0.96 MPa olarak ölçüldü (Şekil 202).

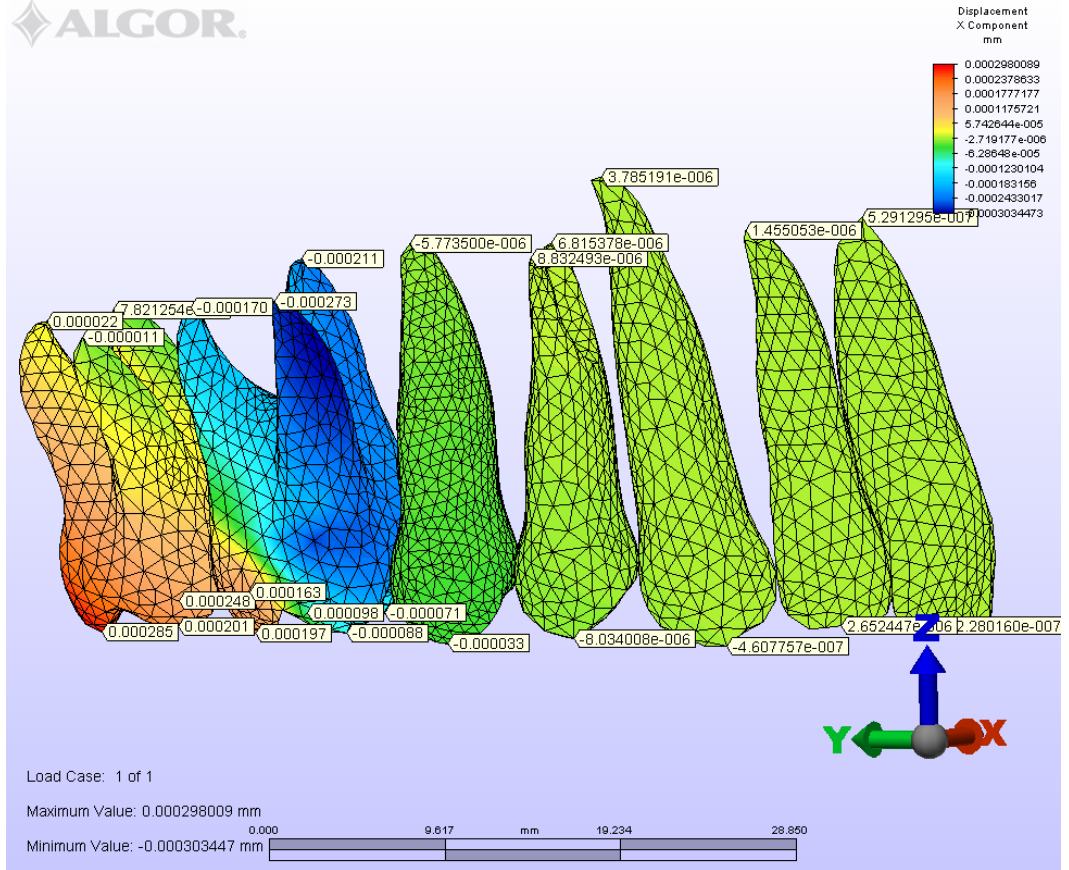


Şekil 202: Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

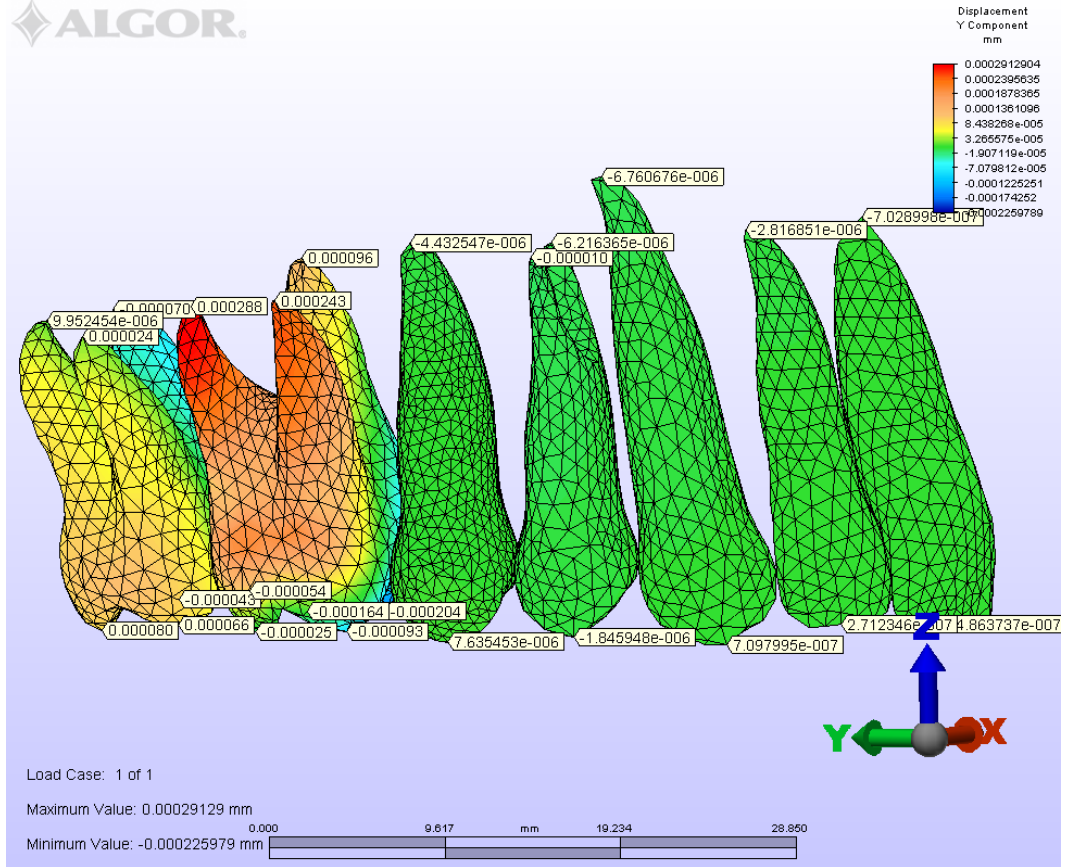
Senaryo 5’de A vidasına ait dişler üzerinde görülen yer değiştirme değerleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 203, Şekil 204, Şekil 205, Şekil 206).



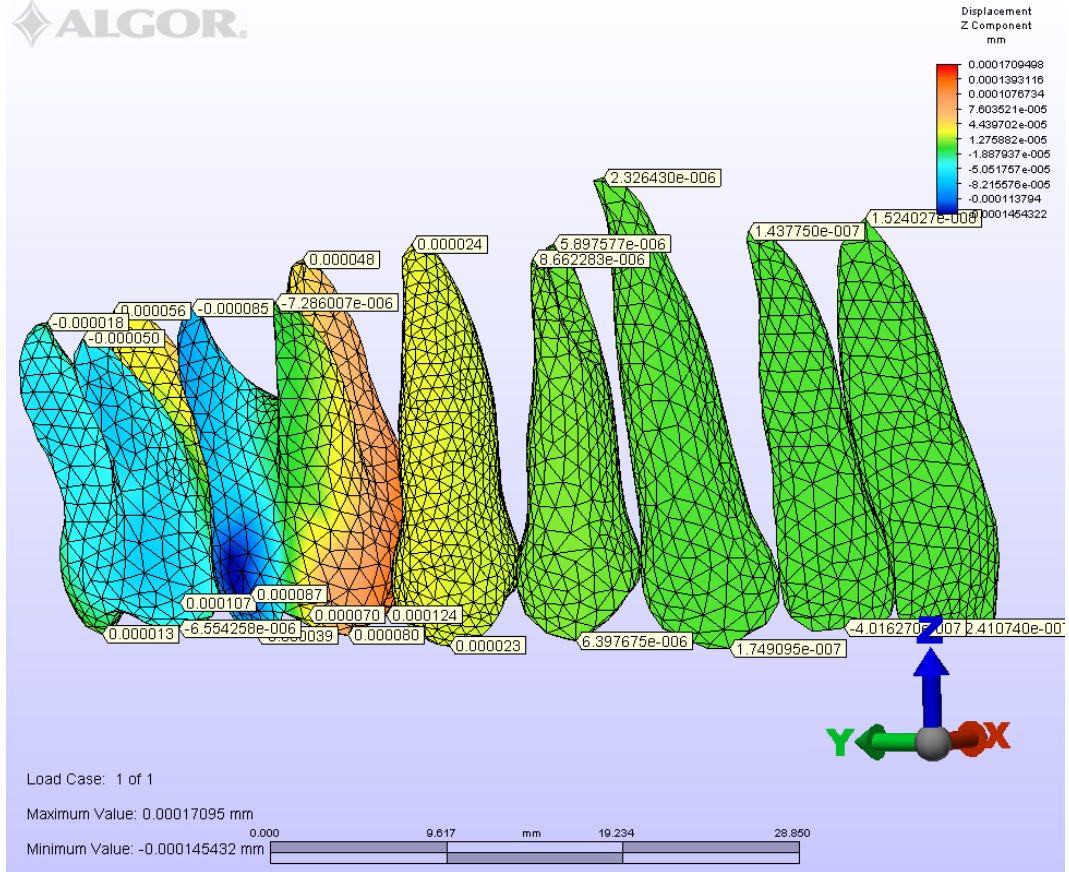
Şekil 203: Senaryo 5'de A vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 204: Senaryo 5'de A vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



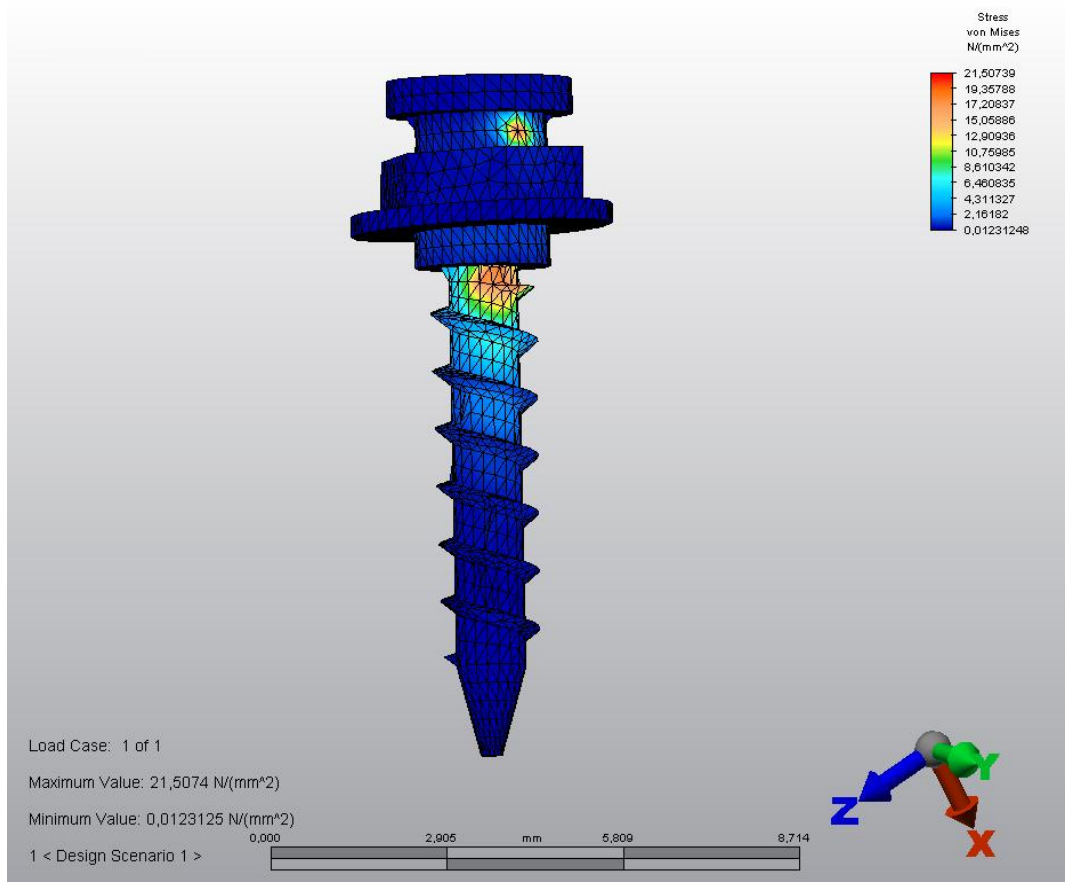
Şekil 205: Senaryo 5'de A vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 206: Senaryo 5'de A vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.5.2. B Vidası Bulgular

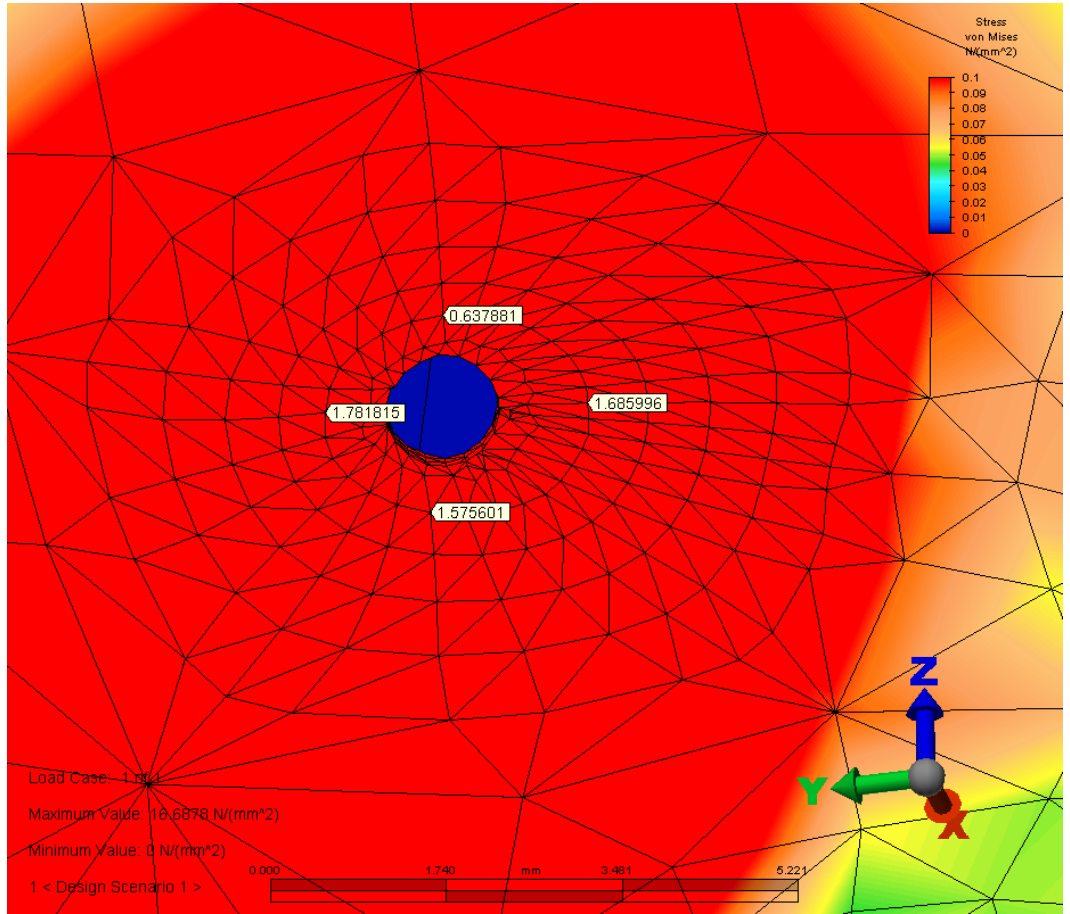
Vida üzerinde oluşan von Mises stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 21.50 MPa olarak bulundu, stres periferie doğru gittikçe ırsısal olarak azaldı (Şekil 207).



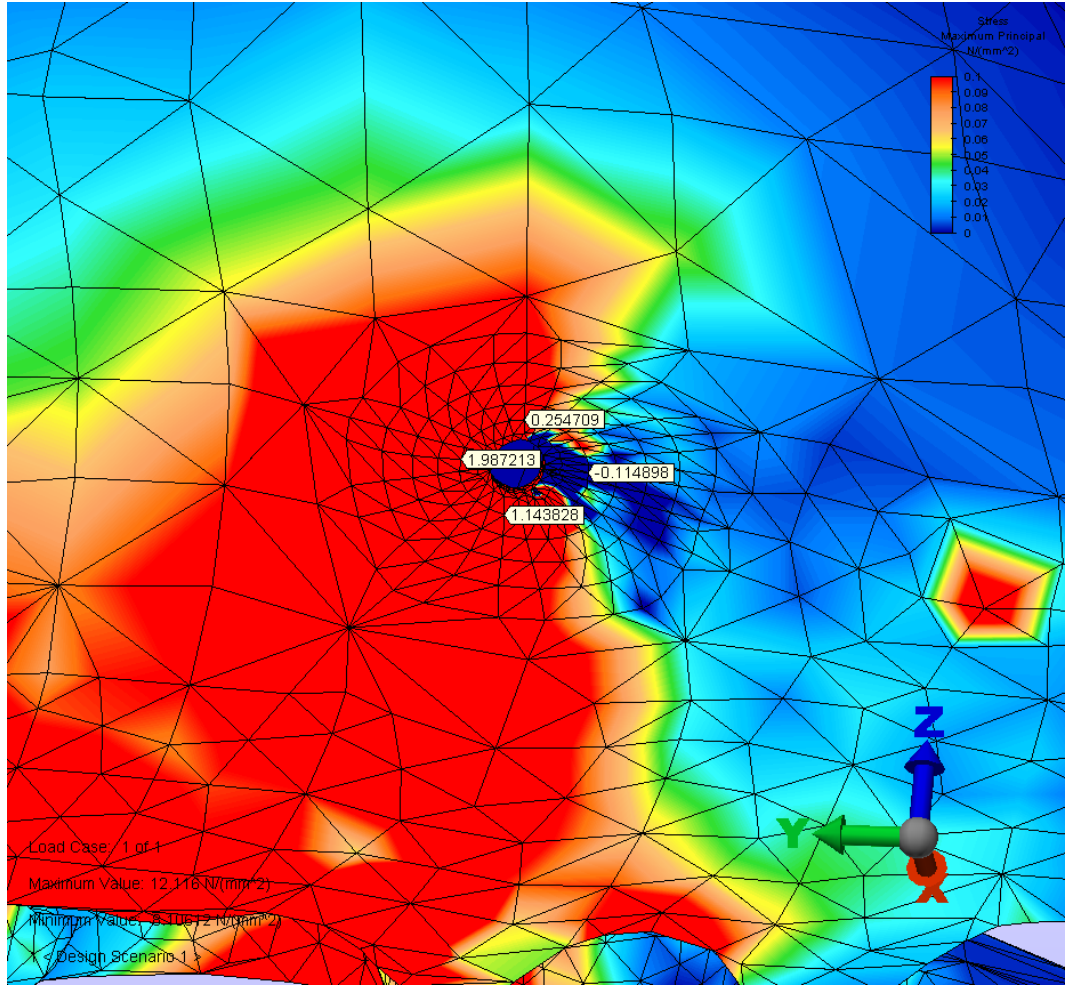
Şekil 207: Senaryo 5’de B vidası üzerindeki von Misses stres değeri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 16.69 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.69 MPa değeri elde edildi (Şekil 208). En yüksek maksimum principle stres kemiğin gerilme bölgesinde 12.12 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.99 MPa değeri elde edildi (Şekil 209). En yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -25.63 MPa olarak

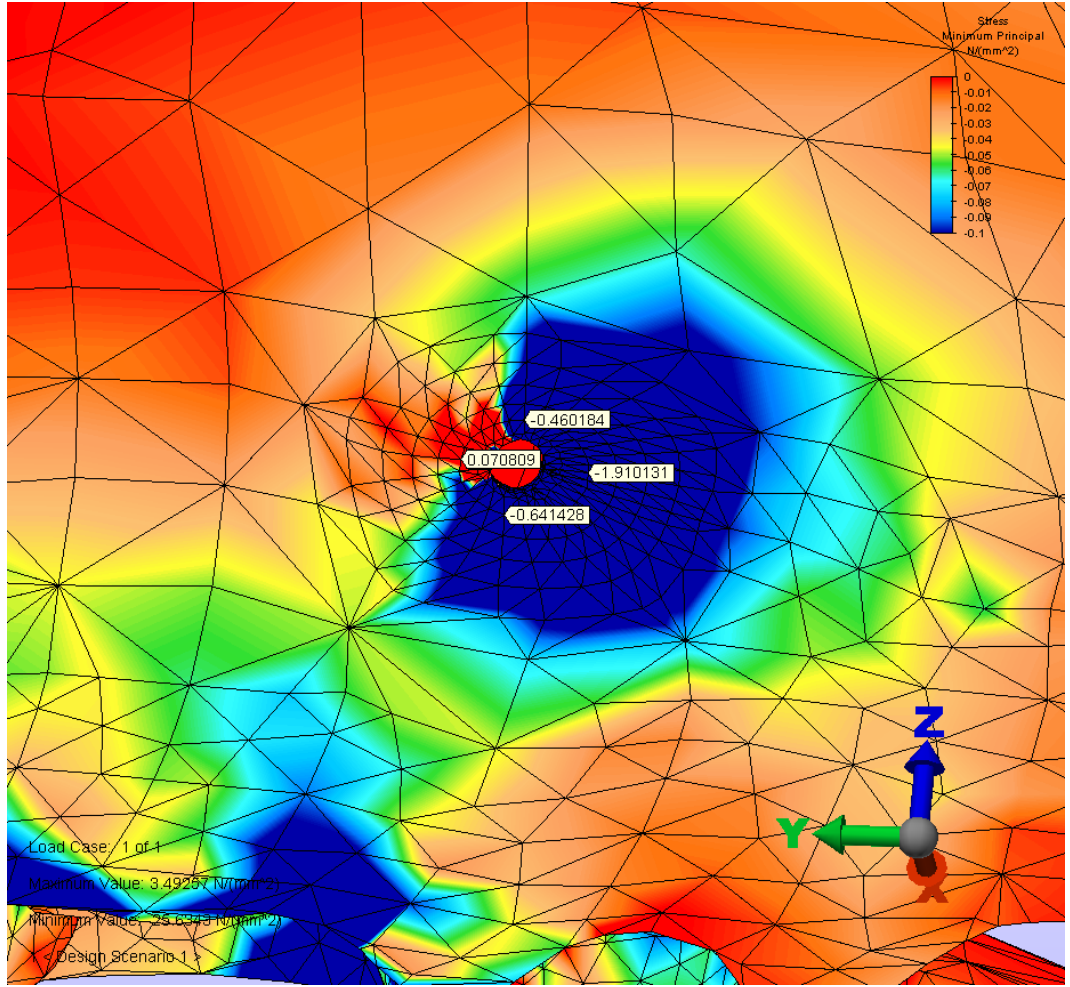
ölçüldü, referans noktasında -1.91 MPa değeri elde edildi (Şekil 210). Bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 208: Senaryo 5'de B vidasına ait kortikal kemikteki von Mises stres değerleri

