

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SERAMİK VE KOMPOZİT BRAKETLERİN TORK KAPASİTELERİNİN  
DIŞLER ÜZERİNDE MEYDANA GETİRECEĞİ DEĞİŞİKLİKLERİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**AHMET ARİF ÇELEBİ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. İBRAHİM ERHAN GELGÖR**

**2013– KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SERAMİK VE KOMPOZİT BRAKETLERİN TORK KAPASİTELERİNİN**  
**DİŞLER ÜZERİNDE MEYDANA GETİRECEĞİ DEĞİŞİKLİKLERİN**  
**SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**AHMET ARIF ÇELEBİ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**  
**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Doç. Dr. İBRAHİM ERHAN GELGÖR**

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu**  
**tarafından 2012/95 proje numarası ile desteklenmiştir**

**2013– KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

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

Tez Savunma Tarihi: ..... / ...../2013

Doç. Dr. İbrahim Erhan GELGÖR  
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Jüri Başkanı

İmza  
Doç. Dr. Serhat DEMİRER  
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi  
Üye

İmza  
Yrd. Doç. Dr. Fundagül BİLGİÇ  
Mustafa Kemal Üniversitesi, Diş  
Hekimliği Fakültesi  
Üye

İmza  
Yrd. Doç. Dr. Murat ÇAĞLAROĞLU  
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi  
Üye

İmza  
Yrd. Doç. Dr. Hasan KAMAK  
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi  
Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VII
Simgeler ve Kısaltmalar	VIII
Şekiller	IX
Tablolar	XIV

<b>ÖZET</b> .....	1
<b>SUMMARY</b> .....	2
<b>1. GİRİŞ</b> .....	3
1.1. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment.....	3
1.2. Diş Hareketleri .....	4
1.3. Eşdeğer Kuvvet Sistemleri.....	5
1.4. Braketler.....	7
1.4.1. Metal Braketler.....	8
1.4.2. Estetik braketler.....	10
1.5. Teller.....	12
1.5.1. Paslanmaz çelik teller .....	12
1.5.2. Kobalt – Krom alaşımı teller (Elgiloy).....	13
1.5.3. Nikel Titanyum Teller .....	13
1.5.4. $\beta$ -Titanyum (TMA Titanium Molibdenium Alloy) Teller.....	13
1.5.5. Fiber optik-Plastik teller .....	14
1.6. Braketler, Teller ve Tork Hareketi ile İlgili Yapılmış Çalışmalar.....	14
1.7. Micro-CT .....	15
1.7.1. Mikro CT'nin Temel Prensipleri.....	16
1.8. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	17
1.8.1. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi .....	18

1.8.2.	Gerinim Ölçer (Strain Gauge ) Analiz Yöntemi: .....	18
1.8.3.	Fotoelastik Gerilme Analizi .....	18
1.8.4.	Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi.....	18
1.8.5.	Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi.....	19
1.9.	Sonlu Elemanlar Analizi .....	19
1.10.	Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar.....	21
1.10.1.	Kuvvet .....	21
1.10.2.	Homojen Cisim .....	22
1.10.3.	Eleman (Element) .....	22
1.10.4.	Rijit Eleman .....	22
1.10.5.	Düğüm Noktası (Node) .....	22
1.10.6.	Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma.....	22
1.10.7.	Sınır şartları (Boundary Conditions).....	23
1.10.8.	Gerilme (Stress) .....	23
1.10.9.	Asal Gerilmeler (Principal Stress) .....	24
1.10.10.	Von Mises Gerilmesi.....	24
1.10.11.	Gerinim (Strain, şekil değiştirme).....	24
1.10.12.	Elastiklik-Viskoelastiklik .....	25
1.10.13.	Elastiklik Modülü (Young Modülü, Elastisite Modülü) .....	25
1.10.14.	Poisson Oranı .....	25
1.10.15.	İzotropi ve Anizotropi .....	26
1.11.	Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları .....	26
1.12.	Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Yapılan Çalışmalar .....	27
2.	MATERYAL VE YÖNTEM .....	31
2.1.	Geometrik Bilgisayar Modellerinin Oluşturulması .....	31
2.1.1.	Üst Çenenin Modellenmesi .....	31

2.1.2.	Dişlerin ve periodontal ligamentin (PDL) modellenmesi.....	35
2.1.3.	İdeal Diş Dizilerinin Elde Edilmesi.....	37
2.1.4.	Braketlerin Modellenmesi.....	38
2.1.5.	Ark Tellerinin Modellenmesi.....	41
2.1.6.	Sonlu Elemanlar Analizi Yapılacak Modellerin Oluşturulması.....	42
2.2.	Matematiksel Modellerin Oluşturulması.....	45
2.2.1.	Ağ Yapının Oluşturulması.....	45
2.3.	Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması.....	48
2.4.	Sınır Koşullarının Tanımlanması (Boundary Conditions).....	48
2.5.	Analiz Sırasında Dişler için Kullanılacak Koordinat Sisteminin Belirlenmesi.....	49
3.	BULGULAR.....	50
3.1.	Birinci Modele Ait Bulgular.....	50
3.1.1.	0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	50
3.1.2.	0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	56
3.1.3.	0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	61
3.1.4.	0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	66
3.1.5.	0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	71
3.1.6.	0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	76
3.2.	İkinci Modele Ait Bulgular.....	80
3.2.1.	0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	81
3.2.2.	0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	86
3.2.3.	0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	91
3.2.4.	0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	96
3.2.5.	0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	101
3.2.6.	0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler.....	106

3.3.	Üçüncü Modele Ait Bulgular .....	110
3.3.1.	0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	111
3.3.2.	0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	116
3.3.3.	0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	121
3.3.4.	0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	126
3.3.5.	0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	131
3.3.6.	0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	136
3.4.	Dördüncü Modele Ait Bulgular.....	141
3.4.1.	0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	141
3.4.2.	0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	147
3.4.3.	0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	152
3.4.4.	0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	157
3.4.5.	0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	162
3.4.6.	0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler .....	167
4.	TARTIŞMA .....	176
4.1.	Bulguların Karşılaştırılması .....	182
4.1.1.	Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması .....	182
4.1.2.	İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	184
4.1.3.	Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	186
4.1.4.	Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması .....	187
4.2.	Bulguların Karşılıklı Olarak Tartışılması .....	189
5.	SONUÇ .....	191
	<b>KAYNAKLAR</b> .....	192
	<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	202

## ÖNSÖZ

Sonsuz desteği ve sınırsız sabrı ile doktora tezimin hazırlanmasındaki ve ortodonti eğitimindeki emeği nedeniyle değerli hocam Sayın Doç. Dr. İbrahim Erhan Gelgör'e,

Ortodonti eğitimindeki katkılarından ve desteklerinden dolayı Anabilim Dalı'mızın değerli öğretim üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat Çağlaroğlu'na,

Tezimin hazırlanmasındaki katkıları nedeni ile Sayın Doç. Dr. Serhat Demirer'e,

Tezimin yazım aşamasındaki desteklerinden dolayı Sayın Arş. Gör. M. Mustafa Hamidi'ye,

Tezimin hazırlamasında gerekli maddi desteği sağlayan Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na,

Hayatımın her aşamasında beni destekleyen, sonsuz sabrı ve desteğini esirgemeyen sevgili eşim Meryem Çelebi'ye,

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM...



## SİMGELER VE KISALTMALAR

gr	: Gram
M/F	: Moment/kuvvet
3D	: Üç boyutlu
N	: Newton
mm	: Milimetre
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
SS	: Paslanmaz çelik
TMA	: Titanyum-Molybdenum
Mo	: Molibden
°	: Derece
CBCT	: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Micro-ct	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
FEM	: (Finite Element Method) Sonlu Elemanlar Metodu
mm <sup>2</sup>	: Milimetrekare
N/mm <sup>2</sup>	: Newton/ milimetrekare
µm	: Mikrometre
P	: Paskal
MPa	: Mega Paskal
GPa	: Giga Paskal
Cr	: Krom
C	: Karbon
µg	: Mikrogram

## ŞEKİLLER

Şekil 1-1 Kontrolsüz devrilme hareketi B. Kontrollü devrilme hareketi.....	5
Şekil 1-2 Eşdeğer kuvvet sistemi.....	6
Şekil 2-1 Konik Huzme Işınlı Tomografide taranmış erişkin bir hastanın üst çene radyografik görüntüsü.....	32
Şekil 2-2 "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması...33	
Şekil 2-3 Hounsfield değerleri ayarlanması.....	33
Şekil 2-4 "Complex Surface Rendering" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edilmesi .....	34
Şekil 2-5 Elde edilen 3 boyutlu kemik modeli .....	35
Şekil 2-6 Dişlerin modellenmesi .....	36
Şekil 2-7 Dişlerin periodontal dokularının modellenmesi .....	36
Şekil 2-8 Diş soketlerinin bulunduğu kortikal kemik.....	37
Şekil 2-9 Spongios kemik .....	37
Şekil 2-10 Zenith™ Ceramic Roth Rx Braket .....	39
Şekil 2-11 Zenith™ Composite Roth Rx Braketi.....	39
Şekil 2-12 20/40 Ceramic Braket .....	40
Şekil 2-13 Orthoflex Braket .....	40
Şekil 2-14 VrMesh aşaması.....	41
Şekil 2-15 Ark tellerinin 20° lik palatinal kron torqu oluşturacak şekilde modellenmesi.....	42
Şekil 2-16 Orthoflex Composite labial braketler yerleştirilmiş model.....	43
Şekil 2-17 20/40 Ceramic labial braketler yerleştirilmiş model.....	43
Şekil 2-18 Zenith™ Ceramic labial braketler yerleştirilmiş .....	44
Şekil 2-19 Zenith™ Composite labial braketler yerleştirilmiş model.....	44
Şekil 2-20 Dişler, braketler ve periodontal ligamentler.....	45
Şekil 2-21 Sonlu elemanlar analizi için hazır halde üst çene modeli .....	45
Şekil 2-22 Algor Fempro yazılım programına aktarılmış model .....	46
Şekil 2-23 Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sistemi .....	47
Şekil 2-24 Sınır Koşullarının Tanımlandığı üst çene modeli.....	49

Şekil 3-1 Minimum asal gerilme .....	51
Şekil 3-2 Maksimum asal gerilme .....	52
Şekil 3-3 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	53
Şekil 3-4 Bukko-lingual yönde hareket .....	54
Şekil 3-5 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	55
Şekil 3-6 Minimum asal gerilme değeri.....	56
Şekil 3-7 Maksimum asal gerilme değeri.....	57
Şekil 3-8 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	58
Şekil 3-9 Bukko-lingual yönde hareket .....	59
Şekil 3-10 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	60
Şekil 3-11 Minimum asal gerilme değeri.....	61
Şekil 3-12 Maksimum asal gerilme değeri.....	62
Şekil 3-13 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	63
Şekil 3-14 Bukko-lingual yönde hareket.....	64
Şekil 3-15 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	65
Şekil 3-16 Minimum asal gerilme değeri.....	66
Şekil 3-17 Maksimum asal gerilme değeri.....	67
Şekil 3-18 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	68
Şekil 3-19 Bukko-lingual yönde hareket.....	69
Şekil 3-20 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	70
Şekil 3-21 Minimum asal gerilme değeri.....	71
Şekil 3-22 Maksimum asal gerilme değeri.....	72
Şekil 3-23 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	73
Şekil 3-24 Bukko-lingual yönde hareket.....	74
Şekil 3-25 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	75
Şekil 3-26 Minimum asal gerilme değeri.....	76
Şekil 3-27 Maksimum asal gerilme değeri.....	77
Şekil 3-28 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	78
Şekil 3-29 Bukko-lingual yönde hareket.....	79
Şekil 3-30 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	80
Şekil 3-31 Minimum asal gerilme değeri.....	81
Şekil 3-32 Minimum asal gerilme değeri.....	82

Şekil 3-33 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	83
Şekil 3-34 Bukko-lingual yönde hareket.....	84
Şekil 3-35 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	85
Şekil 3-36 Minimum asal gerilme değeri.....	86
Şekil 3-37 Maksimum asal gerilme değeri.....	87
Şekil 3-38 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	88
Şekil 3-39 Bukko-lingual yönde hareket.....	89
Şekil 3-40 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	90
Şekil 3-41 Minimum asal gerilme değeri.....	91
Şekil 3-42 Maksimum asal gerilme değeri.....	92
Şekil 3-43 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	93
Şekil 3-44 Bukko-lingual yönde hareket.....	94
Şekil 3-45 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	95
Şekil 3-46 Minimum asal gerilme değeri.....	96
Şekil 3-47 Maksimum asal gerilme değeri.....	97
Şekil 3-48 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	98
Şekil 3-49 Bukko-lingual yönde hareket.....	99
Şekil 3-50 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	100
Şekil 3-51 Minimum asal gerilme değeri.....	101
Şekil 3-52 Maksimum asal gerilme değeri.....	102
Şekil 3-53 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	103
Şekil 3-54 Bukko-lingual yönde hareket.....	104
Şekil 3-55 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	105
Şekil 3-56 Minimum asal gerilme değeri.....	106
Şekil 3-57 Maksimum asal gerilme değeri.....	107
Şekil 3-58 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	108
Şekil 3-59 Bukko-lingual yönde hareket.....	109
Şekil 3-60 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	110
Şekil 3-61 Minimum asal gerilme değeri.....	111
Şekil 3-62 Maksimum asal gerilme değeri.....	112
Şekil 3-63 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	113
Şekil 3-64 Bukko-lingual yönde hareket.....	114

Şekil 3-65 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	115
Şekil 3-66 Minimum asal gerilme değeri.....	116
Şekil 3-67 Maksimum asal gerilme değeri.....	117
Şekil 3-68 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	118
Şekil 3-69 Bukko-lingual yönde hareket.....	119
Şekil 3-70 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	120
Şekil 3-71 Minimum asal gerilme değeri.....	121
Şekil 3-72 Maksimum asal gerilme değeri.....	122
Şekil 3-73 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	123
Şekil 3-74 Bukko-lingual yönde hareket.....	124
Şekil 3-75 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	125
Şekil 3-76 Minimum asal gerilme değeri.....	126
Şekil 3-77 Maksimum asal gerilme değeri.....	127
Şekil 3-78 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	128
Şekil 3-79 Bukko-lingual yönde hareket.....	129
Şekil 3-80 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	130
Şekil 3-81 Minimum asal gerilme değeri.....	131
Şekil 3-82 Maksimum asal gerilme değeri.....	132
Şekil 3-83 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	133
Şekil 3-84 Bukko-lingual yönde hareket.....	134
Şekil 3-85 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	135
Şekil 3-86 Minimum asal gerilme değeri.....	136
Şekil 3-87 Maksimum asal gerilme değeri.....	137
Şekil 3-88 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	138
Şekil 3-89 Bukko-lingual yönde hareket.....	139
Şekil 3-90 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	140
Şekil 3-91 Minimum asal gerilme değeri.....	142
Şekil 3-92 Maksimum asal gerilme değeri.....	143
Şekil 3-93 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	144
Şekil 3-94 Bukko-lingual yönde hareket.....	145
Şekil 3-95 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	146
Şekil 3-96 Minimum asal gerilme değeri.....	147

Şekil 3-97 Maksimum asal gerilme değeri.....	148
Şekil 3-98 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	149
Şekil 3-99 Bukko-lingual yönde hareket.....	150
Şekil 3-100 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	151
Şekil 3-101 Minimum asal gerilme değeri.....	152
Şekil 3-102 Maksimum asal gerilme değeri.....	153
Şekil 3-103 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	154
Şekil 3-104 Bukko-lingual yönde hareket.....	155
Şekil 3-105 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	156
Şekil 3-106 Minimum asal gerilme değeri.....	157
Şekil 3-107 Maksimum asal gerilme değeri.....	158
Şekil 3-108 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	159
Şekil 3-109 Bukko-lingual yönde hareket.....	160
Şekil 3-110 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	161
Şekil 3-111 Minimum asal gerilme değeri.....	162
Şekil 3-112 Maksimum asal gerilme değeri.....	163
Şekil 3-113 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	164
Şekil 3-114 Bukko-lingual yönde hareket.....	165
Şekil 3-115 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	166
Şekil 3-116 Minimum asal gerilme değeri.....	167
Şekil 3-117 Maksimum asal gerilme değeri.....	168
Şekil 3-118 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı.....	169
Şekil 3-119 Bukko-lingual yönde hareket.....	170
Şekil 3-120 Oklüzo-apikal yönde hareket.....	171

## TABLULAR

Tablo 1-1 Metal, kompozit ve seramik braketlerin özellikleri.....	8
Tablo 2-1 Roth' un tanımlamasındaki tip, tork ve rotasyon değerleri.....	38
Tablo 2-2 Modellerin düğüm ve eleman sayıları.....	47
Tablo 2-3 Malzemelerin Elastisite modülü ve Poisson oranları.....	48
Tablo 3-1 Santral kesici dişin orthoflex braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri .....	172
Tablo 3-2 Santral kesici dişin 20/40 braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri. ....	173
Tablo 3-3 Santral kesici dişin zenith porselen braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri.....	174
Tablo 3-4 Santral kesici dişin zenith kompozit braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri.....	175

## ÖZET

### **Seramik ve Kompozit Braketlerin Tork Kapasitelerinin Dişler Üzerinde Meydana Getireceği Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi**

Bu çalışmada, üst çene altı anterior dişlere iki farklı marka kompozit ve iki farklı marka porselen braketler uygulanarak, ark telinin sağ santral dişe uygulanan braketin slotuna gelen kısmına verilen 20° lik tork hareketi karşısında bu braketlerin dişler üzerinde oluşturdukları yer değiştirme oranlarının ve dişlerin kole seviyesinde maksillar kaide üzerinde meydana gelen gerilme değerlerinin bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analizi yapılarak incelenmesi amaçlanmıştır. 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için SkyScan1174 compact Micro-ct tarayıcısından, Rhinoceros 4.0 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio ve Algor Fempro analiz programından yararlanılmıştır. Kronun vestibülo-palatinal yöndeki değerlendirilmesinde (tork değeri) en yüksek değeri her iki çaptaki tel (0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch) için 20/40 Ceramic braket göstermiştir. Porselen braketler birbirlerine çok yakın tork değerleri gösterirken, kompozit braketlerdeki tork değerleri oldukça düşük çıkmıştır. Oklüzo-apikal yöndeki hareketler değerlendirildiğinde ise kompozit braketlerde kron ve apikal intrüze olurken, porselen braketlerde kron ekstrüze olmakta, apikal ise intrüze olmaktadır. Basma gerilimi (minimum principal) ve çekme gerilimi (maksimum principal) değerleri karşılaştırıldığında, porselen braketlerin palatinal de uyguladıkları basma geriliminin ve vestibülde oluşan çekme geriliminin kompozitlere göre daha fazla olduğu bulunmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** Kompozit braket, basma ve çekme gerilimi, porselen braket, tork, sonlu elemanlar analizi.



## SUMMARY

### **Determination of Torque Capacities of Porcelain and Composite Brackets and Their Effects on the Teeth by Using Finite Element Analysis**

In this study, two different composite brackets and two different porcelain brackets trademarks were used and applied on the upper six anterior teeth. Arch wire was put into the brackets. 20° torque movement was formed the arch wire in the slot of maxillary right central tooth bracket. The purpose of this study was to evaluate the displacement of right central tooth following torque application and stress area on the maxillar bone. For setting of three-dimensional meshing structure, we used SkyScan1174 compact Micro-ct scanner, Rhinoceros 4.0 modelling software, VRMesh Studio and Algor Fempro analysis programs. In results, torque race was found high level in the 20/40 porcelain bracket when applied both diameter wires. Porcelain brackets showed similar torque levels. Displacement races of composite brackets were very low. Crown and apical of tooth were intruzed by composite brackets ocluso-apical directions, however, crown was extruzed and apical of tooth was intruzed by porcelain brackets. Porcelain brackets showed high level mininum principle stres on the palatinal side, however composite brackets exhibited high level maximum principle stres on the vestibul side.

**Keywords:** Finite element analysis, composite bracket, mininum and maximum principle, porcelain bracket, torque.

## 1. GİRİŞ

Diş hareketi ortodontik kuvvetler sonucu oluşan biyolojik cevaptır. Aygıtların dişler üzerinde oluşturduğu mekanik uyarılar, kemikte rezorpsiyon ve/veya apozisyona neden olan fizyolojik aktiveyi tetikler ve diş hareketi oluşur. Dişlerin kökleri ve alveol kemik soketi arasında yaklaşık 0,25 mm kalınlığında periodontal ligament yer alır. Periodontal ligament; kök sement dokusu ile kemik soket duvarı arasında uzanan kollajen fibrillerden, çoğunluğunu mezenkimal hücrelerin oluşturduğu hücresel elemanlardan, kapiller damarlar ile sinir fibrillerinden ve doku sıvısından meydana gelen bir dokudur. Bu doku çığneme kuvvetleri sırasında dişe etkiyen basınçları absorbe edici özellik gösterir (Thilander ve ark. 2000, Proffit, 2000).

Dişe etki eden kuvvet sistemi periodonsiyumda bir gerilme meydana getirir. Bu gerilme periodontal ligamentteki hücrelerde, fibrillerde ve diğer dokularda gerilmeye veya sıkışmaya neden olur. Biyolojik cevap periodonsiyumdaki gerilmenin karakterine göre değişir (Proffit, 2000, Nanda ve Kuhlberg 1997).

### 1.1. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç merkezi, dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan kuvvet vektörünün dişin uzun eksenini kestiği noktadır (Nanda ve Kuhlberg 1997).

Dişlerin direnç merkezi kökün üzerinde yer alan teorik bir noktadır. Yapılan çalışmalar direnç merkezinin, tek köklü dişlerde kökün uzun eksenini üzerinde ve alveol kretinden, diş kökü uzunluğunun %33-42'i kadar bir mesafede yer aldığını göstermektedir (Papageorgiou 2005).

Üst molar dişlerin direnç merkezinin vertikal düzlemde yaklaşık olarak trifurkasyonun ortasında, horizontal düzlemde ise palatinal bölgeye yakın konumlandığı bildirilmiştir (Smith ve Burstone 1984).

Rotasyon merkezi, uygulanan kuvvetler sonucu dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır (Tosun 1999).

Tek köklü bir dişe braket hizasından uygulanacak bir kuvvet sonucu dişin

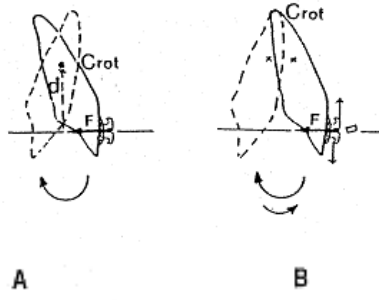
direnç merkezinin hemen apikalinde bir rotasyon merkezi oluşacak ve dış bu nokta etrafında bir devrilme hareketi yapacaktır. Diş translyasyon hareketi yaptıran kuvvetler uygulandığında ise rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (Tosun 1999).

Uygulanan kuvvetin etki çizgisi direnç merkezinden geçmediği takdirde bu kuvvet, bir dönme etkisi meydana getirir. Moment, cismin rotasyon merkezi etrafında dönmesine neden olur. Direnç merkezi dışından, örneğin kron üzerinden uygulanan kuvvet moment oluşturarak dişin, kuvvetin uygulama yönünde devrilmesine yol açar. Direnç merkezinden geçen kuvvetler ise direnç merkezi ile aralarındaki mesafe "0" olduğu için dişte hiçbir moment oluşturmazlar. Bu kuvvet uygulaması sonucunda diş translyasyon hareketi yapar. Moment, uygulanan bir kuvvetin bu dönme etkisini oluşturabilme potansiyelidir. Moment kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır ( $M=Fx_d$ ). Ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir (Tosun 1999).

## 1.2. Diş Hareketleri

Diş hareketleri temel olarak devrilme (kontrollü ve kontrolsüz), translyasyon (paralel hareket) ve rotasyon olarak sınıflandırılmaktadır (Janson ve ark. 2003).

Bir kesici diş braketini üzerine yerleştirilen yuvarlak bir tel yoluyla kuvvet uygulandığında, direnç merkezinin hemen apikalinde veya çok yakınında yer alan dönme merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapar. Bunun nedeni, kuvvetin, dişin direnç merkezinin uzağındaki bir noktaya (braket üzerine) uygulanması sonucunda ortaya çıkan momenttir. Buna kontrolsüz devrilme hareketi adı verilmektedir (Şekil 1. 1 A). Aynı braketin içine hafif tork verilmiş kalın köşeli bir tel yerleştirilip benzer bir kuvvet uyguladığımızda ise diş, negatif yönde devrilirken telin köşeleri braket oluşuna temas eder ve diş köküne pozitif yönlü hafif şiddette bir moment uygular. Buna bağlı olarak dönme merkezi de apikale kayar. Böylece diş, daha geniş yarıçaplı bir daire çevresinde devrilme hareketi yapar. Buna da kontrollü devrilme hareketi (tork) denilmektedir (Şekil 1. 1 B) (Ülgen 1986).



Şekil 1-1 Kontrolsüz devrilme hareketi B. Kontrollü devrilme hareketi (Tosun 1999).

Translasyon hareketinde uygulanan kuvvetle hareket ettirilen diş, hem kron hem de kök kısmının eşit miktarda, dişin ilk durumuna paralel olarak hareket eder. Translasyon hareketinde dişin her ne kadar ilk durumuna göre paralel olarak hareket ettiği kabul edilirse de, bu olay önce eğilme (tipping) sonra doğrulma (uprighting) şeklinde cereyan eder ve bu eğilme doğrulma hareketi birçok kere meydana geldikten sonra intikali hareket gerçekleşmiş olur (Ülgen 1986, Gülyurt 1989).

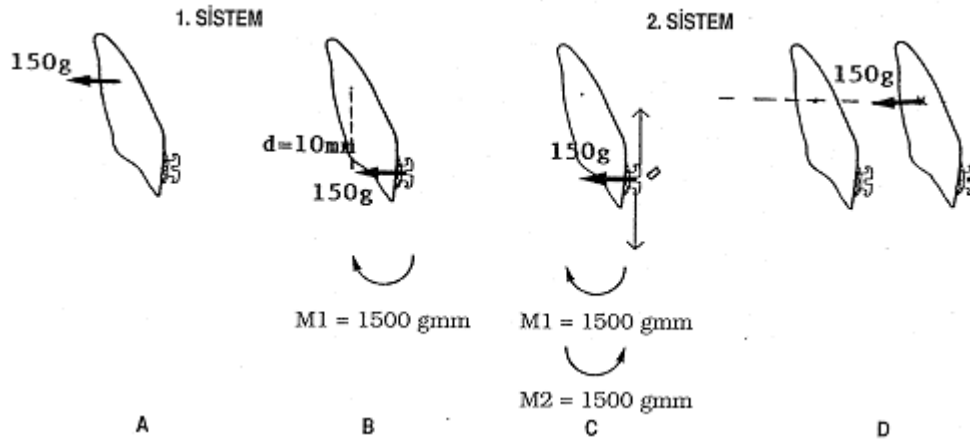
Rotasyon hareketi uygulanan ortodontik kuvvetler aracılığıyla dişin kendi eksenini etrafında yaptığı harekettir. Dönme (rotasyon) hareketinin gerek mekaniği gerekse histolojik değişiklikleri diğer hareketlere göre bazı özellikler taşır. Bu hareketi elde edebilmek için kuvvet çifti gerekmektedir. Kuvvet çiftinin dişe zıt yönde, aynı şiddette ve dişin dönme merkezlerinden eşit uzaklıkta olmalarına dikkat edilir (Ülgen 1986, Gülyurt 1989).

### 1.3. Eşdeğer Kuvvet Sistemleri

Kuvvetleri, fiziksel anlamlarında değişiklik olmaksızın etki çizgileri boyunca kaydırmak mümkündür ancak etki çizgilerine paralel olarak kaydırmak mümkün değildir, çünkü kuvvet çizgisinin yerinin değişmesiyle direnç merkezi ile olan mesafesi de artar ya da azalır. Böylece dişin hareket şekli de değişir. Ancak eşdeğer kuvvet sistemi prensibinden faydalanarak, dişe direnç merkezinden uygulanan bir F kuvveti (1.sistem) ile yaptırılan translasyon hareketinin aynısı, kron üzerindeki B noktasına uygulanarak da (2. sistem) elde edilebilir (Şekil 1. 2 A-D) (Tosun 1999).

Konu ile alakalı şöyle bir örnek verilebilir: dişlerin kronları dışarıda kökleri ise kemiğin içerisinde yer aldığından direnç merkezleri de kök üzerinde yer almaktadır. Bir dişe translasyon hareketi yaptırabilmek için kuvvetin etki çizgisinin,

dişin direnç merkezinden geçmesi gerekmektedir (1. sistem). Ancak doğal dişlerde böyle bir uygulama pratik olarak mümkün olmadığından istenen diş hareketinin gerçekleştirilmesi için kuvvetin kron üzerine uygulanması gerekir (2. sistem). Bu da direnç merkezinden uzakta bir nokta olduğundan negatif yönlü bir moment ( $M_1$ ) oluşturarak dişin devrilmesine neden olur. Bu devrilmeyi önlemek ve dişin köküne de kuvvet uygulamak suretiyle translatif hareketini sağlamak için kronun üzerine, dişin devrilme yönünün aksi yönde, kuvvetin momentine eşit şiddette ( $M_1 = 1500 \text{ g. mm}$ ) ve ters yönlü ikinci bir moment ( $M_2 = 1500 \text{ g. mm}$ ) uygulamak gerekir. Bu moment şekil 1. 2 C' de görüldüğü gibi tele bukkal kron torku vermek suretiyle elde edilebilir. Sonuçta, pozitif ve negatif yönlü momentler eşit olduğundan birbirlerini dengeler ve sistemde sadece kron üzerine uygulanan distal yönlü  $150 \text{ g.}$ ' lık net kuvvet kalır. Bu şekilde, 1. sistemde uygulanmak istenen ancak, fiziki engeller nedeniyle gerçekleştirilemeyen translyasyon hareketi, bunun eşdeğeri olan 2. sistem yardımıyla elde edilmiş olur (Tosun 1999).



Şekil 1-2 Eşdeğer kuvvet sistemi bir kesiciye translyasyon hareketi yaptırabilmek için direnç merkezi üzerine kuvvet uygulamak mümkün olmadığından (A) bu hareket, aynı sonucu veren (eşdeğer) kuvvet sistemini kron üzerinde kurmak suretiyle elde edebilir. Kron üzerine  $150 \text{ g.}$ ' lık kuvvet uygulandığında dişte  $1500 \text{ g. mm}$  şiddetinde negatif yönlü bir  $M_1$  momentini oluşur (B). Bu moment, aynı şiddette ancak zıt yönlü bir başka moment ( $M_2$ ) ile dengelendiği takdirde sistemde sadece  $150 \text{ g.}$ ' lık kuvvet kalır (C). Bu kuvvet, kron üzerine uygulanmasına rağmen, sanki direnç merkezi üzerine uygulanıyormuş gibi dişin translyasyon hareketi yapmasına neden olur (D) (Tosun 1999).

Ortodonti literatüründe tork hareketi dişin inklinasyonu için kullanılan bir terimdir. Klinikte tork kontrolü ideal interinsizal açığı yakalamak, yeterli keser kantağını sağlamak ve ideal oklüzyonu gerçekleştirme amacıyla daha çok maksillar keserlere uygulanmaktadır (Harzer ve ark. 2004).

Anterior dişlerin tork değerleri ile alakalı değişik tanımlamalar yapılmıştır. Maksillar santral dişlerin roth disiplinine göre 12° lik tork değerleri bulunurken, bioprogressive prensibe göre bu değerler 22° dir (Pandis ve ark. 2006).

Dişe uygulanan tork değeri; ark teline, telin çapına, braketin slot ölçülerine, braket içerisindeki telin açısına, braketin konumuna, braketin içeriğine, ligasyon çeşidine bağlı olarak değişiklik gösterir (Morina ve ark. 2008, Harzer ve ark. 2004).

#### **1.4. Braketler**

Sabit ortodontik apareylerde kuvveti diş ileten en önemli elemanlar braketlerdir. Braketlerle ilk tedavi yaklaşımı, diş simante edilen paslanmaz çelik bir bant üzerine tutturulmuş bir olukla gerçekleştirilmiştir. İleriki yıllarda bu ataşmanın modifikasyonları geliştirilmiştir (Brantley ve Eliades 2001).

Braket materyalleri, sahip oldukları bağlanma kuvvetleri ve atomik yapılarına göre metal, seramik ve plastik olmak üzere sınıflandırılabilirler. Bu üç materyal, ortodontik braket üretimi için genellikle tek başlarına, bazen de kombine olarak kullanılmaktadır. Bu materyallerin özellikleri birbirinden farklılıklar gösterir ve üçünün de birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur (Tablo 1.1). Paslanmaz çelik, 1930'dan bu yana ortodontik braket üretiminde kullanılmaktadır. Plastik ve seramiklerin bu alana girişi, estetik ihtiyaçtan doğmuştur ve paslanmaz çeliğe göre çok daha yenidir (Arıcı 1996).

Tablo 1-1 Metal, kompozit ve seramik braketlerin özellikleri

Özellikler	Braketler		
	Metal	Kompozit	Seramik
<i>Estetik</i>	Kötü	İyi	Mükemmel
<i>Renklenme</i>	Yok	Var	Nadir
<i>Korozyon</i>	Var	Yok	Yok
<i>Deformasyon</i>	Yok	Var	Yok
<i>Bağlanma şekli (rezinle)</i>	Mekanik	Kimyasal	Mekanik ve kimyasal
<i>Sürtünme(ark teliyle)</i>	Düşük	Yüksek	Yüksek
<i>Braket sökümü</i>	Sorunsuz	Kolay	Sorunlu

Ağızda kullanılan tüm materyaller gibi, braket materyallerinden de bazı özelliklere sahip olması beklenmektedir (Knox ve ark. 2000, Tosun 1999, Wang ve ark. 2004).

Braketlerin beklenen özellikleri şunlardır:

- Ortodontik kuvvetleri dişlere rahatlıkla ve doğru şekilde iletmelidir.
- Dişe bağlanma dayanıklılığı yeterince iyi olmalıdır.
- Hem telden hem de çiğneme fonksiyonundan kaynaklı kuvvetlere karşı dayanıklı olmalıdır.
- Tedavi sonunda çıkartılmaları kolay olmalı ve hasara neden olmamalıdır.
- Kaydırma mekaniklerinde düşük sürtünme değerleri göstermelidir.
- Toksik olmamalıdır.
- Korozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Hijyenik olmalıdır.
- Mümkün olduğunca estetik olmalıdır.
- Ağız içinde renk değiştirmemelidir.
- Yeniden kazanılabilir olmalıdır.
- Pahalı olmamalıdır.

#### 1.4.1. Metal Braketler

Paslanmaz çelik braketler uzun yıllardır çok başarılı klinik sonuçlar göstermişlerdir. AISI (American Iron and Steel Institute) sınıflandırmasındaki 303,

304, 304L ve 316L tiplerindeki çelikten yapılan braketler ticari olarak en sık kullanılan braketlerdir. 316L tip paslanmaz çelikten imal edilen braketler, korozyon yeteneğinin daha düşük olması nedeniyle üreticiler tarafından tercih edilmektedirler. Bu braketler yapısında %16-18 Cr, % 10-14 Ni, % 2-3 Mo ve maksimum % 0.03 C içermektedirler (Brantley ve Eliades 2001). Fakat bu alaşımın içeriğinde nikel miktarı diğerlerine göre biraz daha fazladır. Nikel miktarı daha da azaltılmış ve korozyon direnci daha yüksek olan 2205 tipi alaşımlar da, ortodontik braketlerin üretiminde kullanılmaktadır. 316L tipi çeliğe göre daha sert olan PH 17-4 çelik alaşımının nikel içeriği daha azdır, fakat bir dezavantaj olarak korozyon direnci de daha düşüktür. Sonuç olarak alaşımlar açısından; nikel oranları düşürülmüş, sertliği kabul edilebilir düzeyde ve korozyon direnci çok daha yüksek alaşımlardan üretilen braketlerin kullanımı ön plana çıkmaktadır. Biyolojik uyumluluğu üst düzeyde olan titanyum alaşımları, alerjen özelliklerinin çok düşük olması ve yüksek korozyon direncine sahip olması nedeniyle biyomedikal malzemelerin üretilmesinde kullanılabilir bir materyal olmuştur. Dolayısıyla titanyum alaşımlarından ortodontik braket üretiminde de faydalanılmaya başlanmıştır (Gioka ve ark. 2004, Eliades ve ark. 1991, Eliades 2007).

Günümüzde kullanılan paslanmaz çelik braketler, özellikle çok dayanıklı, hijyenik ve ucuz olması nedeniyle en çok kullanılan braketlerdir. Bununla birlikte paslanmaz çelik braketler iki önemli dezavantaja sahiptir. Bunlar; estetik olmaması ve ağızda nikel elementi serbestlemesidir (Tosun 1999).

Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda paslanmaz çelik materyallerin ağızda nikel ve krom elementlerini serbestlediği gösterilmiştir (Maijer ve Smith 1993).

Ağızda ortodontik aparey taşıyanlarda bir günde serbestlenen nikel miktarının 40µg, krom miktarının ise 36µg. olduğu belirlenmiştir (Edman ve Möller 1982). Bishara ve ark. (1993), tarafından yapılan bir çalışmada sabit tedavi gören hastalarda ağızda nikel serbestlense de bunun kandaki miktarının çok düşük düzeyde olduğu belirlenmiştir. Nikelin çeşitli alerjik reaksiyonlara, dermatit ve astıma neden olduğu bilinmektedir. Bu nedenle bu maddeye karşı hassas olan kişilerde alternatif materyallerin kullanılması gerekir.



## 1.4.2. Estetik braketler

### *Plastik Braketler*

Ortodontik tedavilerin artan bir ivmeyle daha çok insana uygulanıyor olması beraberinde kozmetik beklentileride getirmiştir. 1970' lerin başında metal braketlere alternatif olarak plastik braketler geliştirilmiştir. Plastik braketler; fiberglas, cam partikülleri veya metal içerikler ile güçlendirilmiş olmasına rağmen temel olarak polikarbonattan üretilmektedirler. Estetik avantajı olan plastik braketlerin bir kısım dezavantajları da görülmüştür. Bunlar, yüksek oranda su absorpsiyonu nedeniyle renk değiştirmeleri, iyi bir adezyon için ara şartlandırıcı materyallere ve özel rezine gereksinim duymaları, ark teli ile slotları arasında sürtünme oranının yüksek olması gibi özelliklerdir. Bu tür problemlerin çözümü için plastik braketler üzerinde, metal ve seramik doldurucularla güçlendirilmeye veya metal slotlar yerleştirilerek daha dayanıklı hale getirilmeye ve daha az sürtünmeye neden olmaya yönelik çalışmalar yapılmıştır (Fernandez ve Canut 1999).

### *Seramik Braketler*

Seramik braketler, plastik braketlerin estetik kısıtlamalarını gidermek üzere daha dayanıklı, renklenmeye karşı daha dirençli ve sıvı absorbe etmeyecek şekilde üretilerek, 1980'lerin ortasından sonra ortodonti klinik pratiğine kazandırılmışlardır. Fakat yine de bu avantajlarına karşın; kırılma olmaları, artmış sürtünme değerleri göstermeleri, dişlere temas ettiklerinde aşınmaya neden olmaları ve tedavi sonunda çıkartılırken mineye zarar verebilmeleri gibi dezavantajları olduğu belirtilmektedir (Arıcı 1996, Karamouzos 1997).

Çoğu seramik braket, yüksek saflığa sahip alüminyum oksitten (alumina) üretilmektedir ve polikristalin ile monokristalin (safir) şeklinde iki temel formu mevcuttur. Genel olarak bulunan bu iki formun yanında Zirkonyum (Polikristalin Zirkonyum Oksit) formu da kullanılmaktadır (Karamouzos 1997).

Polikristalin Alumina Braketler, en çok kullanılan seramik braketlerdir. Saydam renkli oldukları için diş rengiyle oldukça iyi uyum sağlarlar. Alüminyum oksit partiküllerinin (ortalama 0,3 µm boyutunda) bir kalıp içerisine karıştırılarak dökülmesi ve şekil verilmesi sonrası, 1800°C' de eritilmesi ve birbirlerine yapışması sonucu üretilmektedir. Elde edilen bu kalıplar, elmas bıçakları gibi araçlarla uygun

şekillerine kavuşturulmaktadır. Ardından, braketlere ısı tedavisi uygulanarak yüzey kusurları giderilmekte ve kesme işlemleri sırasında oluşan stresler ortadan kaldırılmaktadır. Bu yöntemin dışında enjeksiyonla döküm şeklinde de üretilebilmektedirler. Bu yöntemle, kesme işlemlerine gerek kalmamaktadır ve dolayısıyla kesme ile yüzeyde oluşan kusurlar da giderilmektedir. Polikristalin braketlerin en önemli avantajları, kalıplanabilir olmaları nedeniyle fazla miktarda üretimin kolay olması ve bunun sonucunda da maliyetlerinin düşük olmasıdır. Farklı eksenler boyunca kristaller arasında uzanan gren sınırlarının bu braketlerde var olması, bir dezavantaj olarak belirtilmektedir. Bu gibi düzensizliklerin varlığı nedeniyle, braketlerde çatlak oluşabilmektedir (Swartz 1988, Brantley ve Eliades 2001).

Monokristalin Alumina (Safir) braketlerin üretiminde ilk aşama, 2100°C' lik kontrollü sıcaklık şartları altında sıvılaştırılmış yüksek saflıktaki alüminyum oksidin yavaşça soğutulmasıdır. Elde edilen bar şekilli tek kristalli alumina; elmas kesiciler, lazer veya ultrasonik kesiciler kullanılarak braket şekline kavuşturulmaktadır. Bu tip braketlerde de ısı tedavisi uygulanarak yüzey kusurları ve kesme işleminde oluşan stresler giderilmektedir. Monokristalin seramik braketler, polikristalinlere göre daha saf yapıdadır. Bu braketlerin en önemli dezavantajları, üretimlerinin daha pahalı olmasıdır. Bu braketlerde; gren sınırlarının olmaması, düzensizlikler sonucu oluşan streslerin daha az olması ve dolayısıyla kırılma olasılıklarının daha düşük olması avantajları olarak belirtilmektedir. Monokristalin braketlerin gren sınırlarının olmayışı, ayrıca bu braketlerin optik açıdan daha şeffaf görünüme sahip olmalarını sağlamaktadır. Polikristalin ve monokristalin seramik braketlerin ikisi de, ağız içerisindeki sıvılardan veya kimyasallardan kaynaklı olarak renklenmeye karşı dirençlidirler (Swartz 1988, Brantley ve Eliades 2001).

Akgündüz (1999), seramik braketleri değerlendirdiği çalışmasının sonuçlarına göre; monokristalin seramik braketlerin, slotlarını dolduran paslanmaz çelik tellere verilen tork bükümlerine karşı polikristalin braketlere göre daha dayanıklı olduğunu ileri sürmüştür. Ayrıca, materyaldeki gözenek yoğunluğunun kırılma direncini arttırdığı sonucuna da varmıştır.

Polikristalin zirkonyum braketler, sıcak izostatik baskılamayı takiben basınçlı dökümle üretilmektedirler. İtiryum oksitle kısmen stabilize edilmiş zirkonyum, aşırı

ince partiküllere sahip (ortalama 0,2 µm boyutunda) toz zirkonyumla (%95) az miktarda itriyum oksidin (%5) basınç olmaksızın büyük bir kütle halinde sinterize edilmesiyle elde edilmektedir. Polikristalin mikro yapılanmasında ortalama gren boyutları 0,5µm civarında oluşmakta ve sıcak izostatik baskılama, rezidüel pörozitenin kaldırılmasını sağlamaktadır. Zirkonyum braketler için ilgi çekici olan taraf, polikristalin alümina braketlere göre çok daha yüksek değerlerde sertliğe sahip olmasıdır (Brantley ve Eliades 2001).

## **1.5. Teller**

Ortodonti pratiğinde en sık kullanılan teller, paslanmaz çelik, kobalt-krom, nikel-titanyum (Ni-Ti) ve titanyum-molibden ya da β- titanyum (TMA) alaşımlarından oluşmaktadır.

### **1.5.1. Paslanmaz çelik teller**

Paslanmaz çelik tellerin ortodonti pratiğinde 1950' li yıllardan itibaren çok sık kullanıldığı gözlenmektedir. Günümüz ortodonti pratiğinde iki paslanmaz çelik alaşımı sıklıkla kullanılmaktadır. Bunlar, AISI Tip 302 ve AISI Tip 304' tür. Bu tellerin içeriği, % 17-19 veya % 18-20 krom, % 8-12 nikel, % 0,2 karbon, % 70-75 demir ve az oranda diğer elementlerden oluşmaktadır. Krom paslanmazlık ve sağlamlığı, nikel stabilizeyi, karbon ise sertliği ve korozyona dayanıklılığı sağlar (Ülgen 1986).

Paslanmaz çelik teller, yüksek dayanıklılık, yüksek katılık, düşük çalışma aralığı ve düşük geri yaylanma özelliğine sahip malzemelerdir. Şekil verilebilme özelliklerinin yüksek ve üretim maliyetlerinin düşük olması yıllardır en çok kullanılan alaşım olmalarını sağlamıştır. Yüksek katılığa sahip olmaları nedeniyle bu teller braketler arasındaki seviye farklarının fazla olduğu seviyeleme dönemi için uygun değerlerdir (Tosun 1999).

Çok sarımlı teller, seviyeleme esnasında çelik tellerin elastikiyetlerini arttırmak amacıyla gereken loop bükümü yapmayı ortadan kaldırmak amacıyla üretilmişlerdir. Birden çok sayıdaki ince çaplı telin birbiri üzerine sarılmasıyla oluşurlar ve tel uzunluklarının artması nedeniyle elastikiyetin de artması sağlanmış olur (Tosun 1999).

### **1.5.2. Kobalt – Krom alaşımı teller (Elgiloy)**

Kobalt – krom alaşımı tellerin fiziksel özellikleri paslanmaz çelik tellere çok benzer. Piyasada, elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics) olarak da bilinen bu tellerin içerikleri %40 kobalt, %20 krom, %15 nikel, % 7 molibden, % 15-20 demirden oluşmaktadır. Elgiloy, dört farklı renkle ifade edilen farklı katılıkla yapılar gösterir. Renkler, tellerin en yumuşaktan katıya doğru dizildiği mavi, sarı, yeşil ve kırmızı sırayı göstermektedir (Tosun 1999).

### **1.5.3. Nikel Titanyum Teller**

Nitinol olarak adlandırılan bu teller adını nikel titanyum ve ABD’de uzay araştırmaları kapsamında yapılan çalışmalarda keşfedildiği yer olan donanma donatım laboratuvarı (Naval Ordnance Laboratory) isminin baş harflerinden oluşmaktadır (Brantley ve Eliades 2001). Günümüzde titanyum alaşımlı teller “akıllı teller, Şekil hafızalı teller, süperelastik teller vb.” adlarıyla pazarlanmaktadır. Fakat bu isimlendirmeler tam anlamıyla doğru değildir (Tosun 1999). Nikel titanyum tellerin sahip olduğu üç temel özellik, bu telleri paslanmaz ve kobalt – krom alaşımı tellerden farklı kılmaktadır. Bunlardan ilki yüksek elastikiyet, ikincisi Şekil hafızası, üçüncüsü ise plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Bu tellerin esneklik modülü paslanmaz çelik tellerin % 26’sı kadardır. Ni-Ti teller, hiçbir plastik deformasyon göstermeksizin paslanmaz çeliklerin iki katı kadar esneme gösterebilir (Burstone 1985). Bu özellikleri ile Ni-Ti alaşımları seviyeleme de kullanılabilir ideal teller arasındadır. Ni-Ti tellerin diğer bir özelliği de üzerinde büküm yapılamamasıdır. Yüksek elastikiyetleri ve keskin bükümlerde kolaylıkla kırılmaları nedeniyle bu teller üzerine büküm yapmak pratik değildir. Ayrıca bu tellerin üzerine lehim yapılamaz (Tosun 1999).

### **1.5.4. $\beta$ -Titanyum (TMA Titanium Molibdenium Alloy) Teller**

$\beta$ -titanyum teller, ilk olarak 1979 yılında Burstone ve Goldberg tarafından ortodonti dünyasına tanıtılmıştır (Burstone ve Goldberg 1980). Elastikiyeti Ni-Ti tellere yakın olmasına rağmen Şekil verebilme özelliğine sahiptirler. Üzerine punto ve lehim yapılabilir. Elastikiyet modülü Ni-Ti’ un yaklaşık iki katı, paslanmaz çeliğin ise üçte biri kadardır (Kusy ve Greenberg 1982). Bu tellerin doku uyumunun da iyi olduğunu

belirtmiştir (Williams ve Roaf 1973).

TMA teller, paslanmaz çelik ve Nikel titanyum tel alaşımlarına göre daha fazla yüzey pürüzüne ve daha yüksek sürtünme değerlerine sahiptir.

#### **1.5.5. Fiber optik-Plastik teller**

Estetik amaçla geliştirilmiş ve ilk olarak 90'lı yılların başlarında Optiflex (Ormco) adıyla piyasaya sunulmuş şeffaf yapıdaki tellerdir. Bu teller, 0.008" çaplı fiber optik camdan oluşan bir içyapının etrafına bir yapıştırıcı ve bir naylon tabakasının kaplanmasıyla oluşturulmuşlardır (Proffit 1993).

Bu tellerin katılığı diğer birçok tel materyalinden çok daha düşüktür. Sürtünme değerleri açısından da birçok seviyeleme arkından daha düşük değerlere sahiptirler (Türkoğlu 1997).

Telin dayanıklılığının düşük olması sebebiyle pek tercih edilmemektedirler (Tosun 1999).

#### **1.6. Braketler, Teller ve Tork Hareketi ile İlgili Yapılmış Çalışmalar**

Self-ligation braket üzerinde 0.019x0.0195 inch SS, TMA ve Ni-Ti tellerin tork kapasitelerinin karşılaştırıldığı çalışmada 12° üzerindeki tork açılarında en büyük tork değerinin sırasıyla SS, TMA ve Ni-Ti teller de gerçekleştiği bulunmuştur (Archambault ve ark. 2010).

Harzer ve ark. (2004) tarafından metal slotu olan ve olmayan polikarbonat braketler ile metal braketlerin tork kapasitelerini karşılaştıran çalışmalar yapılmıştır.

Morina ve ark. (2008) self-ligation braketler ile konvansiyonel metalik, seramik ve plastik braketlerin tork kapasitelerini değerlendirmişlerdir.

Farklı içerik ve tasarımları olan 4 polikarbonat braket çeşidinin değerlendirildiği çalışmada kontrol grubu olarak metal slotlu braketler kullanılmıştır ve tork değerleri karşılaştırılmıştır (Feldner ve ark. 1994).

Paslanmaz çelik ve nikel-titanyum braketlerin tork değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada tel ligatür bağlama ile elastik ligatür bağlama arasında tork farkının olup olmadığı değerlendirilmiştir (Hirai ve ark. 2012).

## 1.7. Micro-CT

X-ışınli bilgisayarlı tomografi 1970' li yılların başlarında ilk olarak geliştirilmiştir. Konvansiyonel radiograflar x ışınının yolu boyunca topladığı materyal inceltmelerinden iki boyutlu görüntü üretirler. Bilgisayarlı tomografların (BT) görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptir ve voksel organizmayı geçen X-ışınının atenüasyonunu (X-ışınları fotonlarının sayısı) gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer "Hounsfield units (HU)" olarak adlandırılır ve +1000 ile -1000 arasındaki değerleri kapsar. Bu değerlerin ortasındaki 0 sayısı genel olarak suyu temsil ederken yağ dokusu ve hava skalasının negatif, yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik pozitif yönünde yer alır (Ünal 2008).

Bilgisayarlı aksiyel tomografinin minyatür bir çeşidi olan mikro-ct radyologlar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sistemler parçacık hızlandırıcılar yoluyla gerçek boyutlara yakın görüntüler elde eder. Günümüze kadar mikrotomografi metalurji, elektronik, jeoloji, ağaç ya da kompozit polimerlerin incelenmesi gibi farklı bilim dallarında başarı ile kullanılmıştır. Biyoloji alanında ise, bu teknik kemik ya da diş gibi sert kalsifiye yapıların incelenmesi için kullanılmaktadır (Davis ve Wong 1996). Geçmişte bu yapıların incelenmesi için iki boyutlu histolojik kesitlerin değerlendirilmesi ile yapılan histomorfometri çalışmaları yapılmıştır. Fakat canlı sert dokularda trabeküler yapının değişiminin tam olarak anlaşılabilmesi için yapıların üç boyutlu olarak incelenmesi son derece önemlidir (Rueggsegger 1994, Müller ve ark. 1996).

Micro-ct tarayıcılar normal ct' lerin yaklaşık 1,000,000' de biri kadar küçültülmüş voksel değerine sahiptir (Feldkamp ve ark. 1989).

Feldkamp ve ark. (1989) 50 mm'lik boşluklara sahip trabeküler yapıdaki örnekleri incelemek için X ışınını temel alan mikrotomografi sistemini geliştirmişlerdir. Sistemin en önemli avantajı incelenen yapının üç boyutlu yapısı üzerinde nitelik ve nicelik bakımından kesin bilgiler sağlamasıdır. Örneklerin içyapısı herhangi bir fiziksel işlem yapılmadan (kesit alma) ya da toksik kimyasal ajanlar kullanılmadan çok detaylı bir şekilde incelenebilir. Dahası, taramadan sonra

örnek herhangi bir zarar görmeden başka testlere tabi tutulabilir (Verna ve ark. 2002).

### 1.7.1. Mikro CT'nin Temel Prensipleri

Bir X ışını görüntüsü; 3 boyutlu bir objenin 2 boyuta indirgenmiş halidir. En basit şekliyle, X ışınlanması bir paralellik olarak açıklanabilir. Bu yaklaşımla, gölge görüntünün her noktası 3 boyutlu objedeki ilgili kısma gelen X ışını parçasına ait bilgilerin alınıp birleştirilmesini içerir. Üç boyutlu objenin iki boyutlu gölgesi paralel geometride; 2 boyutlu projeksiyonlardan 3 boyutlu yapı oluşturma sorunu, tek boyutlu gölge hatlarından 2 boyutlu obje kesitlerinin seri üretimine bölünebilir. Bu yapılandırma işlemi şu şekilde açıklanabilir. Bilinmeyen bir bölgede bulunan ve bir noktada önemli absorpsiyona sahip bir obje. Tek boyutlu gölge hattında objenin bu noktasında absorpsiyondan dolayı gölgesinin yoğunluğunda azalma görülecektir. İncelenen objenin bir noktasından X ışının geçişi mikro CT taramasında, örnek dış kenarları X ışınlarıyla belirlenmiş iki boyutlu görüntü dilimlerden oluşan bir seriye bölünür. Özel bir detektör yardımıyla, X ışınlarının izlediği yol hesaplanır ve bu işlemlerden sonra iki boyutlu bir şema oluşturulur. Şemadaki her bir nokta örnek içinde benzer konumdaki noktada ölçülen katsayı değerini temsil eden eşik değerini ifade eder. Bu katsayı materyalin yoğunluğunu ortaya koyar, sonuç olarak bileşke şema, örnek içinde materyal yapısını ortaya koyar. Micro-ct etkili bir X ışını sistemiyle çalıştığı için çok küçük ayrıntılar görülebilir. Ancak çoğu X ışını kaynağı paralel demetler oluşturma yeteneğine sahip değildir. Gerçek bir durumda, huni şeklindeki objeyi kuşatan X ışını demeti üreten noktasal bir kaynak kullanılır. Tomografik yapılandırma için bu problemin çözümü, geri projeksiyon işlemi ile konik demet geometrisi hesaba katılarak bulunur. X ışını edinme durumunda; görüntü, 3 boyutlu obje içindeki yoğunluk azalması hakkında bilgi içerir. X ışını absorpsiyonu katsayı kanununa uyduğu için, gölge imajındaki doğrusal absorpsiyon bilgisi logaritması alınarak saklanır. Bu çizgisel olmayan bir işlemdir ve bir sonucu da küçük sinyal bölgesindeki bir gürültü yapılandırmada önemli hatalara neden olabilir. Bu hataları önlemek için ilk verinin ortalaması kullanılır. X ışını mikro ve nano tomografisinde çok küçük fiziki boyutlu bir vokseldeki bilgi tespiti ve gürültü azaltımı için parametrelerin uygun seçimi çok önemli olmaktadır. Bilgi edinme

süresince, obje sabit bir rotasyon basamağında 180 ve 360 derece döner. Her bir açısız pozisyonda, gölge veya geçiş görüntüsü edinilir. Bilgi edinme programı bu bütün projeksiyon görüntülerini diske kaydeder. Tarama sonrası veriler normal X ışını kümesini içerir. Bu bilgi edinme sonrası dosya sayıları seçilen rotasyon basamağına ve total rotasyona bağlıdır. Bilgi edinme bittiği zaman yapılandırma başlayabilir. Edinilen gölge açısız projeksiyonları obje boyunca gerçek kesitlerin yapılandırılması için kullanılacaktır. Yapılandırma algoritması kullanılarak ham veri kesiti oluşturulur. Bu ham veriler henüz bir görüntü değildir, yapılandırılan kesitte absorpsiyon değerlerini içeren yüzen (dalgalanan) nokta matriksidir. Yapılandırılan düzen boyutları  $N \times N$  açısız projeksiyon görüntü hatlarındaki piksel sayısınınca belirlenir. Yapılandırma sonuçları direkt olarak (tipik olarak – 16 bit görüntüye çevrilerek) veya yoğunluk penceresi operatörünce interaktif seçim sonrası 8 veya 16 bit olarak kaydedilebilir. Yoğunluk penceresinin seçimi boyunca minimum ve maksimum değerler seçilir. Bu değerler arası bütün değerler yarım ton imajı olarak belirtilir. Minimumun altındaki bütün azalma değerleri beyaz olurken maksimumun üstündekiler de siyah olur. Yapılandırılan düzen seçilen yoğunluk aralığı içinde grinin 256 derecesine lineer dönüşümü ile kesitin yarım ton imajı olarak gösterilir (Sky Scan 2007).

### **1.8. Kuvvet Analiz Yöntemleri**

Ortodontik kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlere kuvvet analiz yöntemleri denir.

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Moaveni 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır (Holzapfel 2006):

1. Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi),
2. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
3. Fotoelastik analiz yöntemi,
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi,



5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

### **1.8.1. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi**

Lazer ışını sayesinde modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu yöntemde ışın saçaklarını uzaktan ölçen interferometre denilen bir alet kullanılmaktadır (Güngör 2005). İnterferometre; model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, iki lazer ışın demeti sayesinde ölçer. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde; oluşan holografik görüntüdeki ışın saçaklarının değerlendirilmesi ile görüntü elde edilir (Burstone ve Pryputniewicz 1980). Bu yöntemde deformasyon miktarı ise görünür ışın saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilmektedir (Güngör 2005).

### **1.8.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge ) Analiz Yöntemi:**

Statik ve dinamik yüklemeler altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılırlar. İletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışan mekanik aygıtlardır. Kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla gerilme altındaki boyutsal değişiklikleri inceler (Caputo ve Standlee 1987).

### **1.8.3. Fotoelastik Gerilme Analizi**

Oluşturulan model üzerine kuvvet uygulanması sonucu yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımının görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülmesi işlemidir (Çöttert 1993). Gerilme bölgeleri, incelenecek cismin fotoelastik materyalden hazırlanan modelinde polariskop cihazı ile saptanmaktadır. Bu yöntemde tek dalga boylu bir ışının kırılmasıyla şekil değişikliği ve iç gerilmeler ortaya çıkarılmaktadır. Bu metot donanımlı bir laboratuvar, özel hazırlanmış modeller ve ölçüm için özel bir enstrüman gerektirmektedir (Caputo ve Standlee 1987).

### **1.8.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi**

Kaplanan verniğin kırılğanlık özelliğine bağlı olarak incelenecek yapı üzerinde kuvvet dağılımını değerlendirmeyi amaçlayan kuvvet analiz yöntemidir

(Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995). Vernik, kuvvet dağılımı incelenecek model üzerine homojen bir şekilde püskürtülür. Vernik ile kaplanmış olan modelin ısı altında sertleşmesi sağlanır ve model üzerine istenilen yönde ve şiddette kuvvet uygulanır. Bu yöntem; gerilme direnci belli olan verniğin üzerini kapladığı yapılarda, bu direnci aşan gerilmeler sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu prensibine dayanmaktadır. Çatlakların sıklığı, kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri ve ayrıca kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (Kydd ve Daly 1982).

#### **1.8.5. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi**

Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri ve farklı materyal özelliğine sahip yapılara uygulanabilen, oluşan gerilmeleri ve yer değiştirmeleri detaylı bir şekilde ölçebilen bir kuvvet analiz yöntemidir (Geramy 2002).

#### **1.9. Sonlu Elemanlar Analizi**

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik alanında karmaşık sistemleri mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı sayısal modelleme ve simülasyon metodudur (Moaveni 2003). Bu yöntem, diş hekimliğinin farklı alanlarında kuvvet analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Boschian ve ark. 2006, Lanza ve ark. 2005).

Sonlu elemanlar analizi asıl olarak 1956 yılında uçaklara ait karmaşık yapılardaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olsa da, sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (Hughes 1987).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin üç temel hazırlık aşaması vardır.

1-Biyolojik yapının modellenmesi (pre-processing),

2-Çözülmesi (processing),

3-Modelin doğruluğunun tespit edilerek yorumlanması (post-processing)'dır (Van Staden ve ark. 2006).

Genel olarak bilgisayar ortamında üç boyutlu model,

a- MR ve BT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması,

b- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması,

c- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak, cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleri ile oluşturulabilir (Chen ve ark. 2006).

Modelleme aşamasında, analizi yapılacak yapıya ait materyal bilgileri toplanarak bilgisayar ortamında modelin farz edilen geometrisi, ağ yapısı (mesh generation), materyal özellikleri, yükleme ve sınır koşulları oluşturulmaktadır (Korioth 1997, Cattaneo 2005).

Yapıyı gerçeğe daha yakın olacak şekilde temsil eden geometrik modeller oluşturulur. Ancak uygun boyutlardaki geometrik modellerin oluşturulması, oluşturulan bu modellerin çözülmesi ve ardından yorumlanması çoğu zaman mümkün olamamaktadır. Bu nedenle bilgisayar ortamında modelin farz edilen geometrisini oluşturmadan önce araştırmanın amacına yönelik ilgilenilen problemin uygun olan boyutunu tanımlamak gerekmektedir (Van Staden ve ark. 2006).

Bilgisayar ortamında incelenmesi istenen cismin geometrik modeli, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıya matematiksel model denilmektedir. Matematiksel model sonlu (belirli) sayıda elemanlar, çoğunlukla birbirleri ile birleşim yerlerinde olmak üzere, geometri ve serbestliklerinin tanımlandığı, belirli sayıda düğüm noktalarından (node) oluşur. Esas modelin farklı şekillerde geometrilere bölünmesiyle ortaya çıkan bu elemanlar, modelin orijinal özelliklerini tümüyle gösterirler. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için önemlidir.

Sistemin fiziksel davranışı, sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Bu amaçla materyal özelliklerini belirleyen, Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young Modülü) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Cismin sınır şartları belirlenir; modelin nereden sabitlendiği ve kuvvetin nereden uygulandığı tanımlanır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler elde edilmiş olur (Hughes 1987).

Hesaplanan veriler,

- Yer değiştirme görüntüleri (büyütülmüş olarak),
- Animasyonlar,
- Sayısal değerlere ait tablolar ve grafikler,
- Gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (Moaveni 2003).

Tablolar veya grafikler ile ortaya koyulan sayısal değerler kritik noktalarda bulunan düğümlerdeki yer değiştirmeleri ve uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir. Renklendirilmiş görüntülerde ise tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir.

Büyütülmüş görüntüler ve animasyonlarda ise aslında çok küçük değerlerdeki yer değiştirmeler, eşit miktarda büyütülüp daha anlaşılır hale getirilmektedir (ifter 2007).

Sonlu elemanlar analizinin çalışma sisteminin anlaşılabilmesi ve analiz sonunda elde edilen sonuçların değerlendirilebilmesi için bazı terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

## **1.10. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar**

### **1.10.1. Kuvvet**

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin Şekil, yn ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Fizikte büyüklükler, skaler ve vektörel büyüklükler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen büyüklüğe skaler büyüklük; yönü, doğrultusu ve değeri olan büyüklüklere ise vektörel büyüklük denmektedir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yn ve Őiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (Tosun 1999). Kuvvetin birimi SI sisteminde “newton” (N)’ dur ve  $N = \text{kg} \cdot \text{m}/\text{s}^2$  olarak formüle edilmektedir. 1 Newton’luk kuvvet ise 1 kg’lık bir kütlenin 1 m/saniye<sup>2</sup> uygulanmasıdır. Ortodonti literatüründe kuvvetlerin miktarları “gram-force” (gf) cinsinden verilmekte fakat genellikle kütlenin birimini andıran Şekilde “gram” (gr) olarak kullanılmaktadır. 1 newton, 101.97 gram-force’a eşitir (Asaro 2006).

### **1.10.2. Homojen Cisim**

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (Moaveni 2003).

### **1.10.3. Eleman (Element)**

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (Moaveni 2003).

### **1.10.4. Rijit Eleman**

Rijit elemanlar kuvveti ileten ama deformasyona uğramayan ve de gerilme yüklenmeyen elemanlardır. Bağlandıkları nodların arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar (Moaveni 2003).

### **1.10.5. Düğüm Noktası (Node)**

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (Geng 2001).

### **1.10.6. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma**

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretme imkânı tanınmaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl

daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh edileceğidir (Şahin 2008).

Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Geng 2001).

### **1.10.7. Sınır şartları (Boundary Conditions)**

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (Geng 2001).

### **1.10.8. Gerilme (Stress)**

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (O' Brien 1997). Gerilme= Kuvvet / Alan olarak formüle edilir. Gerilme birimi Paskal (P veya N/m<sup>2</sup>)' dir. Dış hekimliğinde ise genellikle Mega paskal (MPa veya N/mm<sup>2</sup>) kullanılmaktadır. 1Mpa=10<sup>6</sup> N/m<sup>2</sup>'dir. Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. İç gerilmeler; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi olmak üzere üç tipe ayrılır (McCabe 1999).

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri

üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

#### **1.10.9. Asal Gerilmeler (Principal Stress)**

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alırlar (Franklin 1998).

- Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade ederler.
- Minimum asal gerilme (Minimum principle): Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade ederler.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş 2007).

#### **1.10.10. Von Mises Gerilmesi**

Çekilebilir (ductile) özelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır (O' Brien 1997). Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır (Cattaneo 2003). Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir (Keskin 1996). Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

#### **1.10.11. Gerinim (Strain, şekil değiştirme)**

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cismin birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır (Franklin 1998). Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür (O' Brien 1997). Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler.

Elastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.

Plastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir (Ülgen 1993).

#### **1.10.12. Elastiklik-Viskoelastiklik**

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar. Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük ortadan kaldırıldığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (Toms 2002).

#### **1.10.13. Elastiklik Modülü (Young Modülü, Elastisite Modülü)**

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir, birimi GPa (Gigapaskal)'dır (O'Brien 1997). Elastisite modülü arttıça cismin katılığı da artar. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Eraslan 2004).

#### **1.10.14. Poisson Oranı**

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır (Shaw 2004). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (Shaw 2004).



### **1.10.15. İzotropi ve Anizotropi**

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. (Hughes 1987). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Toms 2002).

### **1.11. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları**

Sonlu elemanlar analizinin avantajları şunlardır:

1. Çeşitli katmanlardan oluşan nesnelerin, katmanların fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenilebilmesi,
2. Isı transferi, manyetik alan gibi birçok alanda kullanılabilmesi,
3. Gerilme, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi (Owen 1980),
4. Karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
5. Geometrisi düzgün olmayan katılara ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
6. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
7. Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması (Hughes 1987),
8. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı gibi özellikleri değiştirilip, analiz istendiği kadar tekrarlanabilmesidir (Shaw 2004).

Dezavantajları:

1. Programı kullanacak kişinin, ciddi bilgi birikimi ve yeterli zamanının olması gerekir.
2. Yöntemin gerçeği yansıtabilmesi, malzemenin analiz programına tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (Owen 1980).
3. Malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayıma

dayandırılması, malzemenin tam bir temsilini oluşturmamaktadır (Owen 1980),

4. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır (Ertürk 2008).

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğu belirtilmiştir (Al-Sukhun ve ark. 2007).

*Sonlu elemanlarda kullanılan bilgisayar yazılım paketleri:*

İleri işlemci yeteneği ve hesaplama hızına sahip süper bilgisayarların gelişmesi, sonlu elemanlar teknolojisi ve bu alanda kullanılan yazılım paketlerinin de gelişmesine neden olmuş, bu tip bilgisayarların özelliklerinden tümüyle yararlanabilmek için paralel sayısal algoritmalar ve programlama dilleri geliştirilmiştir. Sonlu eleman analiz yazılımları arasında linear, non-linear, implicit (kapalı sonlu) ve explicit (açık sonlu) olma yönünden farklılıklar vardır. Kimi programlar ise bazı konularda özel olarak geliştirilmiştir (Şahin 2008). Diş hekimliği ve mühendislik uygulamalarında sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde kullanılan yazılım paketlerinden en önemlileri; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON' dur (Wikipedia.org 2010).

### **1.12. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Yapılan Çalışmalar**

Çifter ve Saraç (2011), üst çene birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerini blok halde intrüzyonu için tasarlanmış, mikro-implantlardan ankraj alan dört farklı intrüzyon mekaniğinin, uygulandıkları dişlerde meydana getirdikleri etkilerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlamışlardır.

Veli (2012), ankraj ünitesi olarak transpalatal ark ve mini-vida kullanılarak yapılan üst kanin distalizasyonunda oluşan birincil yer değiştirmeleri ve gerilmeleri bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yaparak incelemiştir.

Alkan (2010), iskeletsel ön açık kapanış vakalarında uygulanan ortopedik bir

aygıt olan vertikal çeneliğin, dentofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir.

Ulusoy ve Darendeliler (2008), çeneliğin mandibula üzerinde oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi amacıyla 113,837 eleman ve 22,766 düğüm noktasına sahip bir mandibular model oluşturmuşlardır.

Rudolph ve ark. (2001), maksillar keser diş kökü üzerinde 5 farklı yükleme sistemi neticesinde oluşan stres bölgelerini 843 node ve 644 elemandan oluşan model üzerinde değerlendirmişlerdir.

McGuinness ve ark. (1992), maksillar üst kanin dişe kuvvet uygulaması sonucu periodontal ligamentteki gerilimleri üst kanin boyutunu yansıtan 2000 element ve 3000 noddan oluşan model oluşturarak 3D olarak sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir.

Toptan Köne (2009), labial ve lingual ortodontik tedavide çekim boşluklarının kapatılması esnasında oluşan diş hareketlerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir. Çalışmasında üst çene modellerinin 103592-112937 eleman sayısına ve 28949-31574 düğüm sayısına sahip ve bu rakamların sistemin davranışını anlamaya yetecek miktarda olduğunu belirtmiştir.

Huang ve ark. (2009), 0.022 inch slot genişliğinde konvasyonel ve self-ligating braketlerin tork değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında maksillar sağ santral dişe 0.018x 0.025 inch ve 0.019x0.025 inch paslanmaz çelik, titanyum-molibden ve nikel-titanyum ark tellerini 20° lik tork oluşturacak şekilde uygulamışlardır.

Kojima ve ark. (2007), kanin retraksiyon springi ile meydana gelen diş hareketlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve spring üzerinde gable bend ve anti-rotasyon bükümleri yapılmasına rağmen kaninlerin başlangıçta devrildiğini ve rotasyona uğradığını bildirmişlerdir.

Kojima ve Fukui (2005), üst kaninlerin ark boyunca distalizasyonu sırasında kaninlerde ve destek dişlerde meydana gelen hareketleri 3D sonlu elemanlar analizi ile simüle etmişlerdir. Bu amaçla 0.016 inç ark teli üzerinde 2N kuvvet uygulayarak kanin distalizasyonu yapmışlardır. Sonuç olarak kaninlerin önce devrilme daha sonra ise paralel hareket yaptığını, sürtünme ile ortodontik kuvvetlerde % 60-80 azalma

olduğunu, ark telinin kalınlığının artması ya da daha az kuvvet uygulanması ile kaninlerde meydana gelen devrilme hareketinin azaldığını bildirmişlerdir.

Kojima ve Fukui (2008), transpalatal arkların mesial yönlü kuvvet uygulaması sonucu molarlar üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu arkların, mesial yöndeki diş hareketlerini engelleyemediğini fakat rotasyon hareketini ve transversal yönde meydana gelen hareketleri engellediğini bildirmişlerdir.

Gracco ve ark. (2009), maksillaya ankraj amaçlı yerleştirilen mini-vidaların çevresindeki stres dağılımını, vidaların yerleştirilmesinden ve ilk kuvvet uygulamasından sonra fotoelastik analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Analiz sonucunda stres dağılımının ilk andaki kuvvet uygulamasından etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Ammar ve ark. (2011), mini-vida ankrajı ile alt kaninin distalizasyonunu simüle etmek amacıyla tomografi görüntüleri vasıtasıyla 3D modeller oluşturmuşlardır. Çalışmalarında mini-vida ve çevresinde meydana gelen stres alanları ile braket hook uzunluğunun ve kuvvetin uygulanma açısının kaninlerde oluşturduğu stresi incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda hooklar vasıtasıyla direnç merkezine yakın ve horizontal olarak uygulanan distalizasyon kuvvetinin periodontal alanda daha az stres ve dişte paralele yakın hareket oluşturacağını bildirmişlerdir.

Bobak (1997), transpalatal arkların molarlar üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Çalışmasının sonucunda transpalatal arkların molarların devrilmesi üzerine etkisinin olmadığını, molar rotasyonunu azalttığını ve periodontal ligamentlerde oluşan stres büyüklüğünü %1'den daha az etkilediğini bildirmiştir.

Kojima ve ark. (2006), ark üzerinde yapılan kanin distalizasyonunda sürtünmenin ve ark telinin etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda sürtünme kuvvetinin azalması ile kaninlere etkiyen net kuvvetin ve hareket hızının arttığını, kalın ark teline rağmen ark telinin elastikiyetinin artması durumunda ise kaninlerde meydana gelen hareket tipinin translasyon hareketinden devrilme hareketine dönüştüğünü bildirmişlerdir.

Bai ve ark. (2004), üst kaninlerin distalizasyonu sırasında periodontal dokuda

meydana gelen stres dağılımını sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Analiz sonucunda diş hareketinin ilk safhasında alveolar kemik kaybının oluşabileceği bildirilmiştir.

***Bu çalışmanın amacı;*** üst çene altı anterior dişlere iki farklı kompozit ve iki farklı porselen braket markası uygulanarak, ark telinin sağ santral dişe uygulanan braketin slotuna gelen kısmında oluşturulan 20° lik tork hareketi karşısında bu braket markalarının dişler üzerinde oluşturdukları yer değiştirme oranlarının ve dişlerin kole seviyesinde maksillar kaide üzerinde meydana gelen gerilme değerlerinin bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analizi yapılarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. MATERYAL VE YÖNTEM

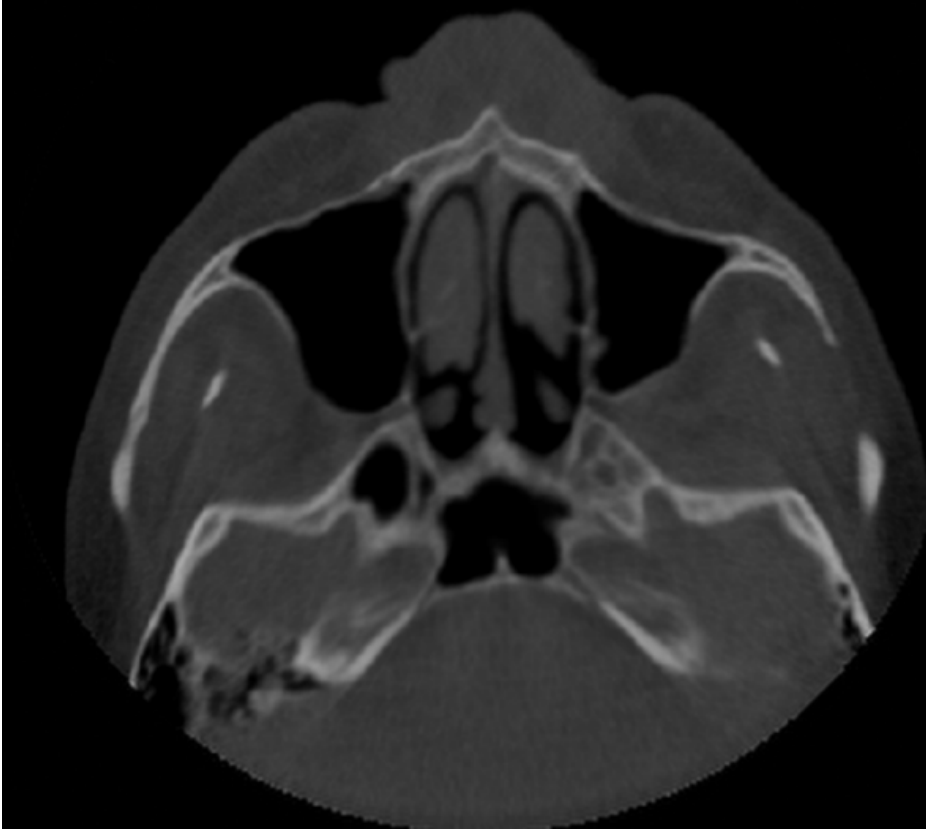
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bir bilgisayardan, SkyScan1174 compact Micro-ct (Kontich, Belgium) tarayıcısından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park AveN, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programlarından yararlanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için öncelikle geometrik bilgisayar modelleri oluşturulmuştur.

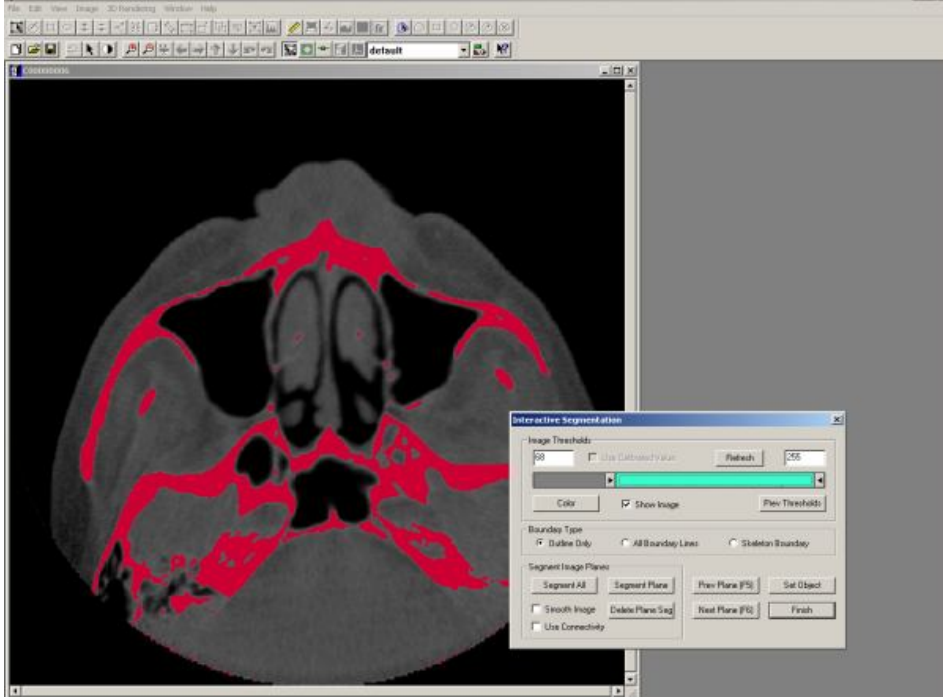
### 2.1. Geometrik Bilgisayar Modellerinin Oluşturulması

#### 2.1.1. Üst Çenenin Modellenmesi

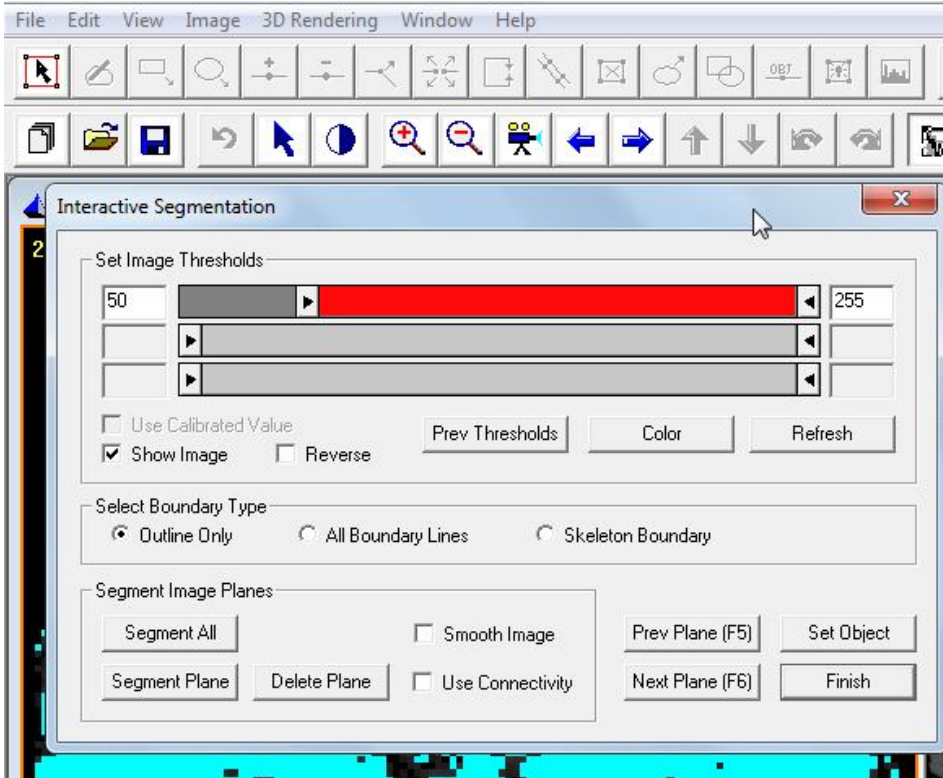
Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın üst çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (CBCT) (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı (Şekil 2.1). CBCT görüntüleri ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, ABD) 3D görüntüleme cihazı ile 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile elde edildi. Tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi ve 3D-Doctor (Able Software Corp, Massachusetts, USA) yazılım programına aktarıldı. 3D-Doctor yazılım programı, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında rekonstrüksiyonunun yapılabilirdiği bir yazılım programıdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 2-1 Konik Huzme Işınli Tomografide taranmış erişkin bir hastanın üst çene radyografik görüntüsü



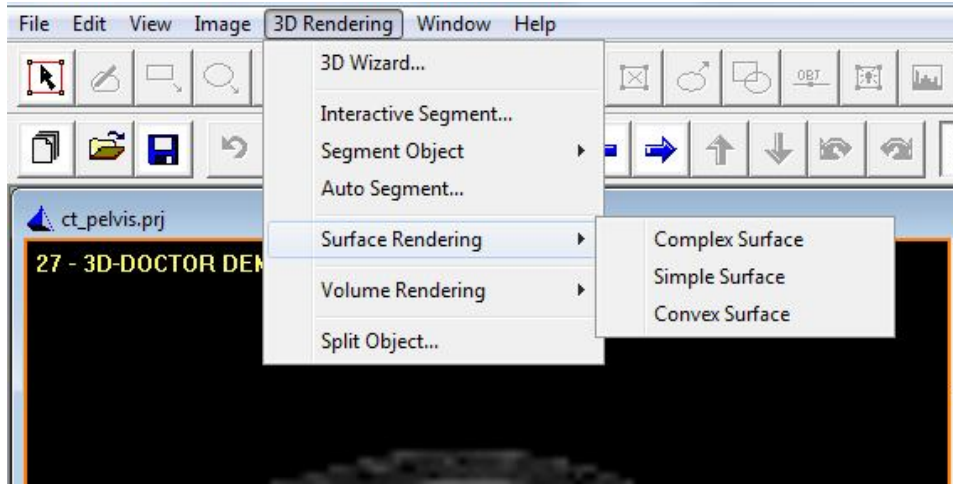
Şekil 2-2 "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması



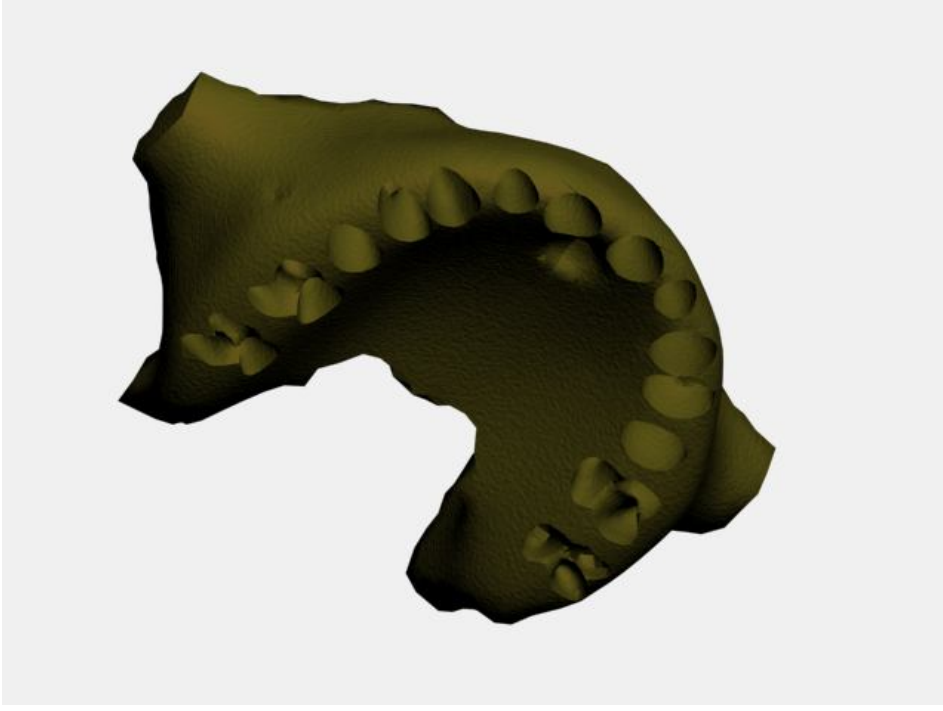
Şekil 2-3 Hounsfield değerleri ayarlanması



Elde edilen görüntüler 3D-Doctor yazılım programına aktarıldıktan sonra burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerleri ayarlanarak üst çene kemik dokusu ayrıştırıldı (Şekil 2.2 ve 2.3). Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "Complex Surface Rendering" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi (Şekil 2.4 ve 2.5). Elde edilen 3 boyutlu modelin VrMesh yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilmesi ile üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu kemik modeli 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilerek Rhinoceros yazılımına gönderildi.



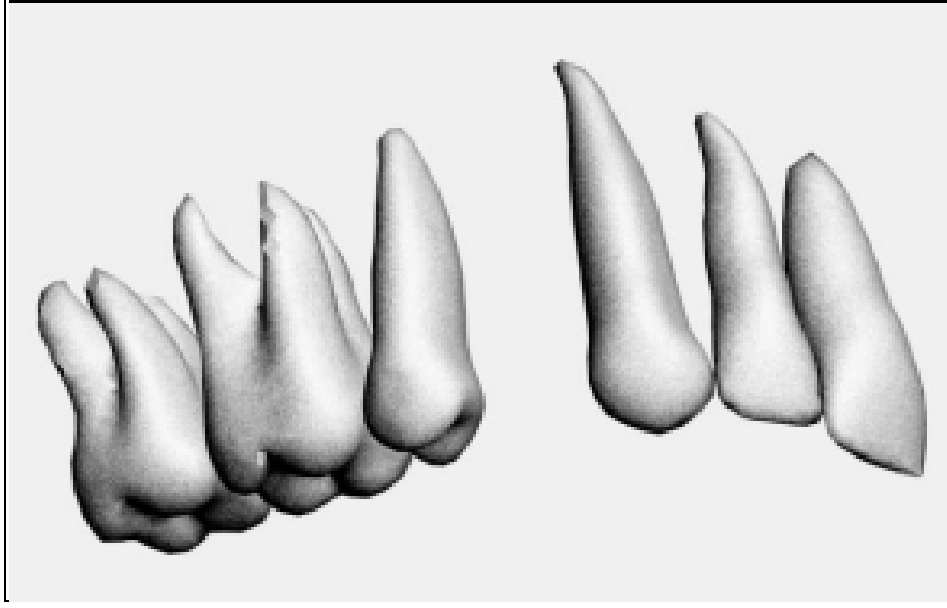
Şekil 2-4 "Complex Surface Rendering" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edilmesi



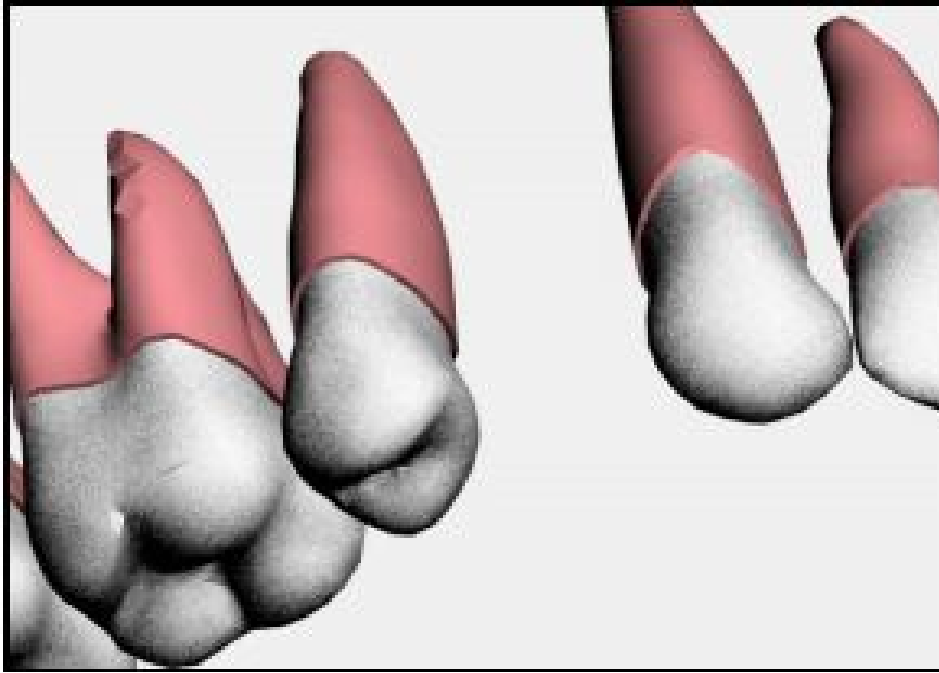
Şekil 2-5 Elde edilen 3 boyutlu kemik modeli

### **2.1.2. Dişlerin Ve Periodontal Ligamentin (PDL) Modellenmesi**

Üst çene dişleri Wheeler atlasındaki (Wheeler, RC.: Textbook of Dental Anatomy and Physiology, Philadelphia W.B. Saunders Company,1949.) anatomik bilgilere dayanılarak yapılan alçı modellerin 3 boyutlu smart Optics tarayıcısı ile taranması ile elde edilmiştir. Elde edilen tarama görüntüleri VrMesh 3D düzenleme programında modellenmiştir. Dişler; mine, dentin, sement ve pulpa göz önüne alınmadan modellenmiştir (Şekil 2.6).