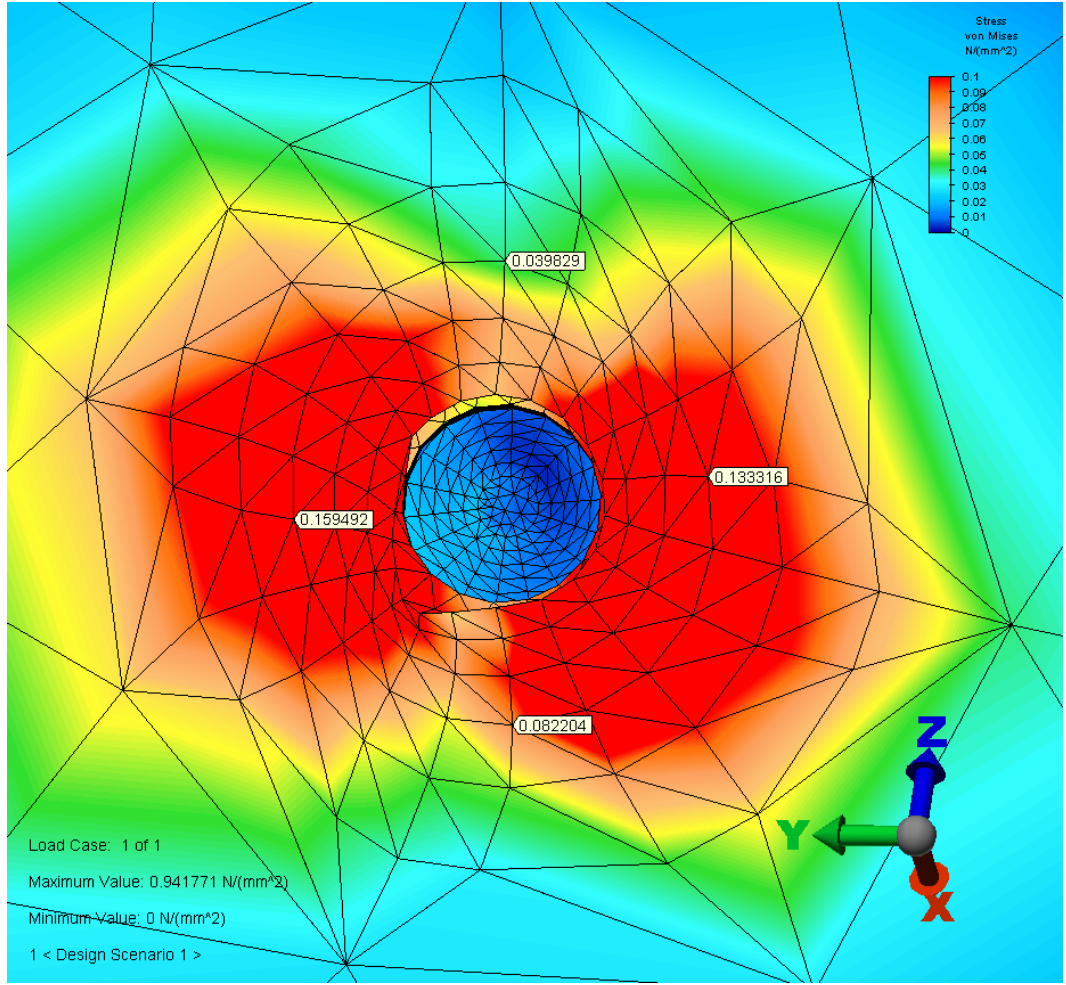


Şekil 209: Senaryo 5'de B vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

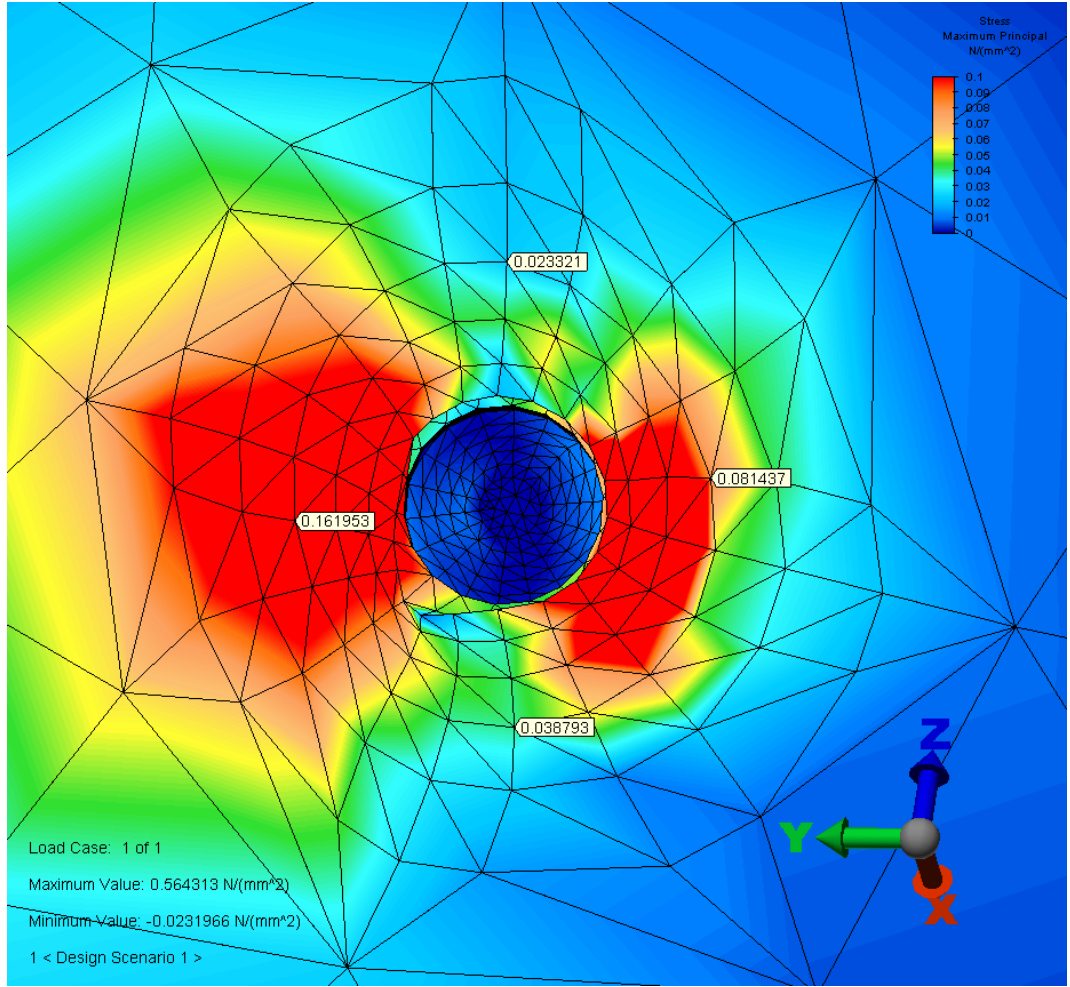


Şekil 210: Senaryo 5’de B vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

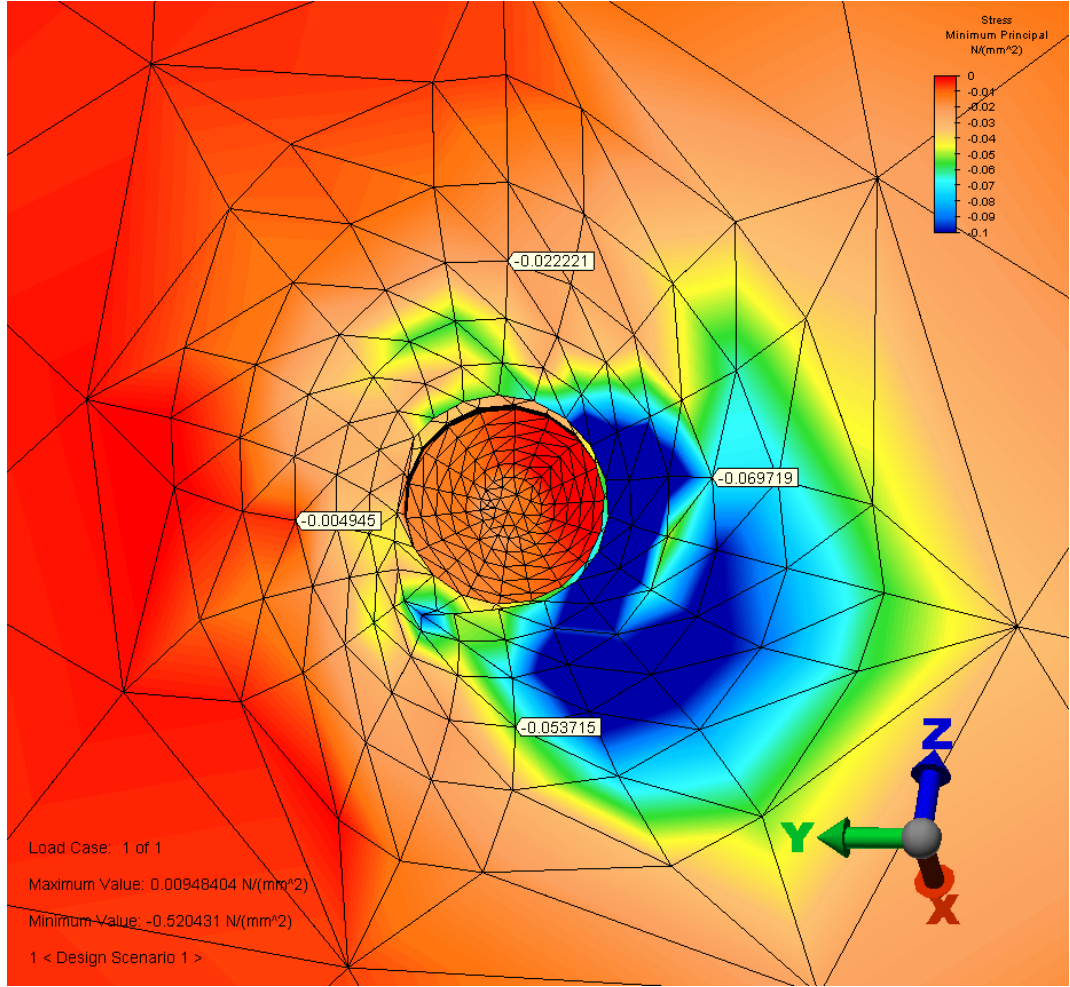
Süngerimsi kemikte; von Misses stres en fazla 0.94 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.13 MPa değeri elde edildi (Şekil 211). E yüksek maksimum asal stres kemiğin gerilme bölgesinde 0.56 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.16 MPa değeri elde edildi (Şekil 212). En yüksek minimum asal stres -0.52 MPa olarak kemiğin sıkışma bölgesinden ölçüldü, referans noktasında -0.07 MPa değeri elde edildi (Şekil 213). Tüm bu değerlerde merkezden perifer doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 211: Senaryo 5’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki von Misses stres değerleri

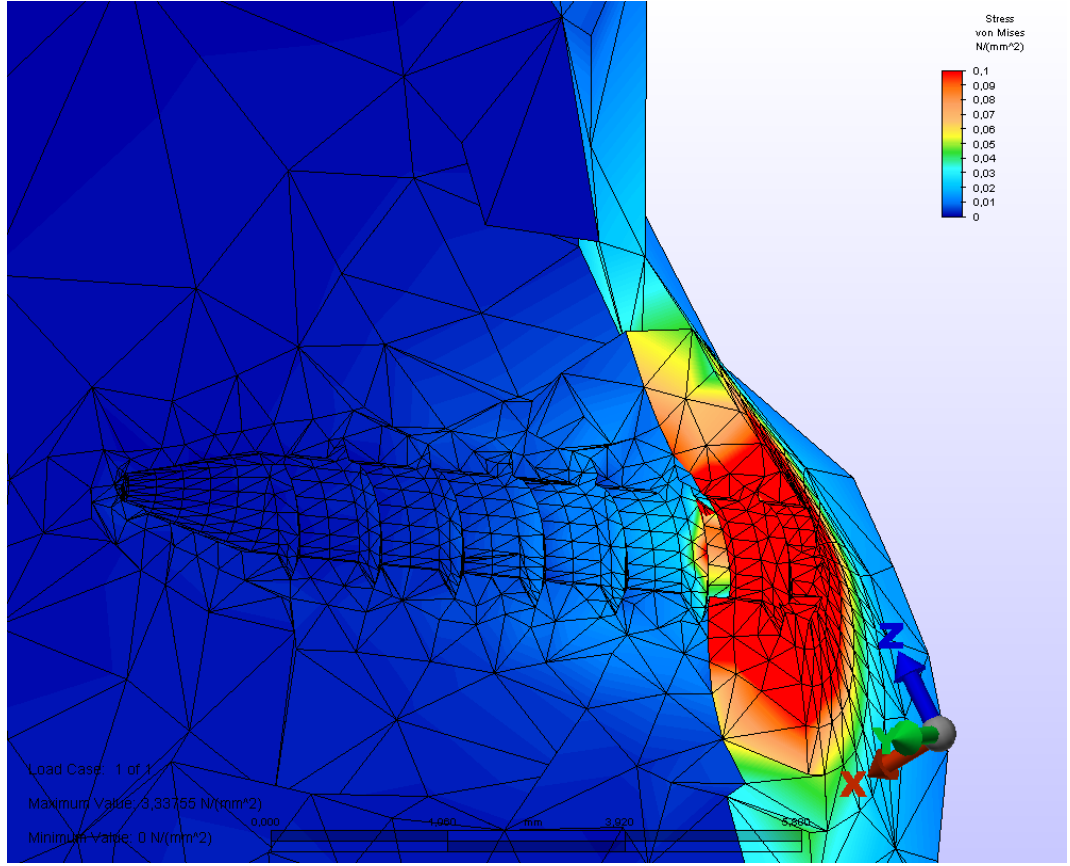


Şekil 212: Senaryo 5'de B vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



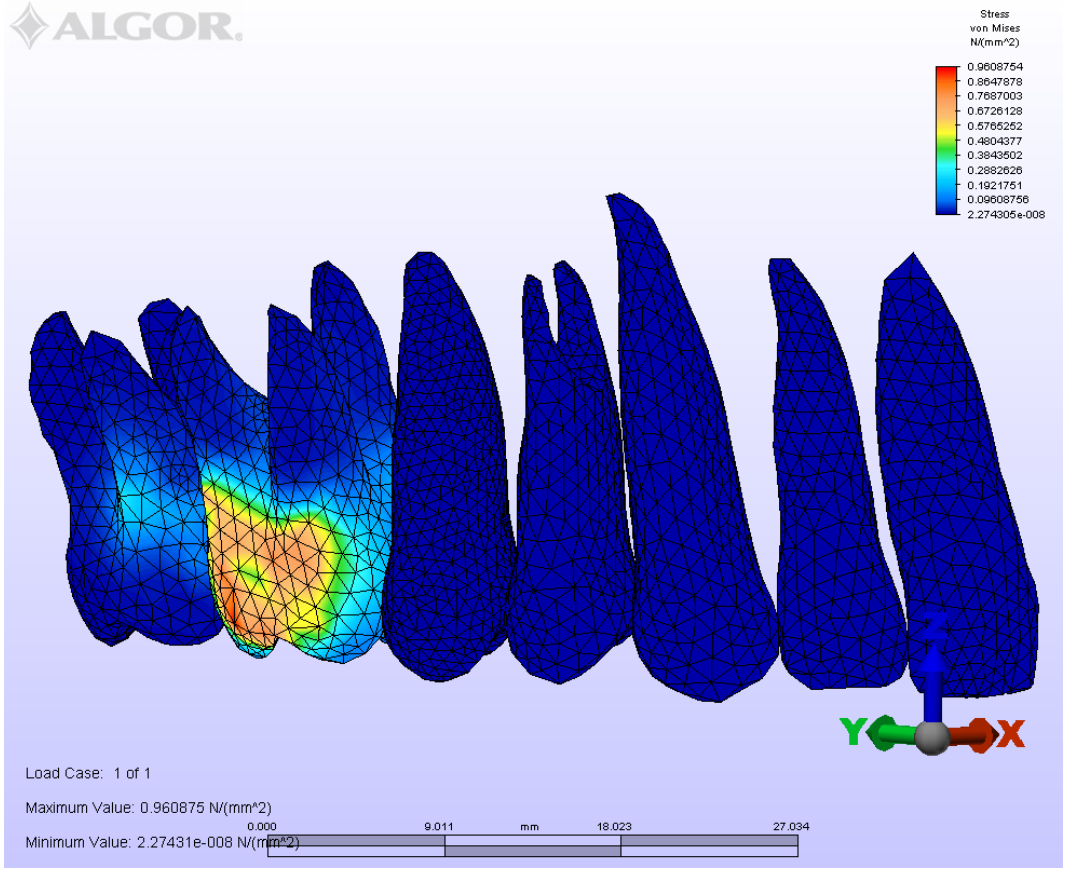
Şekil 213: Senaryo 5’de B vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres 3.34 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, periferde doğru değer ışınsal olarak azaldı (Şekil 214).



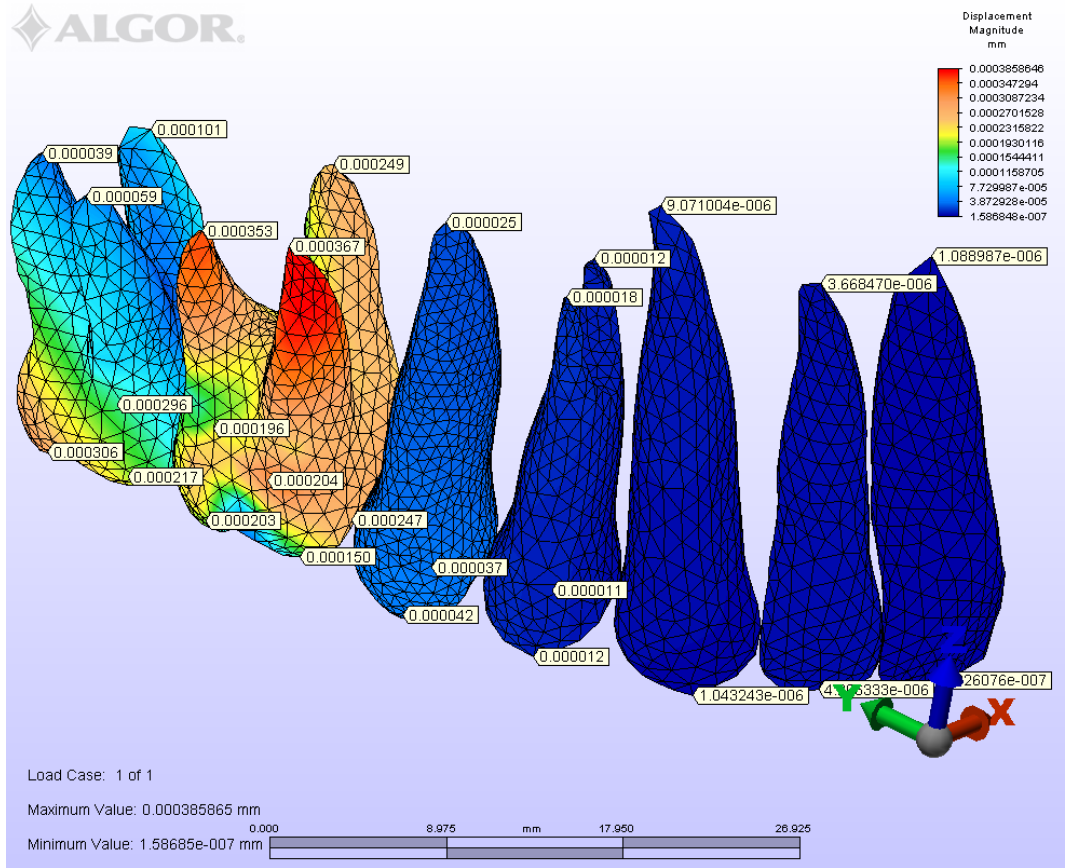
Şekil 214: Senaryo 5’de B vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses streslere bakıldığında streslerin 1. ve 2. molar dişlerde ve özellikle 1. molar dişin vestibul bölgesinde olduğu gözlemlendi ve maksimum değer 0.096 MPa olarak ölçüldü, stres değerleri merkezden periferikçe ışınsal olarak azaldı (Şekil 215).