Şekil 2-6 Dişlerin modellenmesi



Şekil 2-7 Dişlerin periodontal dokularının modellenmesi

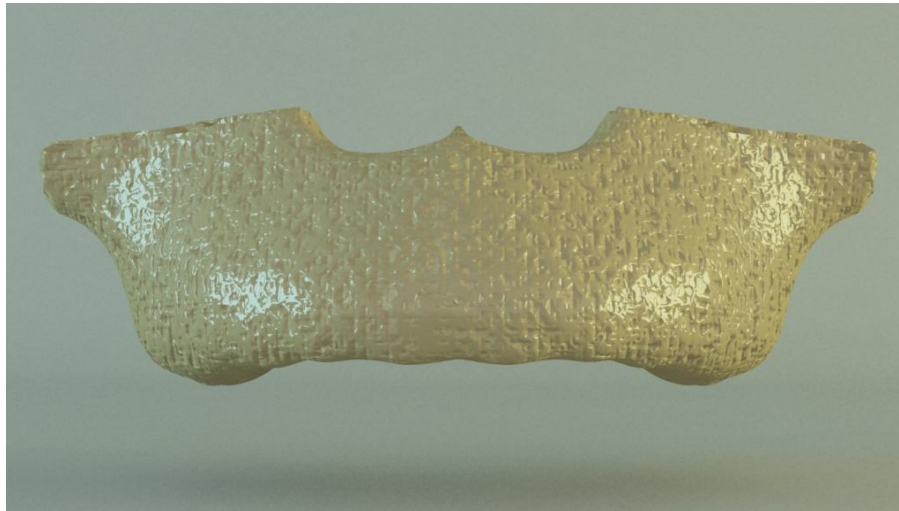
Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0,15 mm'lik offset komutu ile PDL elde edildi

(Şekil 2.7)

PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edildi (Şekil 2.8). Diş yuvalarının elde edilmesinden sonra kemik dokusuna offset yöntemi ile kalınlık verilerek spongioz kemiğin dış kısmı modellendi (Şekil 2.9).



Şekil 2-8 Diş soketlerinin bulunduğu kortikal kemik



Şekil 2-9 Spongioz kemik

### 2.1.3. İdeal Diş Dizilerinin Elde Edilmesi

Tüm dişlerin x,y,z düzlemlerindeki konumları; Andrews'ün fasyal eksen prensibine uygun şekilde, uzun eksenleri belirlendikten sonra, Roth tarafından tanımlanan tip,

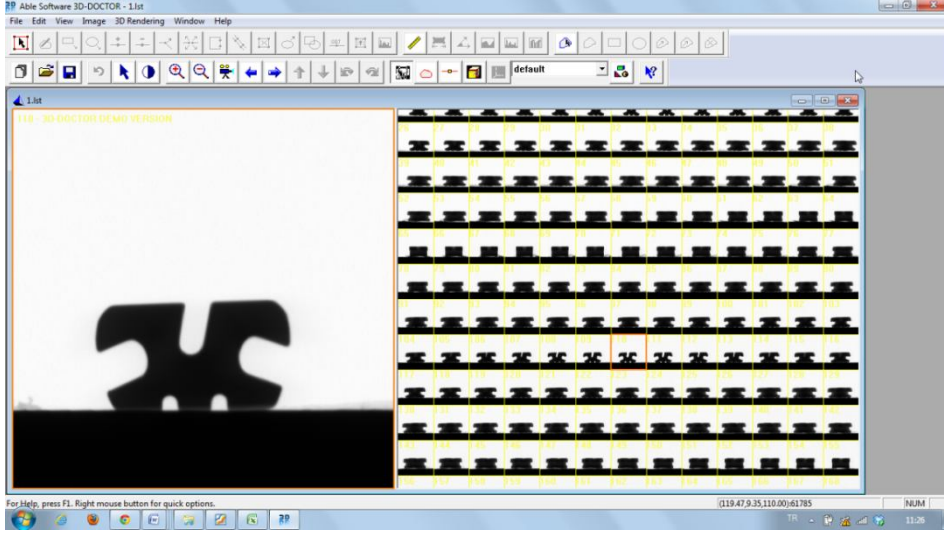
tork ve rotasyon değerleri verilerek oluşturulmuştur (Tablo 2.1) (Andrews 1972, Roth 1979).

Tablo 2-1 Roth' un tanımlamasındaki tip, tork ve rotasyon değerleri

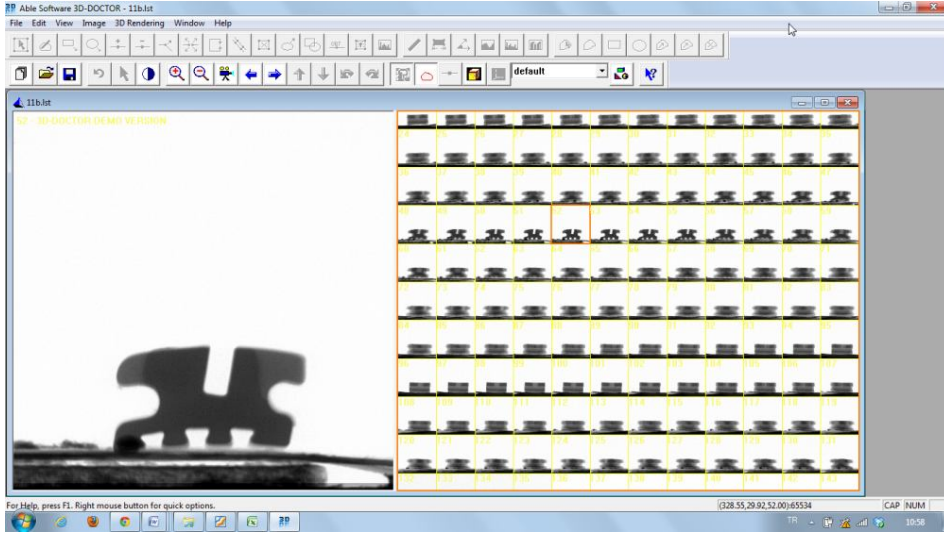
	<u>Tork</u>	<u>Angülasyon</u>	<u>Rotasyon</u>
Üst Santral	12	5	0
Üst Lateral	8	9	0
Üst Kanin	-2	13	4M

#### 2.1.4. Braketlerin Modellenmesi

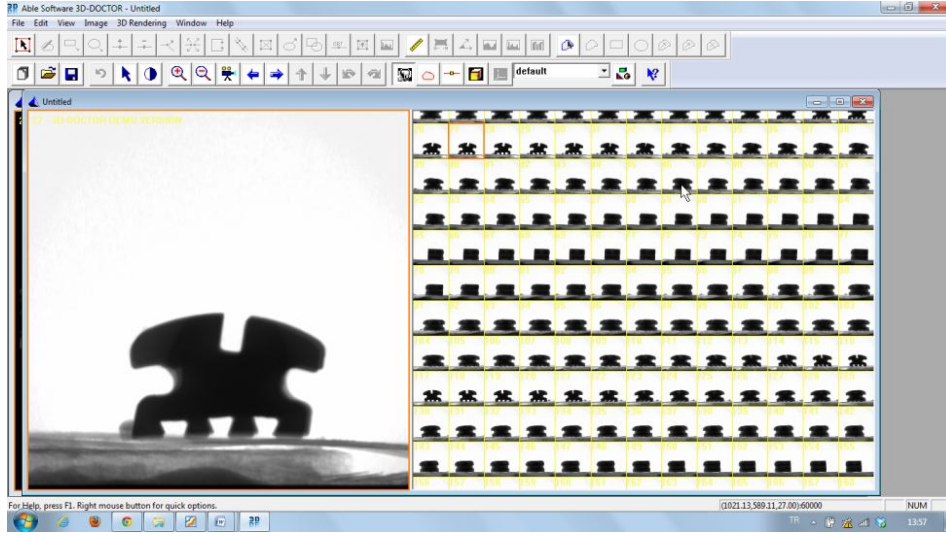
Araştırmamızda G&H firmasına ait olan 0.018 inch slot Zenith™ Ceramic Roth Rx braketi (Şekil 2.10) ve Zenith™ Composite Roth Rx (Şekil 2.11) braketi ile American Orthodontics firmasına ait 0.018 inch slot 20/40 Ceramic (Şekil 2.12) ve Ortho Technology firmasına ait Orthoflex Composite braket (Şekil 2.13) markalarının 11, 12, 13, 21, 22 ve 23 no'lu braketleri SkyScan1174 compact Micro-ct (Kontich, Belgium) tarayıcısı ile tarandı. Elde edilen kesit görüntüleri 3D-Doctor yazılımında rekonstrükte edildi. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedildi. Bu formattaki dosyalar VRMesh yazılımında açıldı ve gerekli modifikasyonların yapılmasıyla analize hazır hale getirildi (Şekil 2.14). Rhinoceros 4.0 yazılımında braket taramaları üzerinde detay çözümlenmeler ile diş ve tel uyumlamaları yapıldı. Braketler dişlerin ön yüzeyleri üzerine braket tabanının geometrik orta noktası dişin ön yüzeyinin geometrik orta noktasına isabet edecek şekilde yerleştirilmiştir.



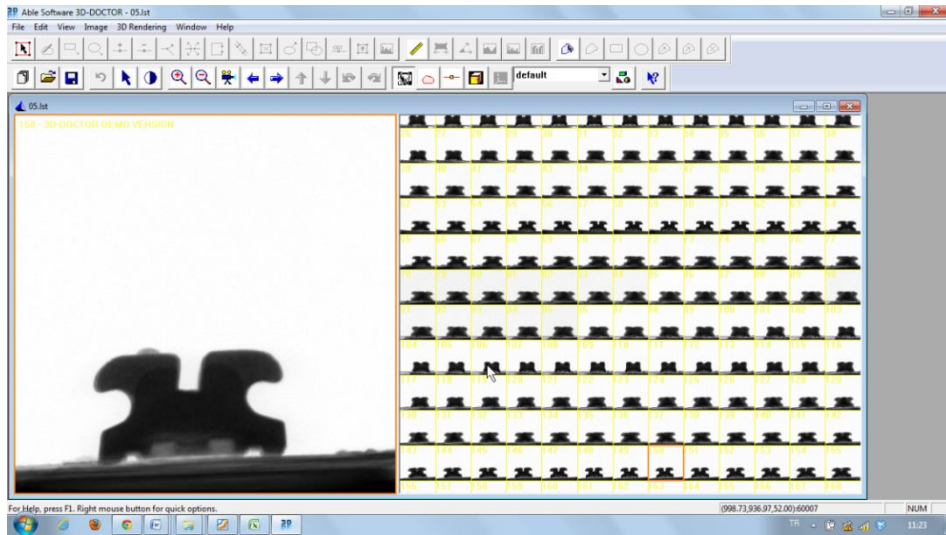
Şekil 2-10 Zenith™ Ceramic Roth Rx Braket



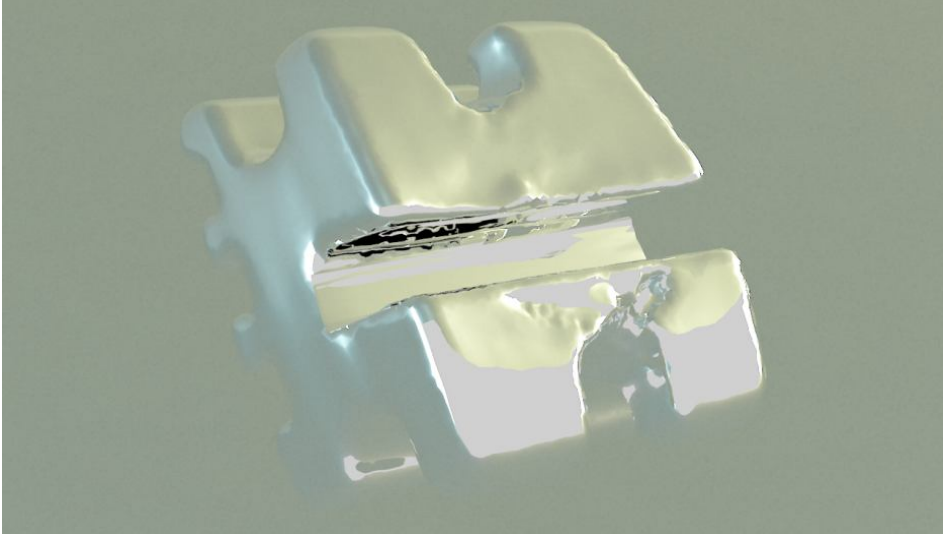
Şekil 2-11 Zenith™ Composite Roth Rx Braket



Şekil 2-12 20/40 Ceramic Braket



Şekil 2-13 Orthoflex Braket

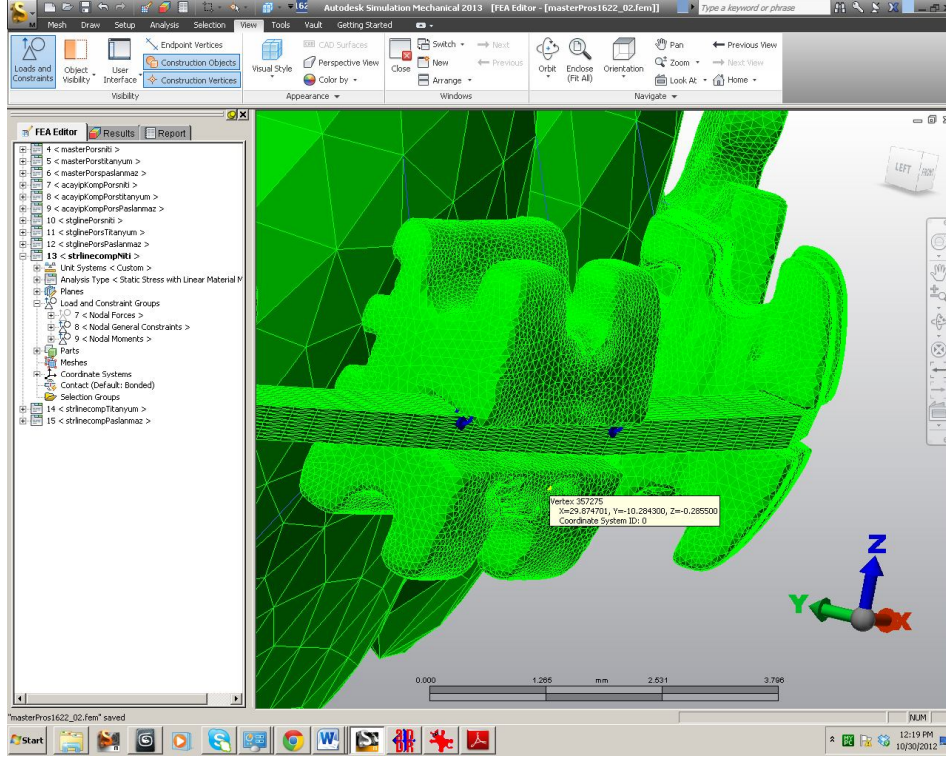


Şekil 2-14 VrMesh aşaması

### **2.1.5. Ark Tellerinin Modellenmesi**

Braketlerin slotlarından referansla 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch kalınlığında nikel-titanyum (NiTi), titanyum-molybdenum (TMA) ve çelik (SS) teller 11 nolu orta kesici diş slotuna denk gelen bölgede 20° lik palatinal kron torku oluşturacak şekilde aynı yazılım programında manuel olarak modellendi ve Rhinoceros 4.0 yazılımında braket taramaları üzerinde detay çözümlenmeler ile diş ve tel uyumlamaları yapıldı (Şekil 2.15).





Şekil 2-15 Ark tellerinin 20° lik palatinal kron torku oluşturacak şekilde modellenmesi

### 2.1.6. Sonlu Elemanlar Analizi Yapılacak Modellerin Oluşturulması

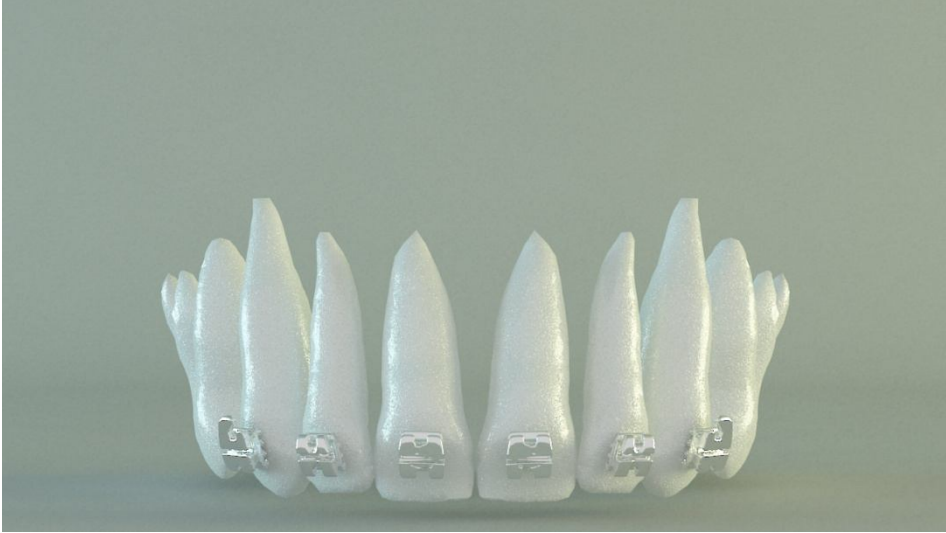
Araştırmamızda üst çeneye ait dört adet model oluşturulmuştur.

1. Model: Orthoflex Composite labial braketler yerleştirilmiş model (Şekil 2.16)
2. Model: 20/40 Ceramic labial braketler yerleştirilmiş model (Şekil 2.17)
3. Model: Zenith™ Ceramic labial braketler yerleştirilmiş model (Şekil 2.18)
4. Model: Zenith™ Composite labial braketler yerleştirilmiş model (Şekil 2.19)

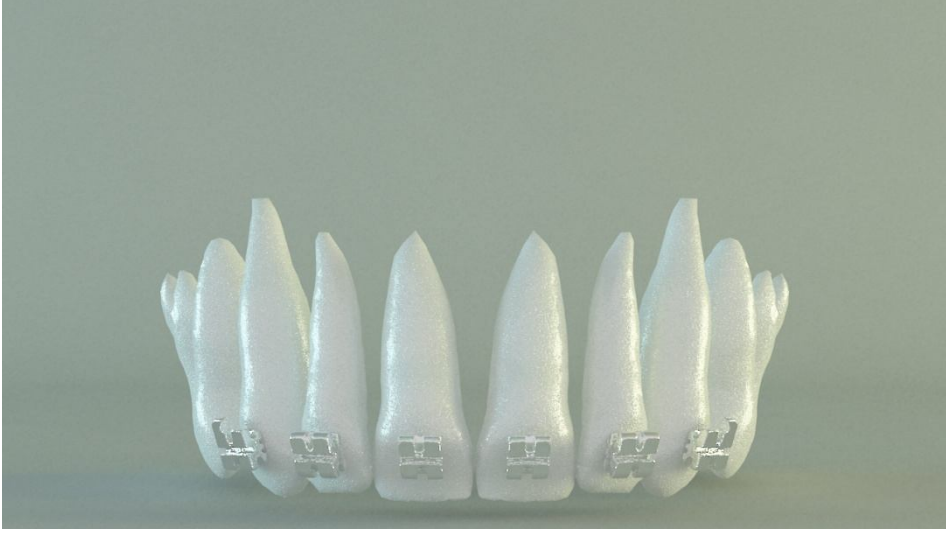
Dört modelde var olan 0.018 inch slotlu braketlere 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch Ni-Ti, TMA ve SS teller uygulanmıştır.



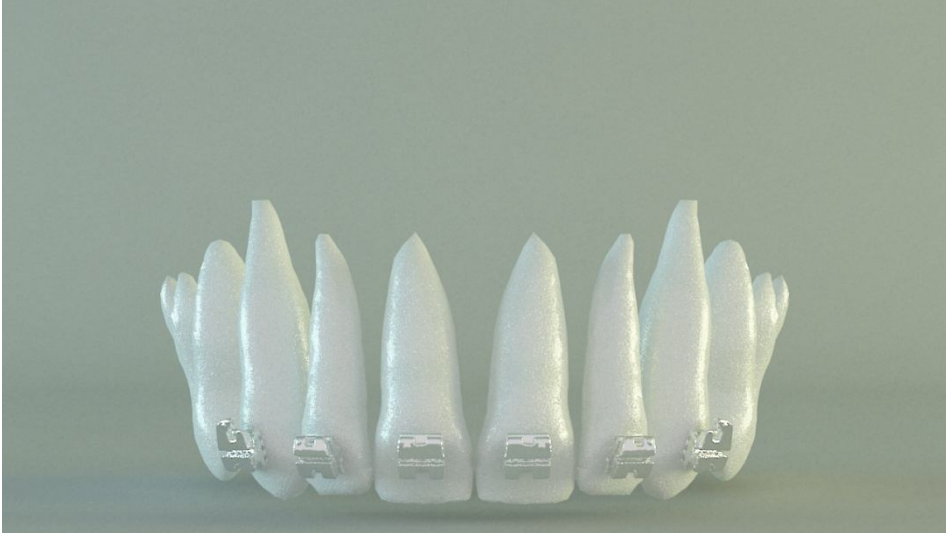
Şekil 2-16 Orthoflex Composite labial braketler yerleştirilmiş model



Şekil 2-17 20/40 Ceramic labial braketler yerleştirilmiş model



Şekil 2-18 Zenith™ Ceramic labial braketler yerleştirilmiş model



Şekil 2-19 Zenith™ Composite labial braketler yerleştirilmiş model

Braketleri dişler üzerine yerleştirilmiş modellerin üst çene kemiğinde yer aldıkları görüntüler aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 2.20 ve 2.21).



Şekil 2-20 Dişler, braketler ve periodontal ligamentler



Şekil 2-21 Sonlu elemanlar analizi için hazır halde üst çene modeli

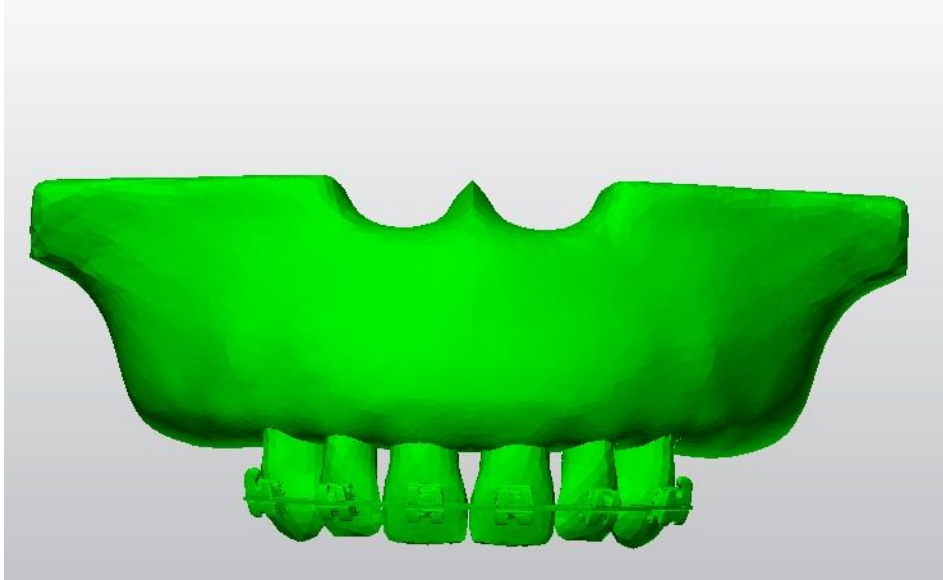
Braketler ve ark telleri arasında, sürtünme kat sayısı 0,2 olarak tanımlanmıştır.

## 2.2. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

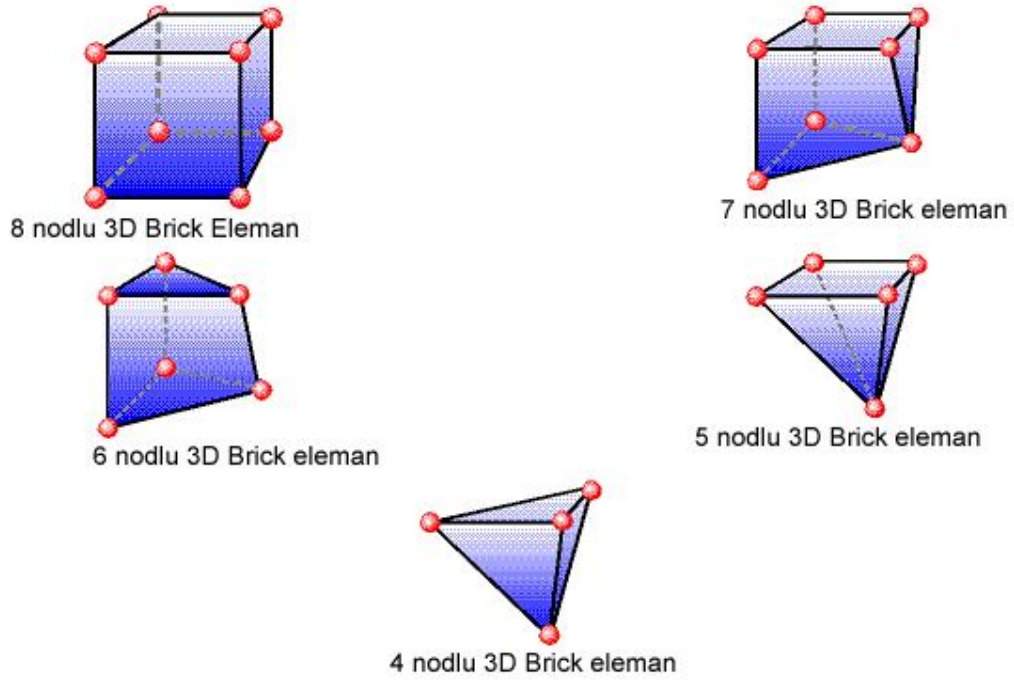
### 2.2.1. Ağ Yapının Oluşturulması

Rhinoceros'da oluşturulan model setleri, analizi yapılmak üzere 3 boyutlu

koordinatlar korunarak Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) yazılım programına aktarılmıştır (Şekil 2.22). Rhinoceros'da yüzey şeklinde yapılan ağ yapının oluşturulması işlemi, Fempro yazılımında katı model şeklinde yapılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar çok 8 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır (Şekil 2.23). Araştırmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları Tablo 2.2' de gösterilmektedir.



Şekil 2-22 Algor Fempro yazılım programına aktarılmış model



Şekil 2-23 Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sistemi

Tablo 2-2 Modellerin düğüm ve eleman sayıları

<b>0.016x0.022 inch</b>		<b>0.017x0.025 inch</b>	
<b>20/40 Ceramic</b>		<b>20/40 Ceramic</b>	
düğüm	271268	düğüm	244141
eleman	1354410	eleman	1218969
<b>Orthoflex</b>		<b>Orthoflex</b>	
düğüm	253334	düğüm	233067
eleman	1264868	eleman	1163678
<b>Zenith Ceramic</b>		<b>Zenith Ceramic</b>	
düğüm	264443	düğüm	232710
eleman	1320334	eleman	1161894
<b>Zenith Composite</b>		<b>Zenith Composite</b>	
düğüm	284663	düğüm	267583
eleman	1421290	eleman	1336012

### 2.3. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

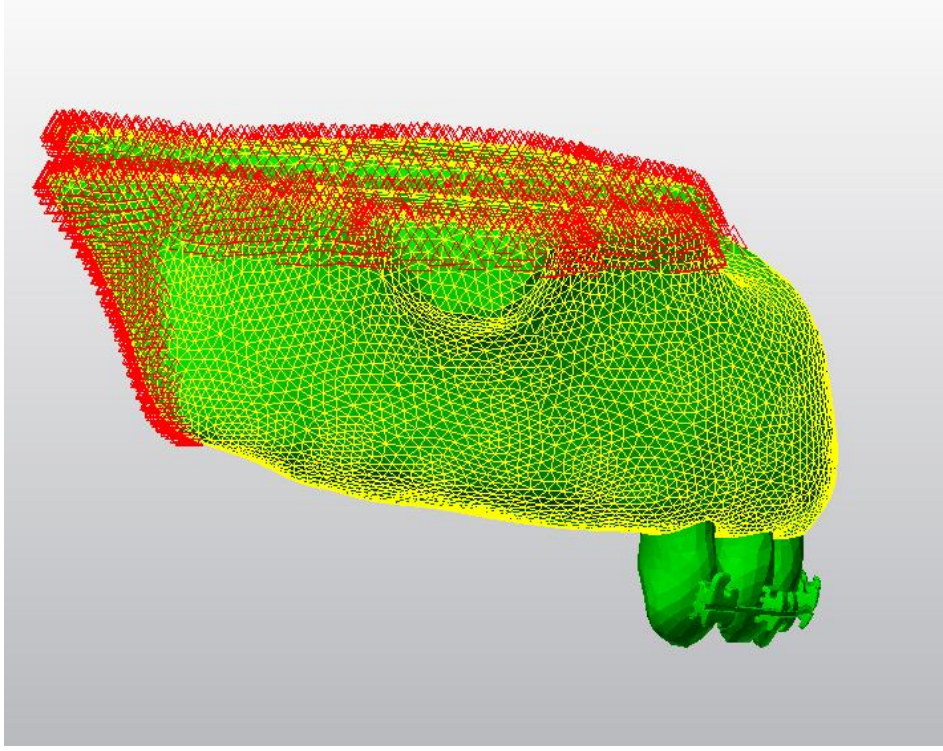
Araştırmamızda kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Kullanılan malzeme değerleri Tablo 2.3 de gösterilmektedir. Spongioz kemik ve kortikal kemik için Vasquez (2001) tarafından önerilen değerler, braket ve ark telleri için Algor programındaki mevcut değerler, periodontal ligament ve diş dokusu için Tanne (1987) tarafından önerilen değerler kullanılmıştır.

Tablo 2-3 Malzemelerin Elastisite modülü ve Poisson oranları

Set Adı	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13,7	0,3
<b>Spongioz Kemik</b>	<b>1,3</b>	<b>0,26</b>
Kompozit Braket	84	0,38
<b>Porselen Braket</b>	<b>395,8</b>	<b>0,254</b>
Ni-Ti Tel	15	0,3
<b>TMA Tel</b>	<b>110</b>	<b>0,3</b>
SS Tel	200	0,3
<b>Diş</b>	<b>196</b>	<b>0,15</b>
Periodontal ligament	0,66	0,49

### 2.4. Sınır Koşullarının Tanımlanması (Boundary Conditions)

Sınır koşulları üst çene kemiğinin sonlandırıldığı kısımlarda tanımlanmıştır. Sınır koşullarının kuvvetlerin bulunduğu bölgeden yeterince uzakta tanımlanması önem taşımaktadır. Yeterince uzak tanımlama; gerilme değerlerinin kemiğin sonlandırıldığı yerlerde maximum değerinin yüzde birinden az olduğu durumu belirtmektedir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, üst çene modelleri kortikal kemiğin sonlandırıldığı düzlemlerde bulunan düğümlere sıfır serbestlik derecesi verilerek (modelin kemiğin bittiği yerden sabitlenmesi), bu bölgedeki düğüm noktalarının hareket kabiliyetleri ortadan kaldırılmıştır. Model genelindeki diğer düğüm noktalarının hareketine ise, bir sınırlama getirilmemiştir (Şekil 2.24).



Şekil 2-24 Sınır Koşullarının Tanımlandığı üst çene modeli

## 2.5. Analiz Sırasında Dişler için Kullanılacak Koordinat Sisteminin Belirlenmesi

Koordinat sistemi birbirine dik olan X,Y ve Z eksenlerinden oluşur:

Üst santral diş için;

Y eksenini bukko-lingual yönü (Sagittal yön) : + lingual, - bukkal yönü

X eksenini mesio-distal yönü (Transversal yön): + mesial, - distal yönü

Z eksenini vertikal yönü : + oklüzal, - apikal yönünü göstermektedir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Önemli olan elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.



### 3. BULGULAR

Çalışmamızda, üst santral dişe uygulanan tork hareketi neticesinde, üst santral diş kole bölgesinin vestibül ve palatinal bölgelerinde oluşan gerilme değerleri ile santral dişin kron ve apikalindeki sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değişiklikleri incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu araştırmada eksenleri gösteren oklar şekillerin sağ alt kısımlarında yer almakta olup "y" ile gösterilen oklar vestibülo-palatinal yönü, "x" ile gösterilen oklar mesio-distal yönü, "z" ile gösterilen oklar ise sulkusa bakan yönü göstermektedir. Gerilme bulguları “Mega Paskal (MPa = N/mm<sup>2</sup>)”, yer değiştirme bulguları “milimetre (mm)” olarak ifade edilmiştir.

Yer değiştirme ve gerilme değerlerine ait sonuçlar, renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Değer aralıklarının renk kodları ise, görüntülerin sol tarafındaki skala ile gösterilmektedir.

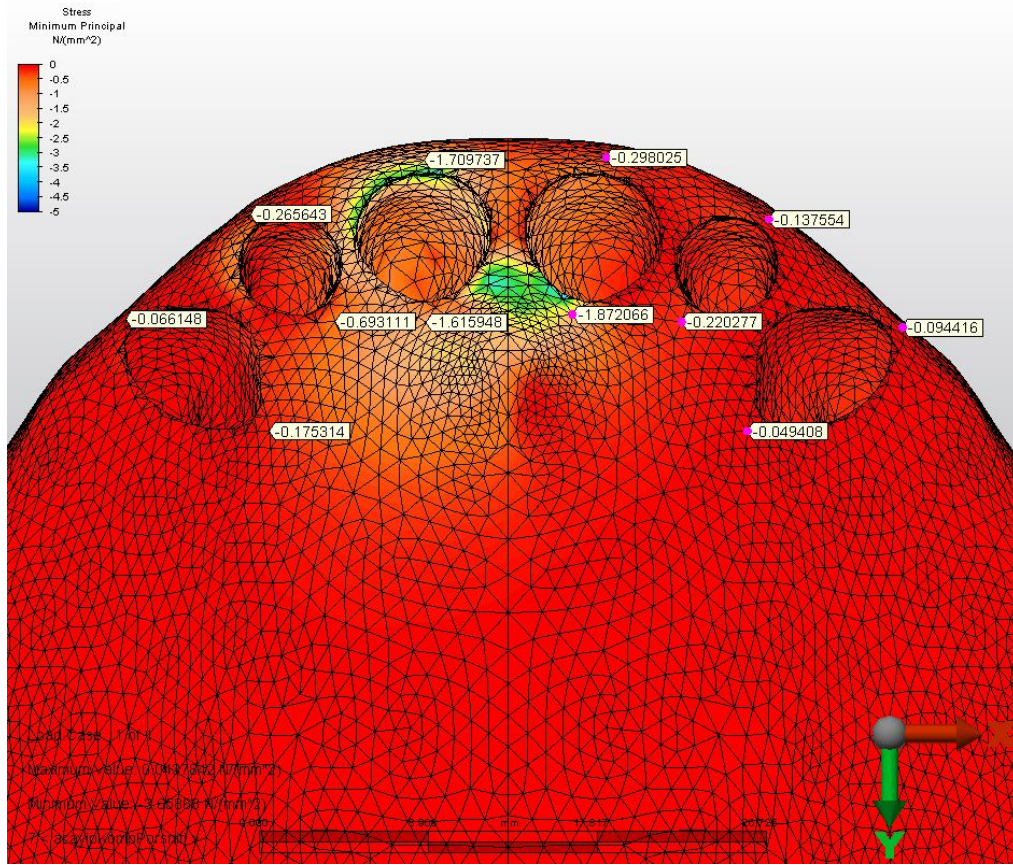
#### 3.1. Birinci Modele Ait Bulgular

Birinci modelde, Ortho Technology firmasına ait Orthoflex composite braketler üst çene anterior altı dişe uygulanmıştır. Braket slotlarından geçecek şekilde 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller tatbik edilmiştir. Ark teline, sağ santralin braket slotuna giren kısımlarından 20° lik palatinal kron torku uygulayacak şekilde büküm verilmiştir.

##### 3.1.1. 0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

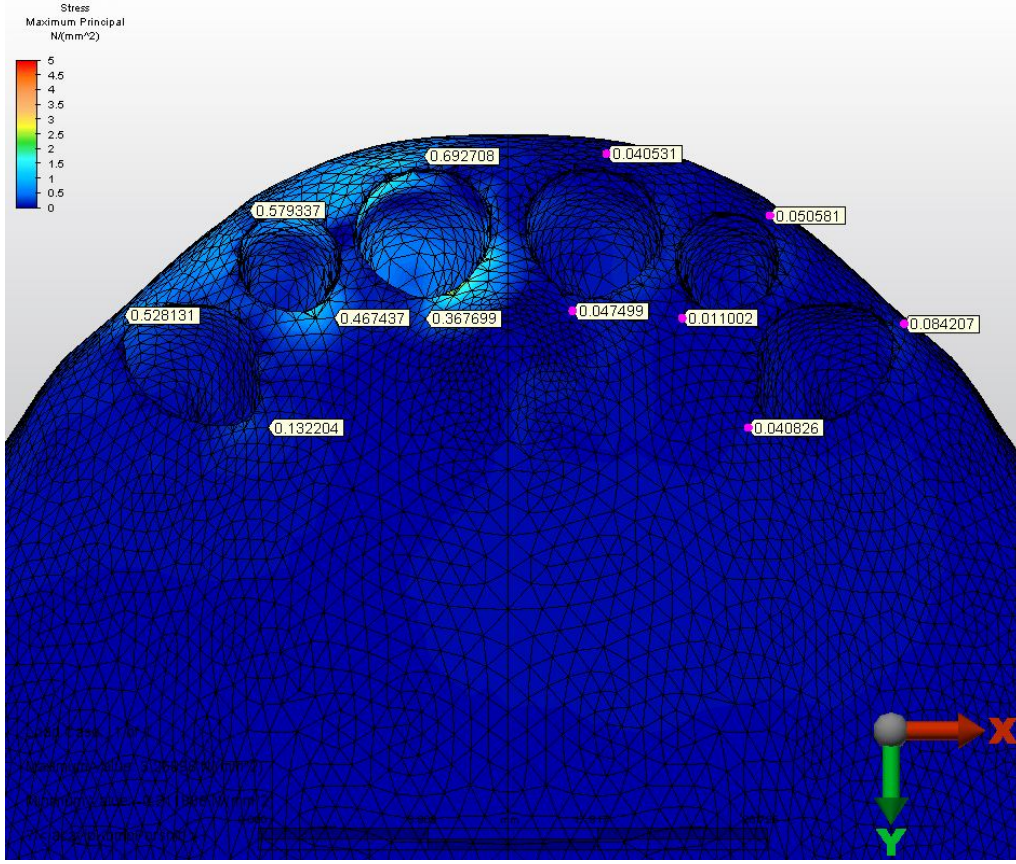
###### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -1,615948 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.1).



Şekil 3-1 Minimum asal gerilme

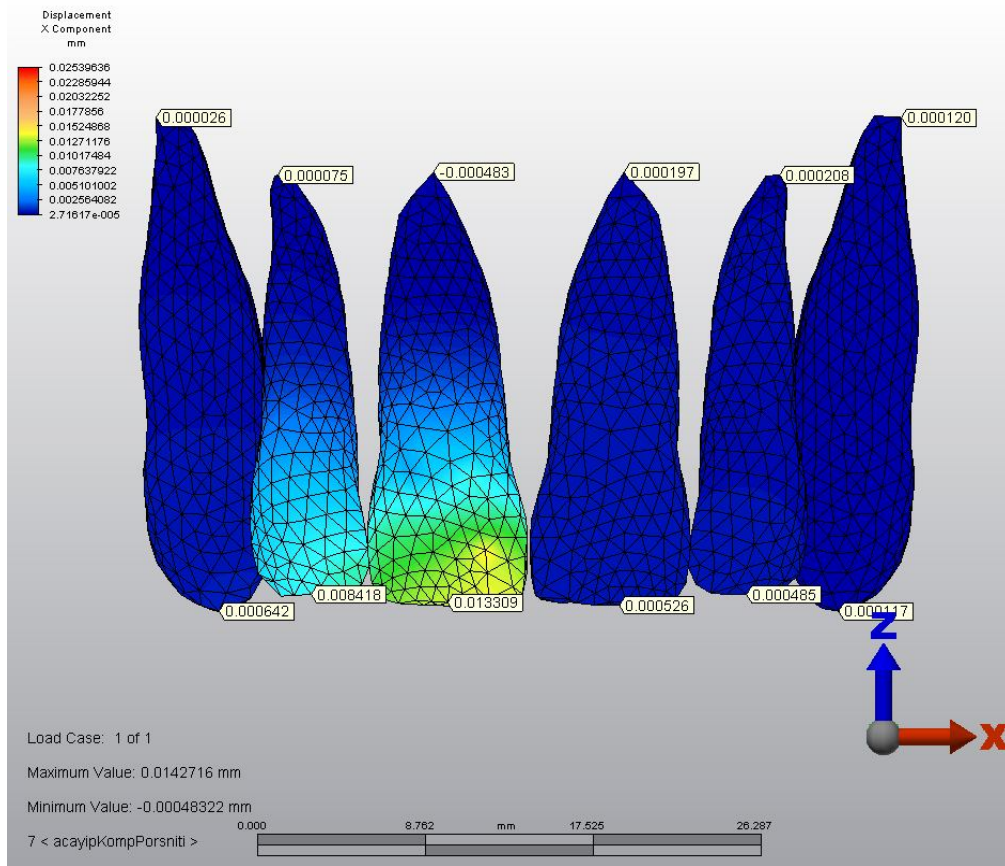
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,692708, N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.2).



Şekil 3-2 Maksimum asal gerilme

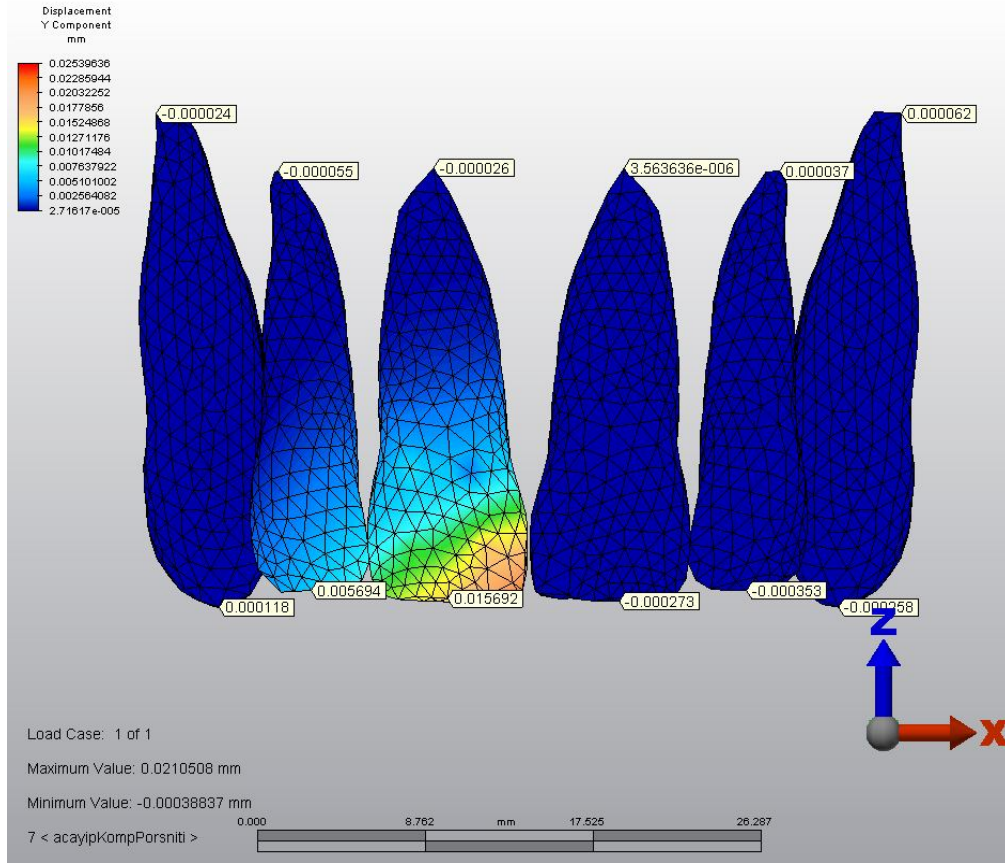
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,013309, apikalde – yönde 0,000483 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.3).