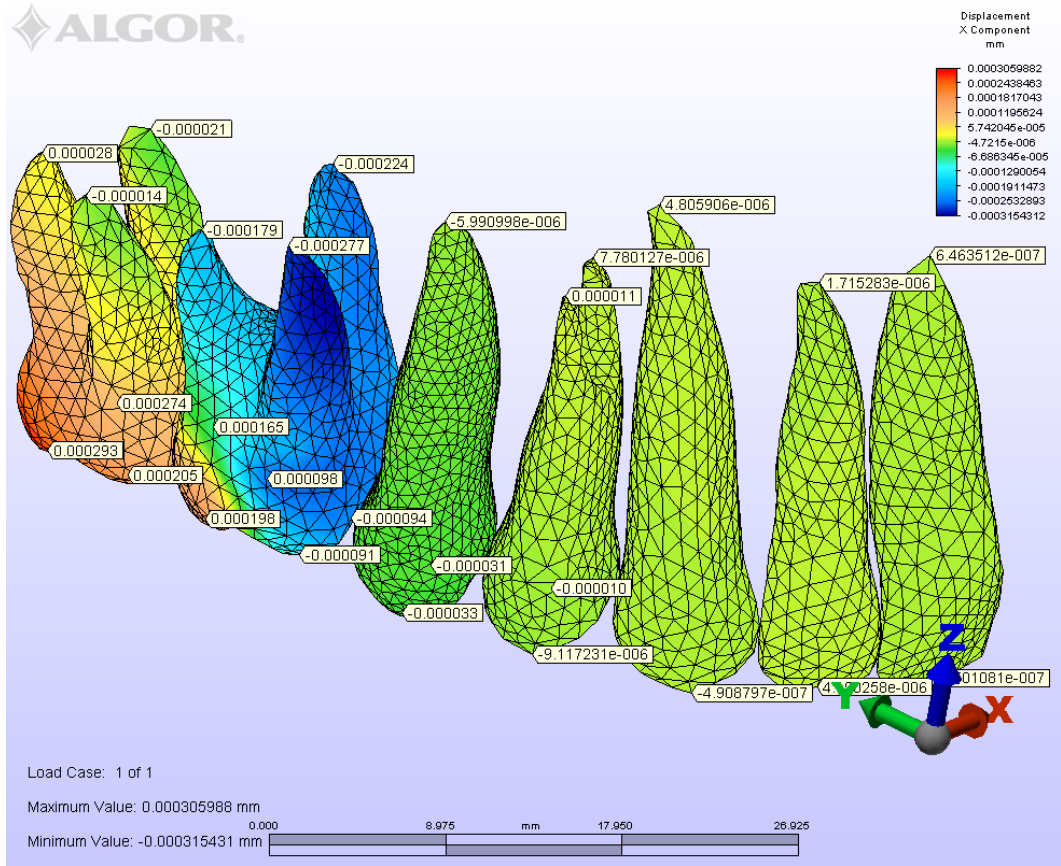


Şekil 215: Senaryo 5'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen von Mises stres değerleri.

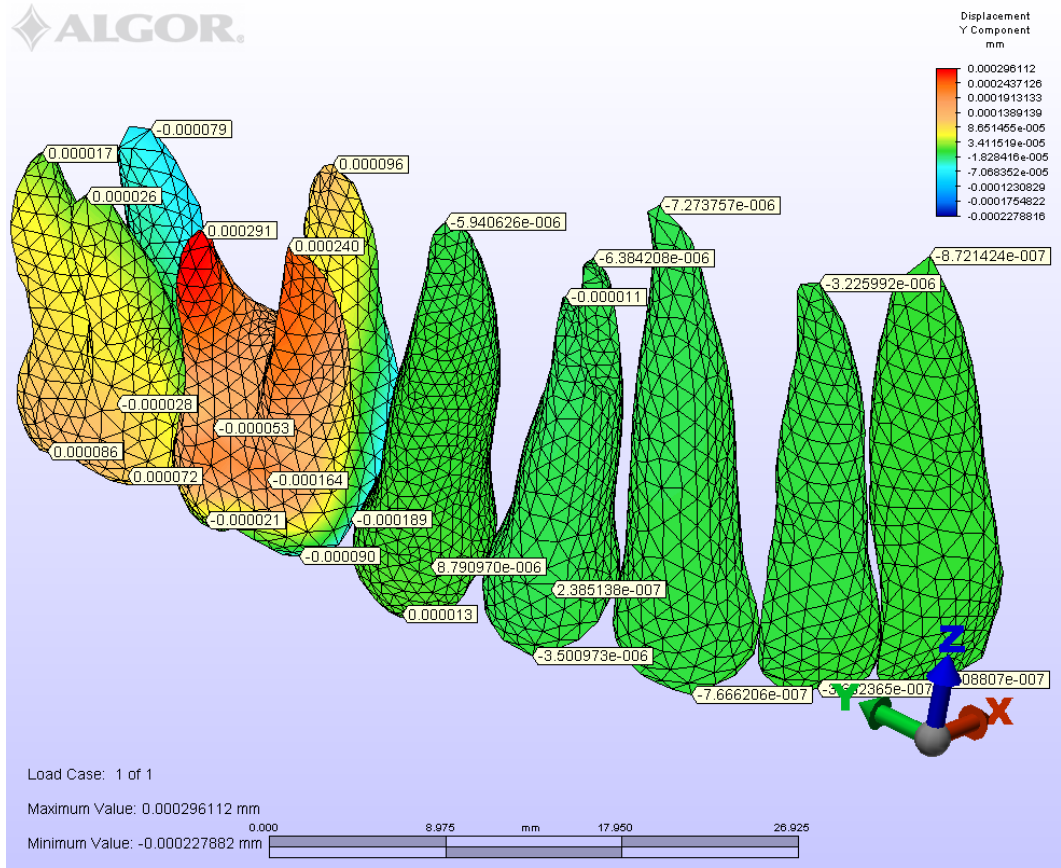
Senaryo 5 B vidasına ait dişlerdeki yer değiştirme değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 216, Şekil 217, Şekil 218, Şekil 219).



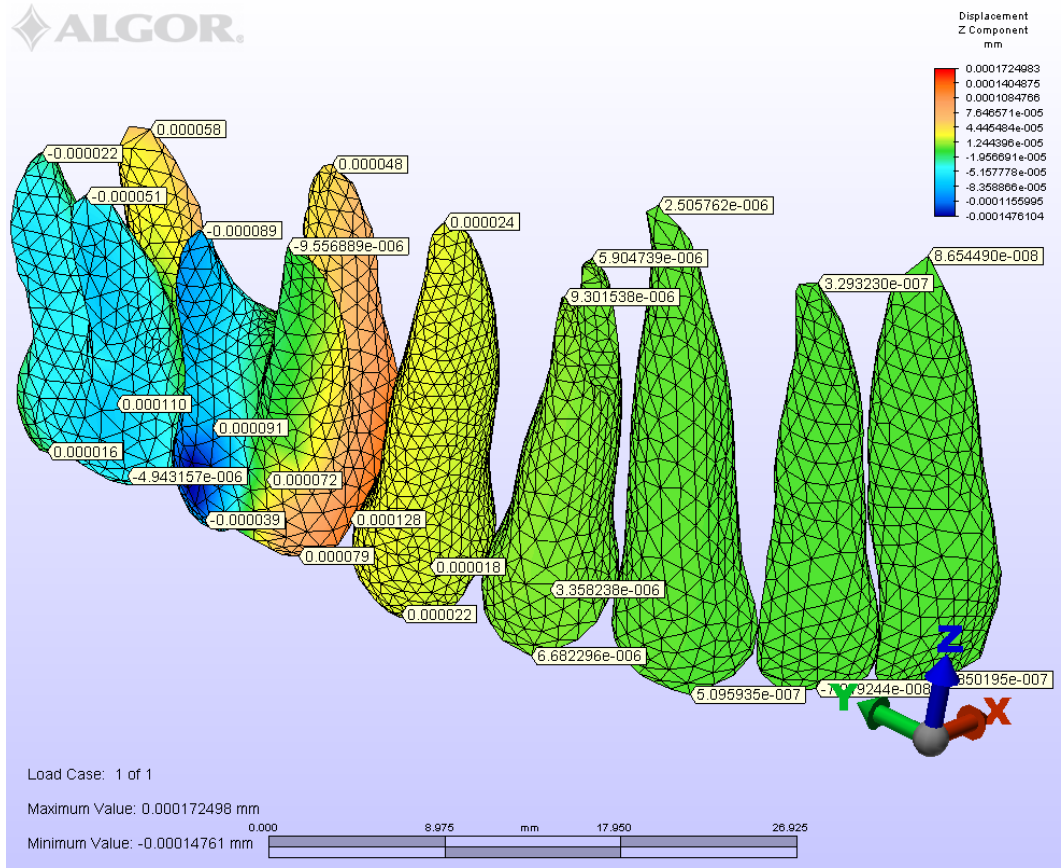
Şekil 216: Senaryo 5'de B vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değıştirme değeri.



Şekil 217: Senaryo 5'de B vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



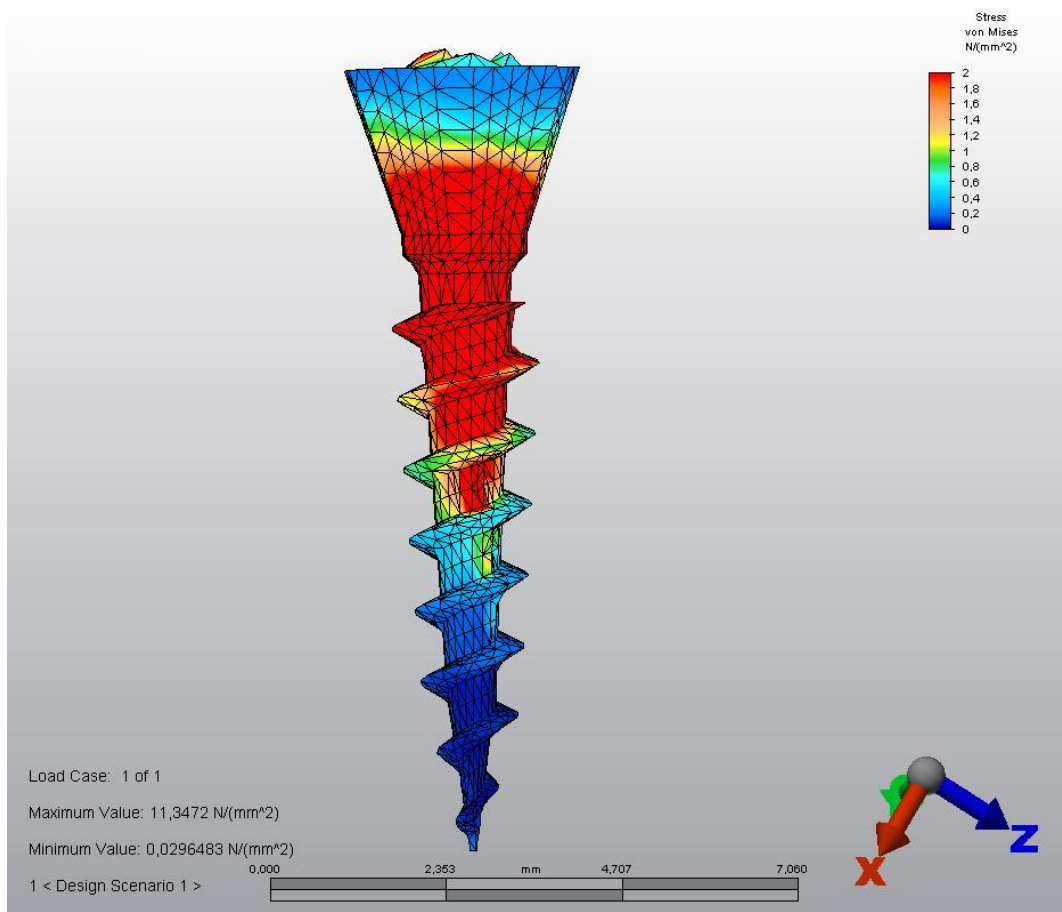
Şekil 218: Senaryo 5'de B vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 219: Senaryo 5'de B vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

4.5.3. C Vidası Bulgular

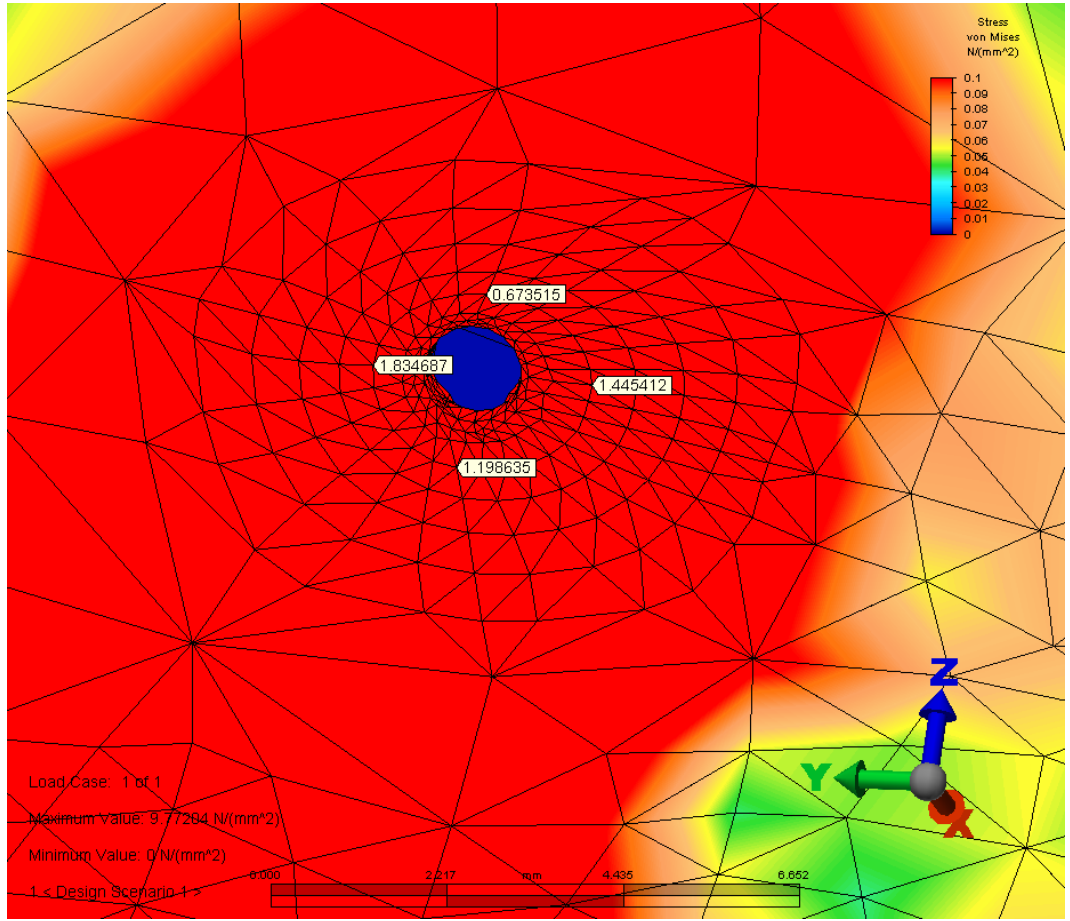
Vida üzerinde oluşan von Mises stres en fazla vidanın gövde kısmında ve kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde 11.34 MPa olarak bulundu, stres periferie doğru gittikçe ırsısal olarak azaldı (Şekil 220).



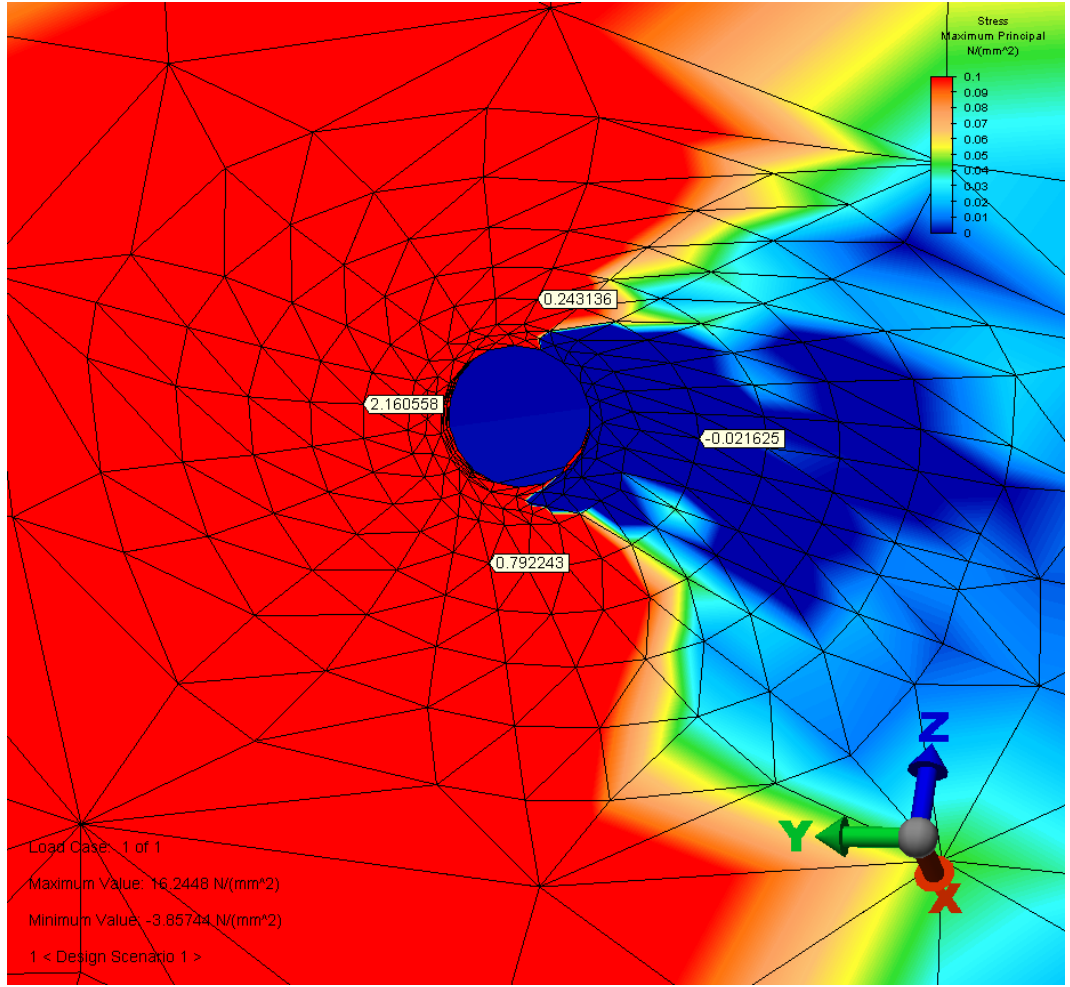
Şekil 220: Senaryo 5’de C vidası üzerindeki von Misses stres değeri

Vida yerleşim bölgesinin frontal incelemesinde; kortikal kemikte en yüksek von Misses stres 9.77 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 1.44 MPa değeri elde edildi (Şekil 221). En yüksek maksimum principle stres kemiğin gerilme bölgesinde 16.24 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 2.16 MPa değeri elde edildi (Şekil 222). En yüksek minimum principle stres kemiğin sıkışma bölgesinde -10.62 MPa olarak

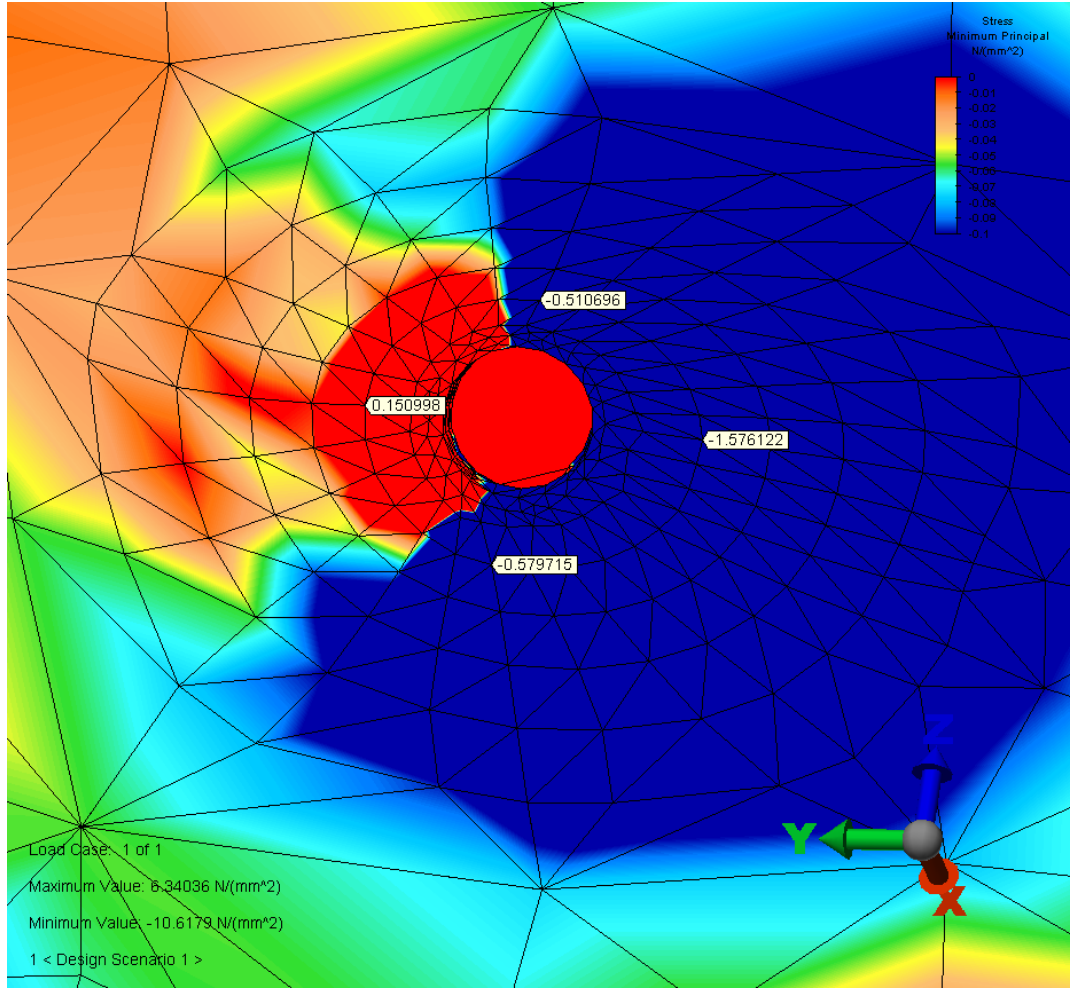
ölçüldü, referans noktasında -1,58 MPa değeri elde edildi (Şekil 223). Bu değerler merkezden perifere doğru ışınsal olarak azaldı.



Şekil 221: Senaryo 5'de C vidasına ait kortikal kemikteki von Misses stres değerleri

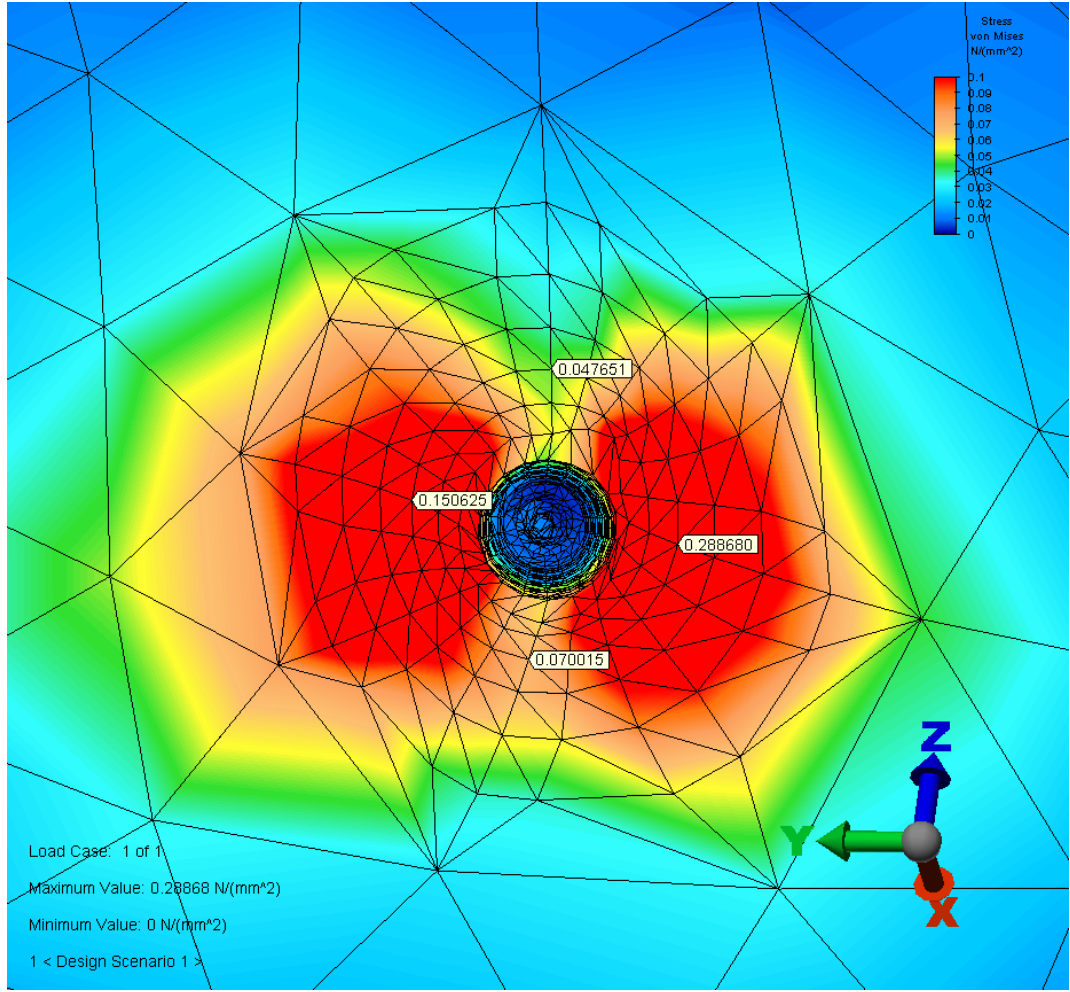


Şekil 222: Senaryo 5'de C vidasına ait kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri

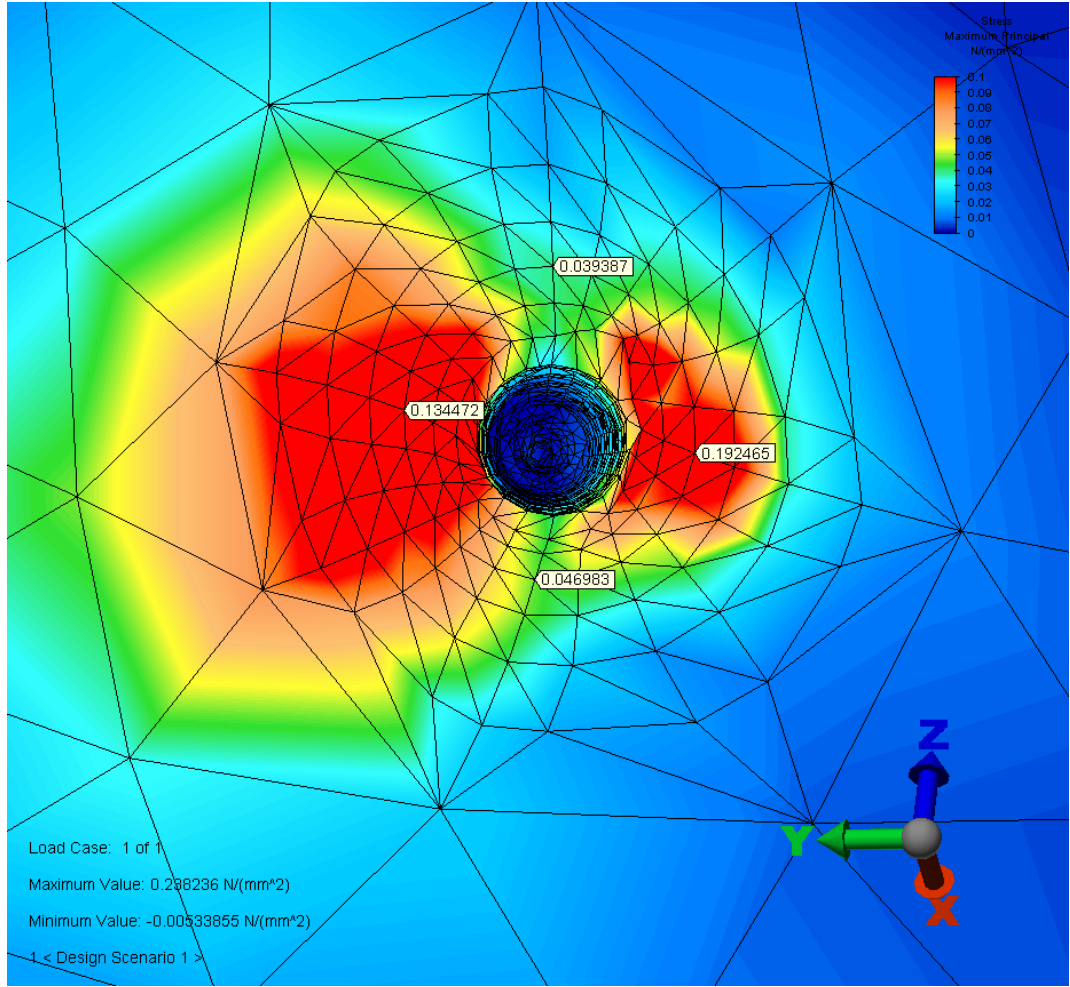


Şekil 223: Senaryo 5’de C vidasına ait kortikal kemikteki minimum asal stres değerleri

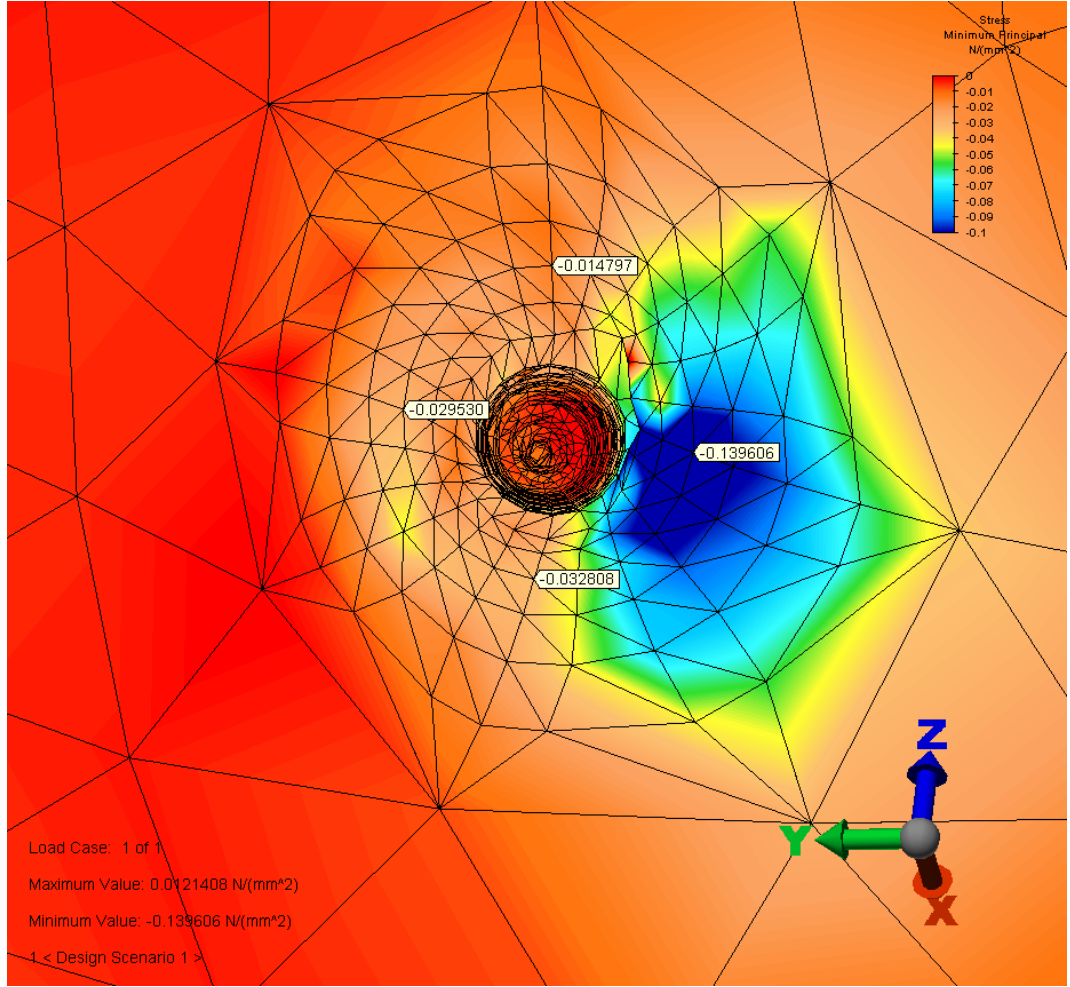
Süngerimsi kemikte; en yüksek von Misses stres 0.29 MPa olarak ölçüldü referans noktasından 0.29 MPa değeri elde edildi (Şekil 224). En yüksek maksimum asal stres kemiğin gerilme bölgesinde 0.24 MPa olarak ölçüldü, referans noktasında 0.13 MPa değeri elde edildi (Şekil 225). En yüksek minimum asal stres kemiğin sıkışma bölgesinde -0.14 MPa olarak ölçüldü ve referans noktasında -0.14 MPa değeri elde edildi (Şekil 226). Tüm bu değerlerde merkezden perifere doğru ışınsal olarak azalma görüldü.



Şekil 224: Senaryo 5'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki von Mises stres değerleri

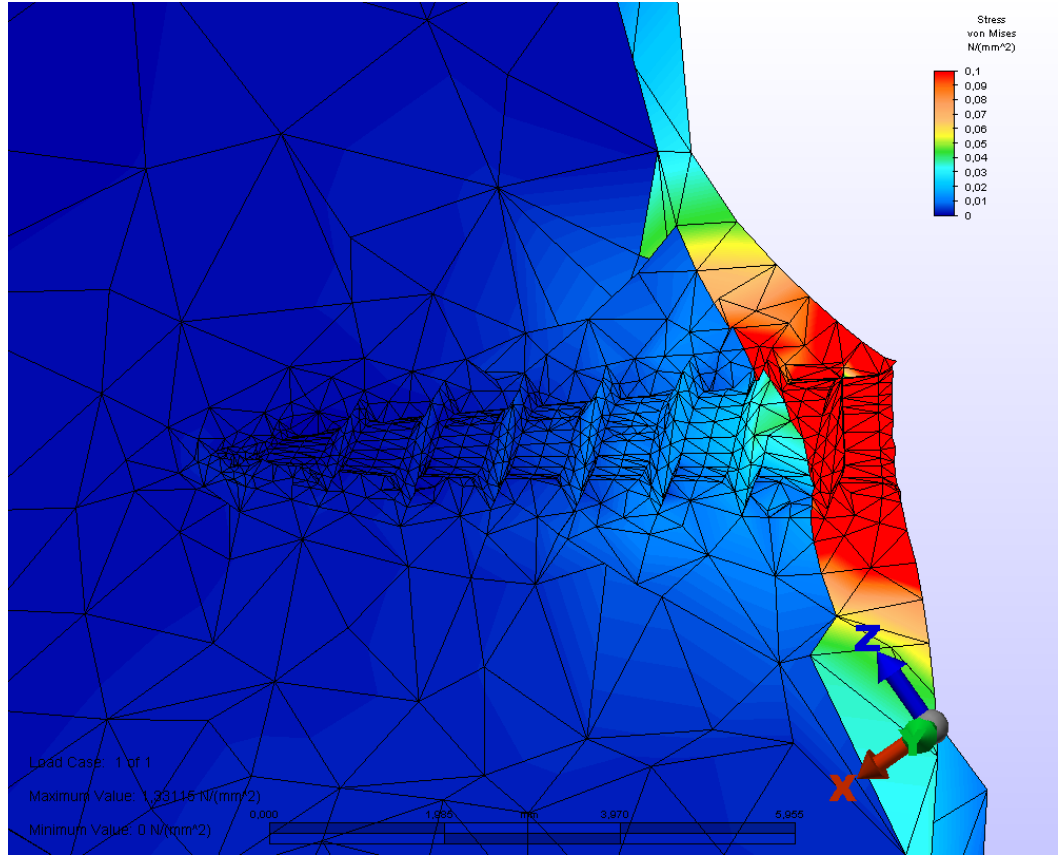


Şekil 225: Senaryo 5'de C vidasına ait süngerimsi kemikteki maksimum asal stres değerleri



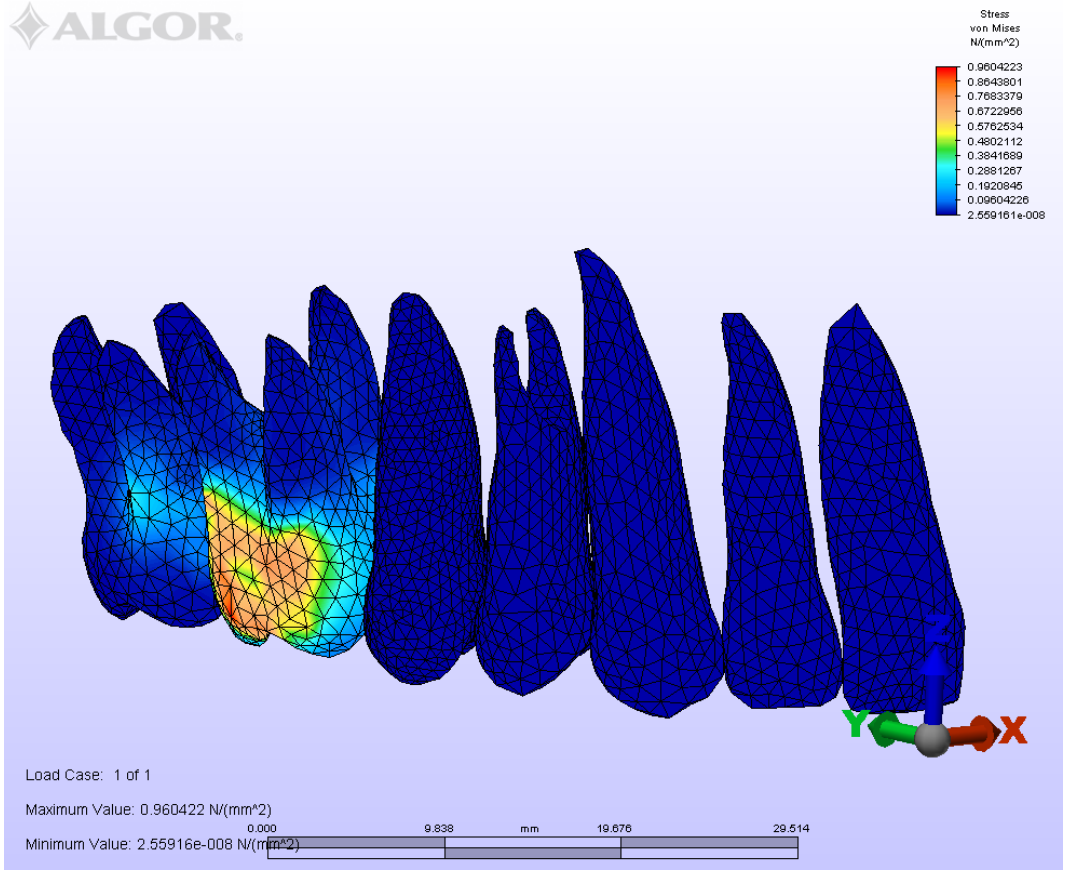
Şekil 226: Senaryo 5’de C vidasına ait süngerimsi kemikteki minimum asal stres değerleri

Vida yuvasının kesit alanında von Misses stres 1.33 MPa ile kortikal kemikte 1. yive karşılık gelen kemik yüzeylerinde görüldü, periferde doğru değer ışınsal olarak azaldı (Şekil 227).



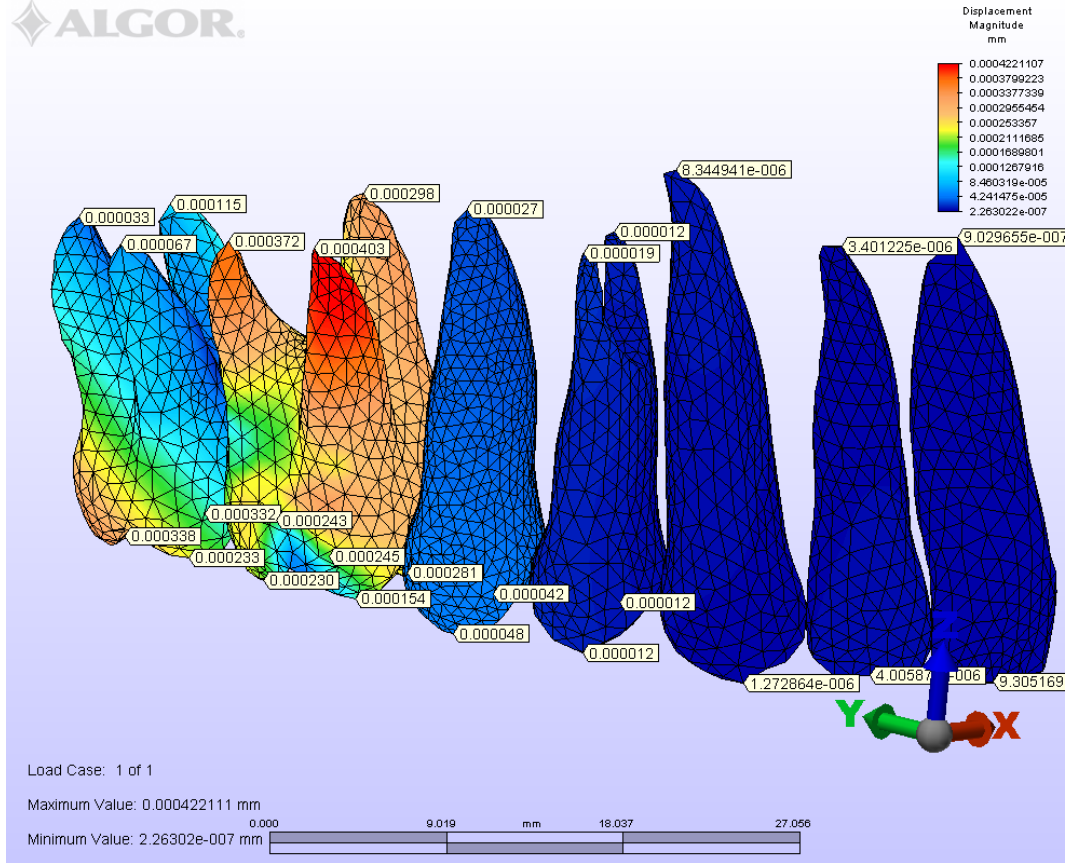
Şekil 227: Senaryo 5’de C vidasına ait vida yuvasının kesit alanındaki von Misses stres değerleri

Dişler üzerindeki von Misses streslere bakıldığında streslerin 1. ve 2. molar dişlerde ve özellikle 1. molar dişin vestibul bölgesinde olduğu gözlemlendi ve maksimum değer 0.96 MPa olarak ölçüldü. Stres değerleri merkezden periferie doğru ışınsal olarak azaldı (Şekil 228).

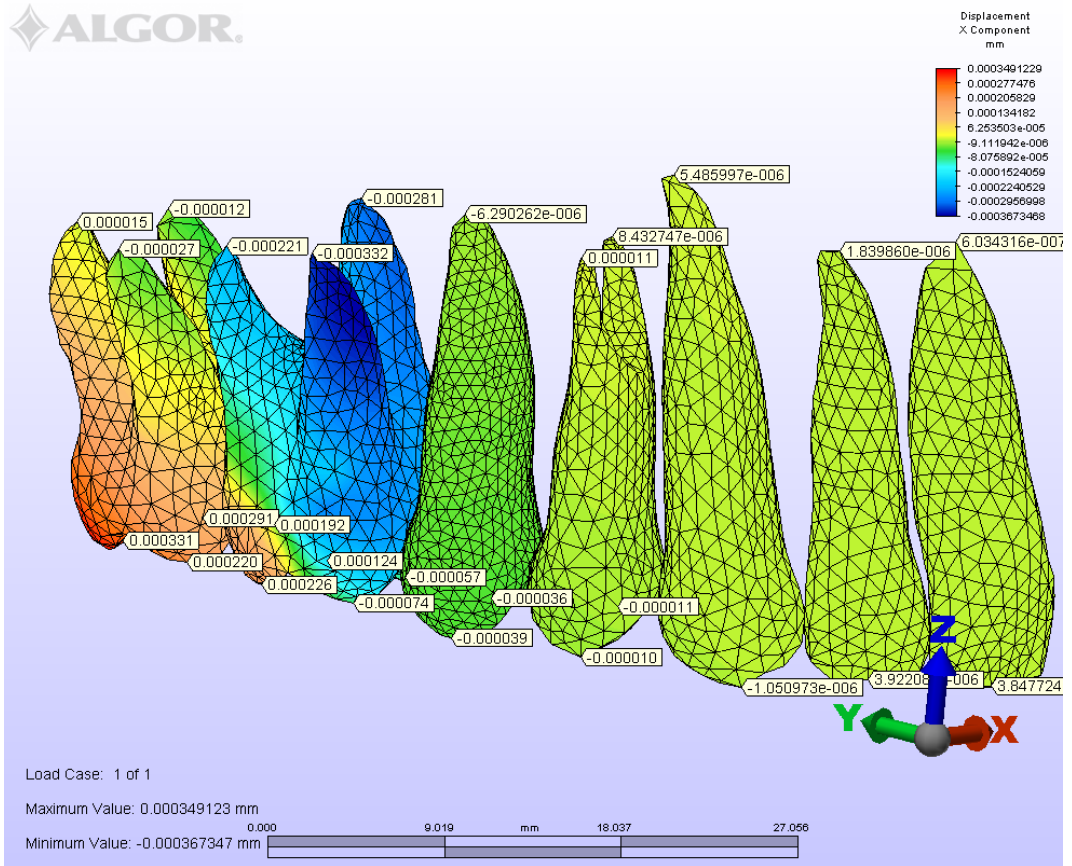


Şekil 228: Senaryo 5'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen von Misses stres değerleri.