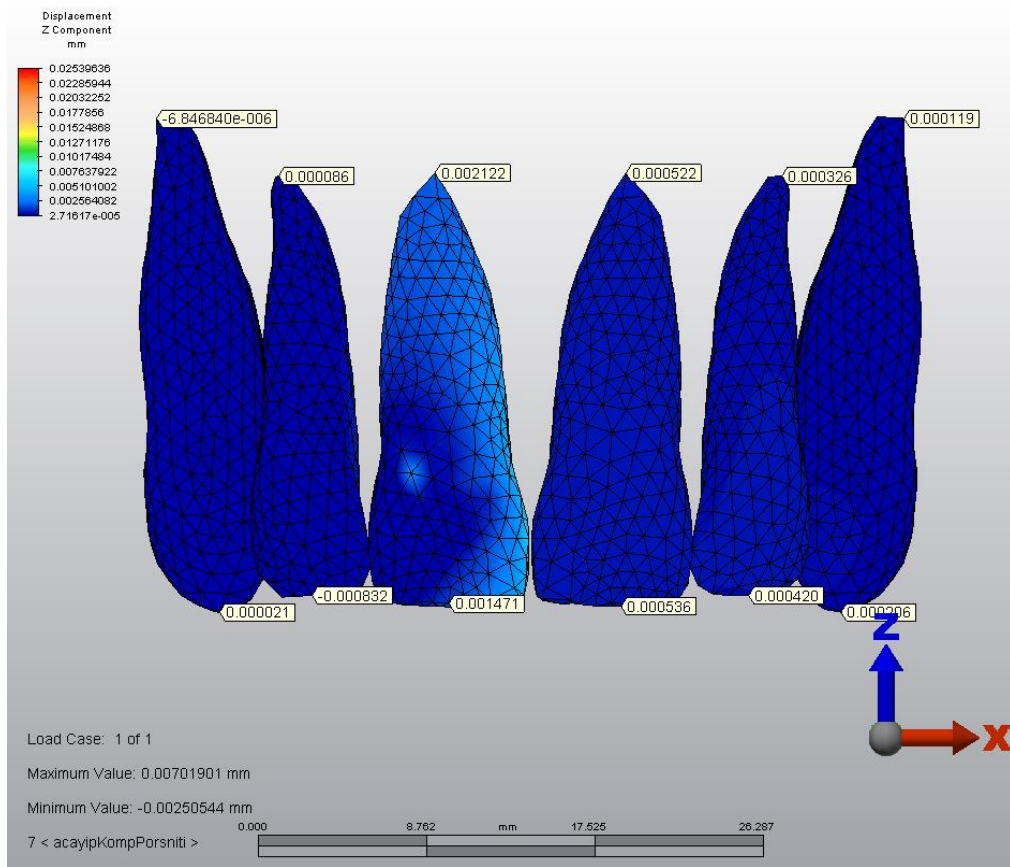
Şekil 3-3 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,015692, apikalde – yönde 0,000026 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.4).



Şekil 3-4 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001471, apikalde de + yönde 0,002122 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.5).

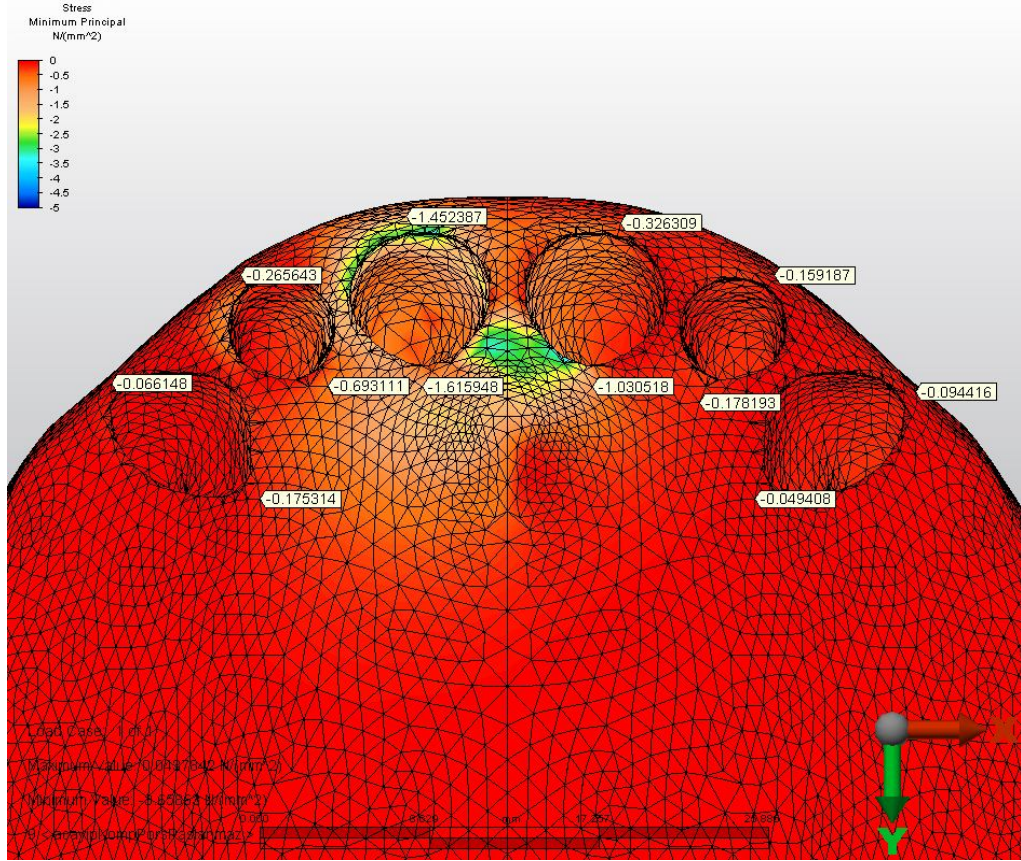


Şekil 3-5 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.1.2. 0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

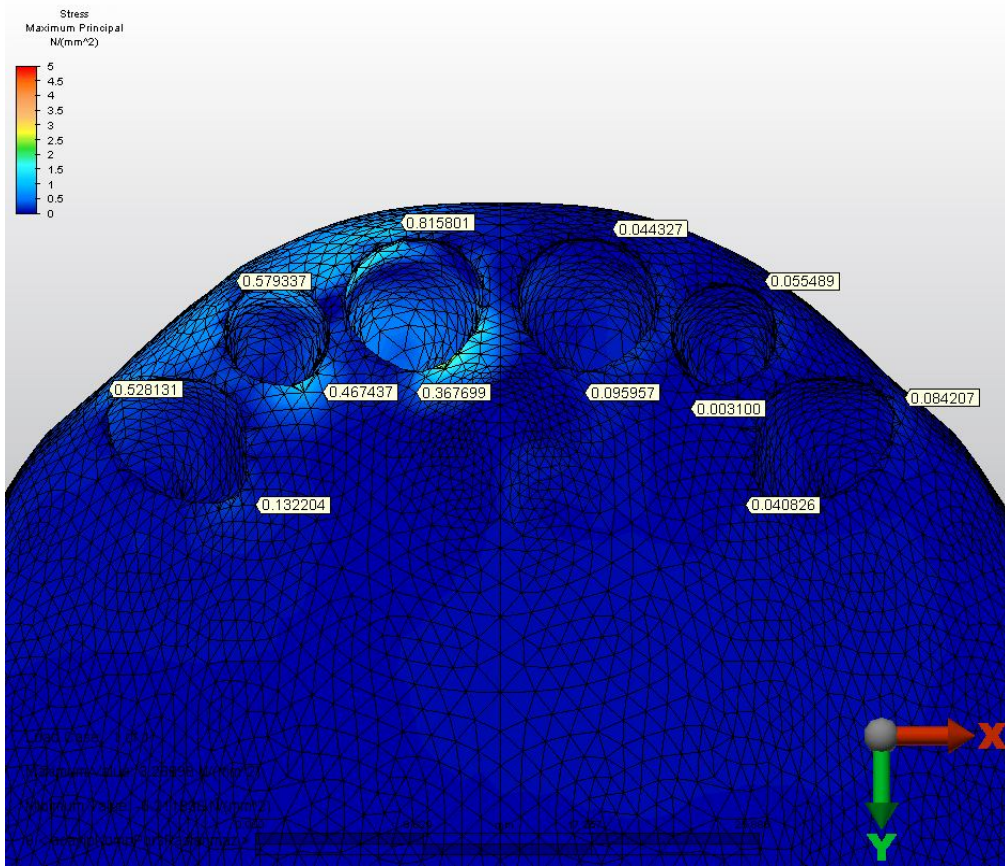
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,615948 \text{ N/mm}^2$  dir (Şekil 3.6).



Şekil 3-6 Minimum asal gerilme değeri

Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,815801 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.7).

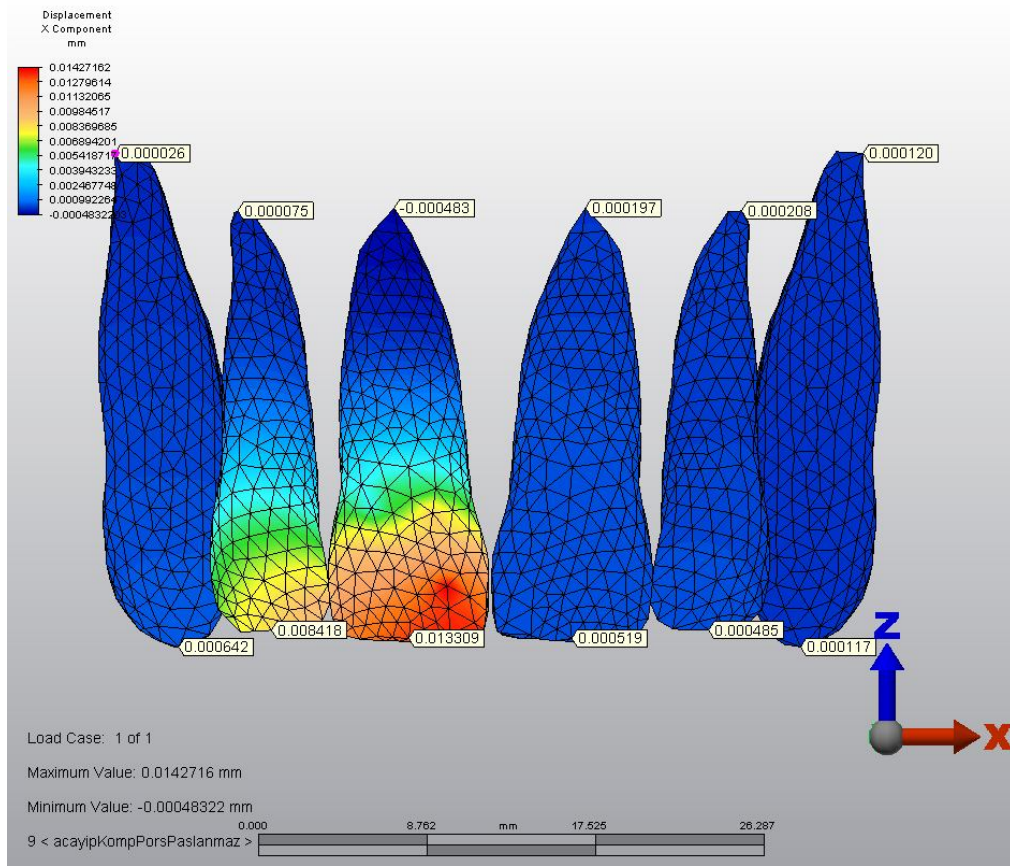


Şekil 3-7 Maksimum asal gerilme değeri



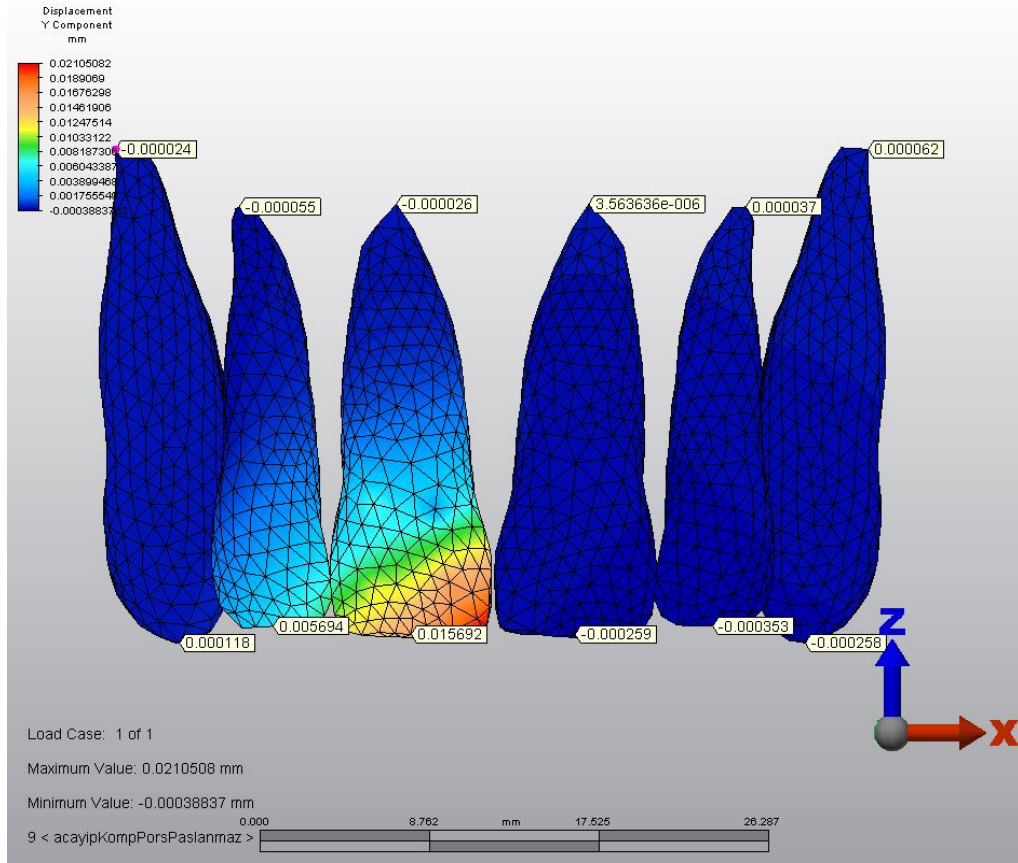
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,013309, apikalde – yönde 0,000483 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.8).



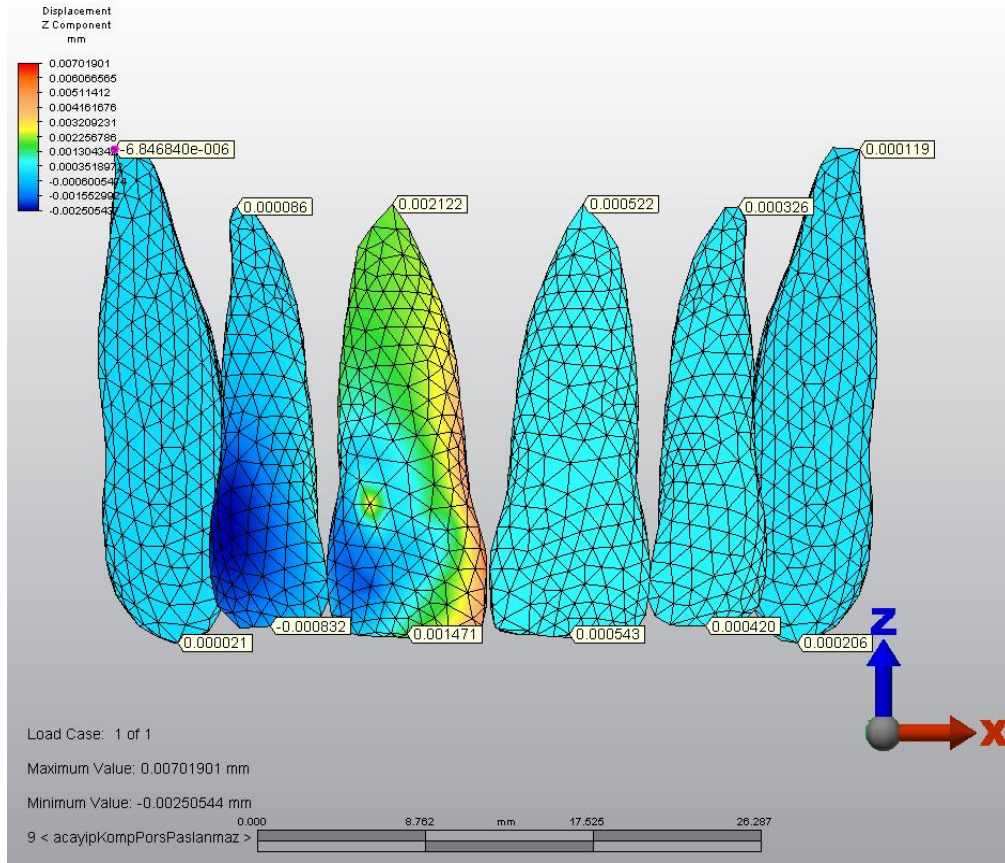
Şekil 3-8 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,015692, apikalde – yönde 0,000026 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.9).



Şekil 3-9 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001471, apikalde de + yönde 0,002122 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.10).

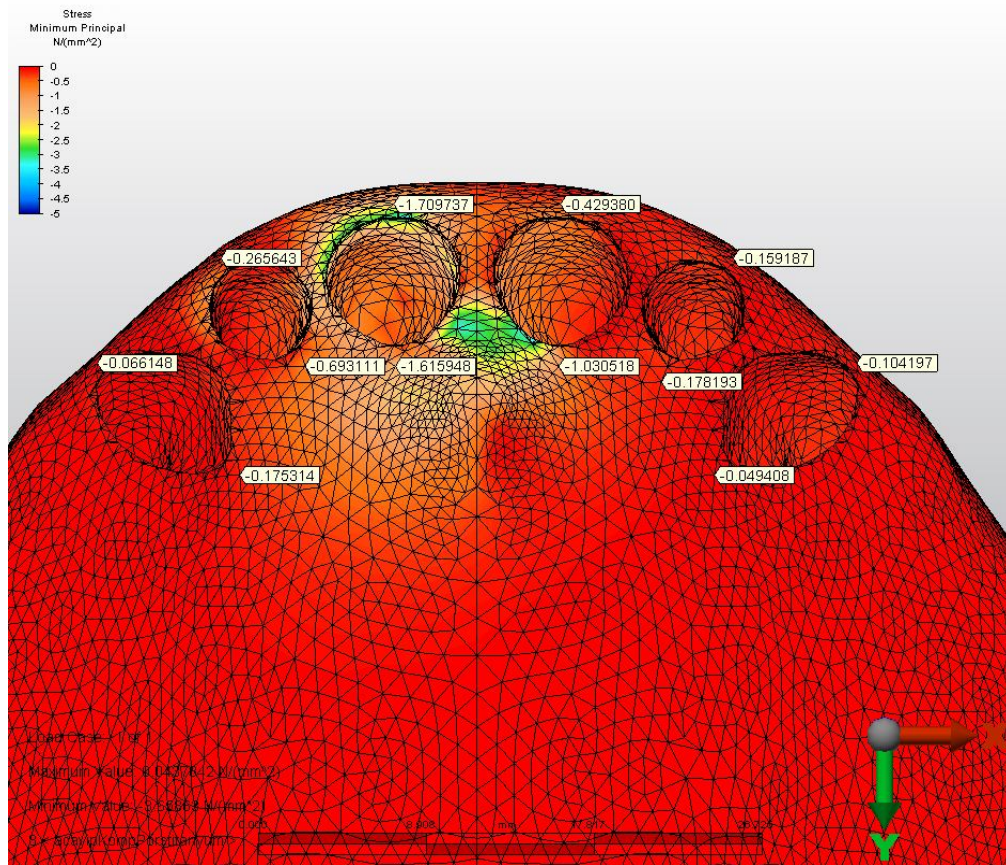


Şekil 3-10 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.1.3. 0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

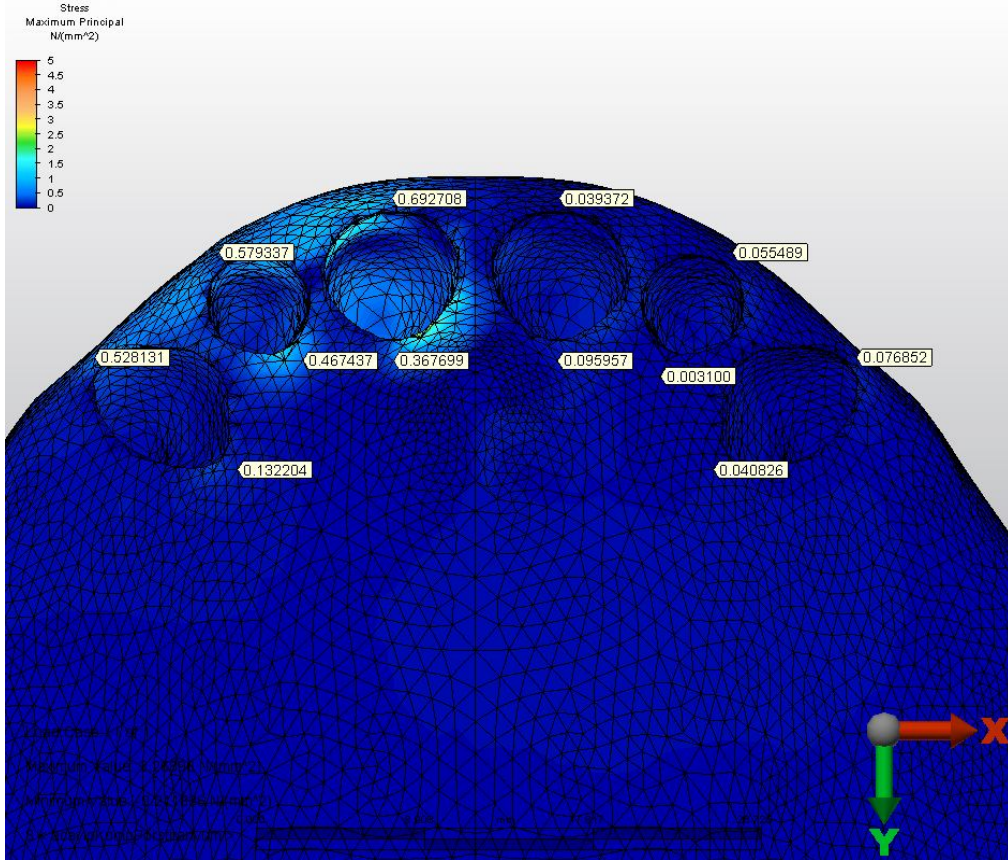
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,615948 \text{ N/mm}^2$  dir (Şekil 3.11).



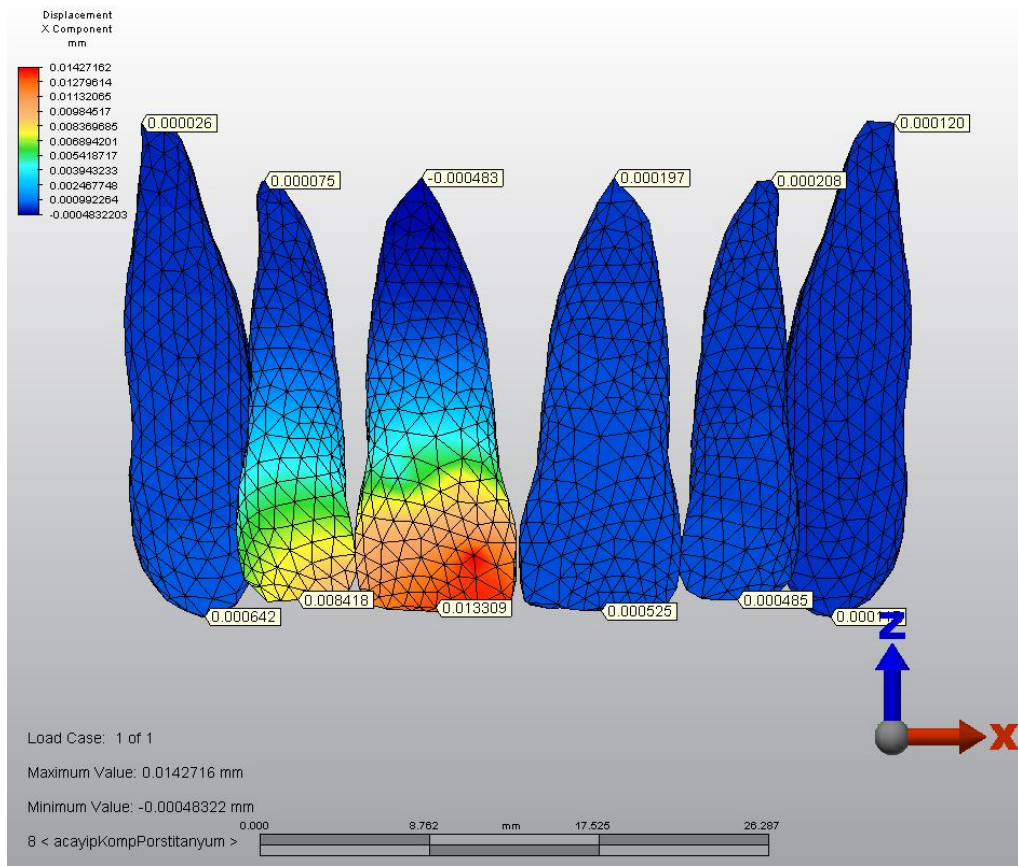
Şekil 3-11 Minimum asal gerilme değeri

Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,692708 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.12).



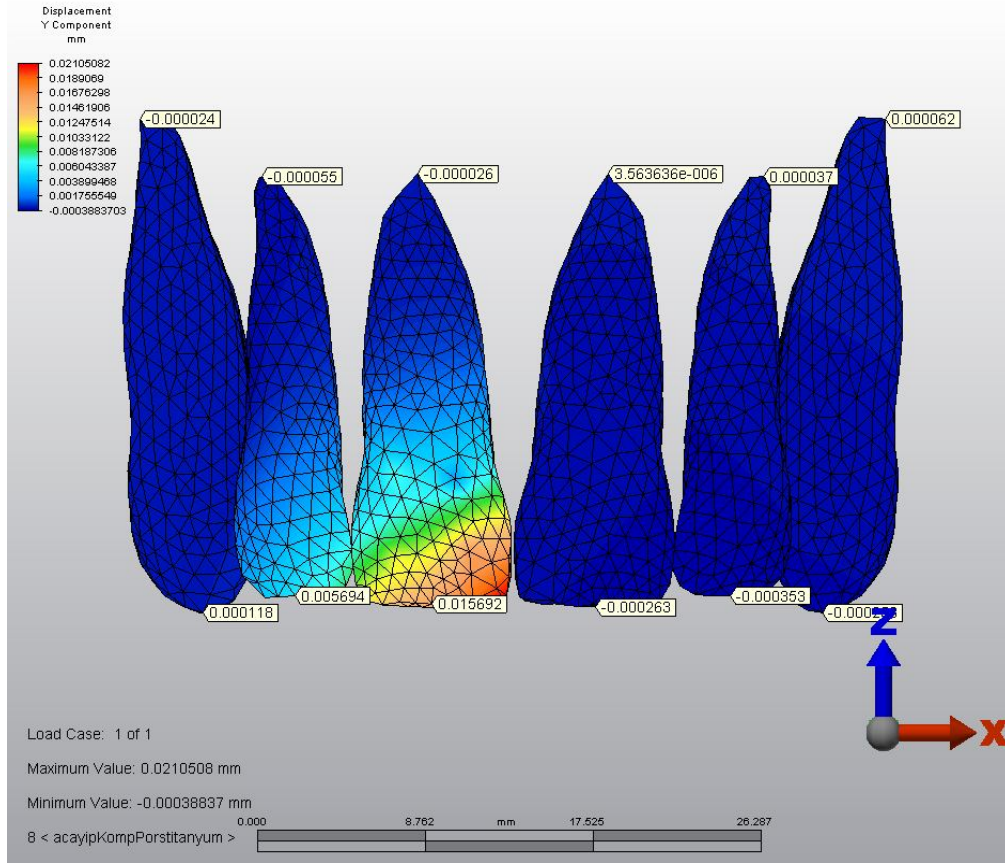
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,013309, apikalde – yönde 0,000483 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.13).



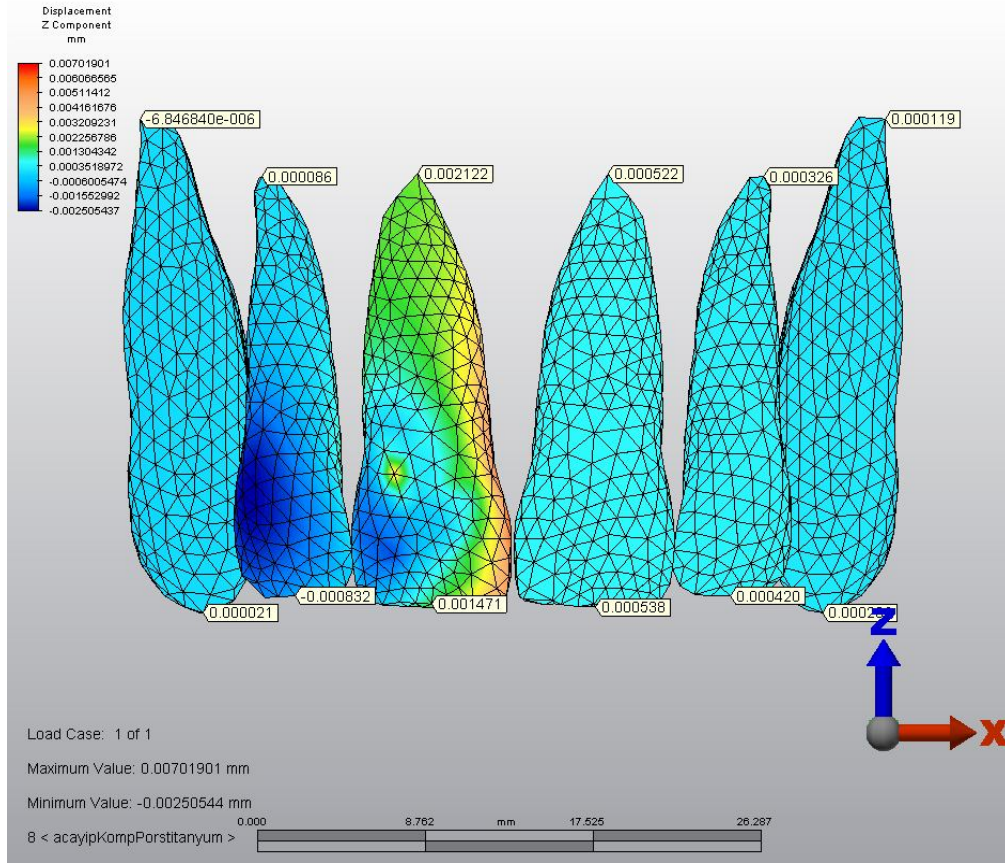
Şekil 3-13 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,015692, apikalde – yönde 0,000026 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.14).



Şekil 3-14 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001471, apikalde de + yönde 0,002122 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.15).



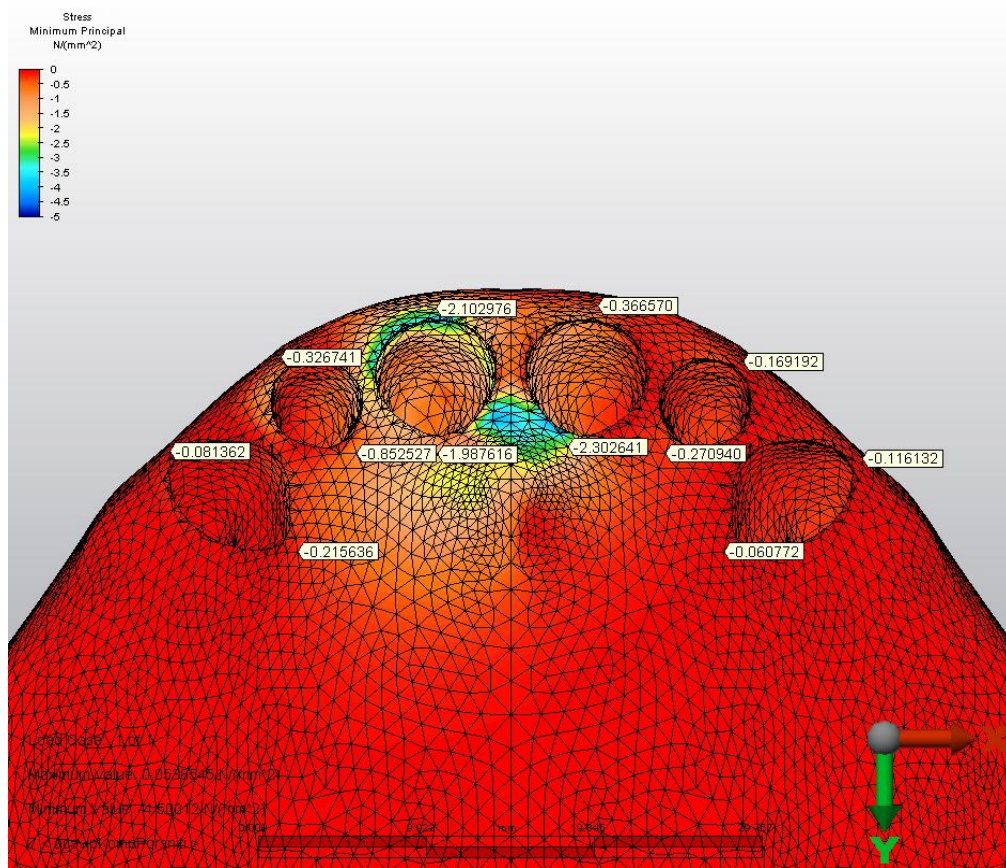
Şekil 3-15 Oklüzo-apikal yönde hareket



### 3.1.4. 0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

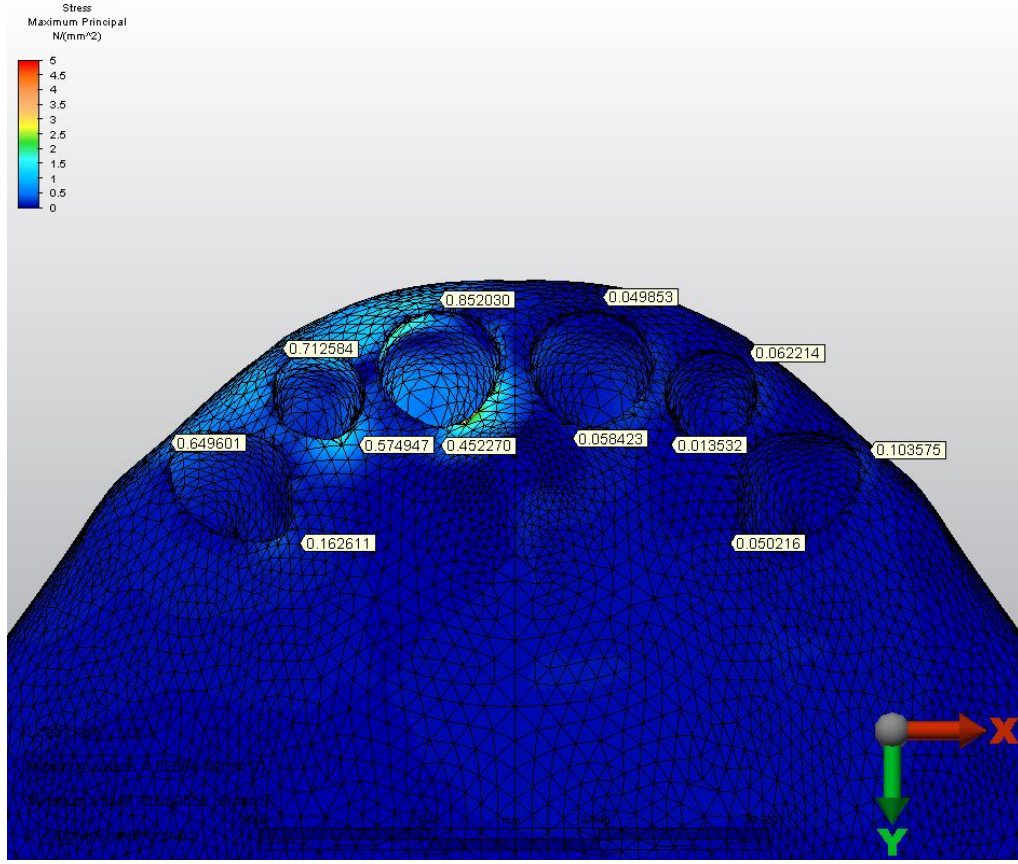
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,987616 \text{ N/mm}^2$  dir (şekil 3.16).



şekil 3-16 Minimum asal gerilme değeri

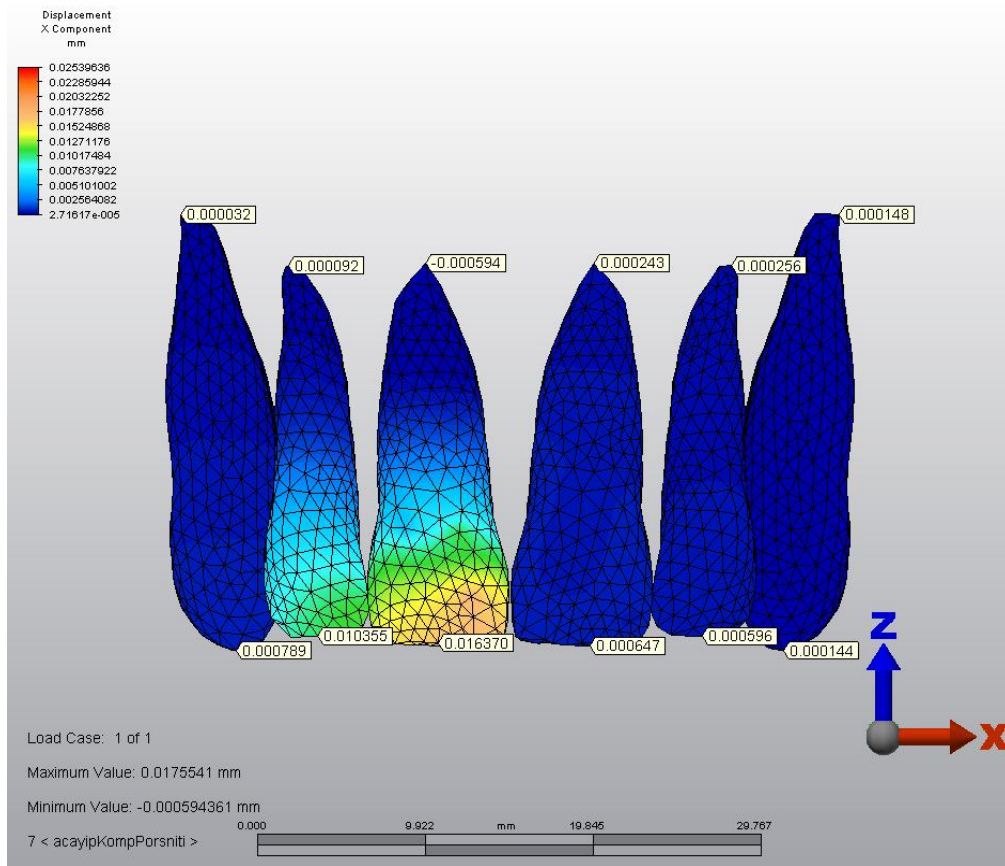
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,852030 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.17).



Şekil 3-17 Maksimum asal gerilme değeri

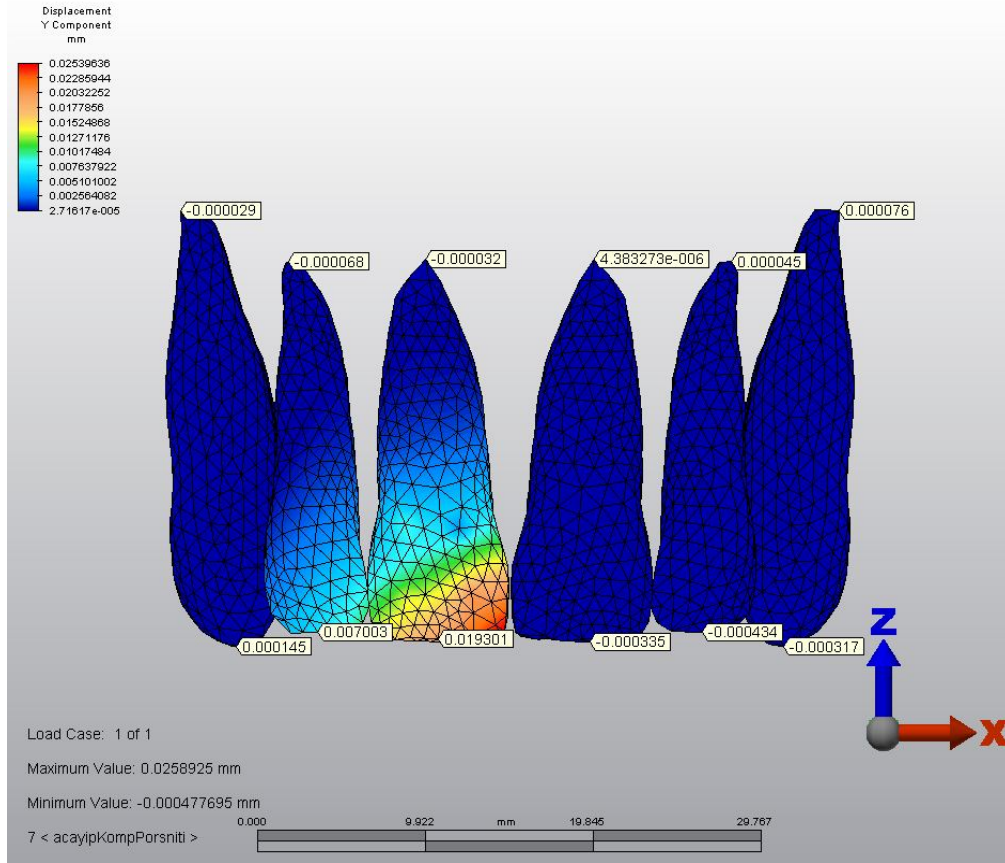
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01637, apikalde – yönde 0,000594 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.18).



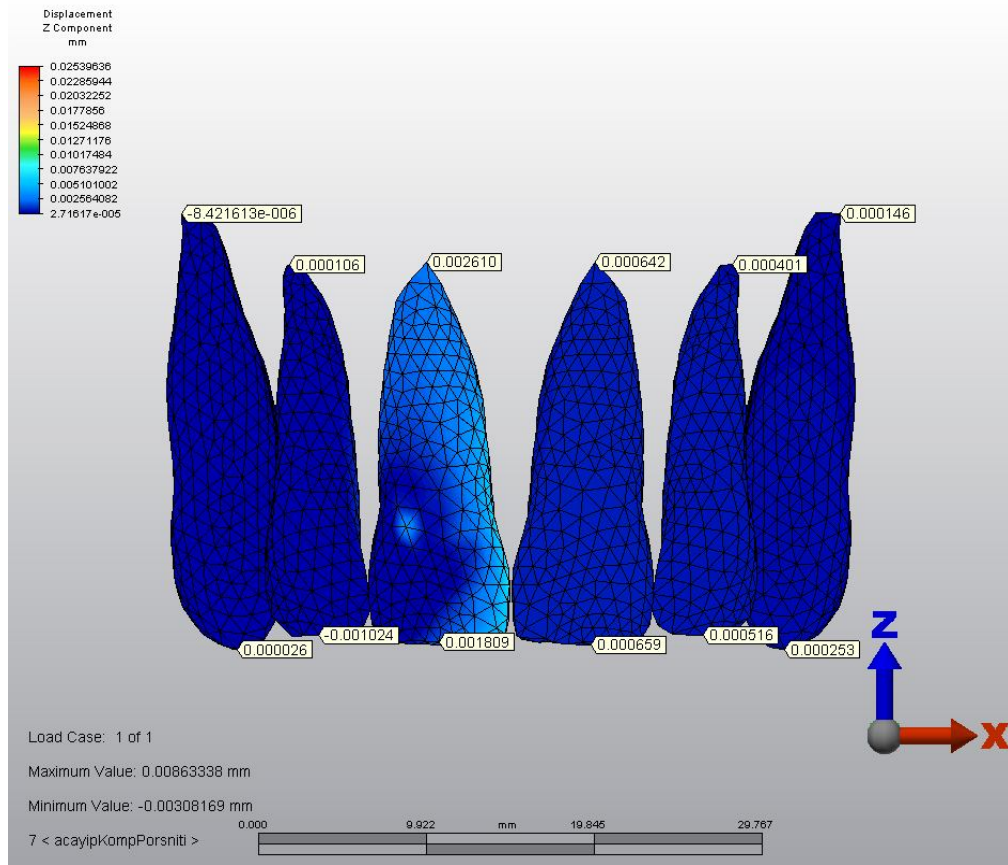
Şekil 3-18 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019301, apikalde – yönde 0,000032 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.19).



Şekil 3-19 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001809, apikalde de + yönde 0,00261 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.20).