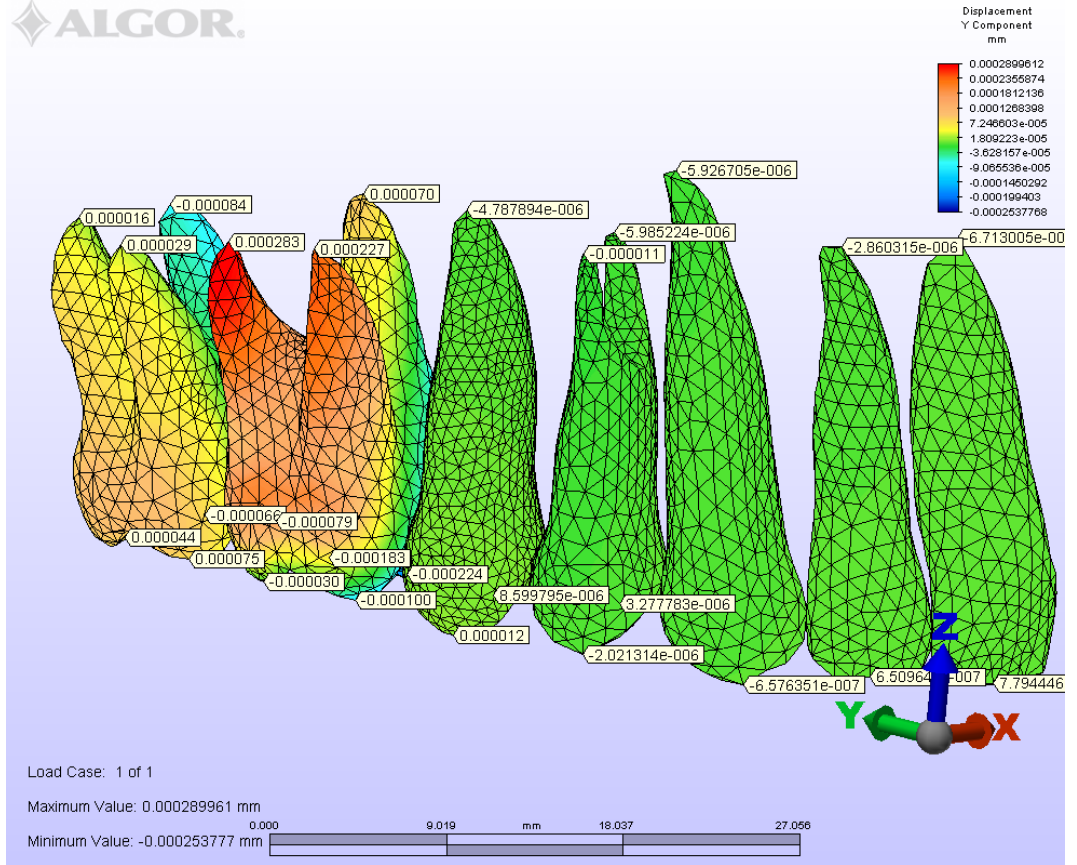
Senaryo 5 C vidasına ait dişler üzerindeki yer değiştirme miktarları aşağıda verilmiştir (Şekil 229, Şekil 230, Şekil 231, Şekil 232).



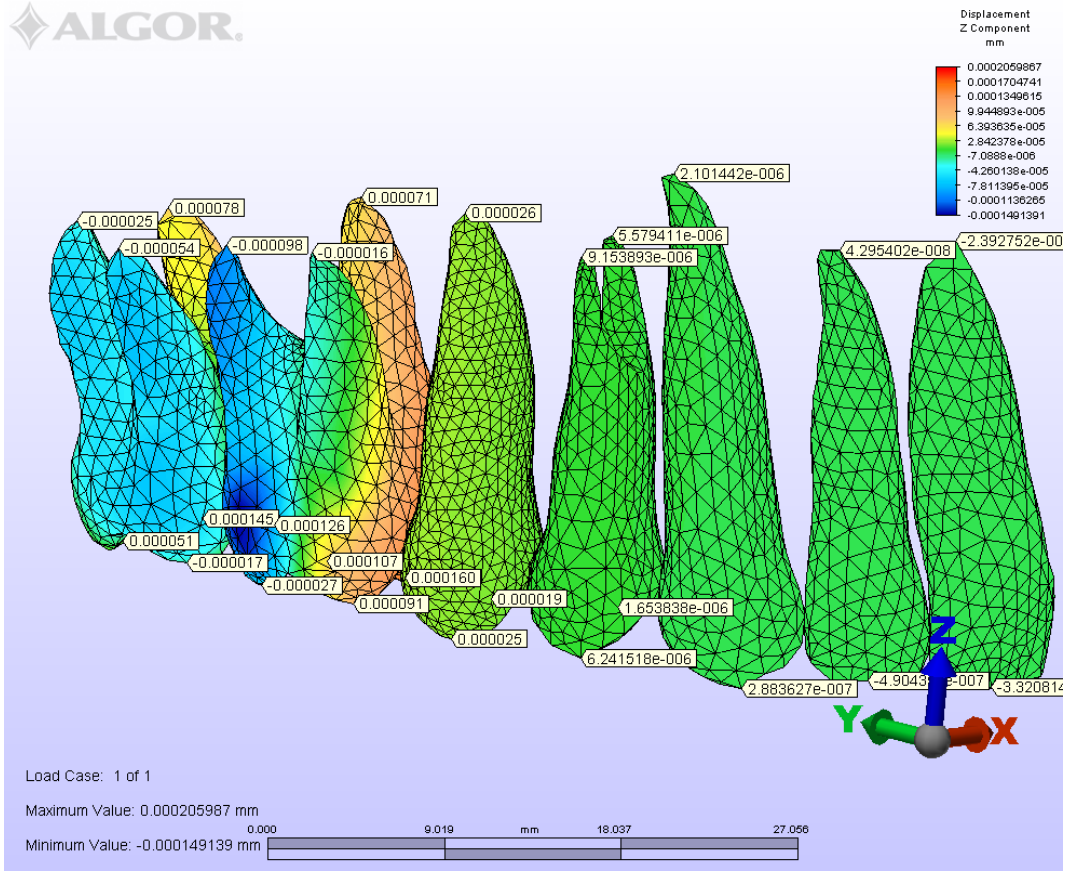
Şekil 229: Senaryo 5'de C vidasına ait dişler üzerinde görülen toplam yer değiştirme değerleri.



Şekil 230: Senaryo 5'de C vidasına ait dişler üzerinde x ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



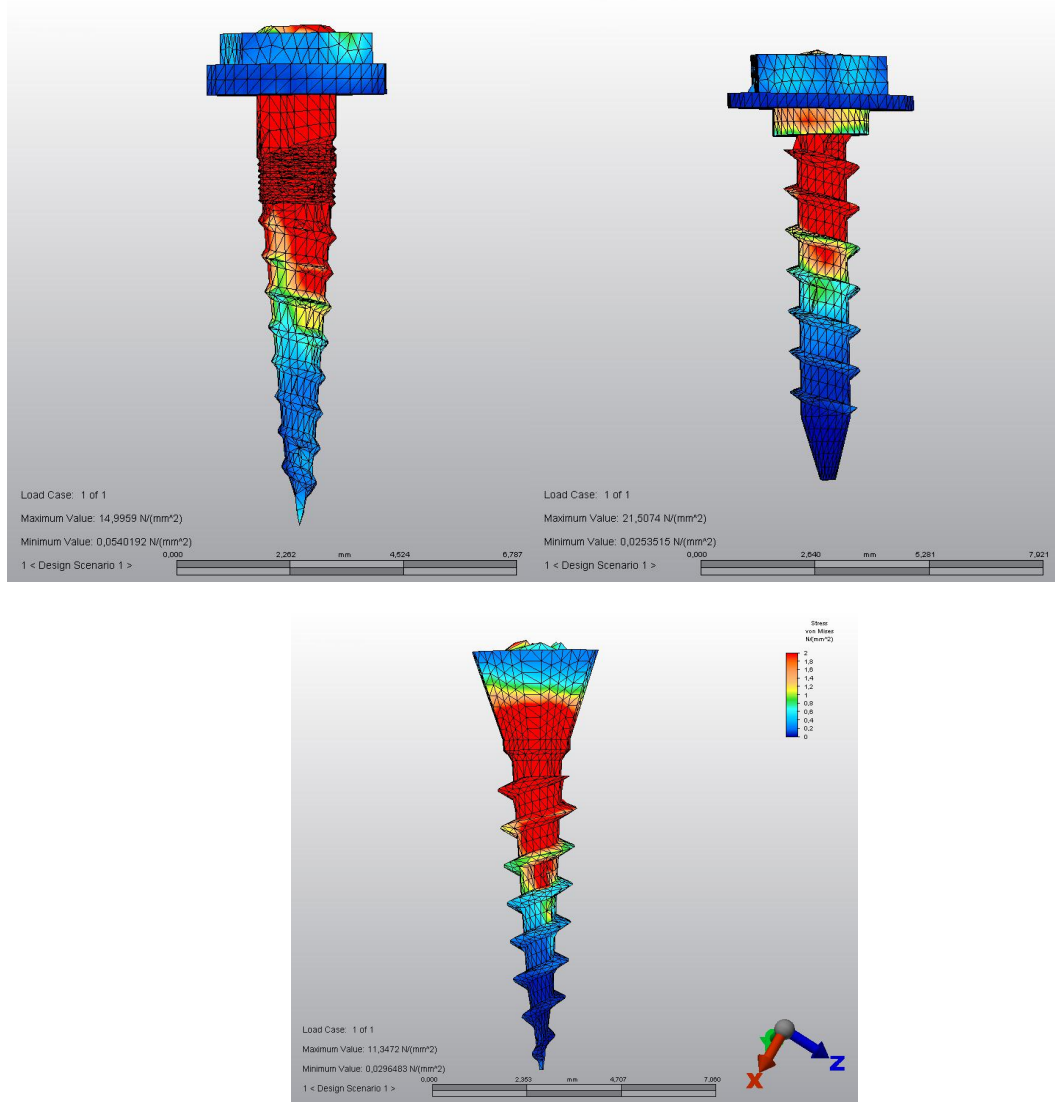
Şekil 231: Senaryo 5'de C vidasına ait dişler üzerinde y ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.



Şekil 232: Senaryo 5'de C vidasına ait dişler üzerinde z ekseninde görülen yer değiştirme değerleri.

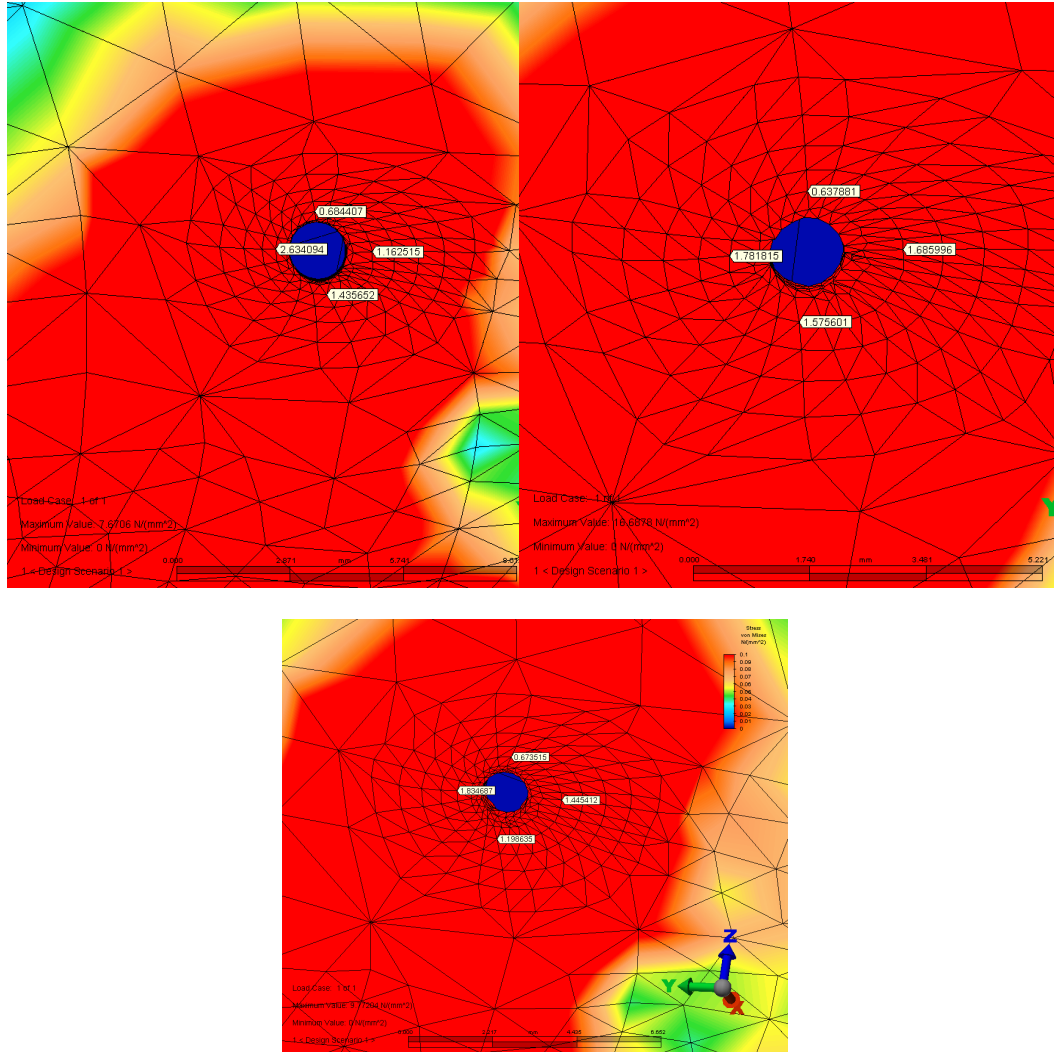
Molar distalizasyonunun amaçlandığı bu senaryoda diş yer değiştirme miktarlarına baktığımızda her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak 1. molar diş üzerinde kök hareketi kron hareketinden daha fazla görülmüştür. 1. molar dişin bukko distal tüberkülü ve vestibul kökleri ekstrüze olmuş, meziobukkal tüberkül ve palatinal kök intrüze olmuş, köklerde bukkal yer değiştirme meydana gelmiş, molar dişin kökleri distale hareket ederken, kron minimal düzeyde meziale hareket izlenmiştir.

Senaryo 5 için her 3 vida gövdesi üzerinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 233'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 233: Senaryo 5 için her 3 vida gövdesi üzerinde sırasıyla oluşan von Misses stres değerleri

Senaryo 5 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde oluşan von Misses stres değerleri şekil 234'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Kortikal kemik üzerinde en yüksek von Misses stres 1.69 MPa değeri ile B vidası uygulandığında, en düşük von Misses stres 1.16 MPa ile A vidası uygulandığında elde edilmiştir.



Şekil 234: Senaryo 5 için her 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde sırasıyla oluşan von Misses stres değerleri

Tablo 3’de tüm senaryolar için stres seviyeleri toplu olarak gösterilmiştir. Her bir senaryoda, her bir parametre için büyük stres değerleri kırmızı renk ile ve küçük stres değerleri sarı renk ile vurgulanmıştır.

Tablo 3: Senaryolarda kaydedilen vida, kortikal, süngerimsi kemik ve dişler üzerindeki stres değerleri.

	VİDA TİPİ	VİDA	KORTİKAL KEMİK			SÜNGERİMSİ KEMİK			DİŞLER
		Von Misses Stres (MPa)	Von Misses Stres (MPa)	Maximum Principle stres (MPa)	Minimum Principle stres (MPa)	Von Misses Stres (MPa)	Maximum Principle stres (MPa)	Minimum Principle stres (MPa)	Von Misses Stres (MPa)
Senaryo 1 (1N)	A Vidası	7.69	0.37	1.66	-0.42	0.09	0.04	-0.08	0.21
	B Vidası	10.48	0.59	1.19	-0.69	0.14	0.05	-0.07	0.22
	C Vidası	5.31	0.63	1.51	-0.72	0.08	0.05	-0.06	0.22
Senaryo 2 (2.5N)	A Vidası	24.46	0.38	1.09	-0.41	0.05	0.05	-0.03	0.24
	B Vidası	32.40	0.50	1.06	-0.48	0.13	0.21	-0.06	0.3
	C Vidası	12.56	1.32	2.36	-1.37	0.27	0.15	-0.16	0.28
Senaryo 3 (1 N)	A Vidası	8.31	0.31	0.45	-0.34	0.06	0.03	-0.04	0.23
	B Vidası	5.93	0.40	0.35	-0.44	0.03	0.02	-0.02	0.13
	C Vidası	4.99	0.42	0.43	-0.45	0.03	0.02	-0.03	0.26
Senaryo 4 (0.5 N)	A Vidası	7.69	0.43	0.60	-0.49	0.03	0.02	-0.03	0.08
	B Vidası	6.32	0.18	0.69	-0.18	0.006	0.007	-0.005	0.07
	C Vidası	2.90	0.36	0.10	-0.37	0.06	0.03	-0.05	0.17
Senaryo 5 (2.5 N)	A Vidası	14.99	1.16	2.94	-1.31	0.14	0.12	-0.09	0.96
	B Vidası	21.50	1.69	1.99	-1.91	0.13	0.16	-0.07	0.96
	C Vidası	11.34	1.44	2.16	-1.58	0.29	0.13	-0.14	0.96

5.TARTIŞMA

5.1. Amaç

Ortodontide ankraj amaçlı mini-vida kullanımı hızla artmakta ve klinik sonuçları da her geçen gün gelişmekte olup % 70-90 başarı oranları gösterilmektedir^{11,12,14-16,18,28,29,57}. Mini-vidanın stabilitesini etkileyen faktörler arasında kemik yoğunluğu^{6,7,19-23}, implant çevresindeki yumuşak doku özellikleri^{14,15}, mini-vida geometrisi^{14,24}, cerrahi teknik, yükleme koşulları²⁵, yerleşim bölgesi^{12,15,17,19,21,26-28}, yerleştirme torku^{24,29} ve diş köklerine yakınlık^{30,31} sayılmaktadır.

Kemik dinamik bir dokudur ve kemiğin çevresel değişikliklere karşı adaptasyonu modelasyon (şekil ve form değişikliği) ve remodelasyon (turnover) ile gerçekleşir. Kemik-implant birleşmesi, arayüzün biyomekanik özelliğine ve implanta uygulanan strese bağlıdır. Kemik doku baskı streslerine, gerilme streslerinden daha fazla dayanabilirken, en düşük toleransı makaslama streslerine karşı gösterir. Teorik olarak fizyolojik sınırlardaki ortodontik yüklemeler kemik oluşumunu desteklerken, stresin bir bölgede yoğunlaştığı ve kemiğin fizyolojik limitinin üzerine çıktığı bölgelerde, çevre kemik dokunun bütünlüğünün sağlanamadığı ve implant kayıplarının görüldüğü bildirilmektedir⁶⁹.

Ankraj amaçlı mini-vida kullanılırken, vida çevresindeki kemik içinde stres ve gerilim dağılımları tam olarak anlaşılmalıdır. Vida çevresindeki kemik dokuda oluşan biyomekanik etkiler, kemik yapısında önemli rol oynamaktadır. Vidaya uygulanan kuvvetin miktarı ve yönü, kemik deformasyonuna neden olabilmektedir. Bu çalışmada mini-vida stabilitesinde rol oynayan vida geometrisindeki değişikliğin stres dağılımına etkisini tespit etmek amacıyla; maksillada klinikte sıkça kullanılan 5 tedavi seçeneği kurgulanmış, mini-vidalar üzerine uygulanan

kuvvetin, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi aracılığıyla kemikte oluşturduğu stres dağılımı değerlendirilmiştir.

5.2. Mini-vida Dizaynı

Ortodontik mini-vidaların kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte, başarı oranlarını arttırabilmek için çalışmalar yapılmış, mini-vidaların boyutlarında, biçimlerinde ve yiv şekillerindeki değişikliklerin başarı üzerinde etkileri incelenmiştir.

Vida çapının stabilite ile önemli derecede ilişkili olduğunu düşünen Miyawaki ve ark¹⁴. mini-vidaların bir yıllık başarı oranlarını incelemişler; 1.0 mm çaplı implantın başarı oranının 1.5 mm ve 2.3 mm çaplı implantlardan daha az olduğunu bildirmiş, 1.5 ve 2.3 mm çapa sahip implantlar arasında ise bir fark bulamamışlardır. İmplant başarısının azalmasına, artmış mandibuler düzlem açısı, gingival inflamasyondaki artış yanında, vida çapının azaltılmasının önemli ölçüde etkili olduğunu, vida uzunluğunun ise başarıyı etkilemediğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Wiechman ve ark¹⁶. 1.1 ve 1.6 mm'lik implantları maksilla ve mandibulada palatinal ve bukkal bölgelere uygulamışlar ve büyük çaplı grupta daha yüksek başarı oranı kaydetmişlerdir. Domuz iliak kemiği segmentinde yapılan bir çalışmada implant çapı ve başarı arasındaki ilişki desteklenmiştir^{83,84}.

Ancak Park ve ark¹⁶⁹. 2 mm'lik implantların daha düşük başarı oranına sahip olduğunu belirtmişlerdir ve yine bir başka çalışmalarında Park ve ark¹⁵. vida çapının başarıda hiçbir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Kurada ve ark²⁸. da küçük çaplı implantların büyük çaplı olanlara göre daha yüksek başarı oranı olduğunu doğrulamışlardır. Bir başka çalışmada da 1.5 mm'den daha küçük çaplı ve 6 mm uzunluğundaki mini-vidalar ideal olarak tanımlamışlardır¹⁹.