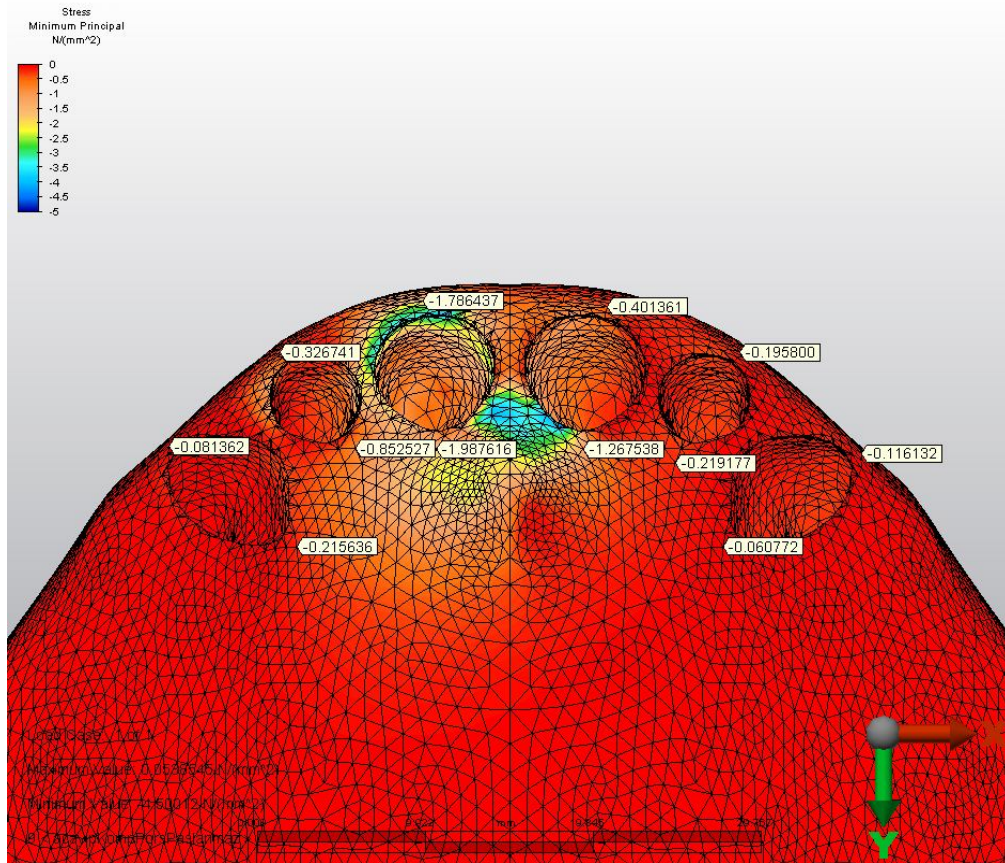


Şekil 3-20 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.1.5. 0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

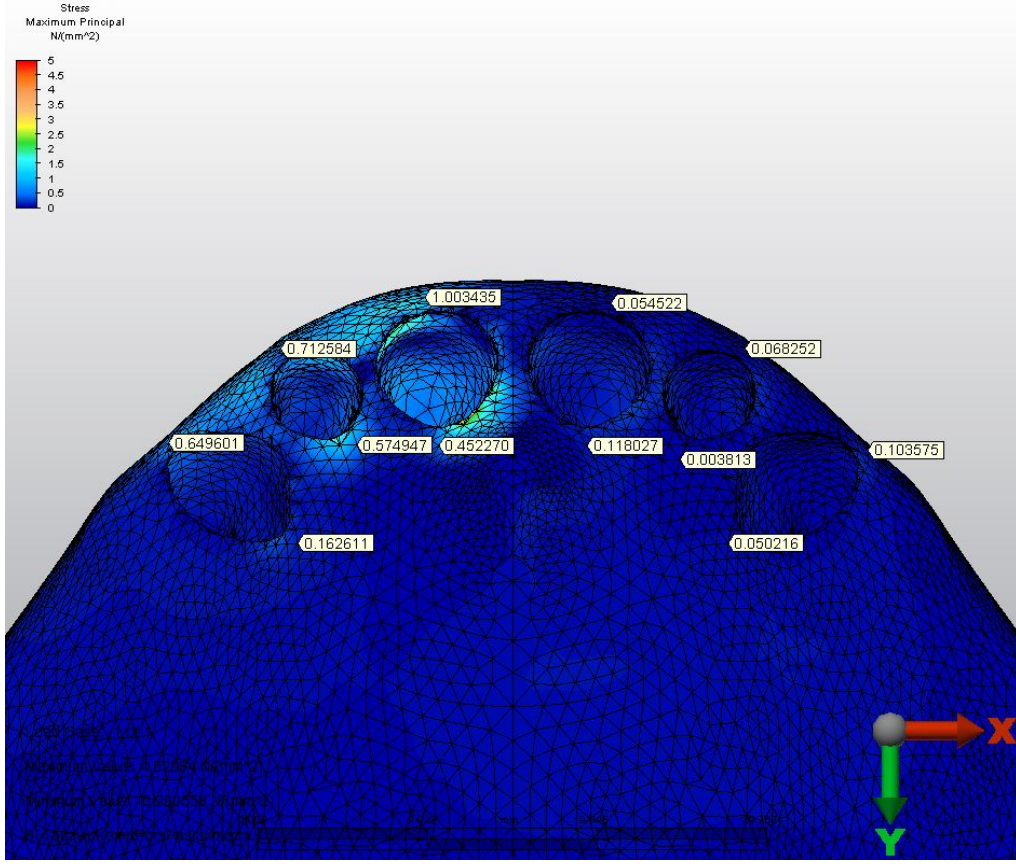
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,987616 \text{ N/mm}^2$  dir (Şekil 3.21).



Şekil 3-21 Minimum asal gerilme değeri

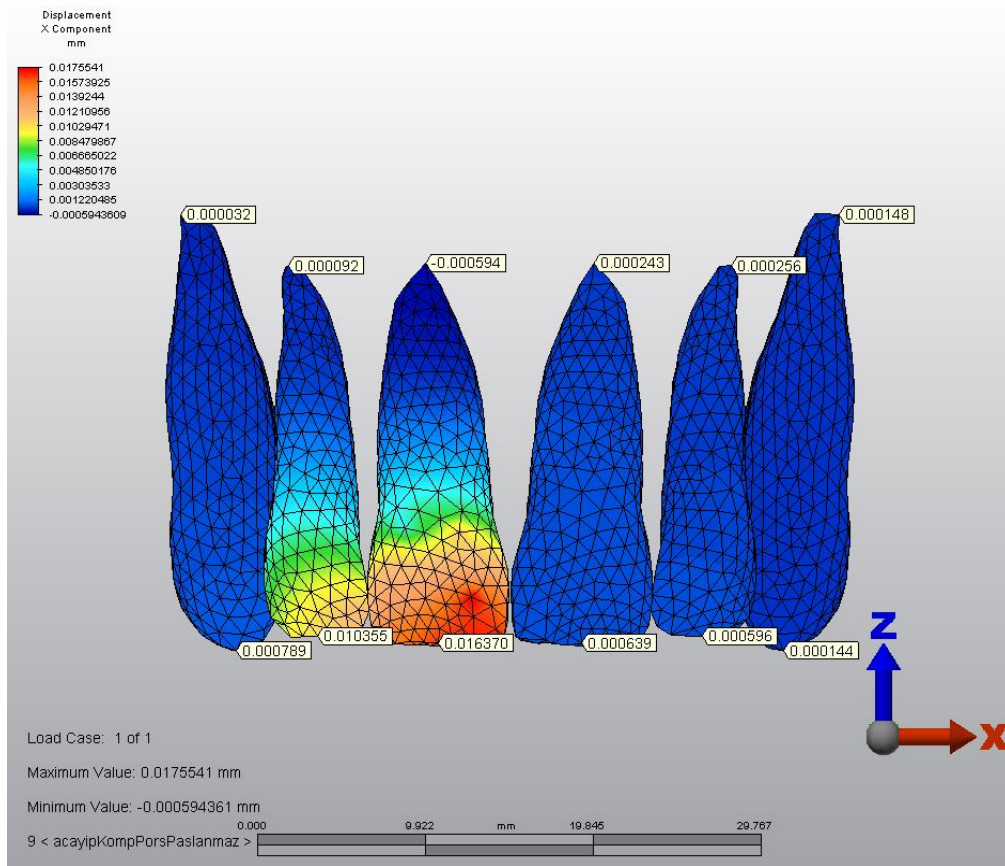
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,003435 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.22).



Şekil 3-22 Maksimum asal gerilme değeri

### Yer Değiştirme Bulguları

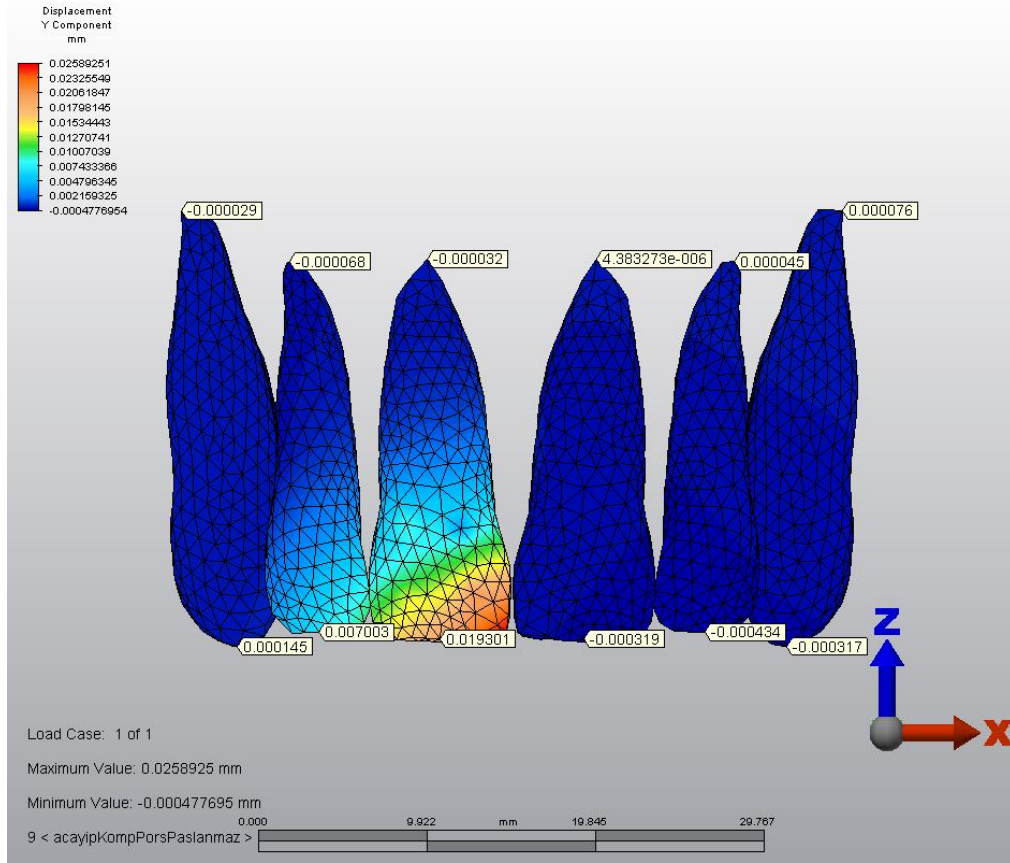
Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01637, apikalde – yönde 0,000594 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.23).



Şekil 3-23 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

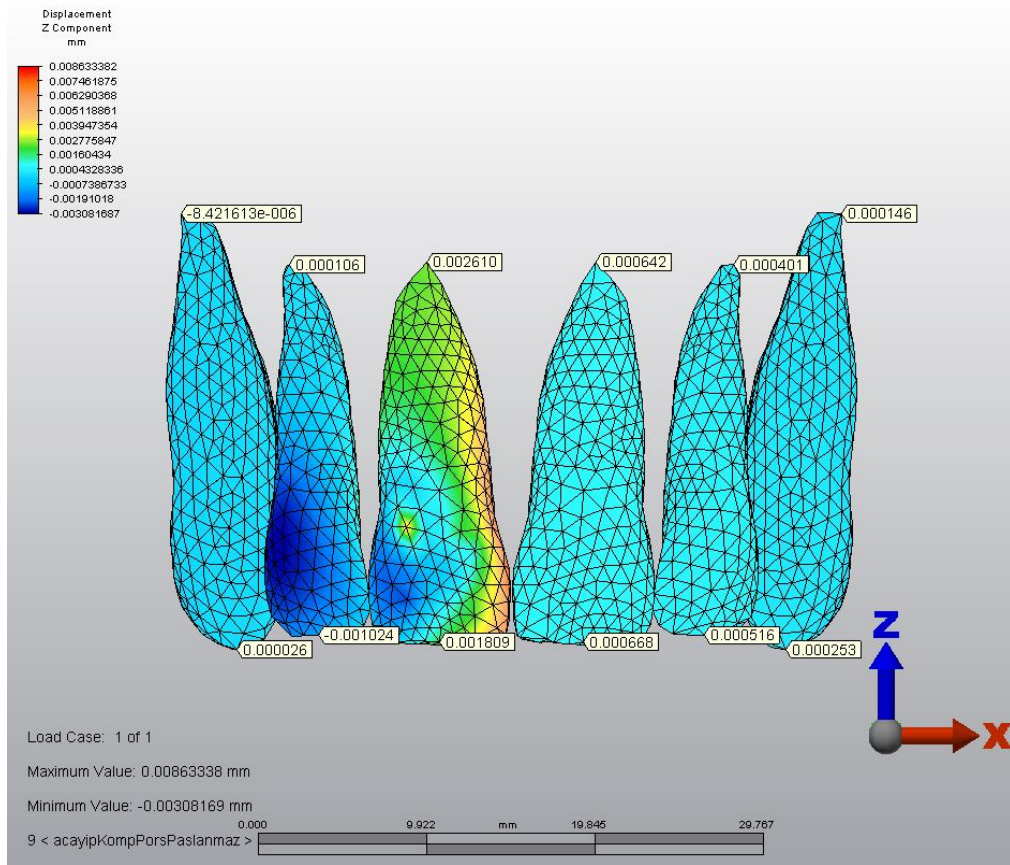


Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019301, apikalde – yönde 0,000032 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.24).



Şekil 3-24 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001809, apikalde de + yönde 0,00261 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi olduğunu göstermektedir (Şekil 3.25).

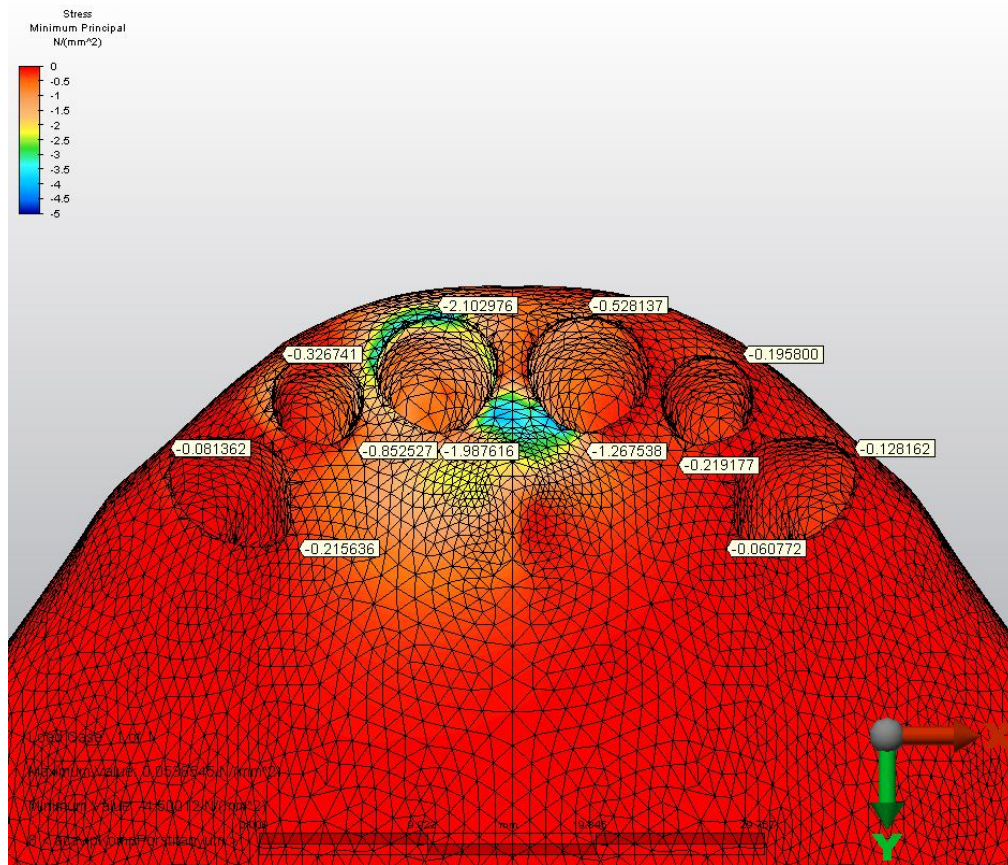


Şekil 3-25 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.1.6. 0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

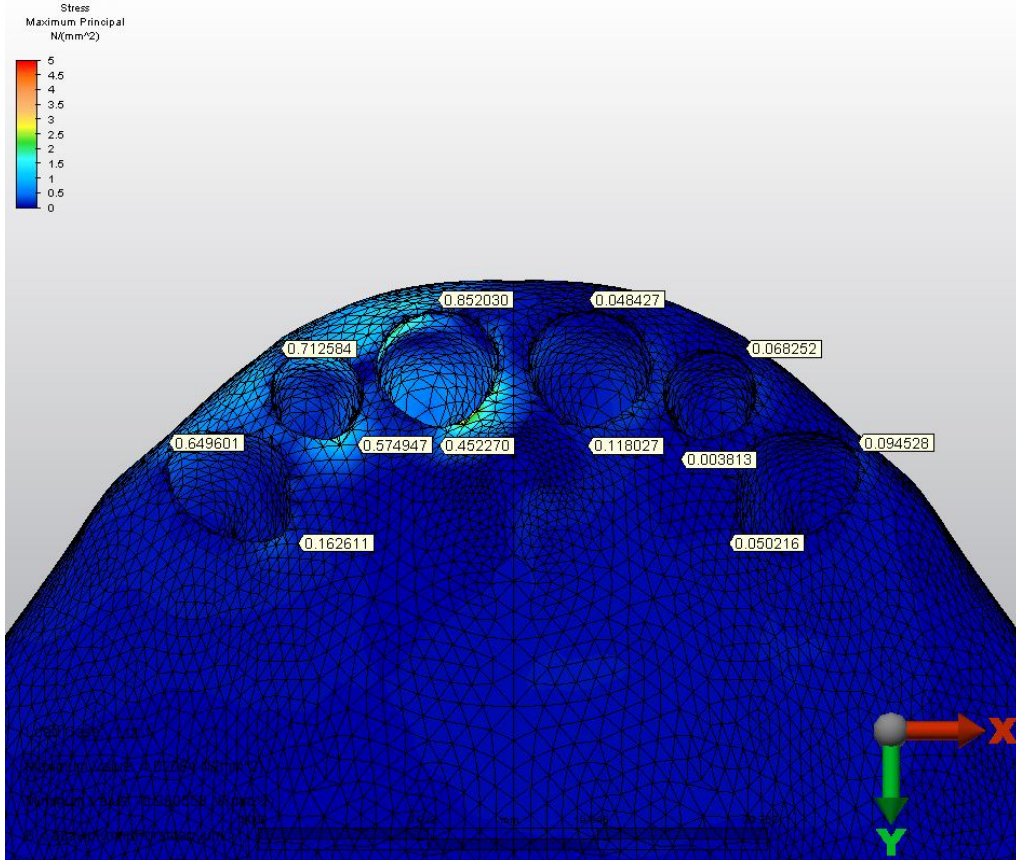
*Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -1,987616 N/ mm<sup>2</sup> dir.



Şekil 3-26 Minimum asal gerilme değeri

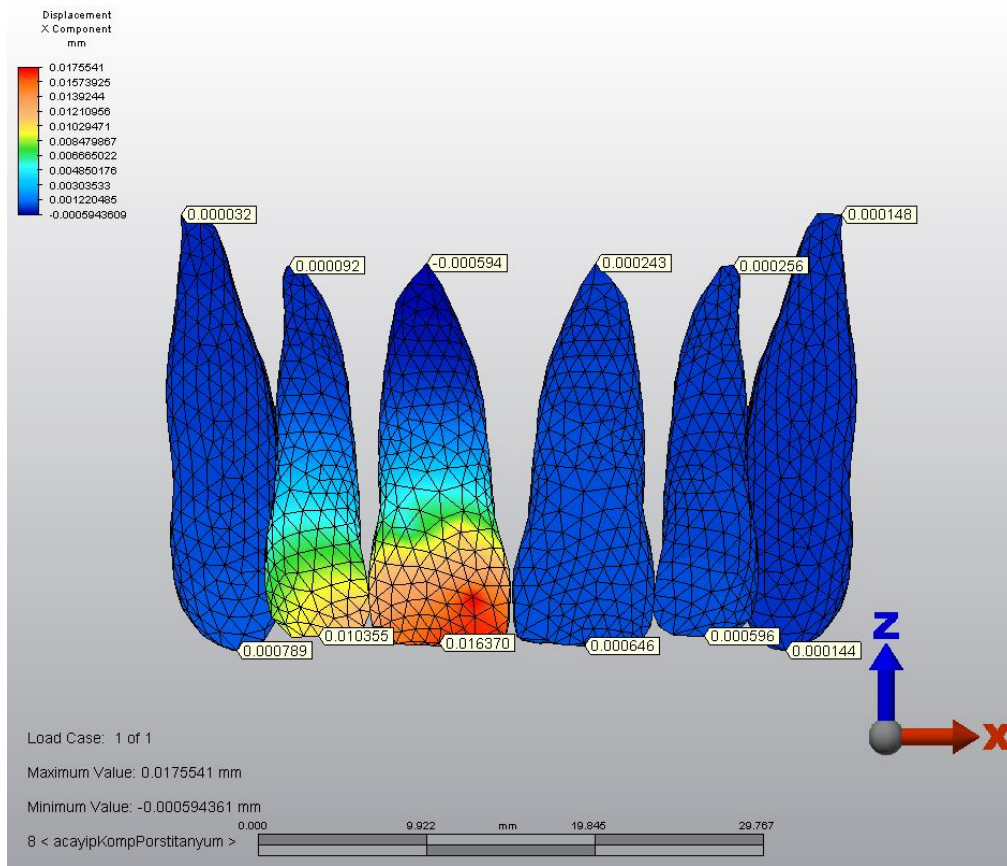
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,852030 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.27).



Şekil 3-27 Maksimum asal gerilme değeri

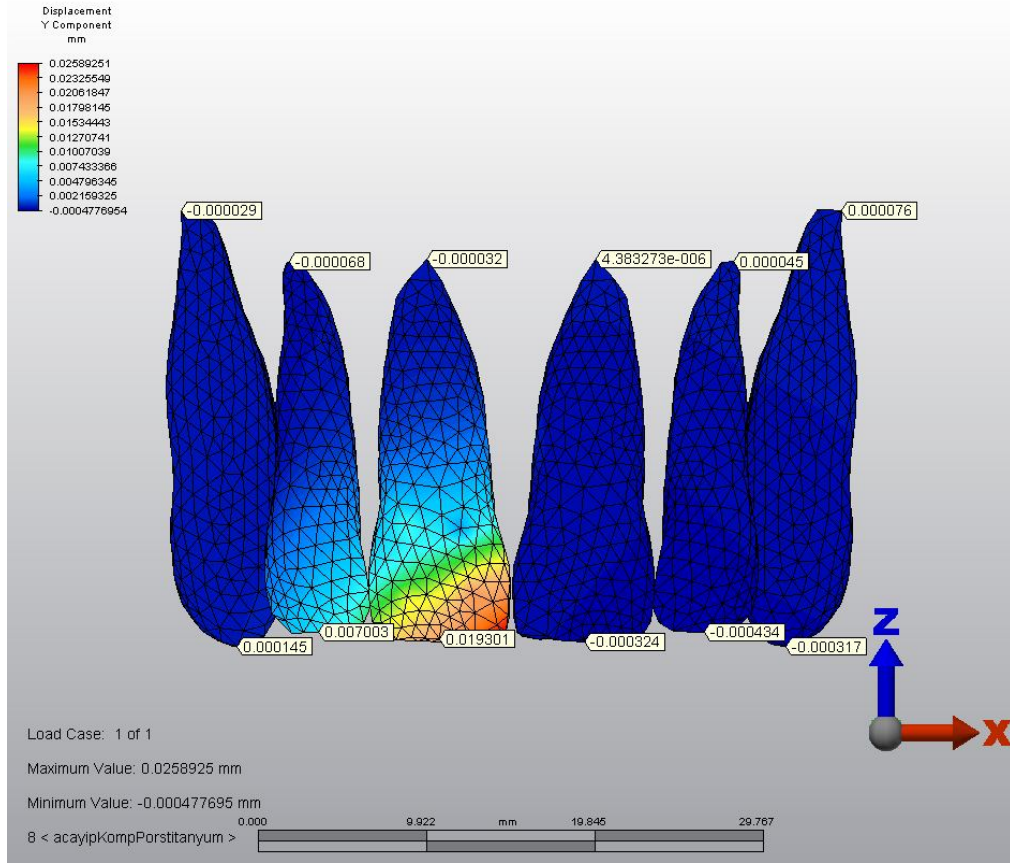
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01637, apikalde – yönde 0,000594 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.28).



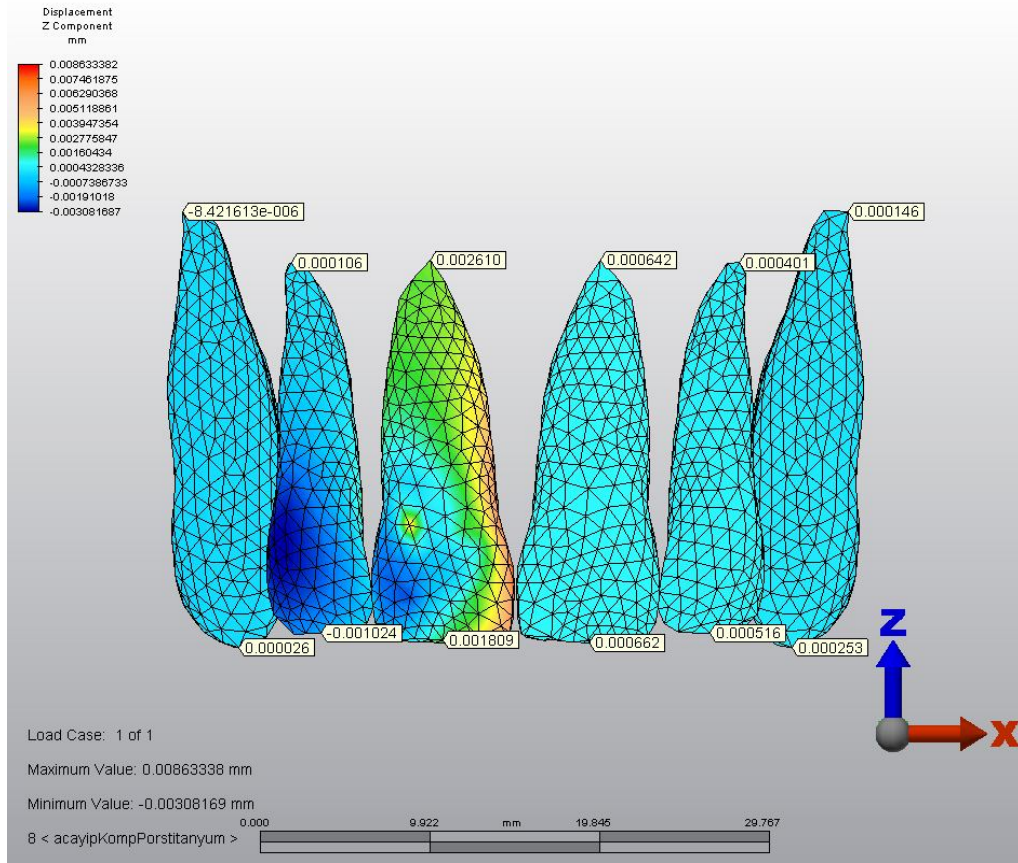
Şekil 3-28 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019301, apikalde – yönde 0,000032 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.29).



Şekil 3-29 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001809, apikalde de + yönde 0,00261 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.30).



Şekil 3-30 Oklüzo-apikal yönde hareket

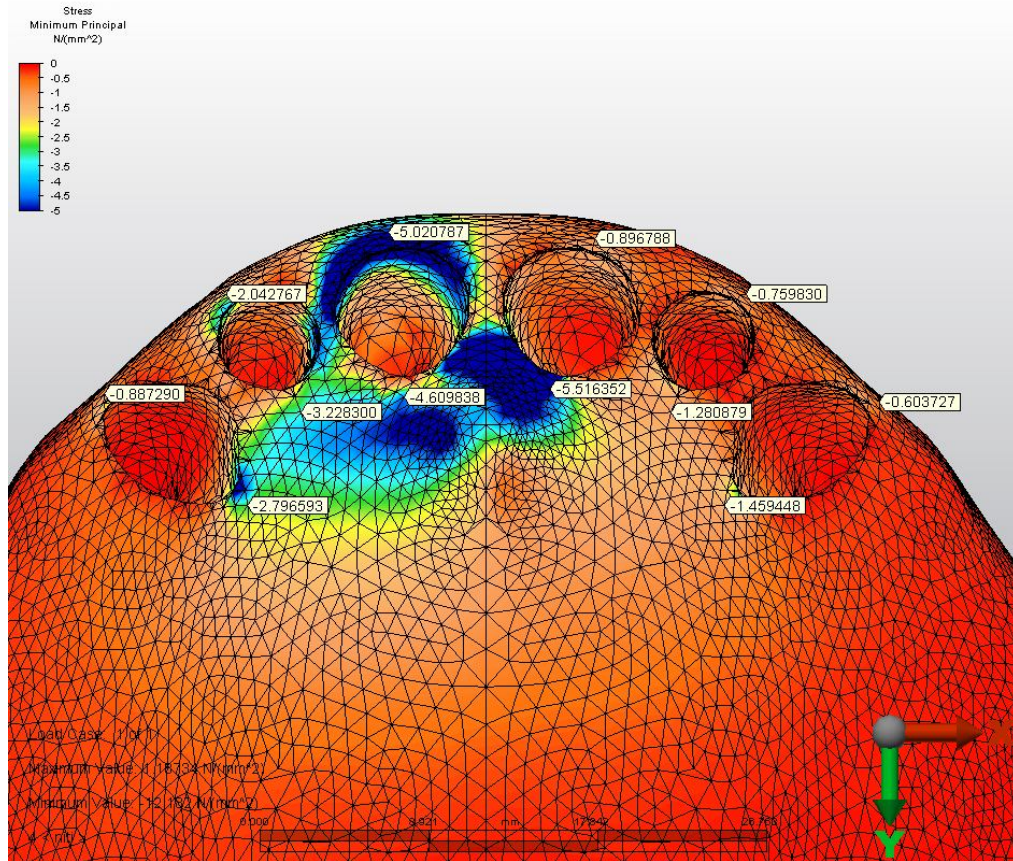
### 3.2. İkinci Modele Ait Bulgular

İkinci modelde, American Orthodontics firmasına ait 20/40 seramik braketler üst çene anterior altı dişe uygulanmıştır. Braket slotlarından geçecek şekilde 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 Ni-Ti, SS ve TMA teller tatbik edilmiştir. Ark teline, sağ santralin braket slotuna giren kısımlarından 20° lik palatinal kron torku uygulayacak şekilde büküm verilmiştir.

### 3.2.1. 0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

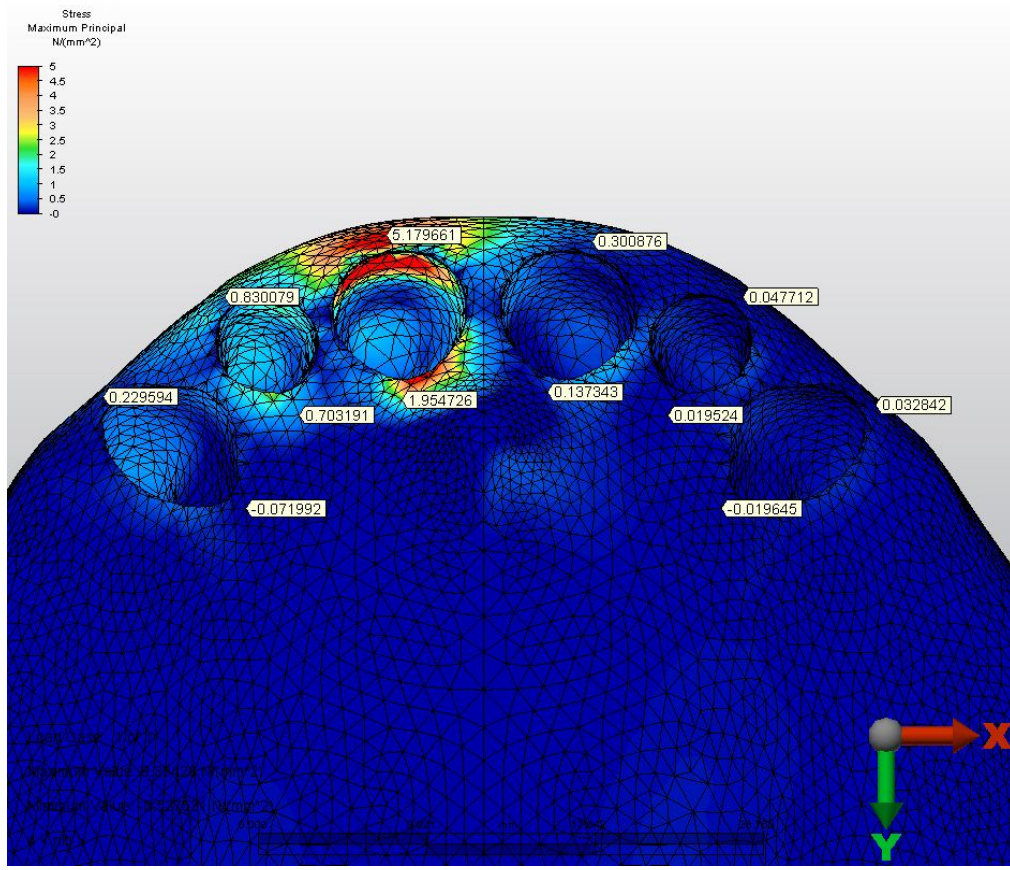
Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri palatinalde; -4,609838 N/ mm<sup>2</sup>' dir (şekil 3.31).



şekil 3-31 Minimum asal gerilme değeri

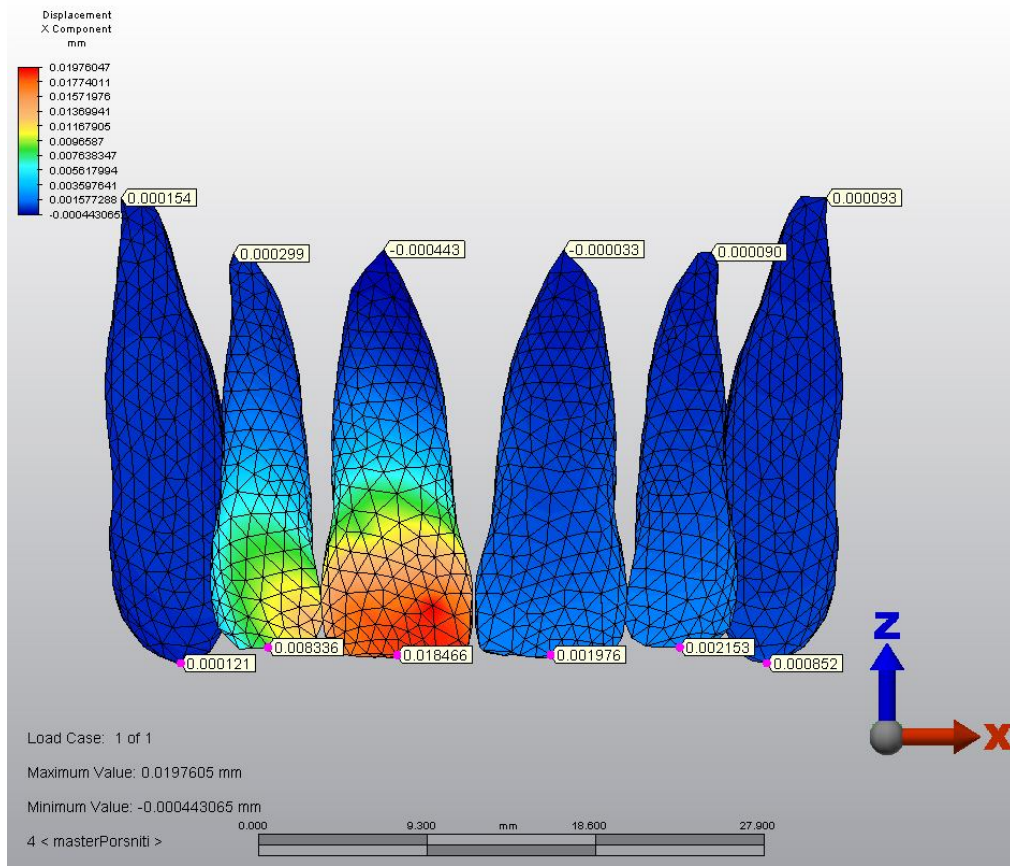


Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,179661 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.32).



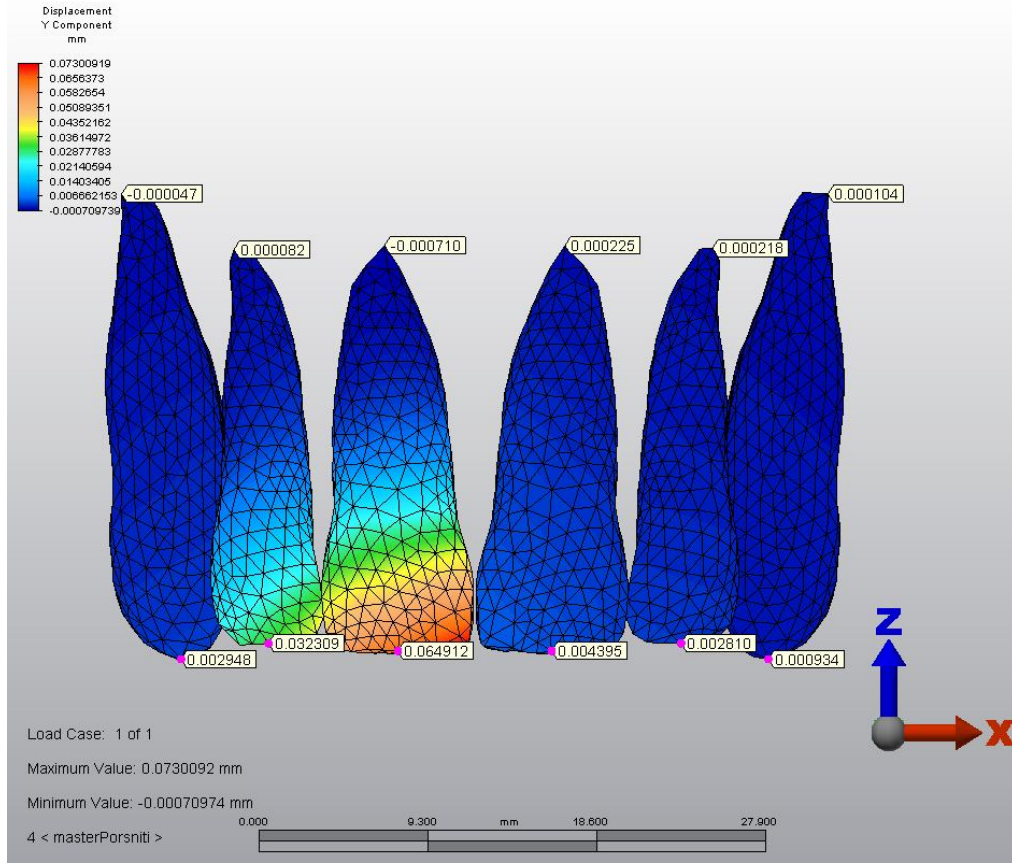
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,018466, apikalde – yönde 0,000443 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.33).



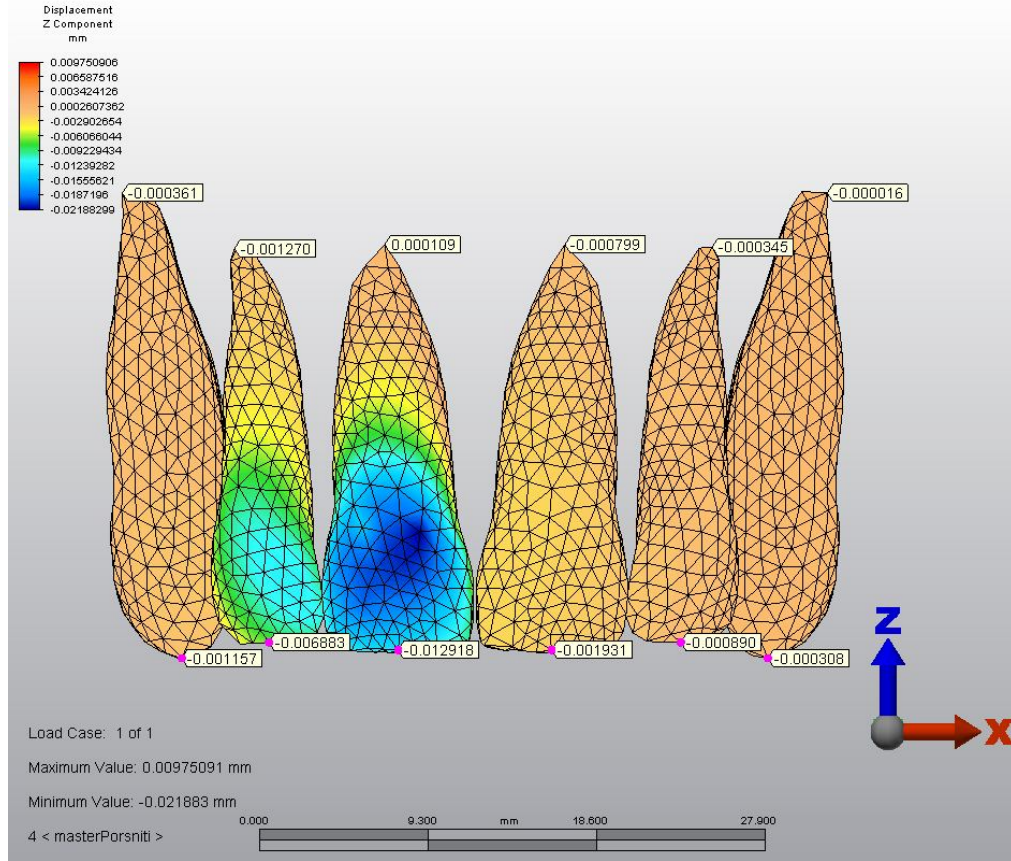
Şekil 3-33 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,064912, apikalde – yönde 0,00071 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.34).



Şekil 3-34 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,012918, apikalde de + yönde 0,000109 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.35).

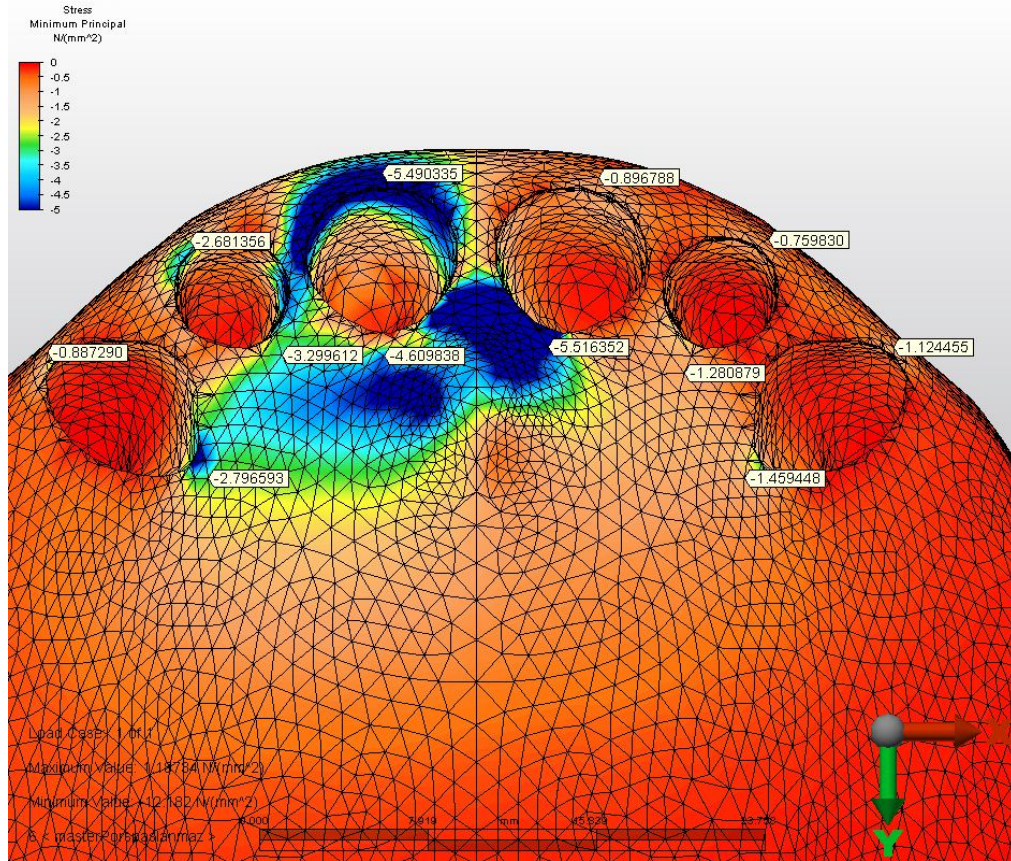


Şekil 3-35 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.2.2. 0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

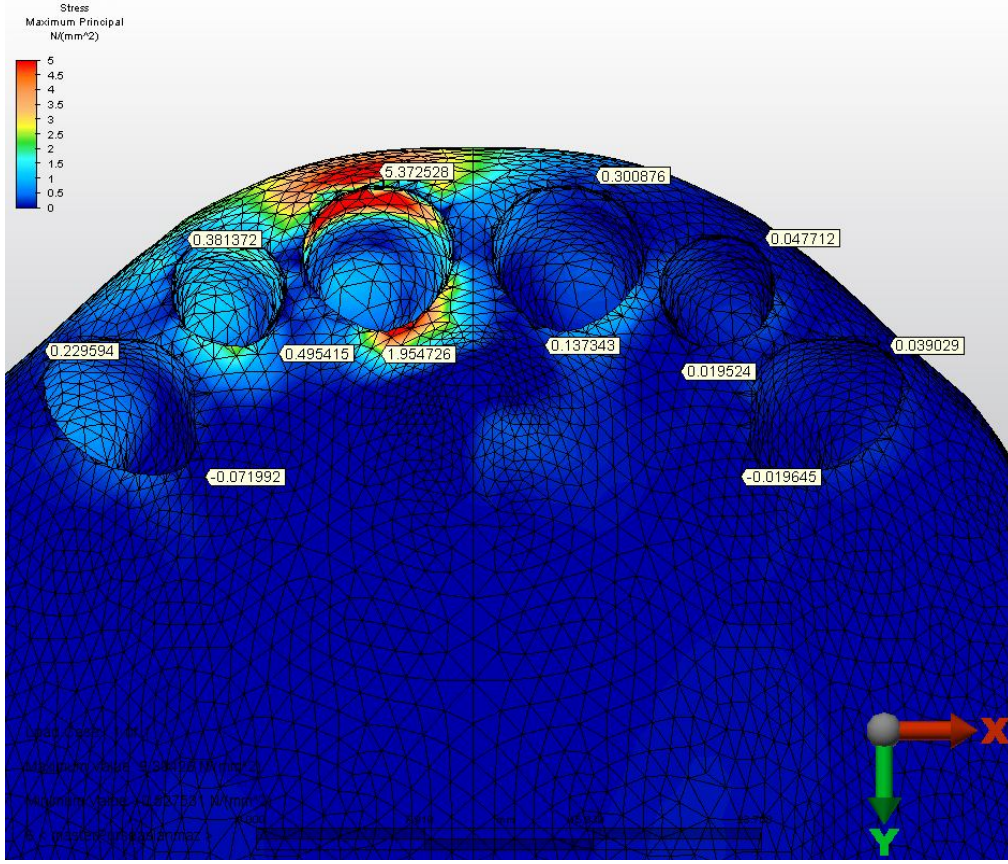
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-4,609838 \text{ N/mm}^2$  dir (şekil 3.36).