Fritz ve arkadaşları¹¹ yaptıkları bir çalışmada 17 hasta üzerine toplam 36 vida uygulamışlar, başarısızlık ile; endikasyon, yükleme tipi, yerleşim bölgesi, implant uzunluğu ve implant çapı gibi parametreler arasında bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. 1.6 ve 2 mm çaplı, 8 ve 10 mm uzunluğundaki implantların, daha küçük olanlara göre daha stabil olduğunu belirtmişlerdir.

İki boyutlu model kullanılarak, implantasyonun hemen sonrasında kemik-implant arayüzeyinin durumunu yansıtmak için, lineer olmayan sonlu elemanlar model analizi yapılmış ve hangi vida parametrelerinin implantın primer stabilitesini etkilediği araştırılmıştır. Mini-implant uzunluğunun stres dağılımında çok az bir etkiye sahip olduğu fakat yiv dizaynı ve çapın dağılımında önemli bir etkisi olduğu gösterilmiştir. Daha sonra yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde de iki boyutlu analizle aynı sonuçlar ortaya çıkmıştır⁶⁹.

Kemik üzerinde stres oluşumunu etkileyen diğer parametreler; osseointegrasyon derecesi ve vida uzunluğu olarak bildirilmiştir¹⁷⁰;

Gracco ve arkadaşları¹⁷⁰ farklı vida uzunluklarında ve farklı osseointegrasyon derecelerinde kemik - vida ara yüzeyinde oluşan stress dağılımını incelemişlerdir. 1.5 x 7, 9, 11 ve 14 mm'lik Miniscrew Anchorage System vidaları kullanmışlar, horizontal olarak 2 N kuvvet uygulamışlardır. Optimal vida uzunluğunu 9 mm olarak bulmuşlardır. Vida 9 mm'den kısa olduğunda, uygulanan ilk yüksek ortodontik kuvvetlerle yüksek stres değerleri gözlenmiştir. 9 mm'den uzun Vidalarda stres değerleri düşmüş fakat anatomik yapılara zarar verme ihtimali artmıştır. Parsiyel osseointegrasyonun en uygun osseointegrasyon derecesi olduğu söylenmiş, parsiyel osseointegre olan mini-vidanın kemikte daha az stres oluşturacağı ve daha kolay çıkarılabileceği belirtilmiştir.

Büchter ve arkadaşları^{103,123} implant kayıplarında kemik-implant yüzeyindeki aşırı gerilim ve stres üzerinde durmuş, aşırı streslerin implant çevresinde marjinal kemikte rezorbsiyona yol açabildiğini belirtmiş, gerilim ve stres miktarının implant ve kemiğin mekanik özellikleri kadar vida geometrisine de bağlı olduğunu söylemişlerdir.

İmplant kırılması ile ilgili bir içsel sınırlayıcı faktör olan implant burulma dayanımının (torsional strength), malzemenin fiziksel özelliklerine bağlı ve implant çapının küpü ile doğru orantılı olduğu belirtilmiştir. Kırılmayı önlemenin en iyi yolu çapı arttırmak ve krom kobalt gibi daha dayanıklı materyaller kullanmaktır ancak büyük çaplı implantlar kökler arası bölgeye uygulanamamakta ve sert materyallerin de biyouyumluluğu düşük olmaktadır. Burulma dayanımı, çapın küpü ile orantılı olduğundan, çaptaki ufak bir değişiklik vida dayanıklılığını önemli ölçüde arttıracaktır. Küçük çaplı vidalar kortikal kemiğin kalın olduğu bölgelerde, burulma stresine bağlı vida kırıklarının oluşmaması için rehber oluk açılmadan uygulanmamalıdır⁶⁹.

Bu çalışmada boyları 8 mm olan ancak gövde ve yiv tasarımları birbirinden farklı 3 vida kullanılmıştır. A vidası 1.6 mm çapında konik ve kortikal kemiğe gelen bölgede yiv adımları daha sık; B vidası 1.6 mm çapında, eşit yiv adımına sahip ve sadece uç kısmı incelen silindirik formda; C vidası 2 mm çapında, eşit yiv adımına sahip ve konik yapıdadır. Her üç vida da Tip V titanyum (%6 alüminyum, %4 vanadyum) olarak üretilmiştir.

5.3. Yerleşim Bölgesi

Kemik kalınlığı ve yoğunluğu mini-implant stabilitesi için önemli bir faktör olarak bildirilmiştir¹⁹⁻²³. Mini-vida yerleşim bölgeleri hastanın anatomik yapısına göre değişiklik gösterir^{7,87,119,120}.

Maksillada mini-vida yerleşimi için uygun bölgeler; nazal spina, palatinal kemik, alveolar proses, infrazigomatik tepe ve retromolar bölge; mandibulada alveolar çıkıntı, retromolar bölge ve simfizdir, ayrıca alt ve üst çenede dişsiz bölgeler veya çekim bölgeleri ve zigomatik kemik gibi extraoral bölgeler önerilmektedir^{47,122}.

Maksiller bukkal bölgede alveol tepe noktasının 5-8 mm uzağında 2. premolar ve 1. molar arasında interradikuler kemik miktarı en fazladır^{8,21}. Lim ve ark¹⁷¹ da alveol tepe noktasının 6 mm uzaklığındaki bölgede yerleşim açısının artırılmasıyla mini-vida için daha geniş bir kemik bölgesinin mevcut olacağını bildirmiş, başka bir çalışmalarında alveol tepe noktasının 4-6 mm apikalini implantasyon için uygun olarak tanımlamışlardır²⁴.

Poggio ve arkadaşları²¹ mini vidanın güvenli lokalizasyonunu belirlemek için volumetrik tomografi ile bir çalışma yapmışlardır. En fazla meziodistal kemik, 1. ve 2. premolar dişler arasında ve kanin ve 1. premolar arasında görülmüştür. Maksiller 2. premolar ve 1. molar arasında en fazla meziodistal aralık alveol tepe noktasının 5-8 mm uzağında belirlenmiştir. 1. ve 2. moların bukkal bölgesinde ise bu kalınlık en az ölçülmüştür. Bukko-palatinal ölçümlerde en fazla kalınlık 1. ve 2. molarlar arasında alveol tepe noktasının 5 mm üzerinde bulunmuştur. Maksillada meziodistal ve bukkal-palatinal ölçümlerin alveol tepe noktasının 11 mm uzağında maksiller sinüs varlığından dolayı en az olduğu belirtilmiş ve bu nedenle maksiller posterior bölgede 8 mm'nin üzerindeki bölgelerde implantasyon yapılması önerilmemiştir.

Mini-vidaların uygun yerleşim ve açılarını 3D CT ile değerlendiren bir çalışmada, mini-vidaların maksiller bukkal bölgede 1. moların mezial veya distaline yerleştirilmesi gerektiği belirtilmektedir¹⁹.

Tseng ve Hsieh¹¹² yaptıkları bir çalışmada mini-implantların stabilitesini araştırmış ve başarısızlıklarındaki risk faktörlerini tanımlamışlardır. Mini-implantın yerleşim bölgesi başarısızlıktaki tek önemli risk faktörü olarak bulunmuştur. Bunun nedeni yerleşim bölgesine bağlı olarak mukoza kalınlığının artmasıyla kemik içerisinde kalan vida uzunluğunun sınırlanmasıdır. Araştırmacıya göre kemik içerisinde kalan vida uzunluğu en az 6 mm olmalıdır. Benzer şekilde Moon ve ark⁹³. uygulama bölgesinin implant başarısında en önemli faktörlerden biri olduğunu söylemiş, özellikle mini-implantların en fazla 1. ve 2. premolarlar arasına uygulandığında başarılarının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Yumuşak ve sert dokulara bakıldığında ince sert doku, inflamasyon riskini azalttığı için daha avantajlıdır. Mini-vidaların stabilitesi; kortikal kemik kalite ve kantitesine bağlıdır²⁰. Sevimay ve arkadaşları¹⁷² D1 (Yoğun kortikal kemik, alt çene ön bölge ve üst çene midpalatal bölgede bulunur) ve D2 (Pöröz kortikal kemik ve az yoğun trabeküler kemik, alt çene arka bölge ve üst çene ön bölgede bulunur) kemiğe yerleştirilen osteointegre dental implantların implant-kemik yüzeyinde daha az stres gösterdiğini belirtmiştir. D1-D3 (Pöröz kortikal kemik (ince) ve yoğun trabeküler kemik, alt-üst çene arka bölge ve zigoma bölgesinde bulunur) bölgelerinin self drilling mini-vida için uygun olduğu söylenmiş, D1-D2 mini-vida ortodontik kuvvet altında daha fazla sabit ankraj sağladığı belirtilmiş ve D4 (Yoğun trabeküler kemik, üst çene arka bölge ve tüber bölgesinde bulunur) yüksek başarısızlık oranı nedeniyle önerilmemiştir^{173,174}. Genellikle sabit ankraj başarısızlıkları midpalatal bölge dışında maksillada daha fazladır, bunun sebebi de büyük trabeküller ve düşük kemik yoğunluğu olarak gösterilmektedir⁸⁷⁻⁹⁰. Kortikal kemik kalınlığı açısından da 1. ve 2. premolarlar arası, 2. premolar ve 1. molar arası ve 1. molar ve 2. molar arası bölgeler benzer kortikal kemik miktarları göstermektedir¹⁷¹.

Ortodontik vida, maksimum retansiyonu sağlamak için ince yumuşak doku ve kalın kortikal kemiğin olduğu bölgeye, mine sement sınırının 6 mm uzağına ve uygun bir açı ile yerleştirilmelidir²⁰. Genç hastalarda da implantasyona en uygun kemik densitesi, alveolar tepe noktasının 6 mm apikaline kadar olan bölgede bulunmaktadır²³.

Yapılan çalışmalarda diş köklerine yakınlığın implant başarısızlığında önemli etki oluşturduğu söylenmektedir^{27,30}. Kök temasında; dişlere etki eden kuvvetler direkt olarak vidaya yansıtılacak ve vida üzerinde stabilizasyonu bozan ve sonuçta vida kaybına sebep olan kuvvetler oluşturacaktır²⁷.

Bu çalışmada mini-vidalar ideal olduğu bildirilen şekilde; alveol tepe noktasının 6 mm apikalinde, posterior bölgede 2. premolar ve 1. molar dişler arasına, anterior bölgede ise iki farklı bölgeye; sağ ve sol santral dişler arasına ve lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilmiştir.

5.4. Yerleştirme Açısı

İnklinasyon, implant çevresindeki kortikal kemiğin niceliğini etkileyen önemli bir faktördür. Daha fazla kemik kontağı ve primer stabilite, implant sonuçlarının daha iyi olmasını sağlayacaktır¹⁷⁵. Park¹⁵ ve Poggio ve arkadaşları²¹ mini-vidaların maksillada dişin uzun eksenine 30°-40°, Park¹⁵ mandibulada 20°-60°'lik açı ile, Herman ve Cope¹⁴² dişin uzun eksenine 10°-20°'lik açılarla yerleştirilmesi gerektiğini, Lim²⁴ yerleşim bölgesinin alveol tepe noktasının 4-6 mm uzağında ve dişin uzun eksenine 30°- 45° açı yapacak şekilde yerleştirilmesinin Deguchi ve arkadaşları¹⁹ vidaların 30°'lik açı ile konumlandırılmasının kemik-implant temasını önemli derecede arttırdığını bildirmiştir. Moon ve ark⁹³ ise çalışmalarında kökler kontrol edildikten sonra maksilla ve mandibulada dişin uzun eksenine 70°-80°'lik açılar ile yerleştirilmişler böylelikle daha vertikal yerleşimden kaynaklanan; mini-vidanın dokular arasına kayması veya

yumuşak doku iritasyonu gibi komplikasyonların görülmeyeceğini belirtmişlerdir.

Schnelle ve arkadaşları²² implant çevresindeki kemiğin en az 1 mm, Huang ve arkadaşları¹⁷⁶ ise 1.5 mm olması gerektiğini bilmişlerdir. Kurada ve arkadaşları³⁰ mini vidaların köklere yakınlığının başarıda bir risk faktörü olup olmadığını değerlendirmiş ve vidaların % 80 üzerinde başarı gösterdiğini belirtmişlerdir. Dental radyograflar ve 3D kompute tomografi kullanılarak yapılan bu çalışmada lamina dura ve kök teması olmayan grupta başarı % 90'ın üzerinde bulunmuştur. Benzer bir çalışmada da kök teması olmayan grupta başarı % 100 olarak bildirilmiştir²⁷.

Bu çalışmada mini-vidalar vida-kök teması olmayacak şekilde vida çevresinde en az 1 mm kemik kalınlığı bırakılarak, posteriorda dişin uzun eksenine 40°, anteriorda 80° açı oluşturacak şekilde konumlandırılmış, implantların tüm yivlerinin kemik içerisinde kalması sağlanmıştır.

5.5. Yükleme Zamanı

Kemik-implant kontak seviyesi implant stabilitesi için önemlidir. Mini-vidalar için her ne kadar osseointegrasyon gerektirmediği söylene de implant stabilitesinin sağlanmasında sınırlı osseointegrasyon gerekmektedir⁸⁰. Mini-vidalar 1-2 hafta içerisinde yüklenebilmektedir. Erken yükleme yapıldığında mini-vida ve kemik arasında fibröz doku geliştiği bildirilmiştir. Bu fibröz doku osseointegrasyonu engeller ve implantın ikincil stabilitesini bozabilir, ancak ortodontik kuvvetlere dayanmak için mini-vidanın mekanik tutuculuğu ile sağlanan primer stabilite yeterlidir⁶⁹.

Bu çalışmada vida-kemik kontağı tam olarak sağlanmış yani primer stabilite sağlanmış olarak tanımlanmıştır.

5.6. Uygulanan Kuvvet

Motoyoshi ve ark¹³. ve Kuroda ve ark²⁸. ortodontik kuvvet değerinin 2 N'u aşmaması gerektiğini bildirmektedir. Dalstra ve ark¹²⁵. 2 mm çapındaki mini-vidaya farklı kortikal kalınlık ve trabeküler kemik yoğunluğunda, vidanın uzun eksenine dik olacak şekilde 0.5 N kuvvet uygulamışlardır. İnce kortikal kemik ve düşük yoğunluktaki trabeküler kemikte gerinim değerleri mikro kırık sınırını aşmakta ve vida kaybına sebep olmaktadır, bu nedenle erken yükleme kuvveti 50 gr. ile sınırlandırılmalıdır. Miyawaki ve ark¹⁴. kuvvet 2 N'un altında olduğunda hemen yüklemenin yapılabileceğini söylemekte, bir başka çalışmada da implantların 400gr. ortodontik kuvvetleri tolere edebildiğini belirtilmektedir⁶⁹. Moon ve ark¹⁸ diş uzun aksına 70°-80° açılarla yerleştirdikleri mini-vidalara 150-200 gr kuvvet uygulamış ve % 79 başarı oranı göstermişlerdir.

Yapılan bir çalışmada kanin retraksiyonu için 800-1500 cN kuvvetlerin uygulandığı¹⁷⁷, bir başka çalışmada 1983-2008 yılları arasında yayınlanan kanin retraksiyon literatürleri taranmış, uygulanan kuvvetin 70-450 gr. arasında değişmekle birlikte, ortalama 150-200 gr. arasında olduğu bildirilmiştir¹⁷⁸. Diğer bir çalışmada da kanin distalizasyonu için; vida ve kanin diş arasına 100 gr kuvvet uygulayacak şekilde Nickel-titanium kapalı yay uygulanmıştır¹⁷⁹.

Maksiller keser intrüzyonu amacıyla laterallerin distallerine 1.2x6 mm vida yerleştirilmiş ve 80 gr. kuvvet uygulanmıştır¹⁸⁰. J hook headgear ve mini-vidalarla yapılan intrüzyonun karşılaştırıldığı bu çalışmada keserlere 100 gr. intrüziv kuvvet uygulanmıştır. Vidalar 1.5x6 mm ebatlarındadır ve premaksiller bölgeye yerleştirilmiştir¹⁸¹. Maksiller

keser intrüzyonu için 40 gr. ve 80 gr. kuvvetlerin uygulandığı iki grup üzerinde yapılan sonuçlarda iki grup arasında önemli bir fark bulunamamış ve intrüzyon kuvveti olarak diş başına 10-20 gr. uygulanabileceği belirtilmiştir¹⁸².

Molar tipingi için 100-500 cN arası kuvvetlerin uygulandığı bildirilmiştir¹⁷⁷. Yapılan çalışmalarda da molar distalizasyonu için 180-300 gr arasında kuvvetlerin kullanıldığı görülmüştür¹⁸³⁻¹⁸⁸.

Bu çalışmada, çalışma modeli olarak özel bir görüntüleme merkezinin arşivinden yararlanılmış ve çalışma sonuçlarının klinik kazanımı olabilmesi için üç boyutlu simülasyonlar ortodontik tedavi mekanikleri baz alınarak tasarlanmış, dolayısıyla kuvvet uygulama vektörlerinin gerçeği yansıtmayı sağlanmıştır. Uygulanan kuvvetler istenen diş hareketine göre belirlenmiştir.

5.7. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçlar katı yapılar üzerinde stres dağılımı olarak gösterilir. Bu stresler gerilme, baskı, makaslama veya bunların kombinasyonu olan “Von Misses stresler”dir. Von Misses stres tüm stres alanlarına bağlıdır ve hasar oluşma ihtimalinin belirteci olarak sıklıkla kullanılmaktadır^{189,190}.

Sonlu elemanlar analizleri iki ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Meijer ve ark¹⁹¹. gerçek vakalarla iki boyutlu ve üç boyutlu modelleri karşılaştırdıklarında, iki boyutlu modellerin gerçek durumları yansıtamadığını bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizlerinin avantajları yanında bazı dezavantajları da vardır. Örneğin; materyallerin mekanik özellikleri komplikedir ve ideal özelliklerin modele dahil edilmesi mümkün olamayabilir. Bu nedenle bazı varsayımlar kabul edilmiş ve gerçek durumu

basitleştirmek için sonlu elemanlar analizi bu varsayımlara dayandırılmıştır. Varsayımlara bağlı problemlerin çözümünde bazı hatalar görülebilir. Fakat çözümdeki bu hata yüzdeleri ihmal edilebilir düzeydedir¹⁹². İlk idealizasyon materyalle ilgilidir. Materyaller doğrusal elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilir. Fakat materyaller gerçekte lineer elastik değil, yaşayan dokulardır ve çok daha dinamiklerdir¹⁹²⁻¹⁹⁵. Yapılan testlerin sonuçlarında elastik değişikliklerin, geri dönüşümsüz deformasyonlardan daha fazla görüldüğü sonucuna varılmıştır. Bu kemikte plastik deformasyonlara sebep olan kuvvet ve streslerin gerçek durumlarda daha az görüldüğü anlamına gelmektedir¹⁹²⁻¹⁹⁴.

Sonlu elemanlar analizinin analitik sonuçları oluşturulan modele bağlıdır, bu nedenle modeller farklı görünümünden gerçek objeye yakın olarak yapılandırılmalıdır¹⁹⁶. İşeri ve ark¹⁹⁶. ve Tanne ve ark¹⁹⁷. farklı kafa geometrileriyle oluşturulan modelleri kullanmışlar ancak benzer sonuçlar bulmuşlardır. Bu iki çalışma, kraniyofasiyal yapıların farklı olmasına rağmen, sonlu elemanlar analizinde aynı mekanik kuvvetlere verilen yanıtın da aynı olduğunu göstermişlerdir¹⁹⁶.

Bu çalışmada kullanılan model, bir hastanın üst çene kemiğinin tomografi ile görüntüsünün elde edilmesi, elde edilen görüntünün “Complex Surface Rendering” yöntemi ile 3 boyutlu kemik modelinin oluşturulmasıyla sağlanmıştır.

Jeon ve ark¹⁹⁸.nın yaptıkları bir çalışmada periodontal ligamentin (PDL) kuvvet dağılımının dişin iç yapısından etkilenmeyeceği düşünülmüştür. Bu nedenle, diş homojen olarak basitleştirilmiş, internal diş yapısının komplike yapısının modellenmesi gereksiz bulunmuştur. Ayrıca aynı çalışmada kök morfolojisi ve PDL kalınlığındaki değişikliklerin stres değerini ve dağılımını etkileyebileceği belirtilmiştir.

Bu çalışmada da diş katmanlarının (dentin, pulpa ve sement) yapılan analiz sonuçlarını etkilemeyeceği düşünülmüş, diş tek bir homojen yapı olarak tanımlanmış ve simülasyonlara bu şekilde dahil edilmiştir. Ancak periodontal ligament (PDL), diş ve kemik arasındaki anatomik bir yapı olduğundan stres dağılımında etkisi vardır ve modellemede tanımlanmıştır. Bu çalışma kapsamında dişler ve PDL'ye ilave olarak diğer katı model bileşenleri; kortikal kemik, süngerimsi kemik, mini-vidalar, braketler, molar tüpü, ortodontik teller ve NiTi yay senaryolarda tek tek tanımlanmıştır. Elastik modulleri ve poisson oranları sırasıyla; dişler için 18600 MPa, 0.31; kortikal kemik için 15000 MPa, 0.3; PDL için 0.69 MPa, 0.45; süngerimsi kemik için 1500 MPa, 0.3; mini-vida (titanyum alaşımı) için 113000 MPa, 0.34 ve çelik alaşımlar için 200000 MPa, 0.29 olarak verilmiştir.

Bu analiz çalışmalarında, elde edilen sonuçların, kullanılan eleman sayısından bağımsız hale getirildiğinin gösterimi için senaryolar gerçekleştirilmeden önce ek bir çalışma ile, farklı eleman sayılarında sonuçlar elde edilmiş ve sonuçlar kıyaslanmıştır. Yapılan çalışmalarda, eleman sayısının daha fazla artırılması ile, elde edilen analiz sonuçlarının değişim miktarının ihmal edilecek seviyelere (<%3) düştüğü tespit edilmiştir. Bu çalışma ile, elde edilen sonuçların, eleman sayısından bağımsız hale getirildiği söylenebilir.

5.8. Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılan Çalışmaların Sonuçları

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda, Dalstra ve ark.¹²⁵ ortodontik kuvvet sırasında mini-vidaya gelen kuvvetin en fazla kortikal kemiğe karşılık gelen 1. ve 2. yivlerde görüldüğünü bildirmişlerdir. Yapılan protetik implant çalışmalarında da benzer sonuçlar elde edilmiş; vida üzerindeki stres en fazla birinci yivde ve kortikal kemikteki stres en

fazla kemiğin implanta komşu olan servikal bölgesinde görülürken^{112,158,195,199-203} kortikal kemiğin daha çok yük kaldırdığı, dolayısıyla implantın boyun kısmının stabiliteyi etkilediği belirtilmiştir²⁰⁴.

Sonlu elemanlar analizleri, yüksek stres değerlerinin vidada, özellikle boyun kısmında ortaya çıktığını göstermektedir. Bu değer mini-vidaların yapıldığı titanyumun akma mukavemet değerinden oldukça küçüktür ($\sigma_y = 880$ MPa). Kortikal kemikte de yüksek stress değerleri bulunmuştur. Akma mukavemeti kortikal kemik için 122 MPa ve trabeküler kemik için 2 MPa'dır²⁰⁵. Küçük ortodontik kuvvetler altında da mini-vida çevresindeki küçük yüzey alanda 33 MPa gibi yüksek basınç değerleri ortaya çıkabilmektedir¹³. Stress konsantrasyonunun fizyolojik limitin üzerine çıktığı bölgelerde kemik rezorbsiyonları görülmektedir²⁰⁶.

Hansson ve Werke²⁰⁷, Frost'un normal lamellar kemikte mikro hasarın; gerilme değeri 3000-4000 mikrostrain'i geçtiğinde görüldüğünü, bu değerın 45-60 MPa stres değerine karşılık geldiğini ifade ettiğini söylemişlerdir.

Yapılan bir çalışmada trabeküler kemikte mikro hasar oluşturacak en düşük asal stres, sıkışmada 88-121 MPa, gerilmede 35-43 MPa bulunmuştur. Mikro hasar bilgisayarlı tomografi ile değerlendirildiğinden, elde edilen değerlerin diğer çalışmalarda bulunan verilerden daha düşük olduğu vurgulanmış²⁰⁸, kortikal kemik doku dayanıklılığının, trabeküler kemikten %25 daha fazla olduğu belirtilmiştir²⁰⁹.

Mineral değişikliği ile ilgili yapılan bir çalışmada kemiğin mekanik özelliklerinin mineralizasyon dağılımı ve derecesine bağlı olduğu, homojen olmayan mineral dağılımının ihmal edilmesinin gerilim ve gerinimlerin %50'den fazla yetersiz değerlendirmeye neden olacağı bildirilmiştir²¹⁰.

İnsan trabeküler kemiğinde yapılan bir çalışmada da, kemikteki gerilim ve sıkışmada, trabeküler kemiğin doğal yapısındaki değişikliklerin kemik akma mukavemetinde %3'den az göz ardı edilebilir değişikliğe neden olduğu belirtilmiştir²¹¹.

Kemik yapısına ilişkin elde edilen tüm bu sayısal verilerin ortalama değerler olduğu, kemiğin mekanik özelliklerinin yaşa²¹², hormonlara²¹³, anatomik yapılar²¹⁴ ve organik matriks mineral içeriğine^{215,216} bağlı olarak bireyden bireye ve hatta aynı kemikte bir bölgeden diğer bölgeye değişiklik gösterebildiği unutulmamalıdır.

Bu çalışmada da her bir senaryoda ve her bir vida tipinde geçerli olmak üzere, vidalar üzerindeki stres en fazla kortikal kemiğe karşılık gelen, vida gövdesindeki ilk yivler üzerinde görülmüş, kemik yapıda ise en fazla stres vidanın yerleştirildiği vidaya komşu, kortikal kemiğin servikal kısmında toplanmış, süngerimsi kemikte oldukça azalmıştır. Yapılar üzerindeki stresler çevreye doğru ışınsal olarak azalarak yayılma göstermişlerdir. Bu çalışmada da diğer çalışmalarda olduğu gibi vida üzerindeki, kortikal kemikteki ve süngerimsi kemikteki stres miktarları, ilgili yapılardaki akma mukavemet değerinden küçük bulunmuştur.

5.9. Vida Geometrisine Bağlı Sonuçlar

Sonlu Elemanlar Analizi ile yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, en yüksek von Misses stres değeri vida boyun kısmında görülürken, vida uzunluğundaki artışla stres değerinin azaldığı kaydedilmiştir. En yüksek asal stres ise kortikal kemiğin üst yüzeyinde görülmüştür ve bu değerde vida boyunun artmasıyla birlikte artış gözlenmiştir²¹⁷. Yapılan bir çalışmada implant çapı ve derinliğinin artması ile daha geniş bir temas yüzeyi sağlandığından kuvvetin dağıtılacağı, dolayısıyla stresin azalacağı belirtilmiştir²⁰¹.

Protetik implantlarla yapılan çalışmalarda büyük çaplı implantların küçük çaplı implantlara oranla daha az stres ürettikleri belirtilmiştir¹⁵⁸. Huang ve Tsai²⁰² farklı çap ve uzunluktaki dental implantlarla yaptıkları bir çalışmada implant çapının artırılması stresi önemli ölçüde düşürürken, uzunluğun artırılması ile implanttaki maksimum stres üzerinde önemli bir azalma oluşmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar; implant çapını arttırmanın implant ve kemik arasındaki kontakt alanı arttıracağını ve implant stabilitesini olumlu yönde etkileyeceğini belirtmişlerdir²⁰². Benzer şekilde yapılan bir sonlu elemanlar analizinde vida uzunluğunun arttırılmasıyla stres konsantrasyonunun değişmediği, ancak vida çapının arttırılmasıyla, vida çevresindeki kemikte stresin azaldığı belirtilmektedir²¹⁸. Dental implantlarda yapılan bir başka çalışmada da maksimum efektif stresin azaltılmasında vida yivini değiştirmek implant uzunluğunu değiştirmekten daha etkili bulunmuştur¹⁵⁸, yine bir başka çalışmada yüke karşı implant ve kemikte oluşan stresin büyüklüğünün, implantın yiv profilinden etkilendiği belirtilmiştir²⁰⁷. Ayrıca implantta uzunluk azalırsa çapın arttırılması gerektiği bildirilmiştir⁴⁰.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizine göre 1.2 mm kalınlıktaki kortikal kemiğe yerleştirilen 1.4 mm çaplı implant 150 gr.'lık ortodontik kuvvete dayanabilirken, 1.8 mm çaplı implantın 350 gr.'lık kuvvete dayandığı görülmüştür⁶⁹, yani vida çapının arttırılması kuvvete karşı dayanıklılığı önemli ölçüde arttırmıştır.

Bu çalışmada vida uzunluklarının stres dağılımına etkisi incelenmemiş, vida uzunlukları 8 mm olarak sabit tutulmuş, çap ve yiv yapısının etkisine bakılmıştır. Her bir senaryoda vida üzerinde oluşan en düşük von Misses stres vida çapının daha büyük olduğu C vidası üzerinde görülmüştür. Tüm senaryolar arasında 0.5 N kuvvetin uygulandığı 4. senaryo hariç, kortikal kemik üzerindeki en yüksek von Misses stres değeri vidalar arasında değişiklik göstermiş, ancak en düşük von Misses stres

boyun kısmında daha fazla yiv sayısına sahip A vidasının kullanıldığı kortikal kemik yüzeylerinde görülmüştür. Bu sonuç da stresin toplandığı kortikal kemik bölgesinde, vida yiv sayısının arttırılmasının stres dağılımını azalttığı hipotezini desteklemektedir.

Vida üzerindeki stres vida çapının artmasıyla, kortikal kemik üzerindeki stres boyun bölgesindeki yiv sayısının artmasıyla azalmaktadır. Vida çapı ve kortikal kemik von Misses stres değerleri arasında ilişkinin bulunamaması, vidalar arasında 0.4 mm gibi az bir çap farkının olmasından kaynaklanabilmektedir.

Dental implantlardaki farklı yiv dizaynlarının komşu yapılarıdaki stres dağılımlarını inceleyen çalışmalarda, stres dağılımlarının farklı olmadığı bildirilmektedir^{195,200}. Yapılan iki boyutlu bir sonlu elemanlar analizinde de farklı yiv yapıları incelenmiş, maksimum efektif stresin azaltılmasında implant yivinin tipini değiştirmenin implant uzunluğunu değiştirmekten daha etkili olduğu belirtilmiştir. Ancak yiv boyutu 0.9 mm'den daha küçük olduğunda stresin azaltılmasında önemli bir rol oynamayacağı bildirilmiştir¹⁵⁸. Ortodontik ankraj amacıyla kullanılan mini-vidaların boyutları dental implantlardan oldukça küçük, dolayısıyla yiv boyutu da çok küçüktür ve dental implant çalışmaları rehber alındığında yiv boyutunu değiştirmenin kemikteki stresi azaltmada bir rolü olmayacaktır. Bu nedenle vidanın yiv şekli değil yiv sayısı değiştirilerek çalışmaya dahil edilmiştir.

Farklı çap ve uzunlukta iki çeşit mini-implantla yapılan çalışmada; 0.5 N kuvvet altında implantın stabilizasyonunda bir fark oluşmazken 2 N kuvvet altında, uzun olan mini-implantın daha kısa olana göre ve kalın olan implantın daha dar olana göre daha stabil olduğu görülmüştür. İmplant boy ve çapının stabilizasyonda etkili olduğu kuvvet 1 N olarak belirtilmiştir²¹⁹.

5.10. Vida Yerleşim Açısına Bağlı Sonuçlar

Zhang ve ark²²⁰. 2 x 9 mm bir mini-implant dizayn etmiş ve üzerine 7 farklı açı (30°,40°,50°,60°,70°,80° ve 90°) ile 200 gr.lık horizontal kuvvetler uygulamışlardır. Stress analizinde; İmplant-kemik ara yüzeyinde Von-Mises stresi boyun kısmında toplanmış ve kortikal kemikte hızla azalmış, spongios kemikte oldukça küçük görülmüştür. İmplantın boyun kısmındaki von Misses stres sırasıyla farklı eğim açılarında; 30° de 1.0792 MPa; 40° de 1.0104 MPa; 50° de 0.8848 MPa; 60° de 0.8181 MPa; 70° de 0.7583 MPa, 80° de 0.6339 MPa ve 90° de 0.5608 MPa bulunmuştur. Maksimum von Misses stres değerleri, açı arttıkça önemli derecede azalmaktadır. Kuvvet uygulama açılarıyla ilgili bir çalışma da Chun ve arkadaşları¹⁵⁸ dental implantlar üzerinde yapmış, uzun eksene dik ve 15° açı yapacak şekilde kuvvet uygulamış ve oblik kuvvetin oluşturduğu maksimum efektif stressin vertikal uygulamaya göre iki kat fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada senaryolar oluşturulurken gerçek tedavi seçenekleri göz önüne alınmıştır. Ancak kullanım şekli aynı iken vida yerleştirme açısı ve uygulanan kuvvet miktarları açısından vidalar üzerindeki ve kemiklerdeki stresler değerlendirilmiştir. Açısal değerlendirmede; 1. ve 3. senaryolarda mini-vidalar, dişin uzun eksenine sırasıyla 40° ve 80°'lik açılarla uygulanmış, her iki senaryoda da eşit (1N) kuvvet tatbik edilmiştir. Vida ve kemiklerdeki von Misses stres benzer şekilde implantın boyun kısmında toplanmış, kortikal kemikte hızla azalmış ve süngerimsi kemikte daha da düşmüştür. Açı arttıkça A vidası kullanıldığında vida üzerindeki von Misses stres artmış fakat kortikal ve süngerimsi kemik üzerinde oluşan stres azalmış, B ve C vidası kullanıldığında ise vida, kortikal ve süngerimsi kemik üzerinde oluşan von Misses stres değerlerinde azalma görülmüştür.

5.11. Dişler Üzerine Etkisi

Rudolph ve arkadaşları²²¹ maksiller keser dişin intrüzyon, ekstrüzyon ve rotasyon hareketlerinde stresin dişin apikal kısmında, paralel hareket ve devrilme hareketlerinde stresin alveol tepesinde olduğunu bildirmişlerdir. İntrüzyon ve kütleli hareket için uygulanan kuvvet 25 gr. ve diş üzerinde oluşan stres sırasıyla 0.0017 ve 0.0013 N/mm² iken; devrilme, ekstrüzyon ve rotasyon hareketleri için 50 gr. kuvvet uygulanmış, devrilme ve rotasyon kuvveti sonucunda 0.0013 N/mm², ekstrüzyon hareketinde 0.0017 N/mm² stres değeri bildirilmiştir.

Bu çalışmada kütleli harekette; birinci senaryo için 1 N, ikinci ve beşinci senaryolar için 2.5 N kuvvet uygulanmış, senaryolar içinde dişler üzerinde birbirine çok yakın von Misses stres değerleri elde edilmekle birlikte sırasıyla her bir senaryo için dişlerde en fazla 0.22; 0.30 ve 0.96 MPa değerleri elde edilmiştir. İntrüzyon hareketinin istendiği üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise sırasıyla 1 N ve 0.5 N kuvvet uygulanmış, senaryolar içinde dişler üzerinde birbirine çok yakın von Misses stres değerleri elde edilmekle birlikte, sırasıyla her bir senaryo için dişlerde en fazla 0.26 ve 0.17 MPa stres değeri elde edilmiştir. İki çalışmada benzer kuvvetler altındaki dişler üzerinde oluşan von Misses stres değerleri arasında farklılık vardır. Bu çalışmanın sonuçlarında, Rudolph ve arkadaşlarının²²¹ bulduğu stres değerlerinden daha yüksek değerler bulunmuştur. Çalışmalar arasında görülen bu fark Rudolph ve arkadaşlarının²²¹ tek bir diş üzerinde salt istedikleri hareketi oluşturacak şekilde kuvvet uygulamaları, bu araştırmada ise; diş kavislerinde braketleme yapılmış, dolaylı olarak ankraj artırılmış ve kuvvet uygulaması klinikte olduğu gibi, gerçeğe uygun olarak kurulan mekaniklerle yapılmıştır.

Oluşturulan bu mekanik ve kuvvet uygulaması ile dişler üzerinde daha fazla stres değerleri ölçülmüştür.

Senaryolardaki diş hareketlerine bakıldığında; senaryo 1’de ark boyunca kanin distalizasyonu amaçlanmıştır; her üç vida kullanımında, kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi biraz daha fazla olmakla beraber hemen hemen kök hareketiyle aynı miktarda yer değiştirme göstermektedir. Kanin dişte intrüzyon olmuş, kron vestibule ve meziale, kök palatine ve distale hareket etmiştir. Kanin dişte kuvvetin uygulandığı bölgeden bir devrilme hareketi meydana gelmiştir.

Senaryo 2’de ark boyunca molar distalizasyonunun amaçlanmıştır. Her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi kök hareketinden daha fazla görülmektedir. 1. molar dişin kronunda distale hareket, kökünde daha az olmak üzere mezial hareket gözlenirken aynı zamanda bukkomezial tüberkül tepesinde ve mezial kökünde ekstrüzyon, diğer kron ve kök yapılarında intrüzyon, kron meziobukkal tüberkülü vestibule, diğer kron bölgeleri palatine doğru rotasyonel bir hareket gösterirken kökte vestibul yönde yer değiştirme izlenmektedir.

Senaryo 3’de santraller arasına yerleştirilen tek bir mini-vida ile keser intrüzyonu amaçlanmıştır. Her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak kron hareketi kök hareketinden daha fazla meydana gelmiştir. Keser kronları intrüze olurken vestibul yönde de hareket etmiştir.

Senaryo 4’de laterallerin distallerine yerleştirilen iki adet mini-vida ile keser intrüzyonu amaçlanmıştır. Her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak keser kronlarında daha fazla intrüzyon

görülmüştür. İntrüzyonla birlikte kök ucunda palatinal ve meziale hareket, kron ucunda vestibule ve distale hareket gözlenmiştir.

Senaryo 5'de implant destekli segmental bir yöntemle molar distalizasyonunun amaçlanmıştır. Her üç vida kullanımında da kullanılan mekaniğe bağlı olarak 1. molar diş üzerinde kök hareketi kron hareketinden daha fazla görülmüştür. 1. molar dişin bukko distal tüberkülü ve vestibul kökleri ekstrüze olmuş, meziobukkal tüberkül ve palatinal kök intrüze olmuş, köklerde bukkal yer değiştirme meydana gelmiş, molar dişin kökleri distale hareket ederken, kronun minimal düzeyde meziale hareketi izlenmiştir.

Keser intrüzyonunun istendiği 3. ve 4. senaryolar karşılaştırıldığında, her iki senaryoda da benzer diş hareketleri görülmüştür. İntrüzyon amacıyla laterallerin distaline iki vidanın yerleştirildiği 4. senaryoda santral ve lateral dişlerde kuvvet bileşke vektörleriyle oluşan, ikincil hareketler daha az, intrüzyon hareketi daha fazla görülmektedir. Bu nedenle keser intrüzyonu istenen vakalarda santrallerin meziallerine tek bir vida yerleştirmek yerine laterallerin distallerine iki vida yerleştirilerek intrüzyon mekaniğinin kurulması önerilebilir.

Molar distalizasyonunun amaçlandığı 2. ve 5. senaryolara bakıldığında; distalizasyonun ark boyunca yapıldığı 2. senaryoda molar dişin kronunun distale, kökünün minimal düzeyde meziale hareket ettiği, distalizasyon kuvvetinin 1. molar dişin trifurkasyon noktasından uygulandığı 5. senaryoda diğer senaryoda görülen hareketin tersine molar diş kökünde distale hareket ve kronda minimal meziale hareket izlenmiştir. Paralel molar distalizasyonunda segmental bir teknikte kuvvetin dişin rezistans merkezi olan furkasından uygulanması, uygulanan yöntem vida

desteği ile yapılacaksa kortikal kemikteki stresi azaltmak için boyun kısmında yiv sayısı fazla/adım mesafesi kısa olan vidaların kullanılması önerilebilir.

Kanın distalizasyonunun amaçlandığı olgularda da 1N ve 1N'un üzerinde kuvvet kullanılacaksa kortikal kemikteki stresi azaltmak için boyun kısmında yiv sayısı fazla/adım mesafesi kısa olan vidaların kullanılması önerilebilir.

6. SONUÇLAR

Maksillada farklı ortodontik tedavi seçeneklerinde ankraj amacıyla kullanılan farklı geometrilerdeki mini-vidaların yüklenmesi ile vida üzerinde ve çevre kemikte oluşan streslerin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendiği bu çalışmada şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. Mini-vida üzerine kuvvet uygulandığında kaydedilen von Misses stres değerleri büyükten küçüğe doğru en fazla vidada, daha sonra sırasıyla kortikal kemikte ve trabeküler kemikte elde edilmiştir.
2. Vida üzerinde oluşan en yüksek von Misses stres değeri vidanın boyun kısmında, kortikal kemik hizasına denk gelen ilk yivleri üzerinde görülmektedir ve periferik doğru ışınal olarak azalmaktadır.
3. Mini-vida üzerine kuvvet uygulandığında kemik üzerinde kaydedilen en yüksek von Misses stres değeri vidanın yerleştirildiği kortikal kemik yüzeyinde görülmekte, ışınal olarak periferik doğru azalmaktadır. Trabeküler kemikte stres değeri iyice azalmış ve periferik doğru ışınal olarak yayılarak devam ettiği kaydedilmiştir.
4. Vida üzerinde, kortikal ve trabeküler kemik üzerinde elde edilen von Misses stres miktarları ilgili yapıları deformasyona uğratacak değerlerden oldukça küçüktür.
5. Mini-vida üzerinde stresin en fazla olduğu boyun kısmında yiv sayısının artırılması/adım mesafesinin azaltılması ile kortikal kemik üzerinde oluşan von Misses stres değerleri azalmıştır.
6. Mini-vidanın boyun bölgesindeki yiv sayısının artırılması/adım mesafesinin azaltılmasının vida üzerindeki stres dağılımında bir etkisi olmamıştır.

7. Mini-vida çapının arttırılması vida üzerinde meydana gelen von Misses stres miktarını azaltmıştır.
8. Keser intrüzyonu laterallerin distaline yerleştirilen iki vida ile yapıldığında, santrallerin mezialine yerleştirilen tek vida ile uygulanan harekete göre keser kron ve köklerinde daha fazla intrzyonal yer değiştirme görülmektedir.
9. Molar distalizasyonunun segmental olarak sağlandığı mekanikte, ark boyunca sağlanan distalizasyona göre daha paralel bir diş hareketi oluşmaktadır.

Kemik üzerinde oluşan stres vida geometrisinden, yerleştirme açısından ve uygulanan kuvvet miktarından etkilenmektedir. Ancak implant başarısının sadece kortikal kemikteki stresden etkilenmediği, başarının birbirleri ile de etkileşimde olan pek çok faktöre bağlı olduğu unutulmamalıdır.

7.ÖZET

MAKSİLLADA KULLANILAN FARKLI GEOMETRİLERDEKİ MİKROİMLANTLARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE ÜÇ BOYUTLU İNCELENMESİ

Çalışmanın amacı; farklı tedavi seçeneklerinde, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan farklı geometrilerdeki mini vidaların üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda, vida ve çevresindeki kemik yapı üzerinde oluşan stresi sonlu elemanlar analizi ile 3 boyutlu değerlendirmektir. Bu çalışma mini-vidaların geometrik farklılığının çevre kemik dokuya iletilen kuvveti etkilediği hipotezi üzerine kurulmuştur.

Üç boyutlu olarak modellenen maksiller kemik üzerindeki analizler üç tip mini-vida kullanılarak yapılmıştır; Neo-anchor plus (anchor plus, USA) 1.6x8 mm; A vidası, O.S.A.S (Dewimed, Germany) 1.6x8 mm; B vidası ve Spider Screw (HDC Company, Italy) 2x8 mm; C vidası olarak senaryolarda tanımlandı.

Senaryo 1’de, vidalar kanin retraksiyonu amacı ile yerleştirildi ve 1 N kuvvet uygulandı. Senaryo 2’de, vidalar molar distalizasyonu amacı ile yerleştirildi ve 2.5 N’luk kuvvet uygulandı. Senaryo 3’de vidalar, keser intrüzyonu amacıyla yerleştirildi ve 1 N’luk kuvvet uygulandı. Senaryo 4’de vidalar keser intrüzyonu amacıyla yerleştirildi ve 0.5 N’luk kuvvetler uygulandı. Senaryo 5’de vidalar bölgesel molar distalizasyonu amacıyla yerleştirildi ve 2.5 N’luk kuvvet uygulandı.