şekil 3-36 Minimum asal gerilme değeri

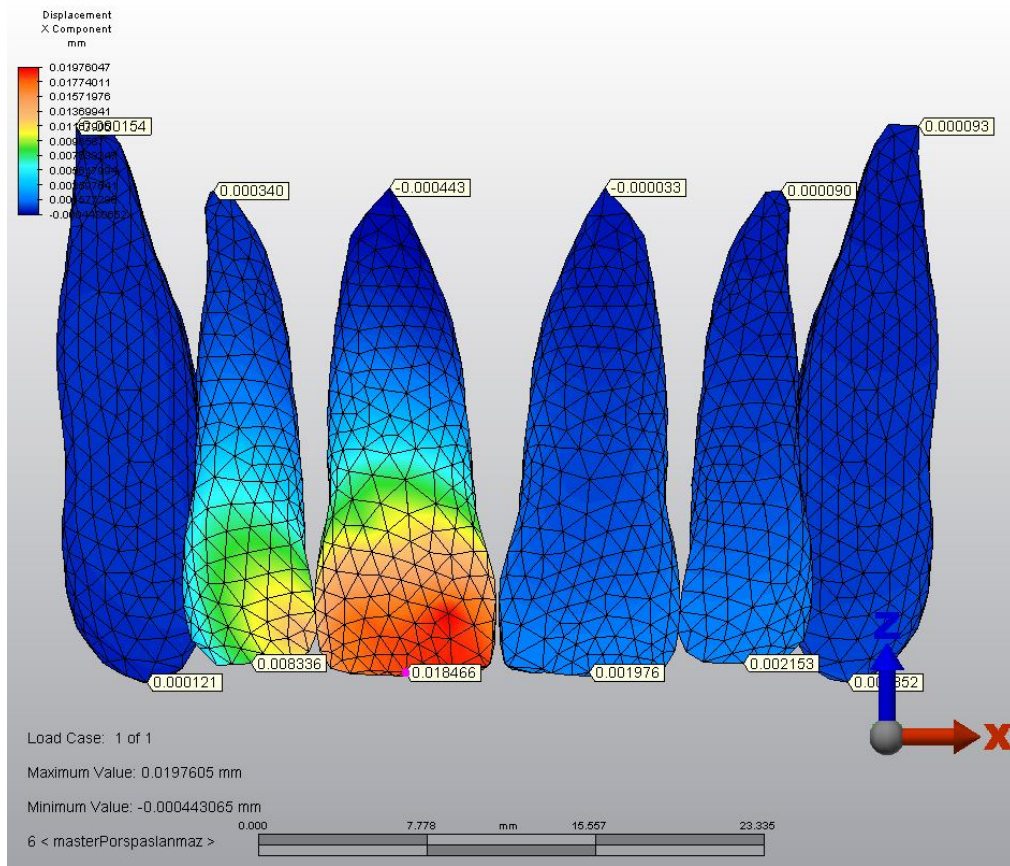
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,372528 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.37).



Şekil 3-37 Maksimum asal gerilme değeri

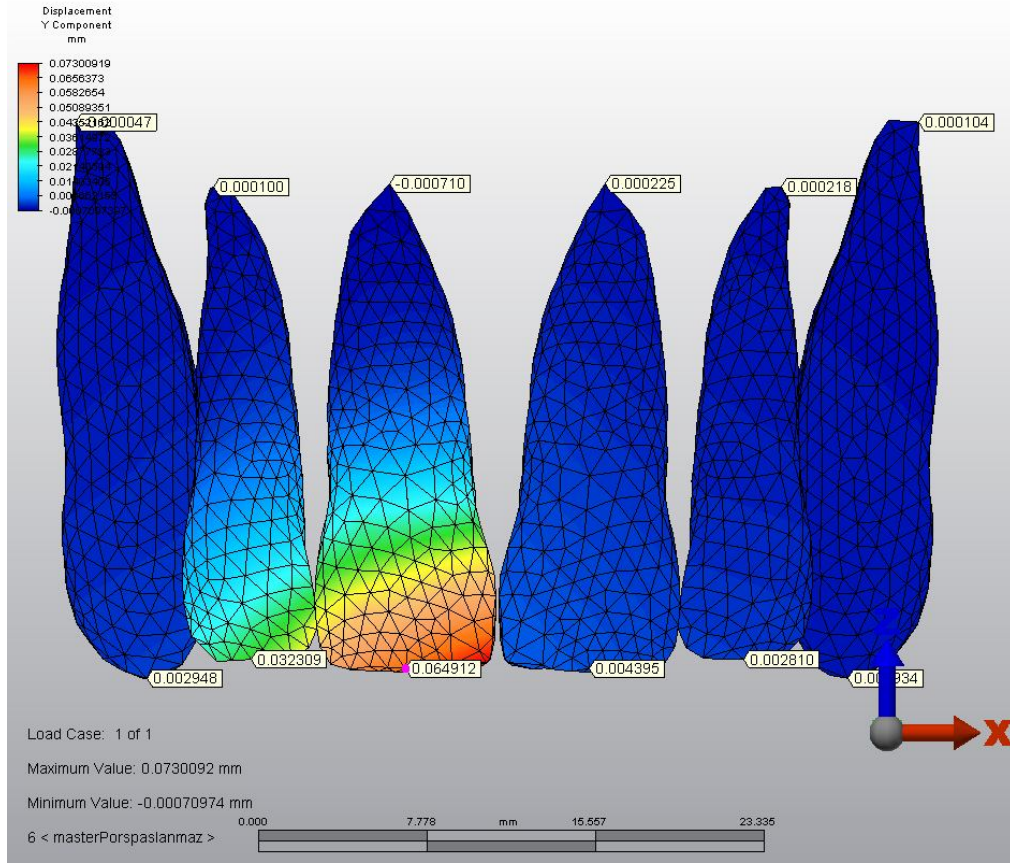
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,018466, apikalde – yönde 0,000443 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.38).



Şekil 3-38 Mesio-distal yönde yer değişirme miktarı

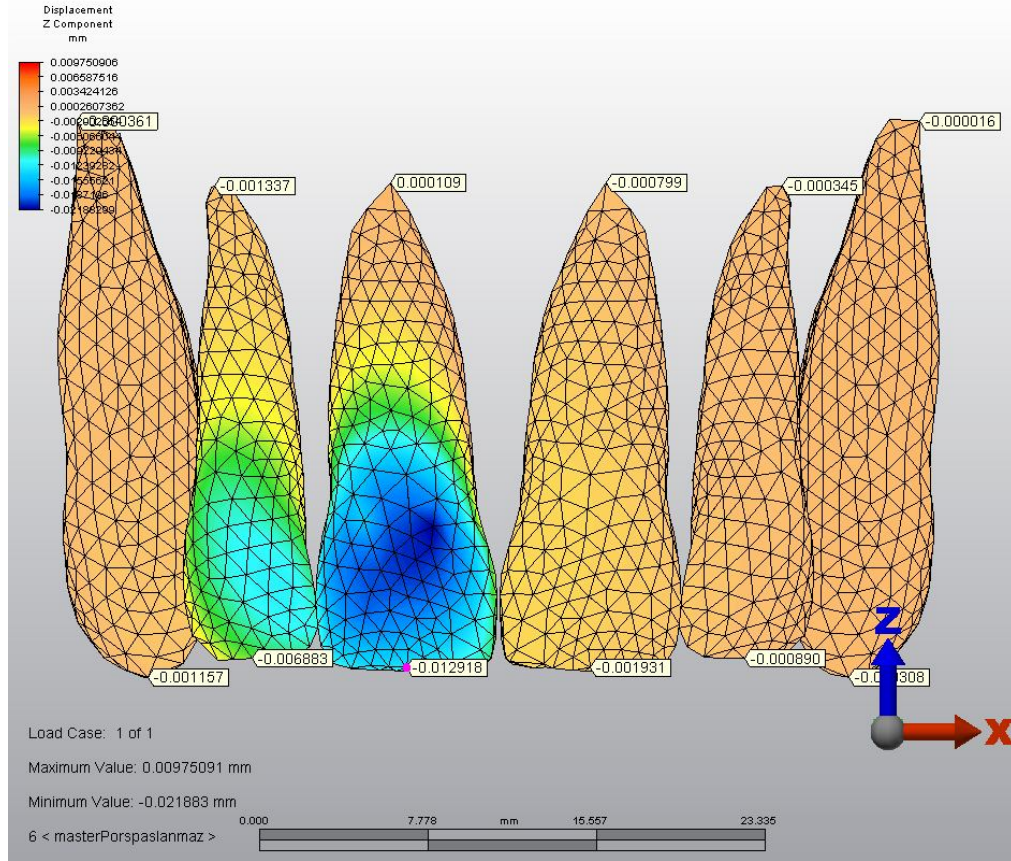
Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,064912, apikalde – yönde 0,00071 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.39).



Şekil 3-39 Bukko-lingual yönde hareket



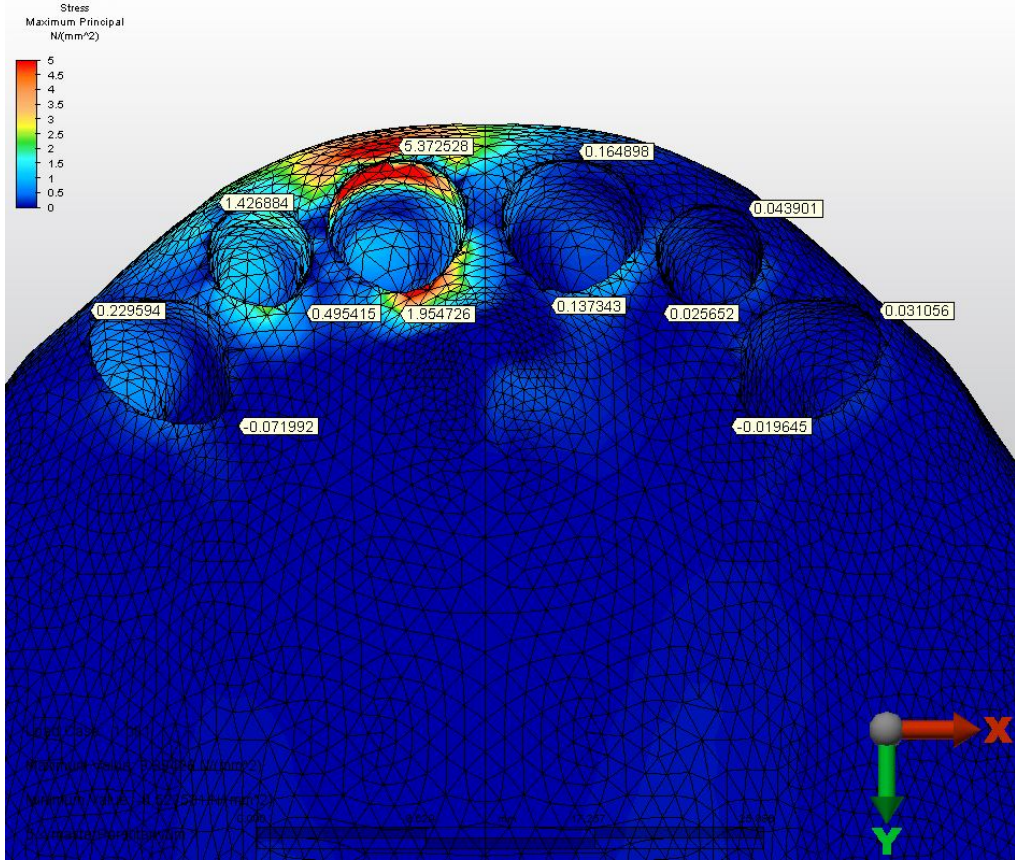
Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,012918, apikalde de + yönde 0,000109 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayıda apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.40).



Şekil 3-40 Oklüzo-apikal yönde hareket

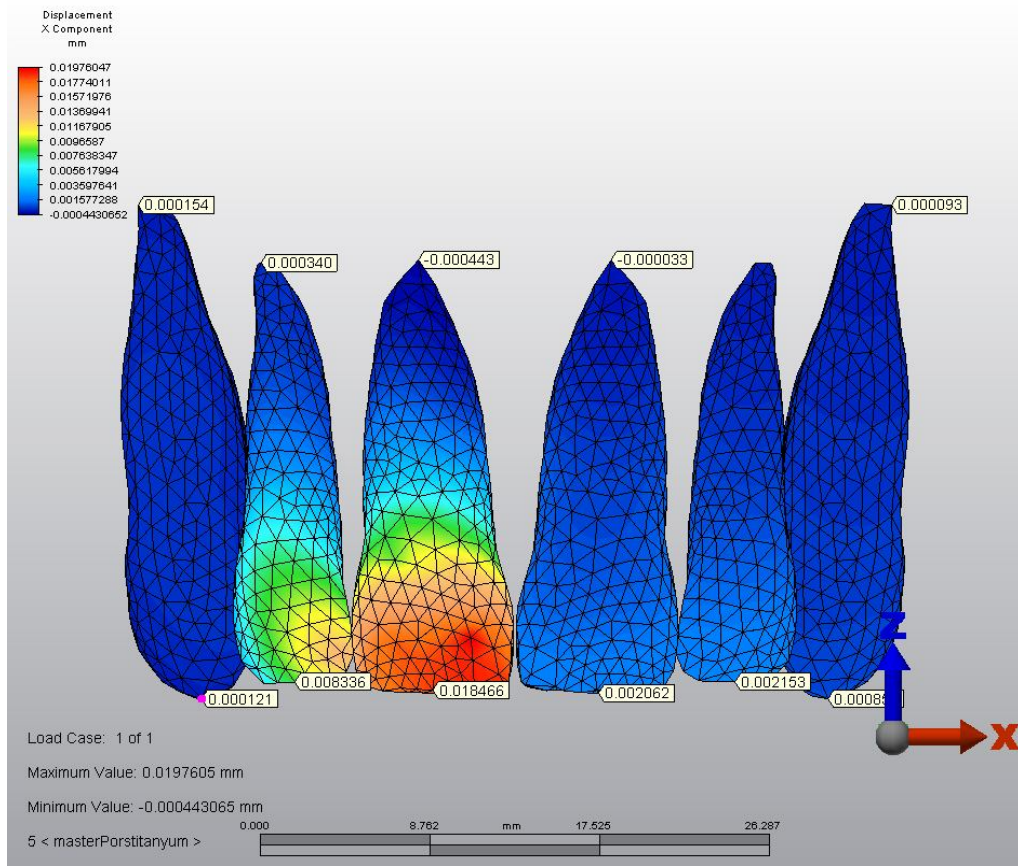


Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,372528 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.42).



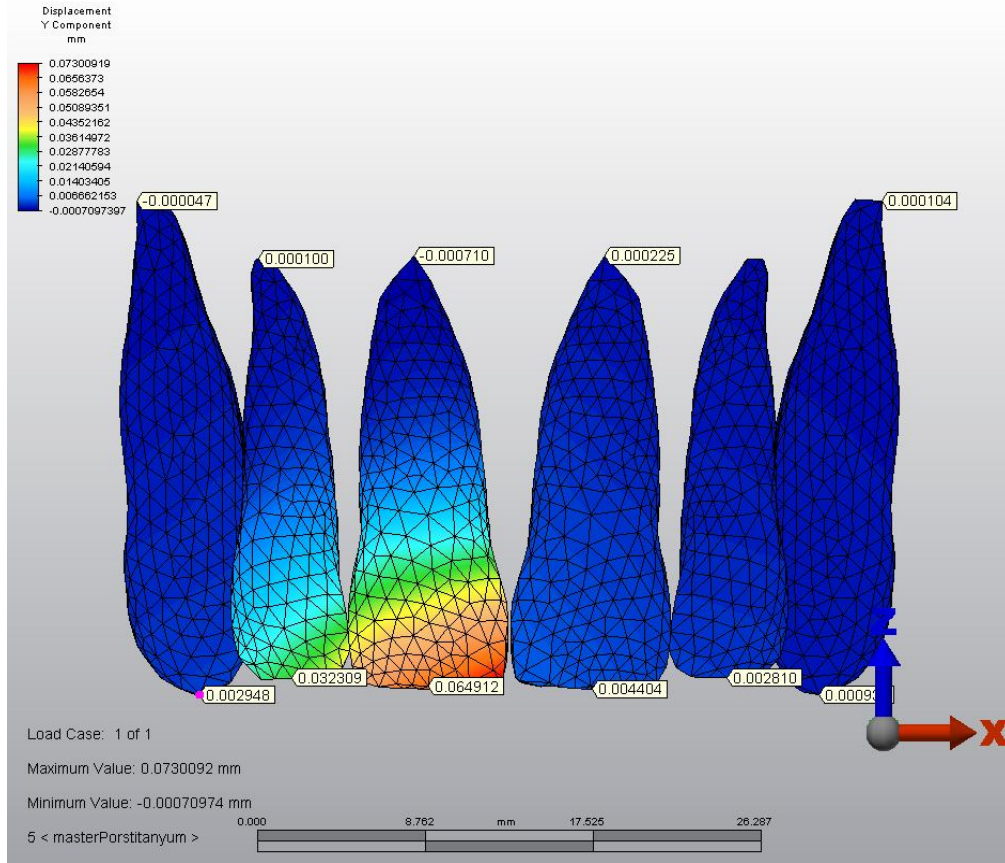
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,018466, apikalde – yönde 0,000443 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.43).



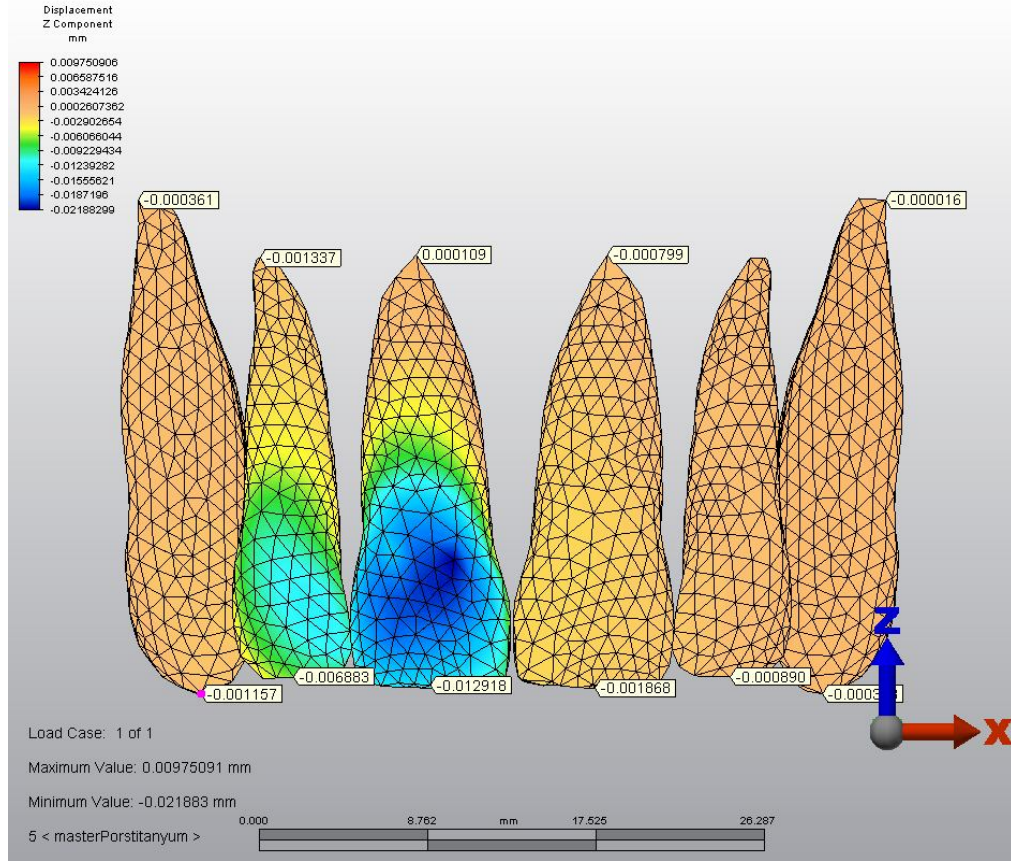
Şekil 3-43 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,064912, apikalde – yönde 0,00071 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.44).



Şekil 3-44 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,012918, apikalde de + yönde 0,000109 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.45).

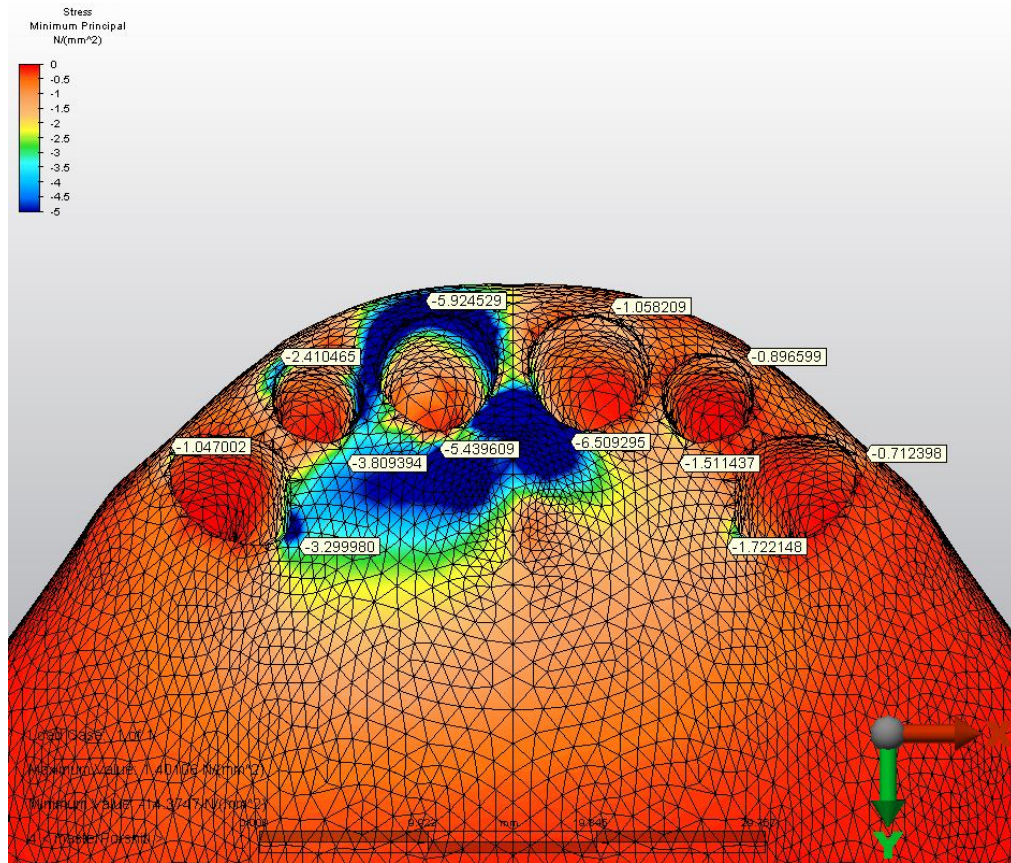


Şekil 3-45 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.2.4. 0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

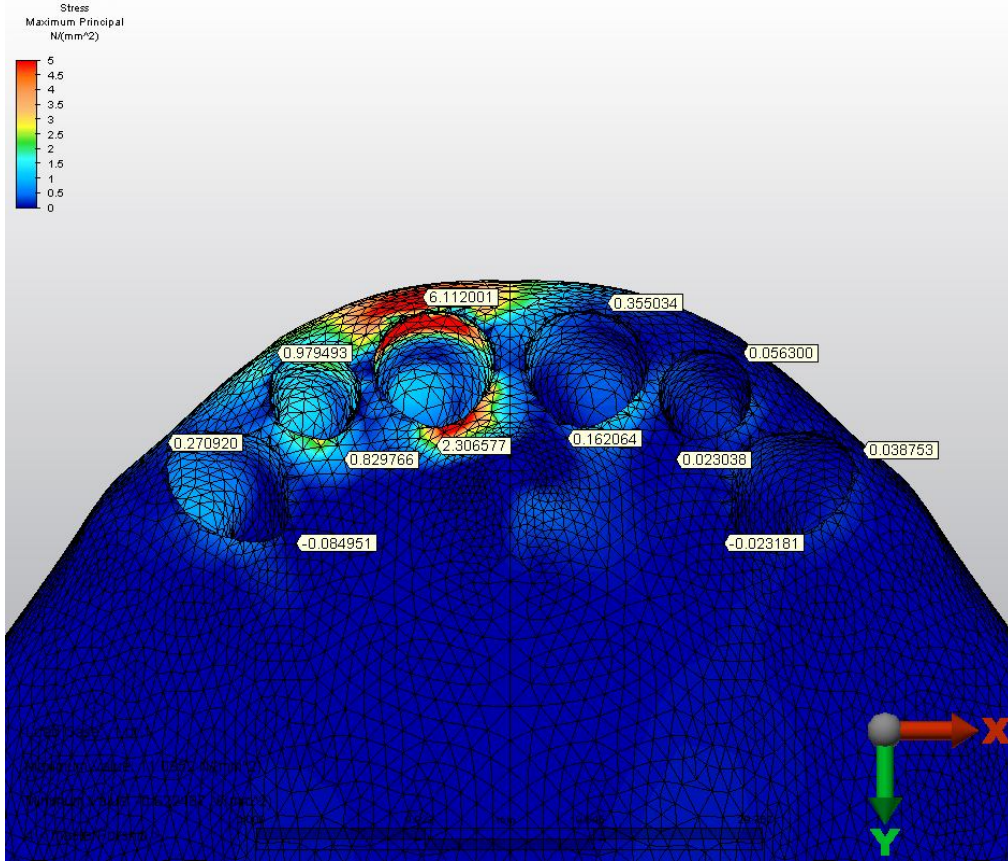
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-5,439609 \text{ N/mm}^2$  dir (şekil 3.46).



şekil 3-46 Minimum asal gerilme değeri

Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 6,112001 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.47).

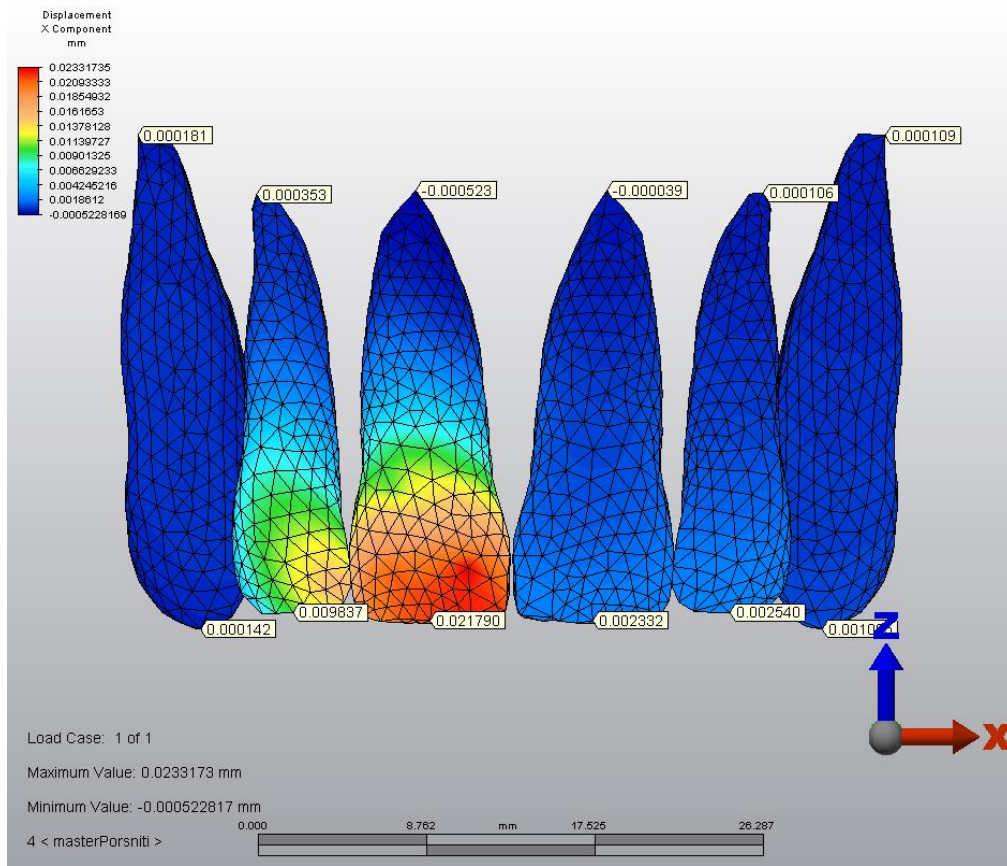


Şekil 3-47 Maksimum asal gerilme değeri



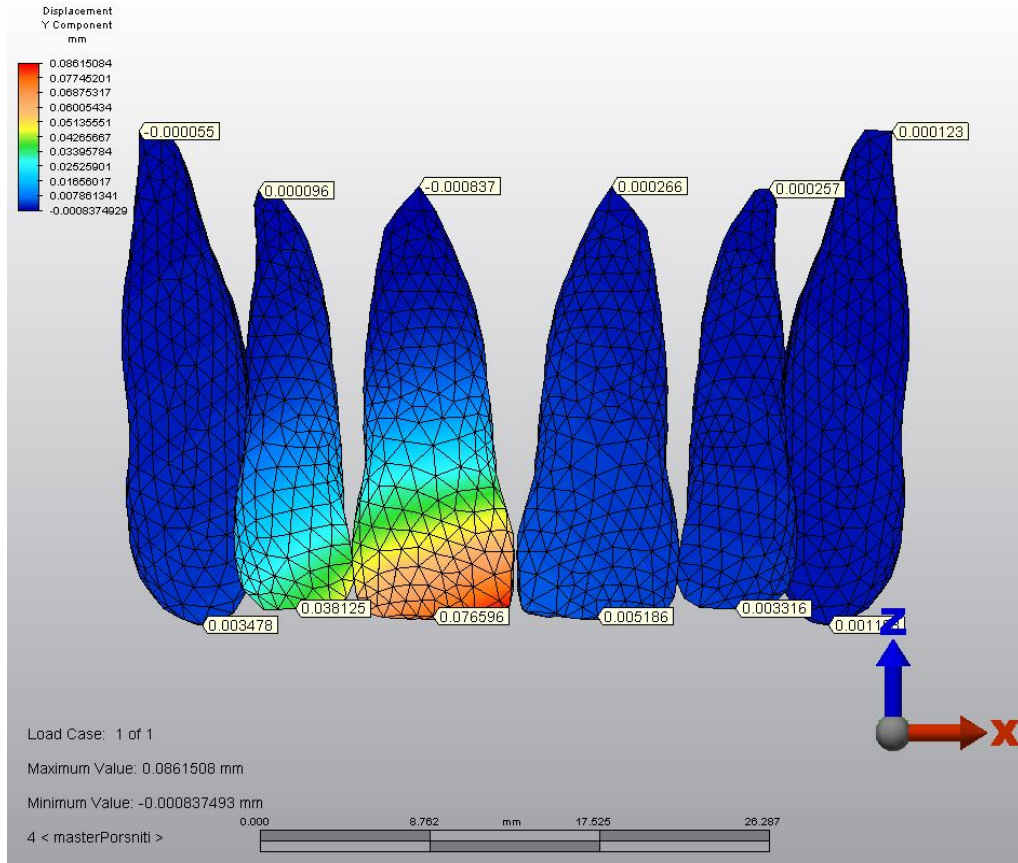
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,02179, apikalde – yönde 0,000523 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.48).



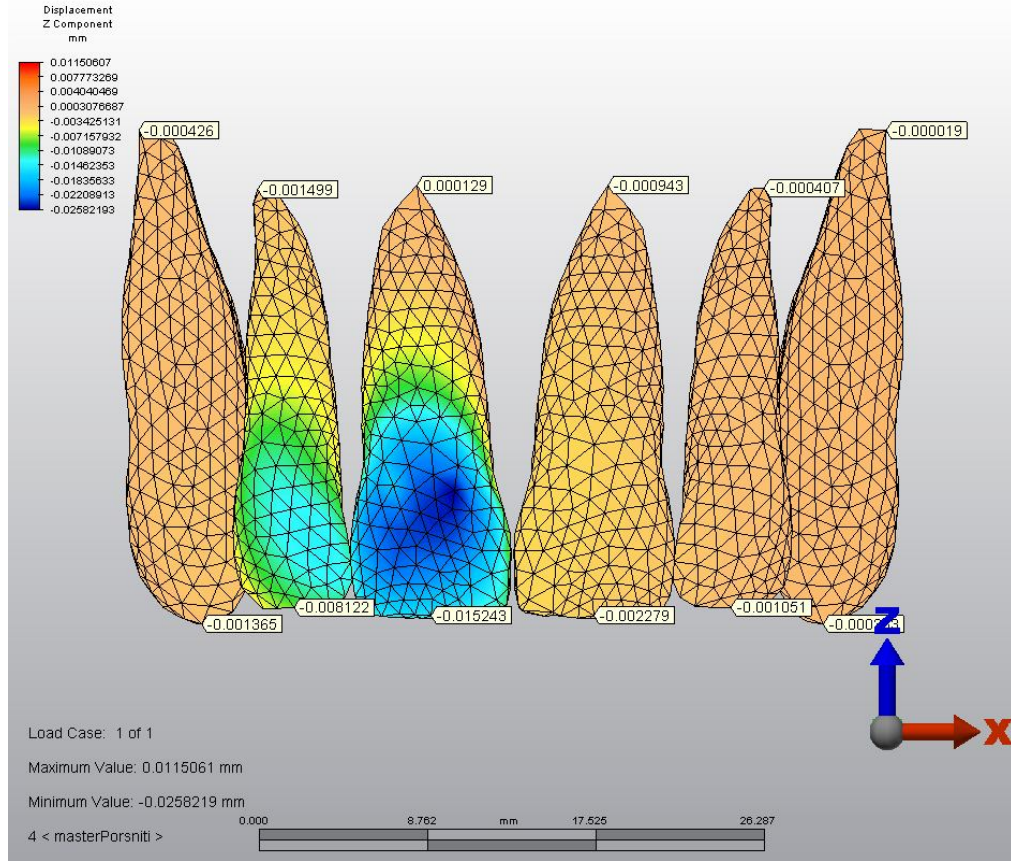
Şekil 3-48 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,076596, apikalde – yönde 0,000837 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.49).



Şekil 3-49 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,0015243, apikalde de + yönde 0,00129 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.50).

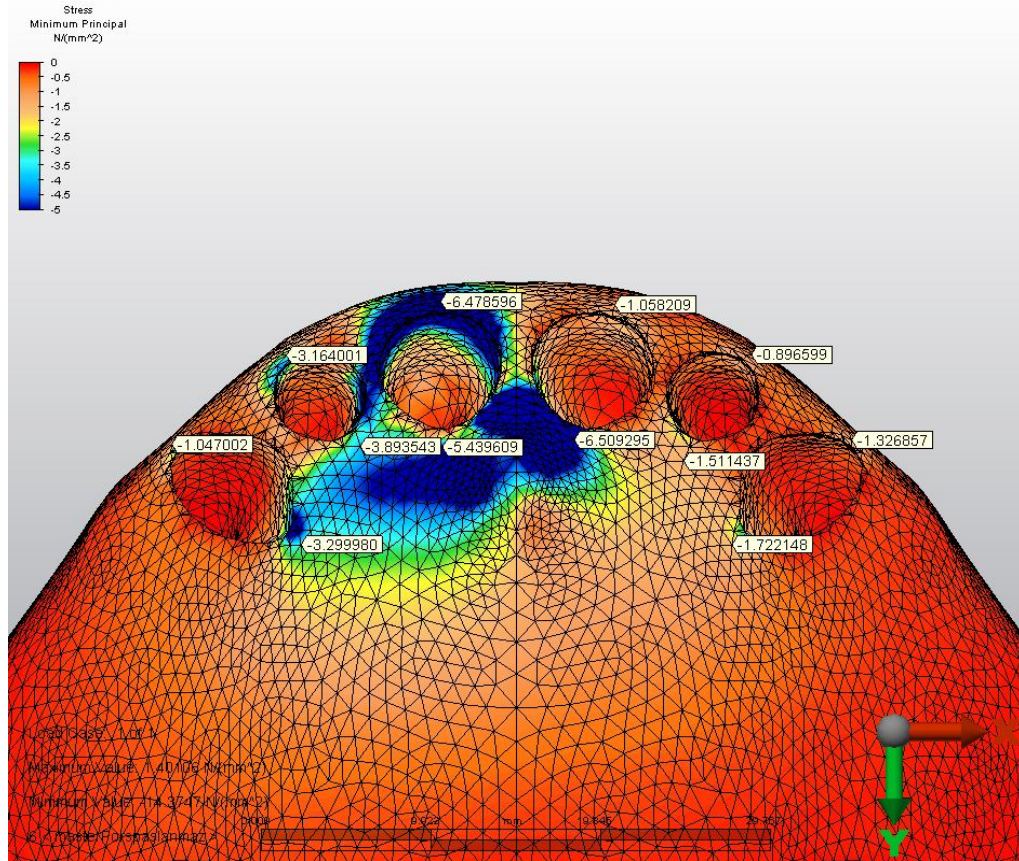


Şekil 3-50 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.2.5. 0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

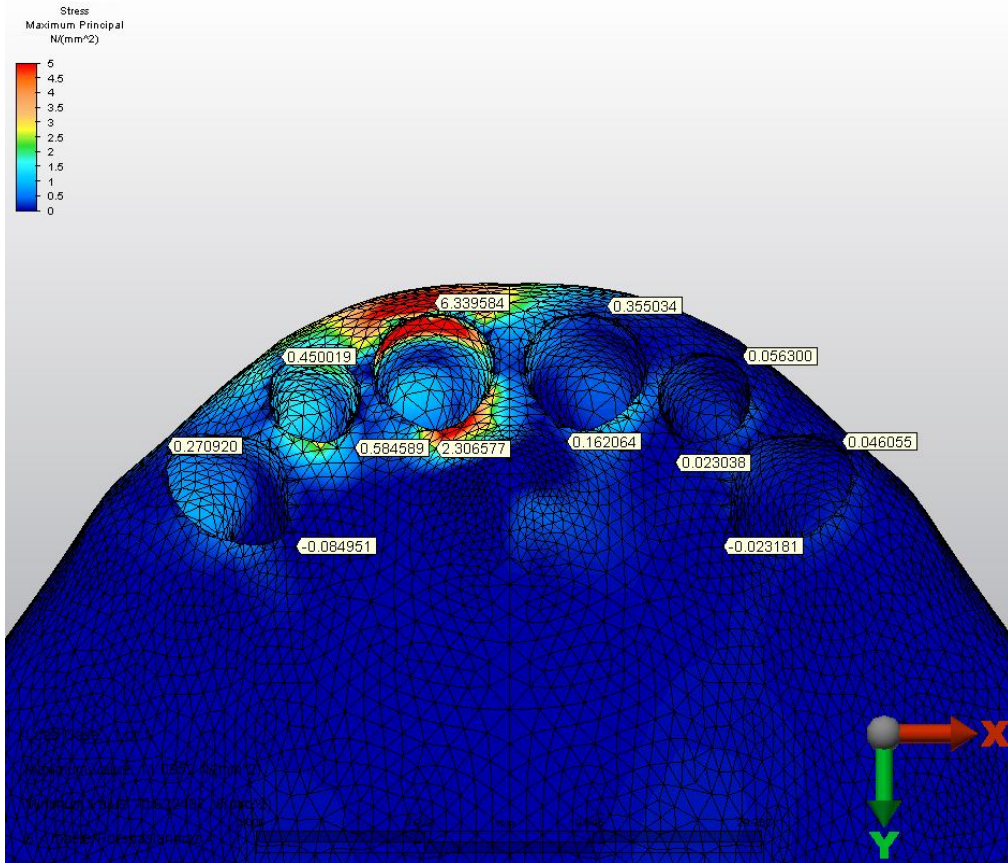
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-5,439609 \text{ N/mm}^2$  dir (şekil 3.51).



şekil 3-51 Minimum asal gerilme değeri

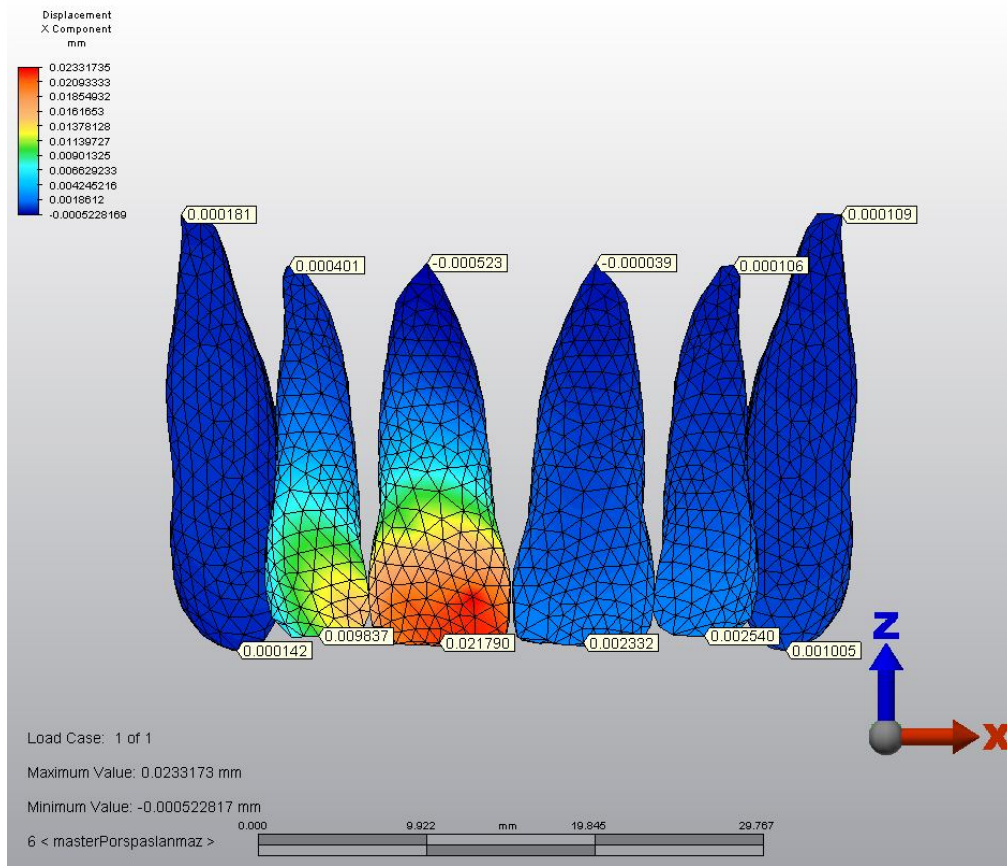
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 6,339584 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.52).



Şekil 3-52 Maksimum asal gerilme değeri

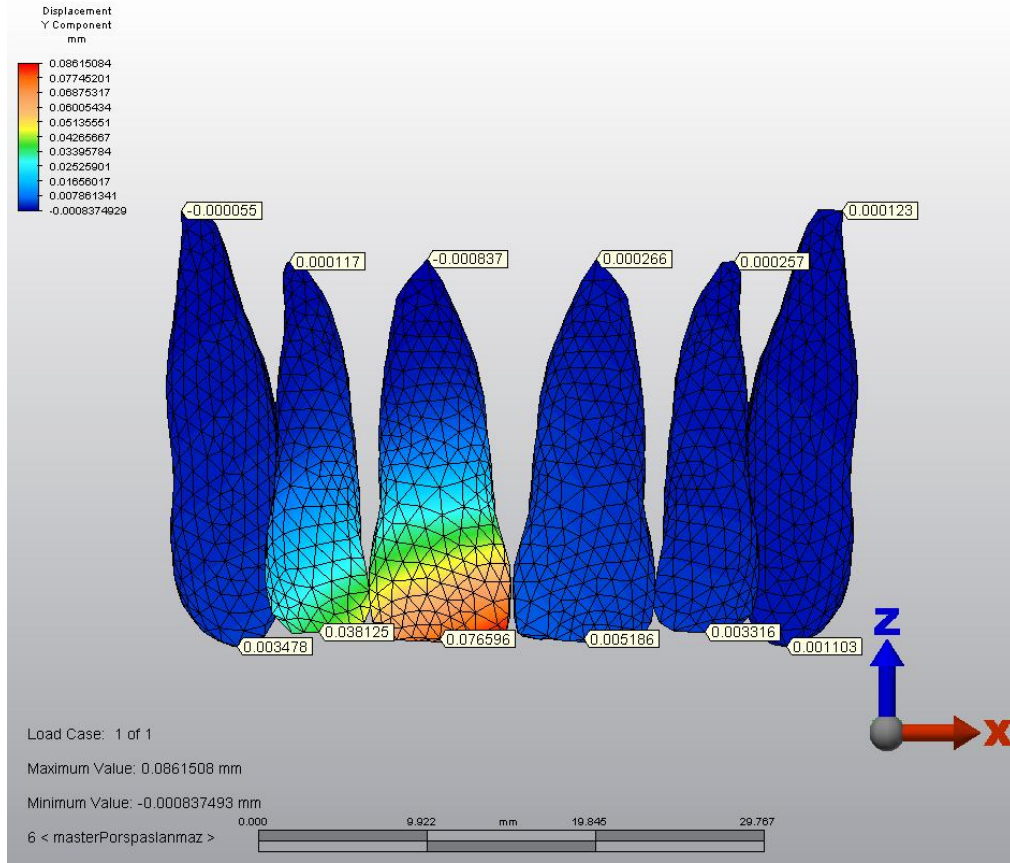
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,02179, apikalde – yönde 0,000523 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.53).



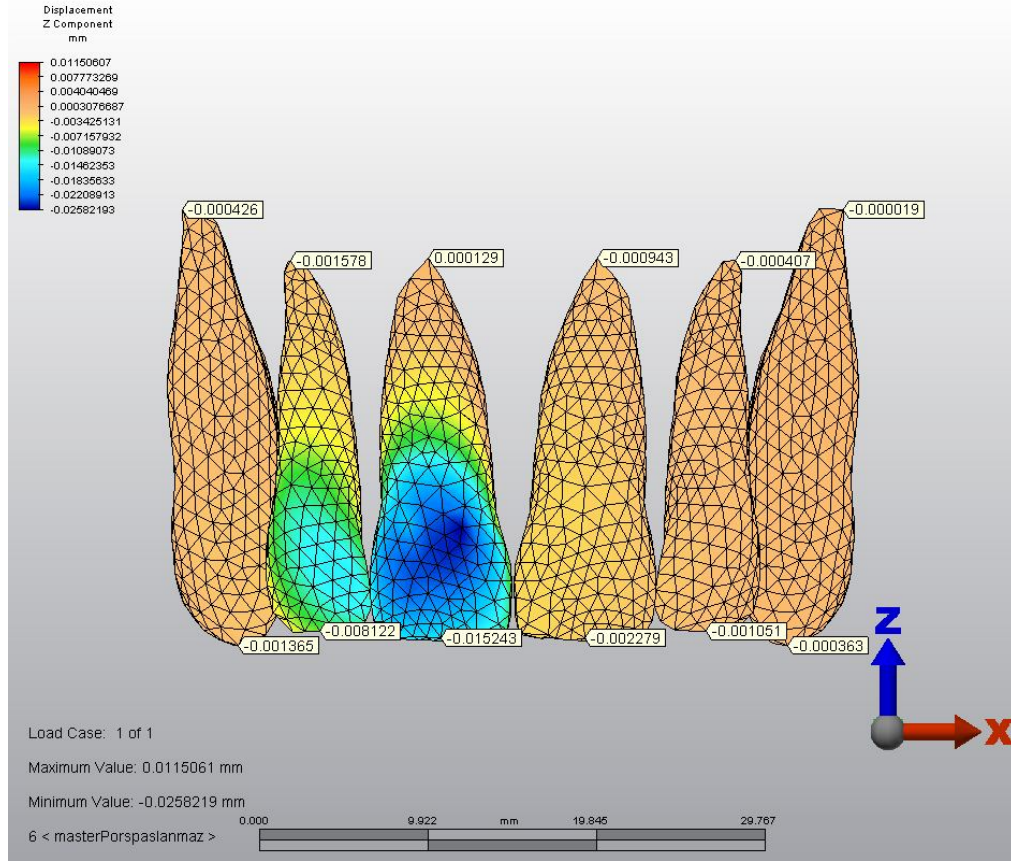
Şekil 3-53 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,076596, apikalde – yönde 0,000837 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.54).



Şekil 3-54 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,0015243, apikalde de + yönde 0,00129 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.55).



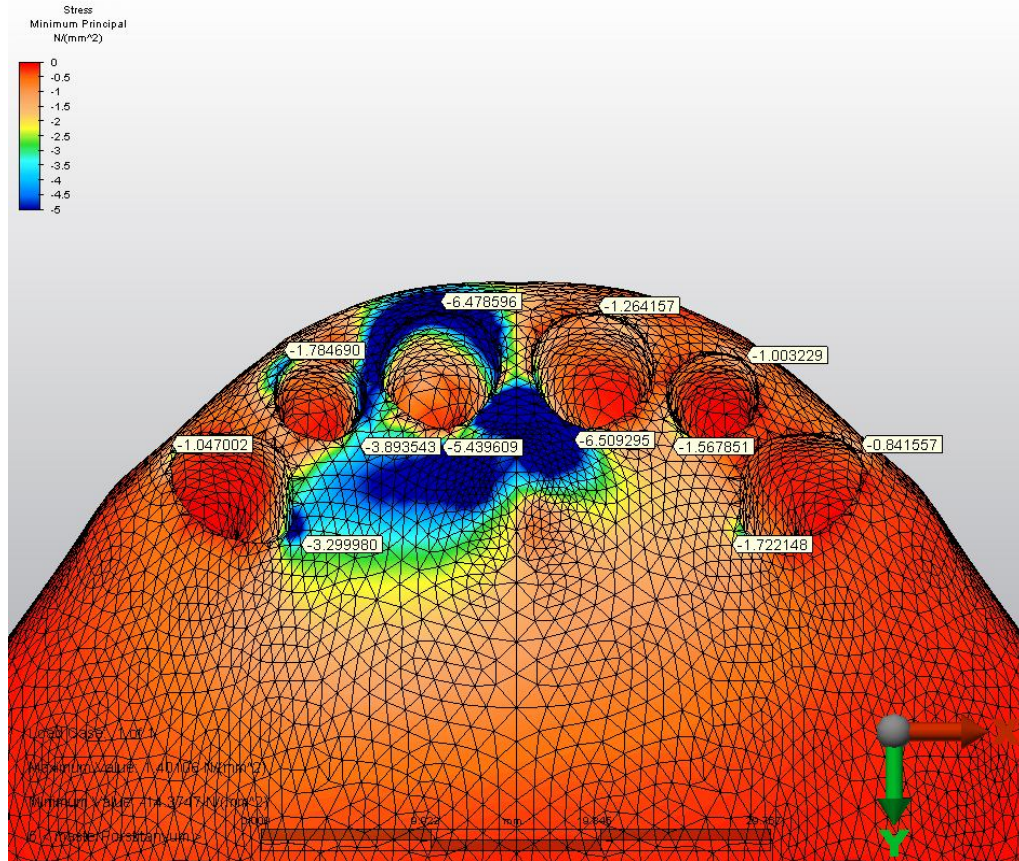
Şekil 3-55 Oklüzo-apikal yönde hareket



### 3.2.6. 0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

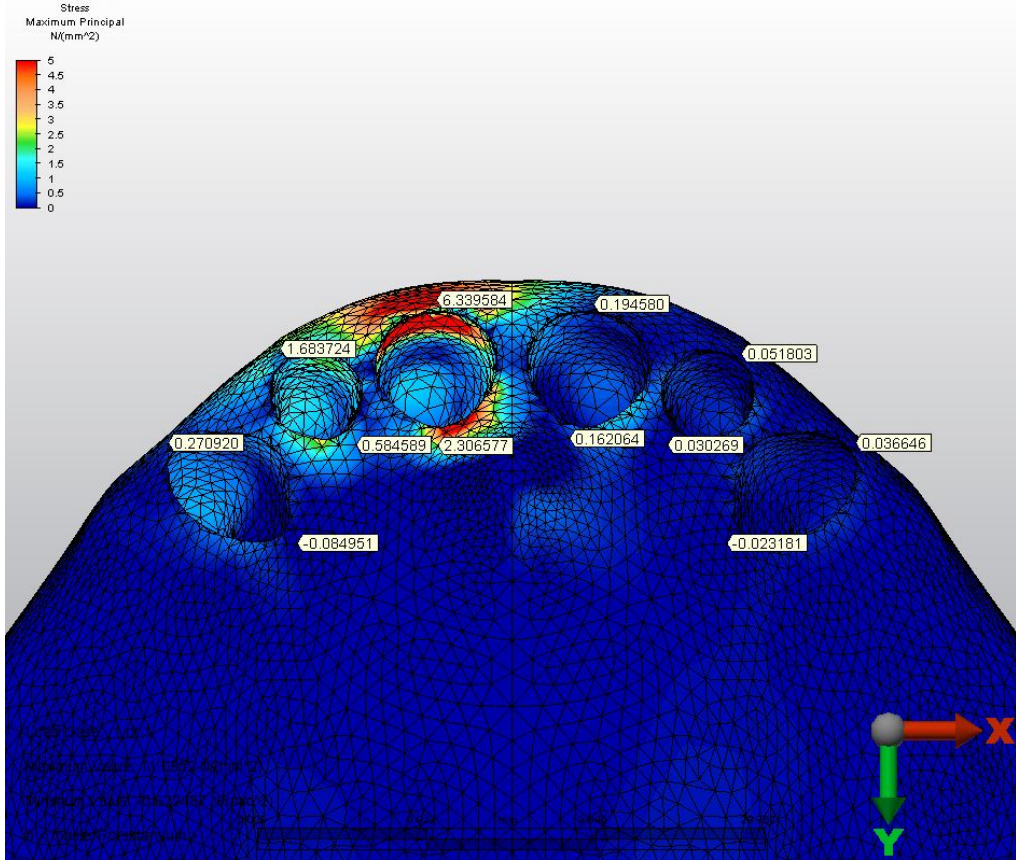
*Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Üst çeneye ait ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-5,439609 \text{ N/mm}^2$  dir (Şekil 3.56 ).



Şekil 3-56 Minimum asal gerilme değeri

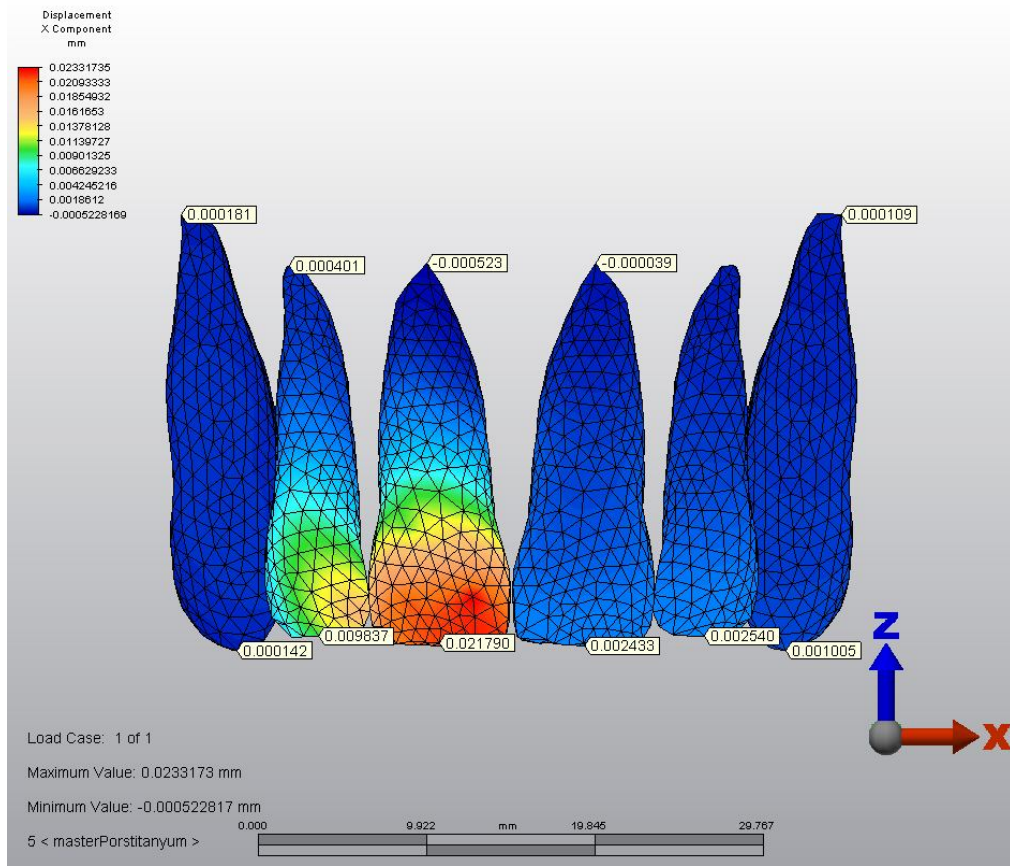
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 6,339584 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.57).



Şekil 3-57 Maksimum asal gerilme değeri

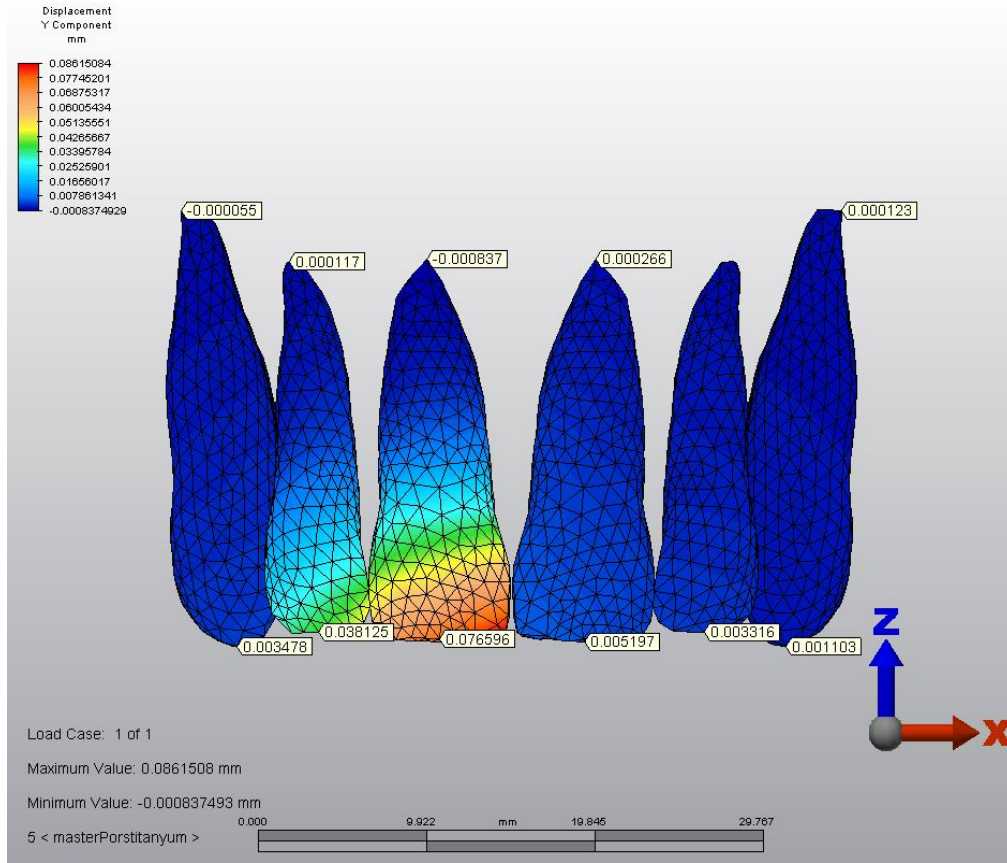
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,02179, apikalde – yönde 0,000523 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.58).



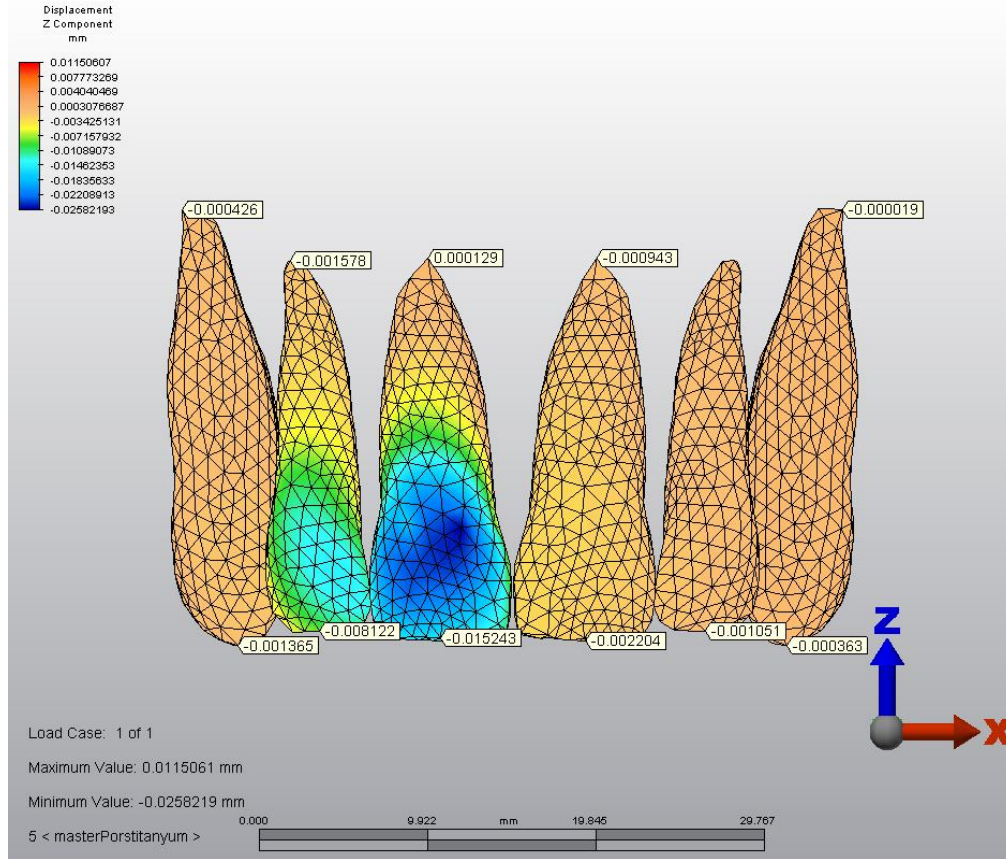
Şekil 3-58 Mesio-distal yönde yer değişirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,076596, apikalde – yönde 0,000837 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir(Şekil 3.59).



Şekil 3-59 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,0015243, apikalde de + yönde 0,00129 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.60).



Şekil 3-60 Oklüzo-apikal yönde hareket

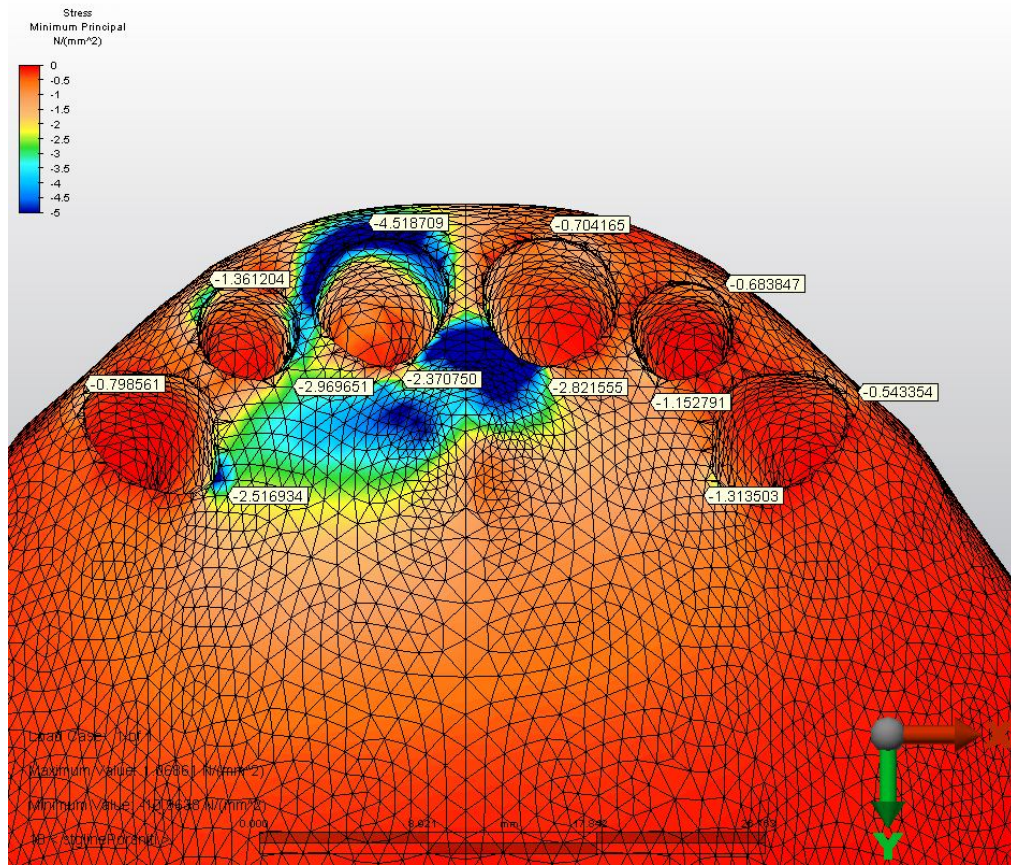
### 3.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde, G&H firmasına ait olan 0.018 inch slot Zenith™ Ceramic Roth Rx seramik braketler üst çene anterior altı dişe uygulanmıştır. Braket slotlarından geçecek şekilde 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller tatbik edilmiştir. Ark teline, sağ santralin braket slotuna giren kısımlarından 20° lik palatinal kron torku uygulayacak şekilde büküm verilmiştir.

### 3.3.1. 0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

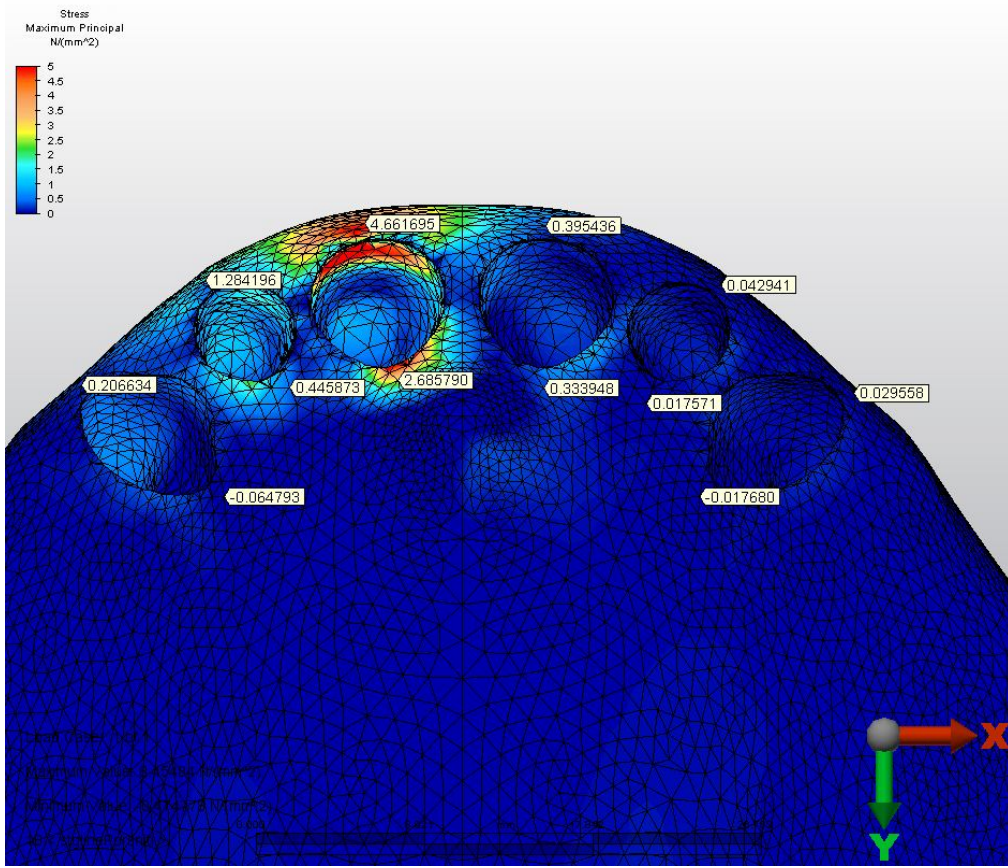
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -2,37075 N/ mm<sup>2</sup>' dir (Şekil 3.61).



Şekil 3-61 Minimum asal gerilme değeri

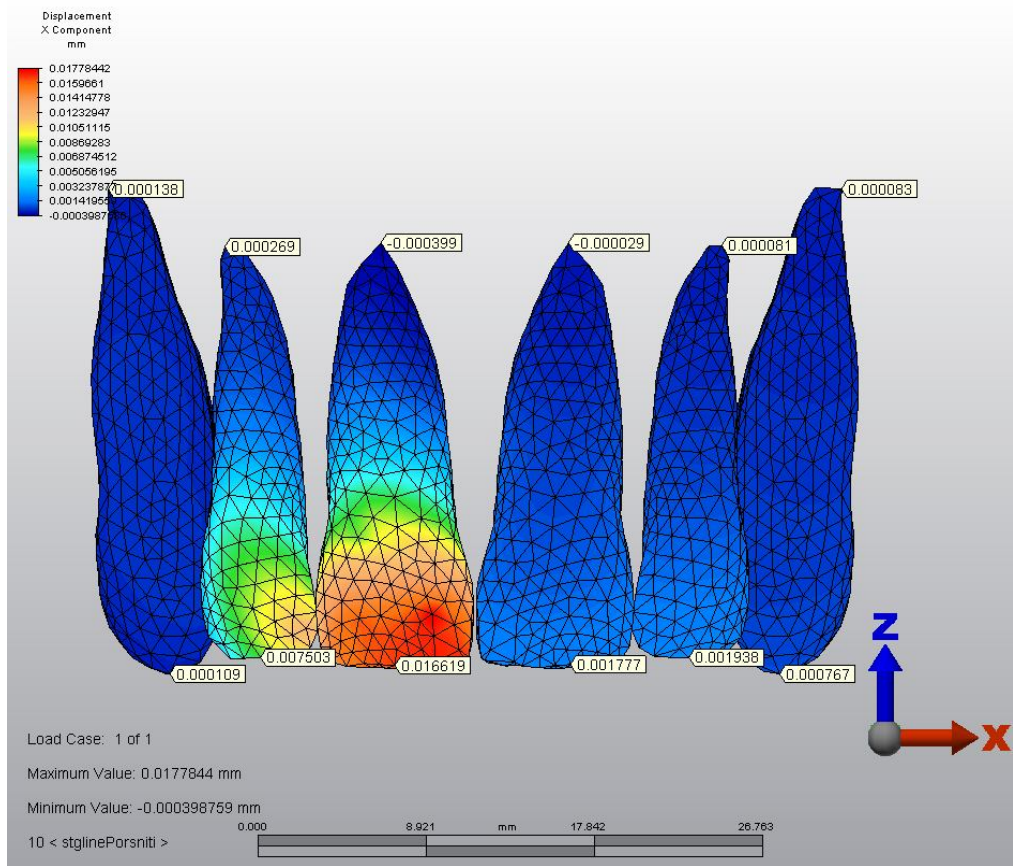
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 4,661695 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.62).



Şekil 3-62 Maksimum asal gerilme değeri

### Yer Değiştirme Bulguları

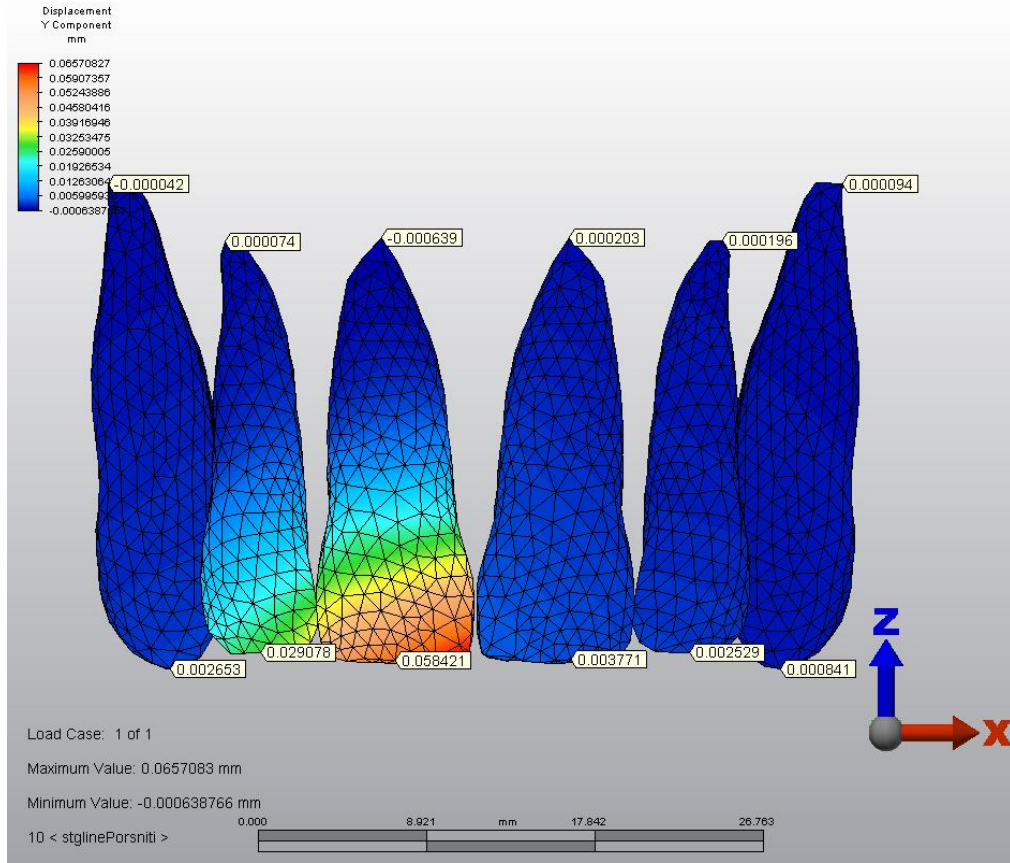
Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,016619, apikalde – yönde 0,000399 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.63).



Şekil 3-63 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

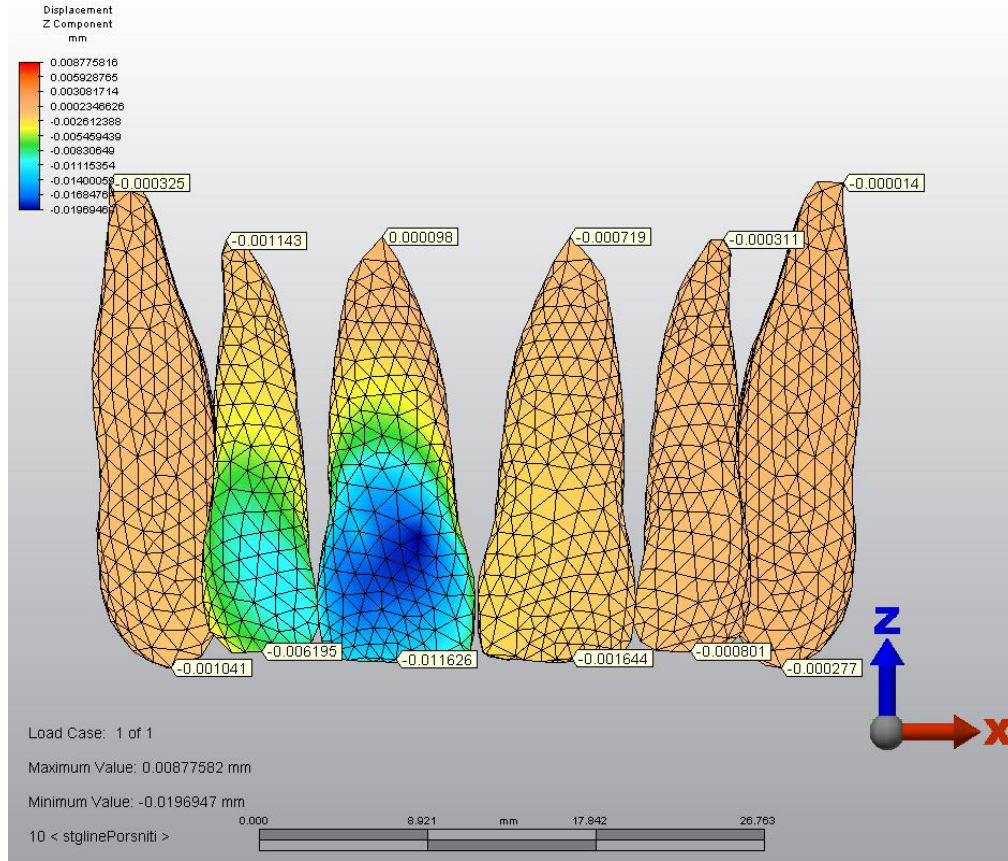


Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,058421, apikalde – yönde 0,000639 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.64).



Şekil 3-64 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,011626, apikalde de + yönde 0,000098 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.65).

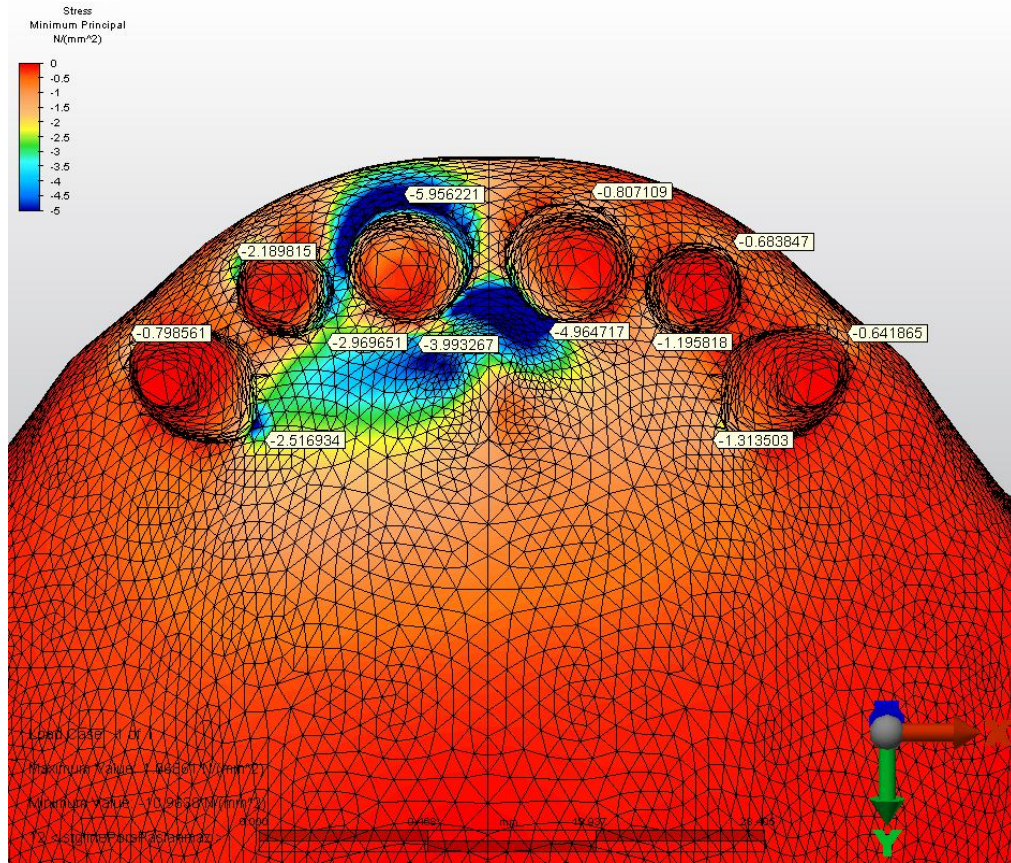


Şekil 3-65 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.3.2. 0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

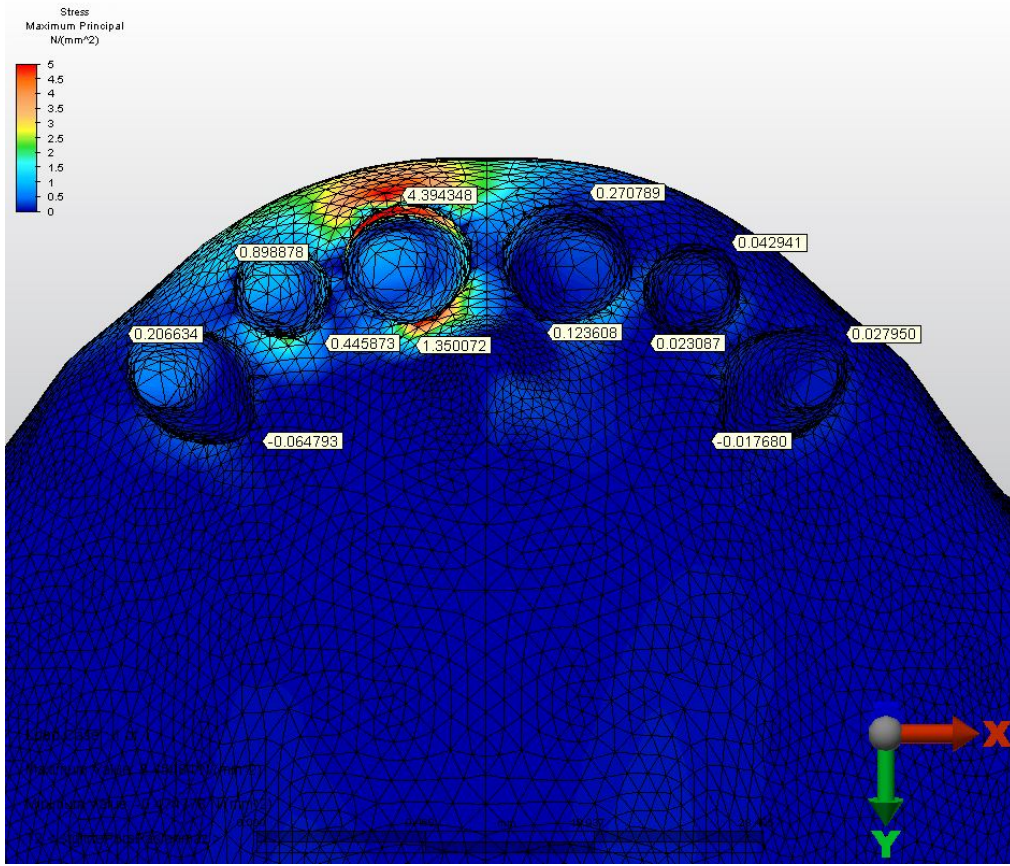
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -3,993267 N/ mm<sup>2</sup>' dir (Şekil 3.66).



Şekil 3-66 Minimum asal gerilme değeri

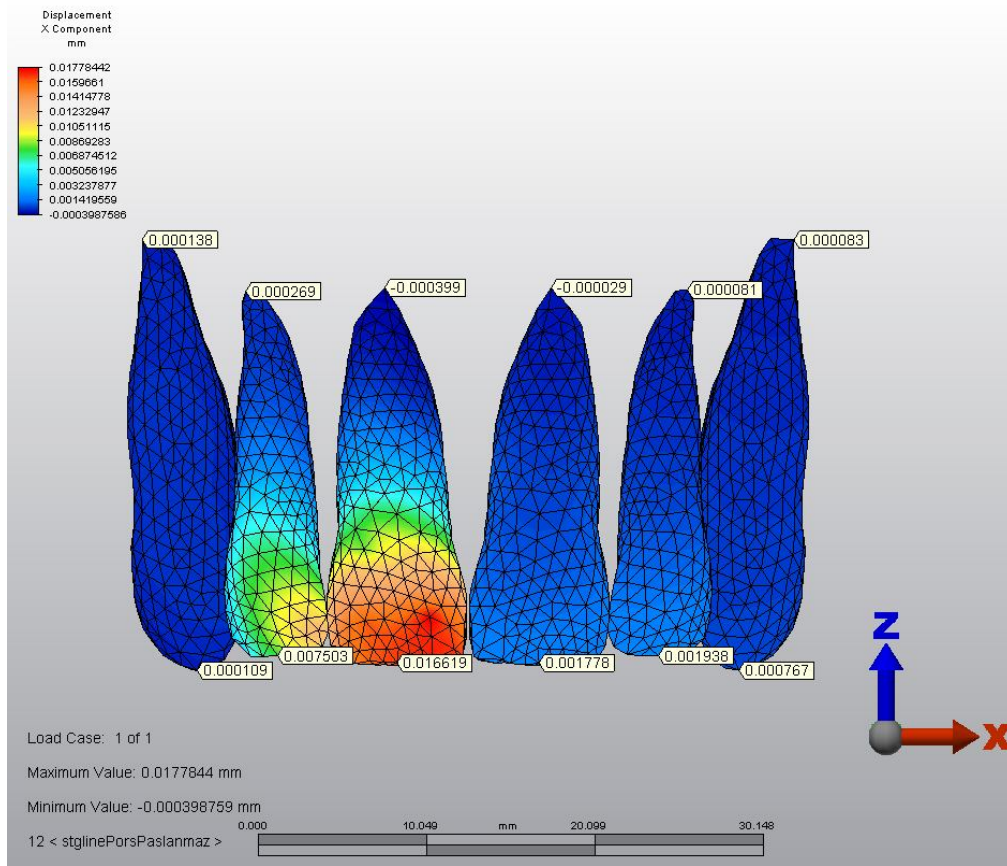
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 4,394348 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.67).



Şekil 3-67 Maksimum asal gerilme değeri

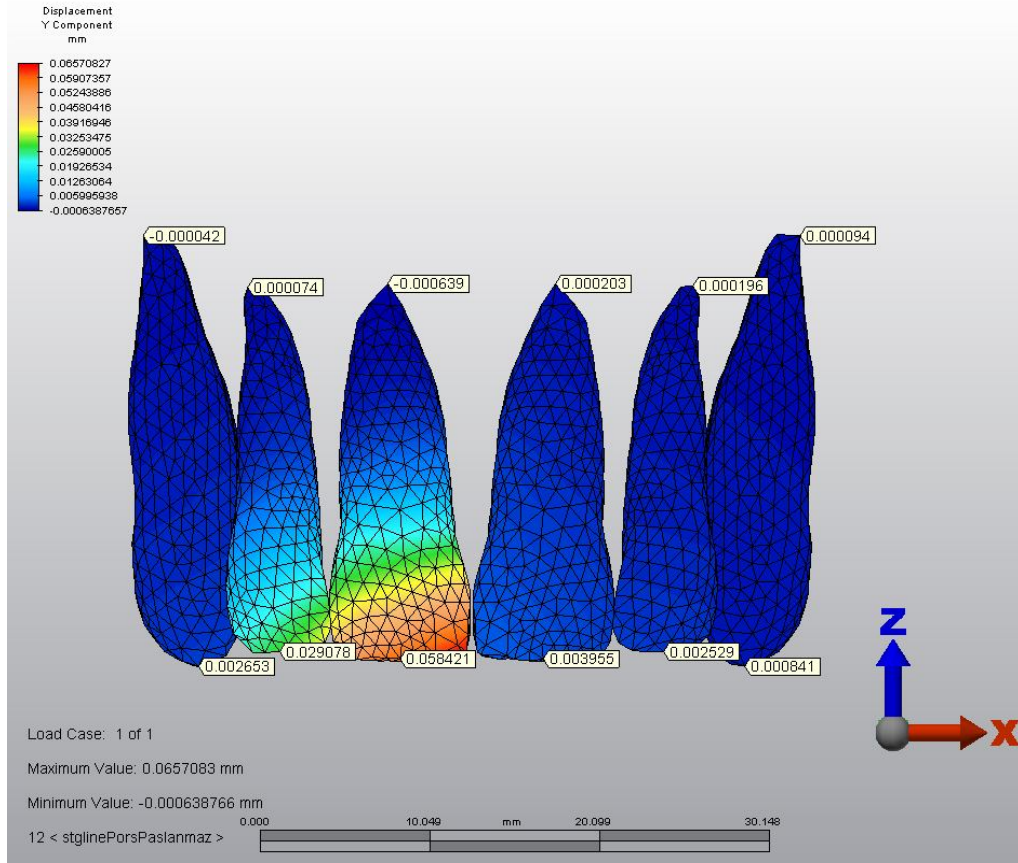
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,016619, apikalde – yönde 0,000399 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.68).