Vidalar üzerinde kaydedilen en düşük von Misses stres değeri, tüm senaryolarda C vidasında görüldü. Kortikal kemik üzerinde kaydedilen en düşük von Misses stres seviyesi senaryo 4 hariç diğer tüm senaryolarda A vidası kullanıldığında saptandı.

Vidalar üzerinde oluşan en yüksek von Misses stres değerleri vidanın boyun kısmında, kortikal kemik hizasına denk gelen ilk yivleri üzerinde görüldü, kemik üzerinde kaydedilen en yüksek von Misses stres değeri kortikal kemik yüzeyinde, vidanın yerleştirildiği bölgede görüldü.

Mini-vida üzerinde stres değerinin en fazla olduğu vidanın boyun kısmında yiv sayısının arttırılması/adım mesafesinin azaltılması kortikal kemik üzerindeki stresi, mini-vida çapının arttırılması ise vida üzerindeki von Misses stres miktarını azaltmıştır.

Anahtar Kelimeler: Mini-vida, sonlu elemanlar analizi, maksilla.

8.SUMMARY

THREE DIMENSIONAL EVALUATION OF MICROIMPLANTS WITH DIFFERENT GEOMETRIES INSERTED TO MAXILLARY BONE BY USING FINITE ELEMENT ANALYSIS STUDY

The aim of this study was to investigate the stress distribution on the screws and the surrounding bone as a result of the force application on the screws with different geometries used for orthodontic anchorage for different treatment modalities in three dimensions by using finite element analysis. This study was based on the hypothesis that the geometric differences of miniscrews can affect the force transmitted to the surrounding bone tissue.

The analysis on the 3-d modeled maxillary bone was performed by using three types of mini-screws; Neo-anchor plus (anchor plus, USA) 1.6x8 mm; Screw A, O.S.A.S (Dewimed, Germany) 1.6x8 mm; Screw B and Spider Screw (HDC Company, Italy) 2x8 mm; Screw C as defined in scenarios.

In scenario 1st screws were insert for the canine retraction and 1 N force was applied. In scenario 2nd screws were inserted for the molar distalisation and 2.5 N force was applied. In scenario 3rd screws were inserted for intrusion of the incisors, and 1 N force was applied. In scenario 4th screws were inserted for intrusion of the incisors, and 0.5 N force was applied. In scenario 5th screws were inserted for the sectional molar distalisation and 2.5 N force was applied.

The lowest von Misses stress values for the screws were found on screw C in all scenarios. The lowest Von Misses stress for cortical bone was recorded when screw A was used in all scenarios except scenario 4.

The highest values of von Misses stress on the screws were recorded at the neck of the screws, on the first pitches which corresponded to the cortical bone level. As for the bone tissue, the highest von Misses stress value was recorded on the cortical bone where the screw was inserted.

Increasing the number of threads or reducing the pitch at the neck of the screws, where the maximum stress were recorded, resulted with a decrease in the von Misses stress in cortical bone whereas increasing the diameter of the mini-screw decreased the von Misses stress in the screw itself.

Key Words: Micro-implant, FEM, maxilla

KAYNAKLAR

1. Baumgaertel S, Razavi MR, Hans MG. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 621-627.
2. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 1945; 31: 406-417.
3. Linkow LI. Implanto-orthodontics. *J Clin Orthod* 1970; 4: 685-690.
4. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767.
5. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod* 2005; 11: 40-46.
6. Melsen B, Verna C. Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System. *Semin Orthod* 2005; 11: 24-31.
7. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005; 39: 539-547.
8. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 43-51.
9. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 100-106.
10. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998; 13: 201-209.

11. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 410-418.
12. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 42-47.
13. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 480-485.
14. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 373-378.
15. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 18-25.
16. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 263-267.
17. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 2006; 67: 450-458.
18. Moon CH, Park HK, Nam JS, Im JS, Baek SH. Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138: 51-57.

19. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: e7-12.
20. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 177-182.
21. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006; 76: 191-197.
22. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *Angle Orthod* 2004; 74: 832-837.
23. Chun YS, Lim WH. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res* 2009; 12: 25-32.
24. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008; 78: 234-240.
25. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 1999; 21: 223-230.
26. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H, et al. Biological and biomechanical evaluation of

bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. Clin Oral Implants Res 2005; 16: 1-8.

27. Asscherickx K, Vande Vannet B, Wehrbein H, Sabzevar MM. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. Eur J Orthod 2008; 30: 330-335.
28. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: 9-15.
29. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 109-114.
30. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: 68-73.
31. Kim SH, Kang SM, Choi YS, Kook YA, Chung KR, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: Is root proximity a major risk factor for failure? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 138: 264-276.
32. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2005.
33. Echarri P, Kim TW, Favero L, Kim HJ. Orthodontics and microimplants. 1st.ed. Madrid: Ripano S.A., D.L; 2007.
34. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. Semin Orthod 2005; 11: 3-9.

35. Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 1969; 7: 149-154.
36. Karaman AI, Basciftci FA, Polat O. Unilateral distal molar movement with an implant-supported distal jet appliance. *Angle Orthod* 2002; 72: 167-174.
37. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983; 17: 266-269.
38. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86: 95-111.
39. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, et al. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 1988; 58: 151-162.
40. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 84-94.
41. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990; 60: 135-152.
42. Wehrbein H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esthet Dent* 1998; 10: 315-324.
43. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83: 311-317.

44. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 1994; 28: 693-704.
45. Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars. *Implant Dent* 1995; 4: 246-258.
46. Liebenberg WH. The use of endosseous implant for anchorage during the orthodontic movement of a molar using an upright abutment. *J Dent Assoc S Afr* 1996; 51: 125-129.
47. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 251-258.
48. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 678-686.
49. Byloff FK, Karcher H, Clar E, Stoff F. An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2000; 15: 129-137.
50. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 166-174.
51. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod* 2002; 36: 455-459.

52. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 417-422.
53. Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 643-647.
54. Arthur G, Berardo N. A simplified technique of maxillomandibular fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47: 1234.
55. Park HS. The skeletal cortical anchorage using titanium microscrew implants. *Korean J Orthod* 1999; 29: 699-706.
56. Park HS, Lee SK, Kwon OW Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2005; 75: 510- 516.
57. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 358-363.
58. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004; 74: 703-710.
59. Gelgor IE, Buyukyilmaz T, Karaman AI, Dolanmaz D, Kalayci A. Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *Angle Orthod* 2004; 74: 838-850.
60. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 228-235.

61. Chung KR, Cho JH, Kim SH, Kook YA, Cozzani M. Unusual extraction treatment in Class II division 1 using C-orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 2007; 77: 155-166.
62. Papadopoulos MA. Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: e1-16.
63. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004; 74: 558-567.
64. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *Angle Orthod* 2004; 74: 381-390.
65. Jeon YJ, Kim YH, Son WS, Hans MG. Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 244-252.
66. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod* 2005; 75: 444-452.
67. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 113-117.
68. Yao CC, Wu CB, Wu HY, Kok SH, Chang HF, Chen YJ. Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: a case report. *Angle Orthod* 2004; 74: 550-557.

69. Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. Applications of orthodontic mini-implants. 1st. New Malden,Surrey,UK: Quintessence Publishing co.inc; 2007.
70. Heymann GC, Tulloch JF. Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. J Esthet Restor Dent 2006; 18: 68-79.
71. Papadopoulos MA, Tarawneh, F. . The use of miniscrew implants for temporary anchorage in orthodontics: a comprehensive review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: e6-15.
72. Cornelis MA, Scheffler N.R., De Clerck H.J., Tulloch J.F., Behets C.N. . Systematic review of experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 132: 52-58.
73. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. J Clin Orthod 2005; 39: 132-136.
74. Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zoller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. Int J Oral Maxillofac Surg 2008; 37: 948-954.
75. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. J Clin Orthod 2004; 38: 478-486; quiz 487-478.
76. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. Clin Oral Implants Res 2003; 14: 515-527.

77. Piesold JU, Al-Nawas B, Grotz KA. Osteonecrosis of the jaws by long term therapy with bisphosphonates. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2006; 10: 287-300.
78. Mengel R, Behle M, Flores-de-Jacoby L. Osseointegrated implants in subjects treated for generalized aggressive periodontitis: 10-year results of a prospective, long-term cohort study. *J Periodontol* 2007; 78: 2229-2237.
79. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29: 437-442.
80. Woods PW, Buschang PH, Owens SE, Rossouw PE, Opperman LA. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod* 2009; 31: 232-240.
81. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd St Louis: Mosby; 1998.
82. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 6: 23-31.
83. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 42-50.
84. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006; 67: 162-174.
85. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic

- skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 768-775.
86. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 779-784.
 87. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005; 39: 9-24.
 88. Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK. The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod* 2004; 74: 711-714.
 89. Schlegel KA, Kinner F, Schlegel KD. The anatomic basis for palatal implants in orthodontics. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2002; 17: 133-139.
 90. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage--a clinical and radiological study. *Eur J Orthod* 1999; 21: 65-70.
 91. Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 2007; 8: 192-201.
 92. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36: 695-699.
 93. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod* 2008; 78: 101-106.

94. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78: 107-113.
95. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2003; 37: 676-681.
96. Satomi K, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Bone-implant interface structures after nontapping and tapping insertion of screw-type titanium alloy endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 339-342.
97. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
98. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42: 705-711.
99. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 491-501.
100. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29: 69-74.
101. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 190-194.
102. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 284-291.

103. Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, et al. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 714-722.
104. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod* 2006; 28: 541-546.
105. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007; 77: 979-985.
106. Canale TS. *Campbell's Operative Orthopaedics*. St. Louis: Mosby company; 1998.
107. Cheung C. Virtual 3D Placement of Temporary Orthodontic Anchorage Implants. master. University of Southern California; 2009
108. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod* 2005; 6: 62-69.
109. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 1209-1213.
110. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005; 6: 82-97.
111. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004; 5: 212-235.

112. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35: 704-707.
113. Hong RK, Heo JM, Ha YK. Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2005; 75: 129-141.
114. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 690-694.
115. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
116. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. In vivo studies of screw-bone contact of drill-free screws and conventional self-tapping screws. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001; 5: 17-21.
117. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 50-55.
118. Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 1995; 95: 1165-1169.
119. Cousley R. Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 723-729.
120. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as

anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 489-497.

121. Roberts WE, Engen DW, Schneider PM, Hohlt WF. Implant-anchored orthodontics for partially edentulous malocclusions in children and adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 302-304.
122. Hernandez LC, Montoto G, Puente Rodriguez M, Galban L, Martinez V. 'Bone map' for a safe placement of miniscrews generated by computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 576-581.
123. Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 473-479.
124. Lin JC, Liou EJ, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod* 2007; 8: 136-144.
125. Dalstra M, Cattaneo P.M., Melsen B. . Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004; 1: 53-62.
126. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000; 3: 23-28.
127. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 43: 192-203.
128. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update* 1993; 4: 77-81.

129. Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 38-43.
130. Brunski JB, Moccia A.F., Jr Pollack S.R., Korostoff E., Trachtenberg D.I. . The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. *J Dent Res* 1979; 58: 1953-1969.
131. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981; 9: 15-25.
132. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Jr., Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82: 377-381.
133. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 213-225.
134. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 575-578.
135. Mine K, Kanno Z, Muramoto T, Soma K. Occlusal forces promote periodontal healing of transplanted teeth and prevent dentoalveolar ankylosis: an experimental study in rats. *Angle Orthod* 2005; 75: 637-644.
136. Ozen T, Orhan K, Gorur I, Ozturk A. Efficacy of low level laser therapy on neurosensory recovery after injury to the inferior alveolar nerve. *Head Face Med* 2006; 2: 3.

137. Ardekian L, Oved-Peleg E, Mactei EE, Peled M. The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 277-282.
138. Murray B, McGuinness N, Biagioni P, Hyland P, Lamey PJ. A comparative study of the efficacy of Aphtheal in the management of recurrent minor aphthous ulceration. *J Oral Pathol Med* 2005; 34: 413-419.
139. Sanchez-Garces MA, Gay-Escoda, C. Peri-implantitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2004; 9: 69-74;63-69.
140. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 2005; 11: 10-15.
141. Othman S, Haugen E, Gjermo P. The effect of chlorhexidine supplementation in a periodontal dressing. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 361-366.
142. Herman R, Cope J. Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. *Semin Orthod* 2005; 11: 32-39.
143. Tezel A, Orbak R, Canakci V. The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci* 2001; 109: 1-9.
144. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989; 59: 247-256.
145. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Branemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants--a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1988; 10: 98-105.

146. Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 282-289.
147. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, et al. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118: 601-607.
148. De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 405-412.
149. Melsen B, Verna C. . A rational approach to orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 1999; 1: 10-22.
150. Roberts WE, Arbuckle GR, Analoui M. Rate of mesial translation of mandibular molars using implant-anchored mechanics. *Angle Orthod* 1996; 66: 331-338.
151. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Thilander B. Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *Eur J Orthod* 1994; 16: 187-201.
152. Trisi P, Rebaudi A. Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22: 31-43.
153. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 144-152.

154. McNeill C. Science and Practice of Occlusion. Hong Kong: Quintessence; 1997.
155. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials 9. Philadelphia: Saunders Co.; 1991.
156. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent 1992; 68: 96-102.
157. Ulusoy MÇ. Sınıf 2 Maloklüzyonlarda Kullanılan Aktivatör ve Aktivatör-High Pull Headgear Uygulamalarının Mandibula Üzerindeki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006
158. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil 2002; 29: 565-574.
159. Bavbek AB. Hertzian indentasyonu kullanılarak farklı tipteki güçlendirilmiş tam-seramiklerin hasar modlarının tespit edilmesi Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007
160. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 1995; 22: 201-205.
161. Pender DC. Ceramic with graded surfaces for contact damage resistance. Thesis of doctor. Connecticut: University of Connecticut; 1999
162. Geng J, Keson BCT, Liv GR Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J. Prosthet. Dent 2001; 8: 585-598.

163. Logan DL. A First Course in the Finite Element Method. Fourth Edition. United States: Nelson; 2007.
164. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, et al. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005; 283: 259-274.
165. Togashi K, Kitaura H, Yonetsu K, Yoshida N, Nakamura T. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthod* 2002; 72: 513-520.
166. Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 418-423.
167. Kim SM. A Cone Beam-CT Evaluation of The Availability of Bone For The Placement of Miniscrews. Master of science. Southern California: Faculty of The Graduate School University of Southern California; 2008
168. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 80-93.
169. Park H. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korean J Orthod* 2003; 33: 151-156.
170. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2009; 31: 12-20.
171. Lim JE, Lee SJ, Kim YJ, Lim WH, Chun YS. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular

- interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res* 2009; 12: 299-304.
172. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 227-234.
 173. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 33-42.
 174. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62: 2-4.
 175. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 307-313.
 176. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 713-722.
 177. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003; 73: 86-92.
 178. Misbah S, Bashir U, Rasool G, Arshad N, Asrar S. Canine Retraction: Efficacy Of Methods Applied Over The Years - A Systematic Review. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2008; 28: 175-180.

179. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 551-554.
180. Polat-Ozsoy O, Arman-Ozcirpici A, Veziroglu F. Miniscrews for upper incisor intrusion. *Eur J Orthod* 2009; 31: 412-416.
181. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 654-660.
182. van Steenberghe E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IH. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod* 2005; 75: 723-729.
183. Kinzinger GS, Wehrbein H, Diedrich PR. Molar distalization with a modified pendulum appliance--in vitro analysis of the force systems and in vivo study in children and adolescents. *Angle Orthod* 2005; 75: 558-567.
184. Kinzinger GS, Gulden N, Yildizhan F, Diedrich PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 578-586.
185. Keles A. Maxillary unilateral molar distalization with sliding mechanics: a preliminary investigation. *Eur J Orthod* 2001; 23: 507-515.

186. Schutze SF, Gedrange T, Zellmann MR, Harzer W. Effects of unilateral molar distalization with a modified pendulum appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 600-608.
187. Ucem TT, Yuksel S. Effects of different vectors of forces applied by combined headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 113: 316-323.
188. Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yamashiro T. Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthod* 2009; 79: 78-84.
189. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.
190. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 442-448.
191. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 147-157.
192. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 1999; 27: 365-372.
193. Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 706-715.

194. Basciftci FA, Korkmaz HH, Usumez S, Eraslan O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 773-781.
195. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig* 2010; 14: 411-416.
196. Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod* 1998; 20: 347-356.
197. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomed Eng* 1988; 10: 246-252.
198. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 267-274.
199. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Lemonge AC. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 675-684.
200. Cruz M, Lourenco AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Health Care* 2006; 14: 421-438.

201. Tseng CG, Liao CT., Tu SA. 3D FEM Analysis of alveolar bone after implanting subject to eccentric and oblique loads. *Journal of the Chinese Institute of Engineers* 2008; 31: 523-527.
202. Huang SC, Tsai, C.F. Finite Element Analysis of a Dental Implant. *Biomed Eng Appl Basis Comm* 2003; 15: 82-85.
203. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 239-248.
204. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, et al. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 2008; 41: 1124-1130.
205. Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Carano A, Cozzani M. Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *J Biomech* 2006; 39: 2907-2918.
206. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 223-228.
207. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003; 36: 1247-1258.
208. Nagaraja S, Couse TL, Guldborg RE. Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. *J Biomech* 2005; 38: 707-716.

209. Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech* 2004; 37: 27-35.
210. Van Ruijven LJ, Mulder L, van Eijden TM. Variations in mineralization affect the stress and strain distributions in cortical and trabecular bone. *J Biomech* 2007; 40: 1211-1218.
211. Bayraktar HH, Keaveny TM. Mechanisms of uniformity of yield strains for trabecular bone. *J Biomech* 2004; 37: 1671-1678.
212. Leng H, Dong XN, Wang X. Progressive post-yield behavior of human cortical bone in compression for middle-aged and elderly groups. *J Biomech* 2009; 42: 491-497.
213. Yeni YN, Fyhrie DP. A rate-dependent microcrack-bridging model that can explain the strain rate dependency of cortical bone apparent yield strength. *J Biomech* 2003; 36: 1343-1353.
214. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 2001; 34: 569-577.
215. Kotha SP, Guzelsu N. Tensile behavior of cortical bone: dependence of organic matrix material properties on bone mineral content. *J Biomech* 2007; 40: 36-45.
216. Luo Q, Leng H, Acuna R, Dong XN, Rong Q, Wang X. Constitutive relationship of tissue behavior with damage accumulation of human cortical bone. *J Biomech* 2010; 43: 2356-2361.
217. Fongsamootr T, Seehawong N, Buranastidporn B. Three-dimensional finite element analysis of the effect of miniscrew implant

- length on stress distribution in the miniscrew and cortical bone. *J Biomechanics* 2006; 39: 565.
218. Torut S, Suzuki B, Suzuki EY, Jotikasthira D. Influence of miniscrew sizes on stress distribution Influence of Orthodontic Miniscrew Implant Sizes on Stress Distribution: Finite Element Method. *Int Poster J Dent Oral Med* 2008; 10: Poster 423.
 219. Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *Eur J Orthod* 2011; 33: 381-387.
 220. Zhang Y, Zhang D, Feng CJ. A Three-dimensional Finite Element Analysis for the Biomechanical Characteristics of Orthodontic Anchorage Micro-implant. *J Hard Tissue Biology* 2006; 15: 69- 72.
 221. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001; 71: 127-131.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında her konuda danıştığım; desteğini, yardımını ve katkısını her zaman hissettiğim, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Nilüfer Darendeliler'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı bölüm başkanımız Prof. Dr. Hakan İŞCAN'a ve Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki asistan arkadaşlarıma,

Eşim Esen İbrahim Karakaya'ya ve daima yanımda olan AİLEM'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı : İdil

Soyadı : BAVBEK KARAKAYA

Doğum Yeri ve Tarihi : Eskişehir/1976

Eğitimi :

2005-2011 : Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi, Ankara

1993-1999 : Diş Hekimliği Fakültesi, Gazi Üniversitesi, Ankara

1990-1993 : Eskişehir Atatürk Lisesi, Eskişehir

1987-1990 : Eskişehir Atatürk Orta Okulu, Eskişehir

1982-1987 : TED Ankara Koleji, Ankara

Yabancı Dili: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Dişhekimleri Birliği

Türk Ortodonti Derneği

Projeler:

Darendeliler N., Bavbek Karakaya İ. (Araştırmacı) Ortodontik Ankraj Amaçlı Kullanılan Farklı Geometrilere Mini-implantların Maksilla Üzerindeki Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. BAP proje no: 03/2007-15

Yayınlar:

Bavbek Karakaya İ., Ulusoy Ç., Darendeliler N.; Sınıf II Aktivatör uygulamasının orta kraniyal fossa – üst çene – alt çene gelişim zincirine etkisi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi 26:3:141-146;2009.

Tebliğler:

1. Bavbek Karakaya İ., Ulusoy Ç., Darendeliler N.; Sınıf II Aktivatör Uygulamasının Nasomaksiller Kompleks – Maksilla- Mandibula İlişkisi Üzerine Etkileri 10. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İstanbul, 24-28 Eylül, 2006.
2. Bavbek Karakaya I, Darendeliler N.; Finite Element Analysis of Mini-implant and Peripheral Bone During Upper Canine Retraction. 86th Congress of the European Orthodontic Society, June 15-19, 2010, Portoroz, Slovenia.
3. Canigur Bavbek N, Bavbek Karakaya I, Dincer M.; Relationship Between Movement of the Mandibular Incisor and Mandibular Symphysis in Highangle Cases. 87th Congress of the European Orthodontic Society, June 19-23, 2011, Istanbul, Turkey.
4. Bavbek Karakaya I, Salmanlı O, Darendeliler N.; Use and Success Rate of Miniscrews and Miniplates in Orthodontics. 87th Congress of the European Orthodontic Society, June 19-23, 2011, Istanbul, Turkey.
5. Balos Tuncer B, Ozdemir B, Bavbek Karakaya I, Erguder I, Ozmeric N.; Osteoprotegerin and Receptor Activator of Nuklear Factor-Kappa Ligand Levels in Gingival Crevicular Fluid Under Continuous

Orthodontic Force. 87th Congress of the European Orthodontic Society, June 19-23, 2011, Istanbul, Turkey.