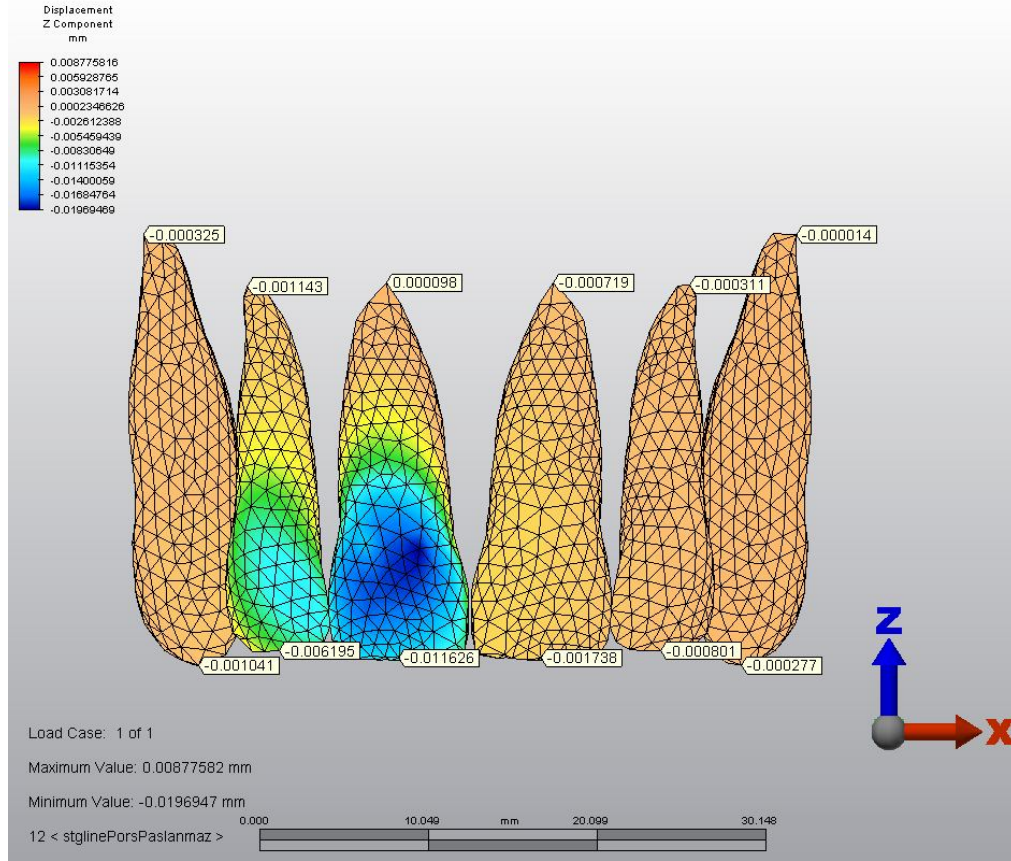
Şekil 3-68 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,058421, apikalde – yönde 0,000639 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.69).



Şekil 3-69 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,011626, apikalde de + yönde 0,000098 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.70).

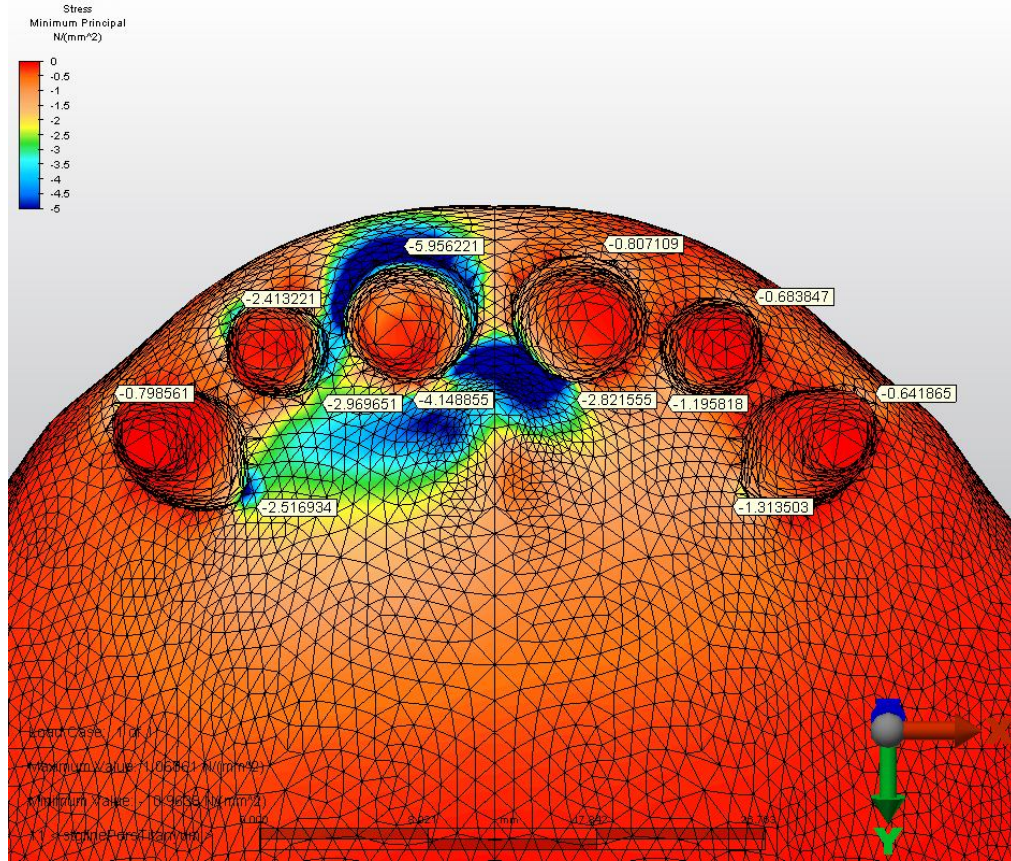


Şekil 3-70 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.3.3. 0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

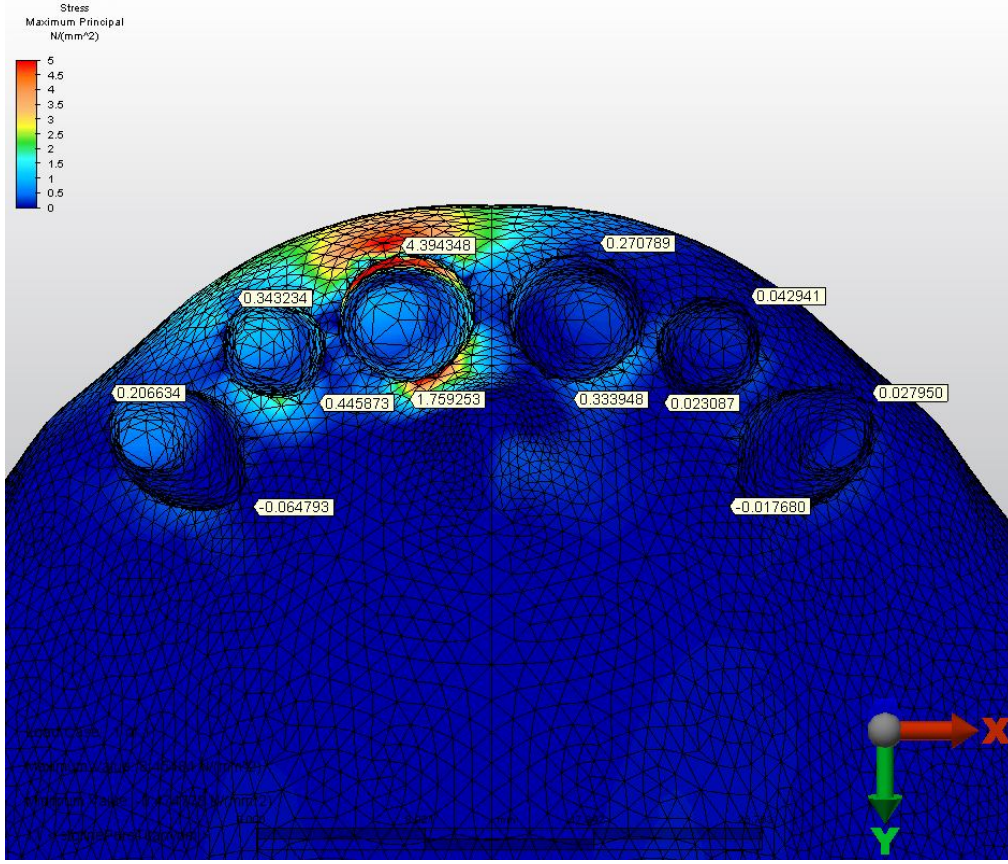
Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -4,148855 N/ mm<sup>2</sup>' dir (Şekil 3.71).



Şekil 3-71 Minimum asal gerilme değeri



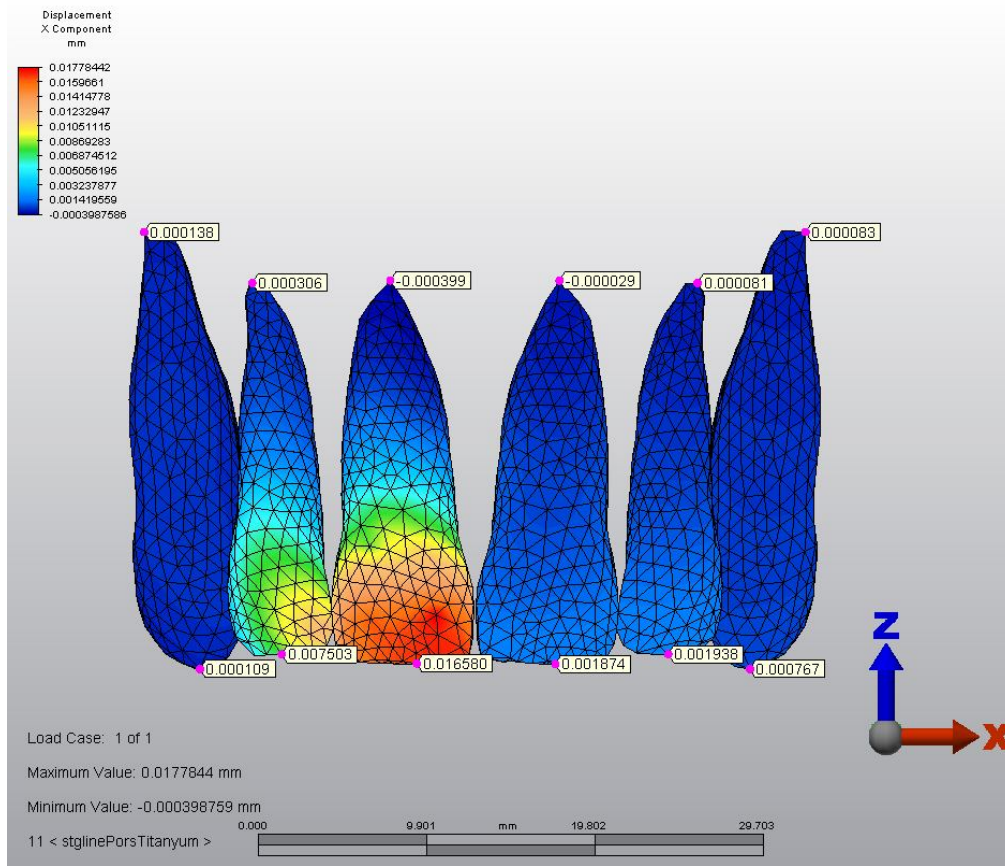
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 4,394348 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.72).



Şekil 3-72 Maksimum asal gerilme değeri

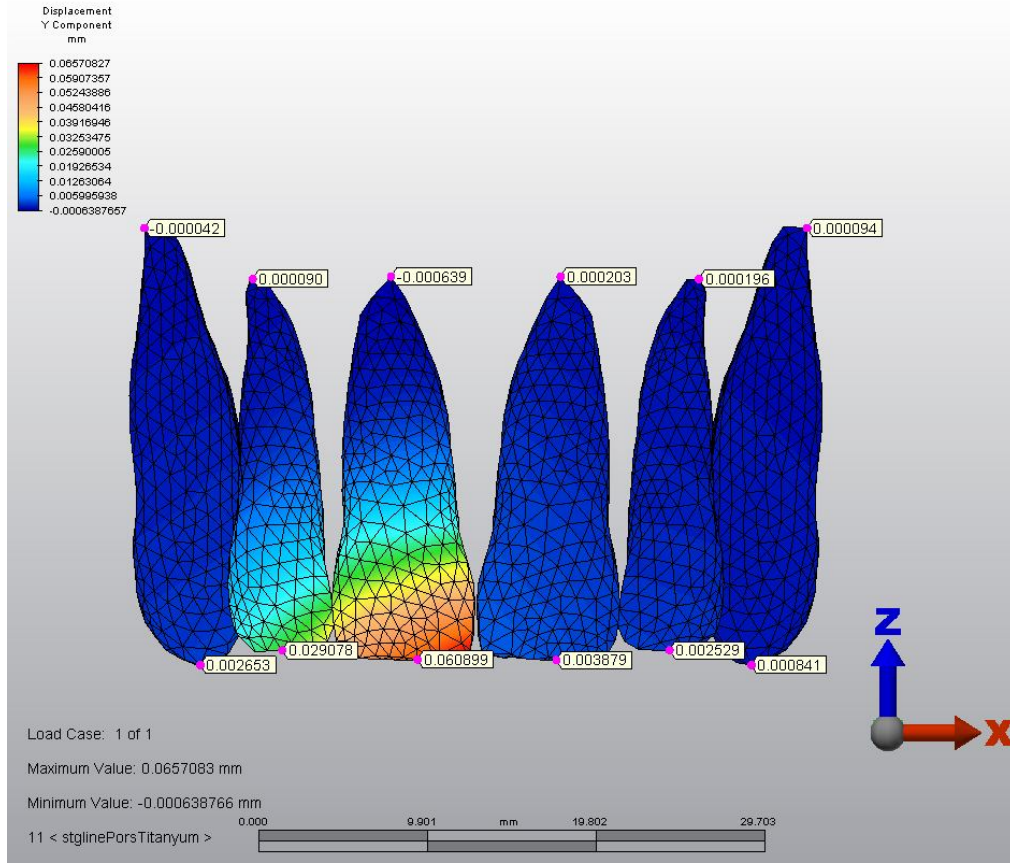
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01658, apikalde – yönde 0,000399 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.73).



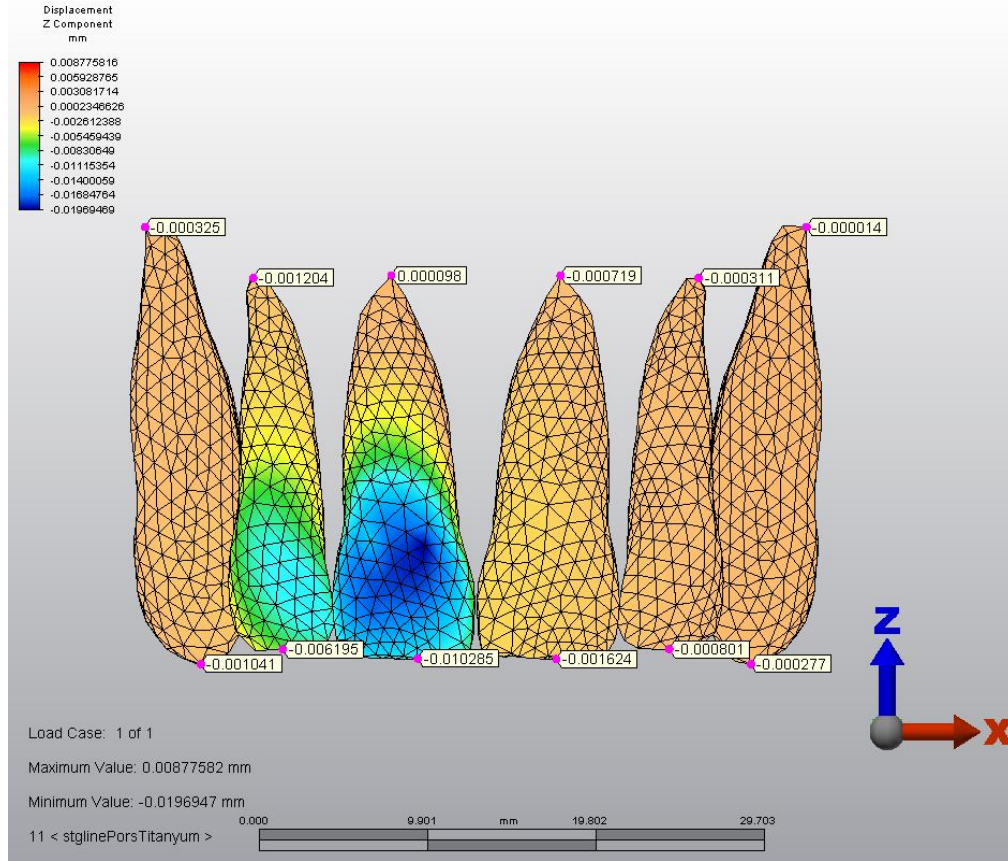
Şekil 3-73 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,060899, apikalde – yönde 0,000639 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.74).



Şekil 3-74 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,010285, apikalde de + yönde 0,000098 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.75).

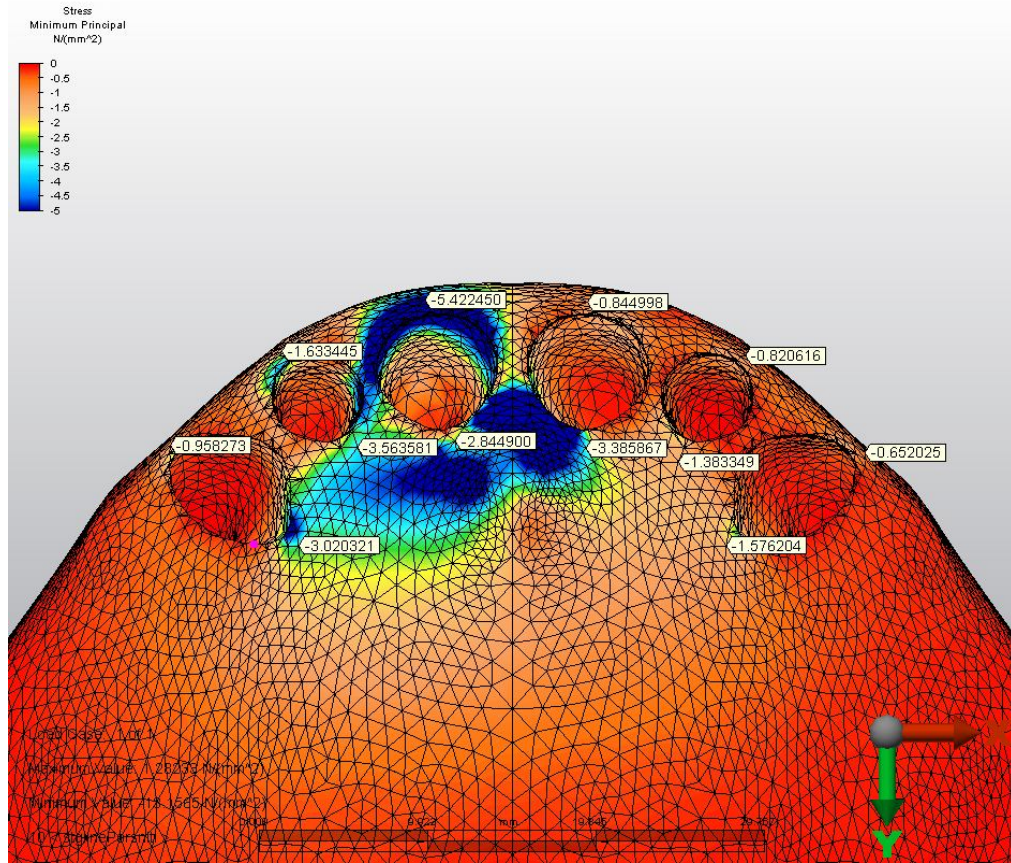


Şekil 3-75 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.3.4. 0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

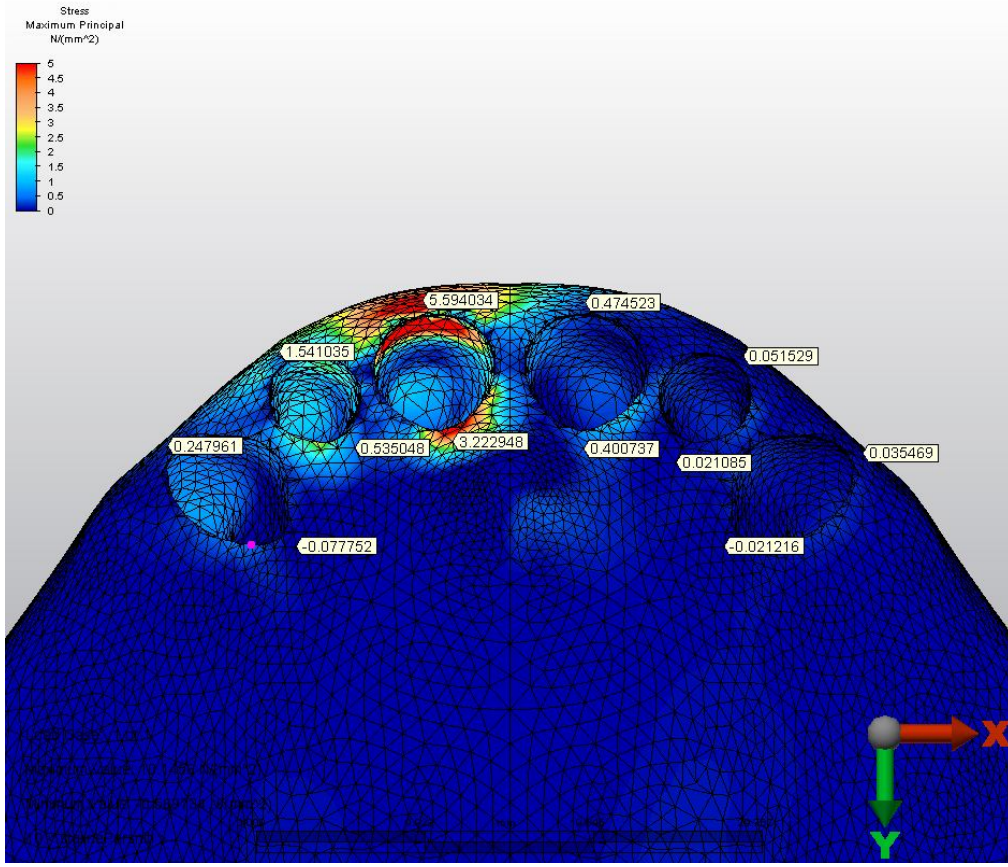
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; - 2,8449 N/ mm<sup>2</sup> dir.



şekil 3-76 Minimum asal gerilme değeri

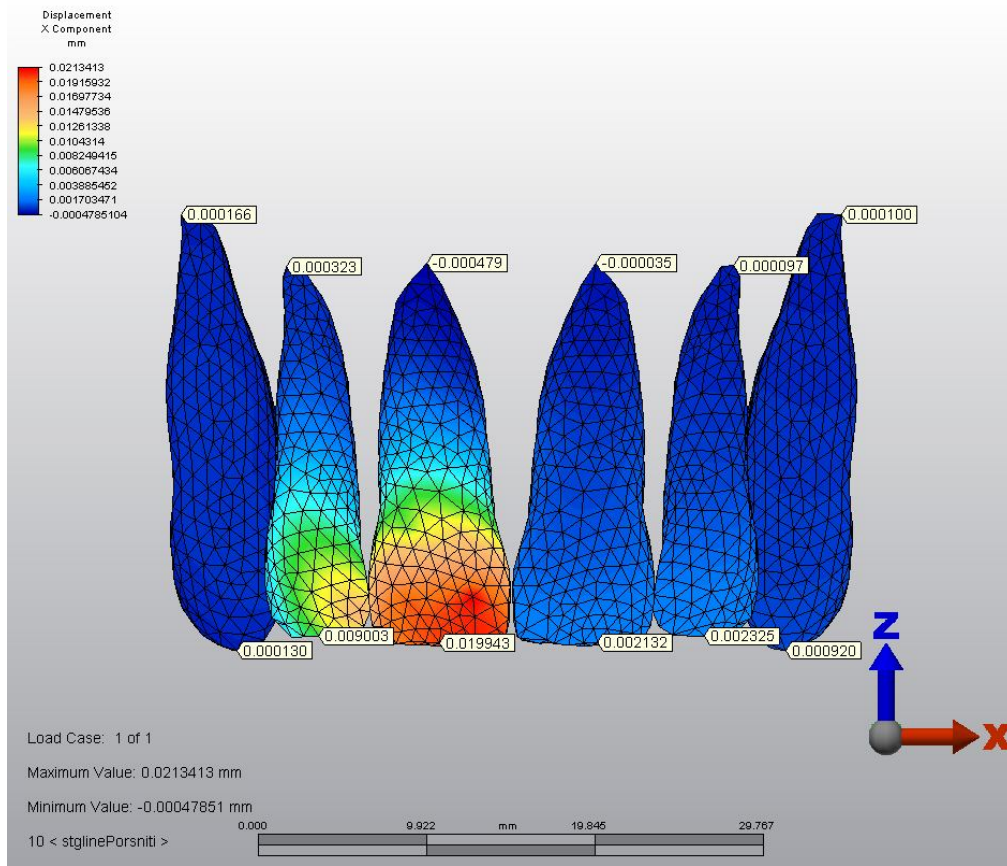
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,594034 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.77).



Şekil 3-77 Maksimum asal gerilme değeri

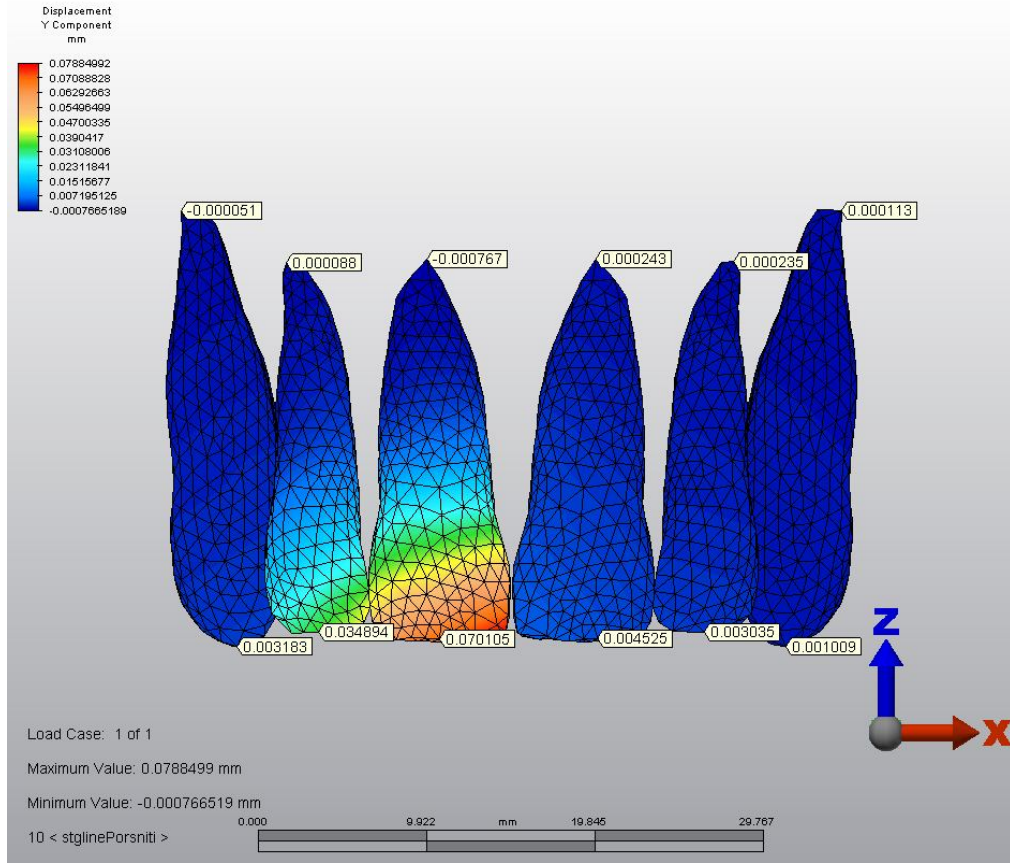
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019943, apikalde – yönde 0,000479 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.78).



Şekil 3-78 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

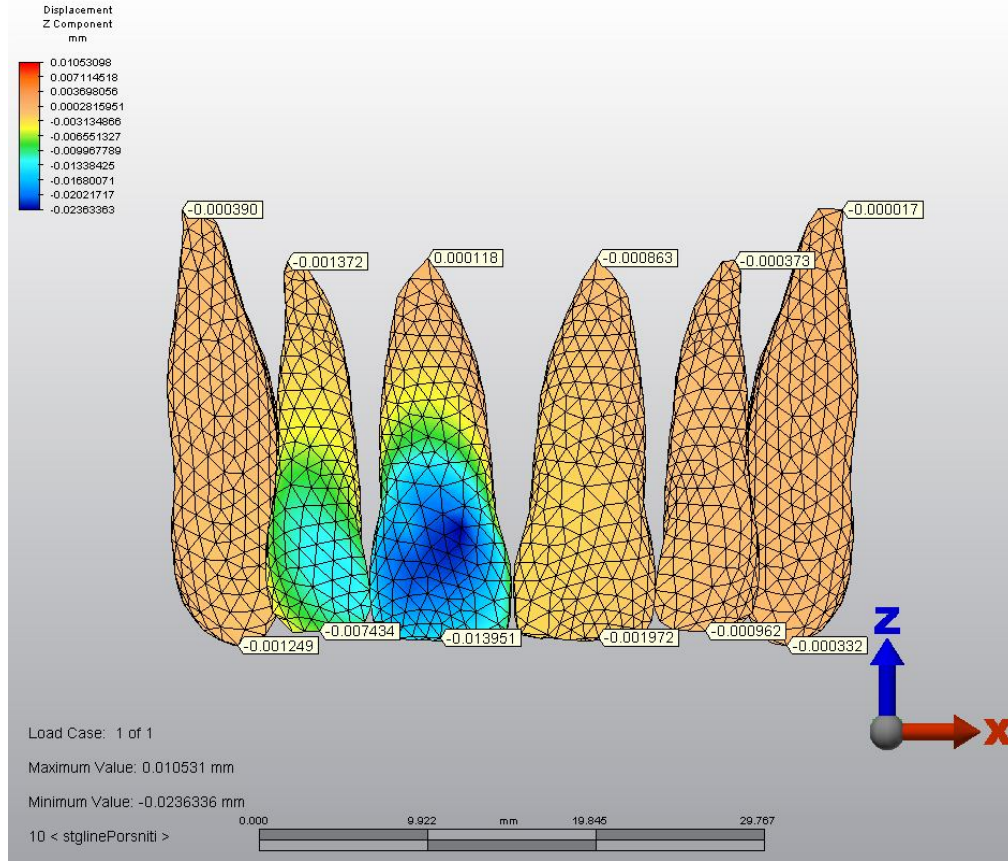
Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,070105, apikalde – yönde 0,000767 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.79).



Şekil 3-79 Bukko-lingual yönde hareket



Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,013951, apikalde de + yönde 0,000118 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.80).

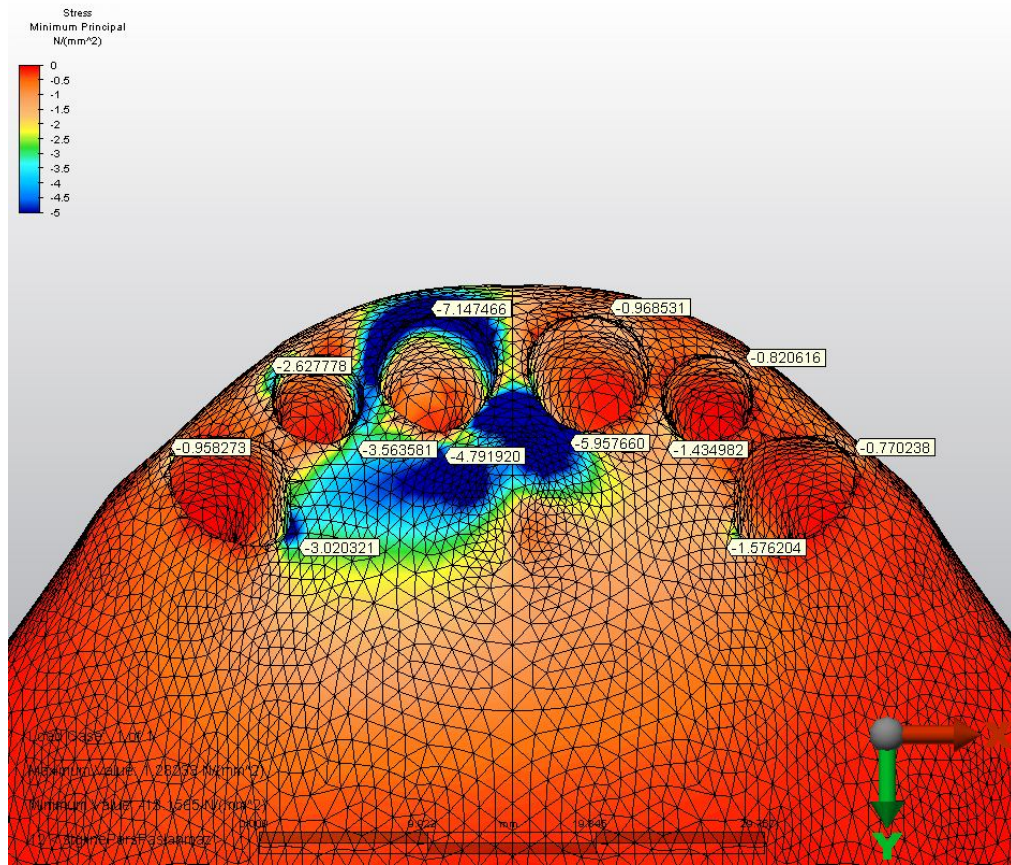


Şekil 3-80 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.3.5. 0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

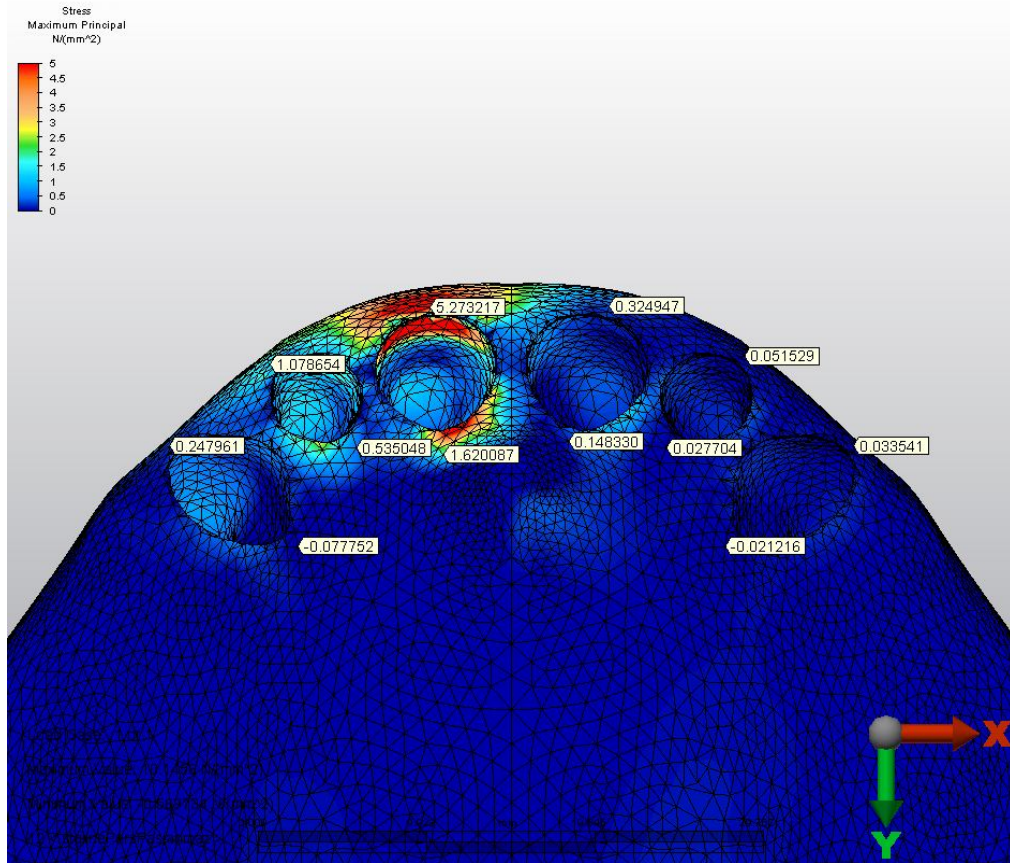
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -4,79192 N/ mm<sup>2</sup>' dir (Şekil 3.81).



Şekil 3-81 Minimum asal gerilme değeri

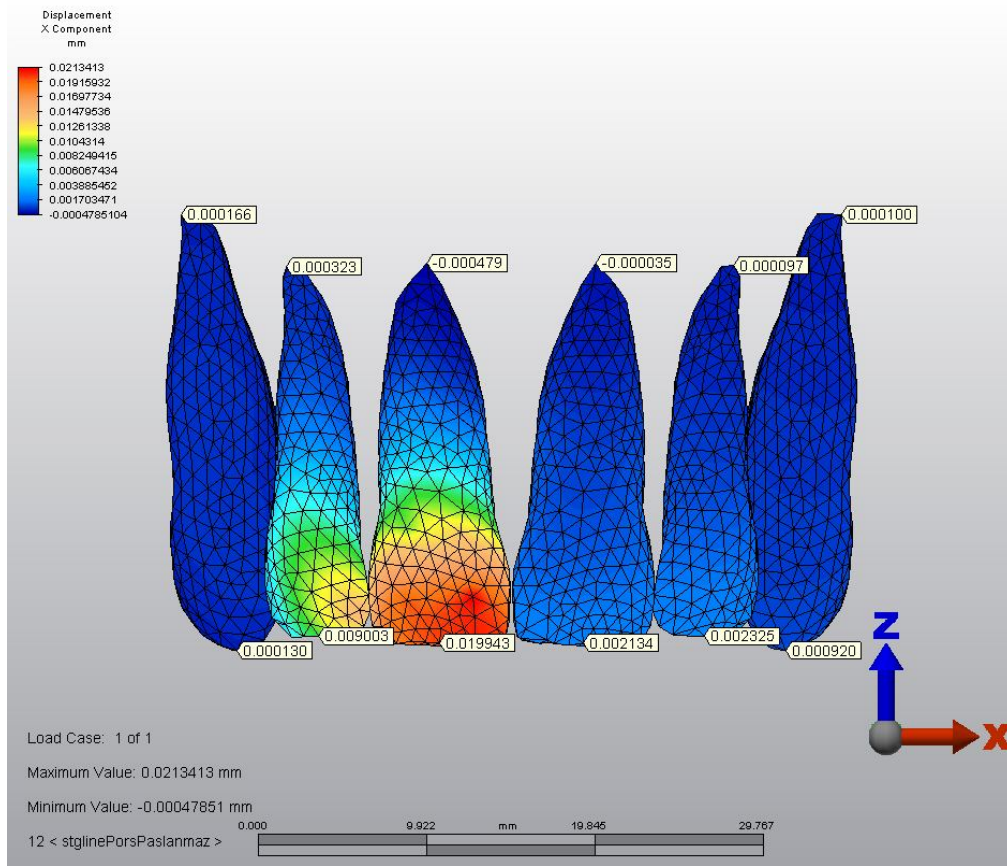
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,273217 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.82).



Şekil 3-82 Maksimum asal gerilme değeri

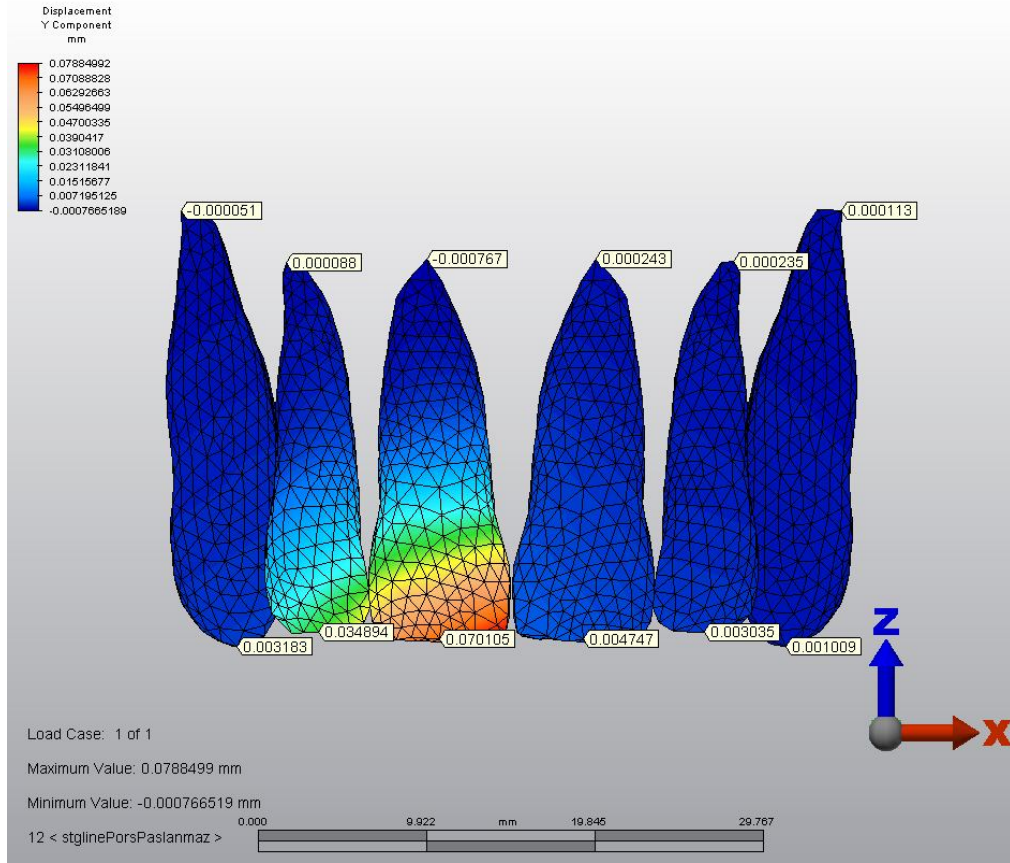
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019943, apikalde – yönde 0,000479 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.83).



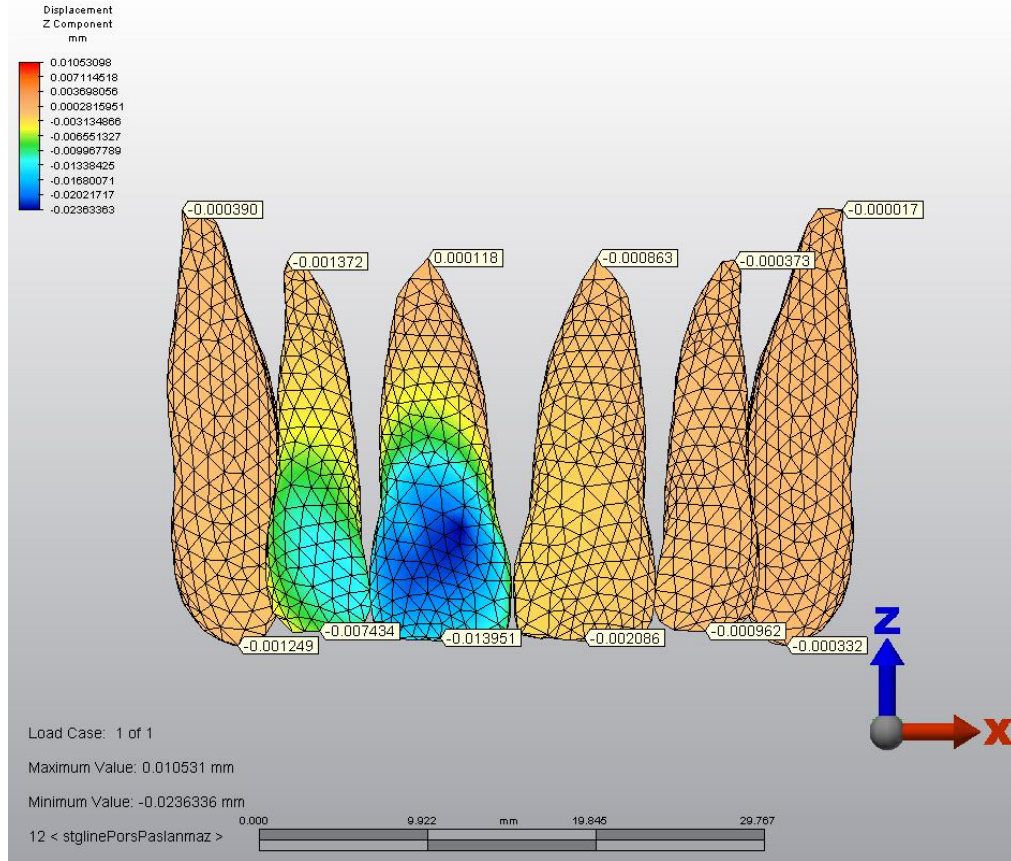
Şekil 3-83 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,070105, apikalde – yönde 0,000767 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.84).



Şekil 3-84 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,013951, apikalde de + yönde 0,000118 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.85).

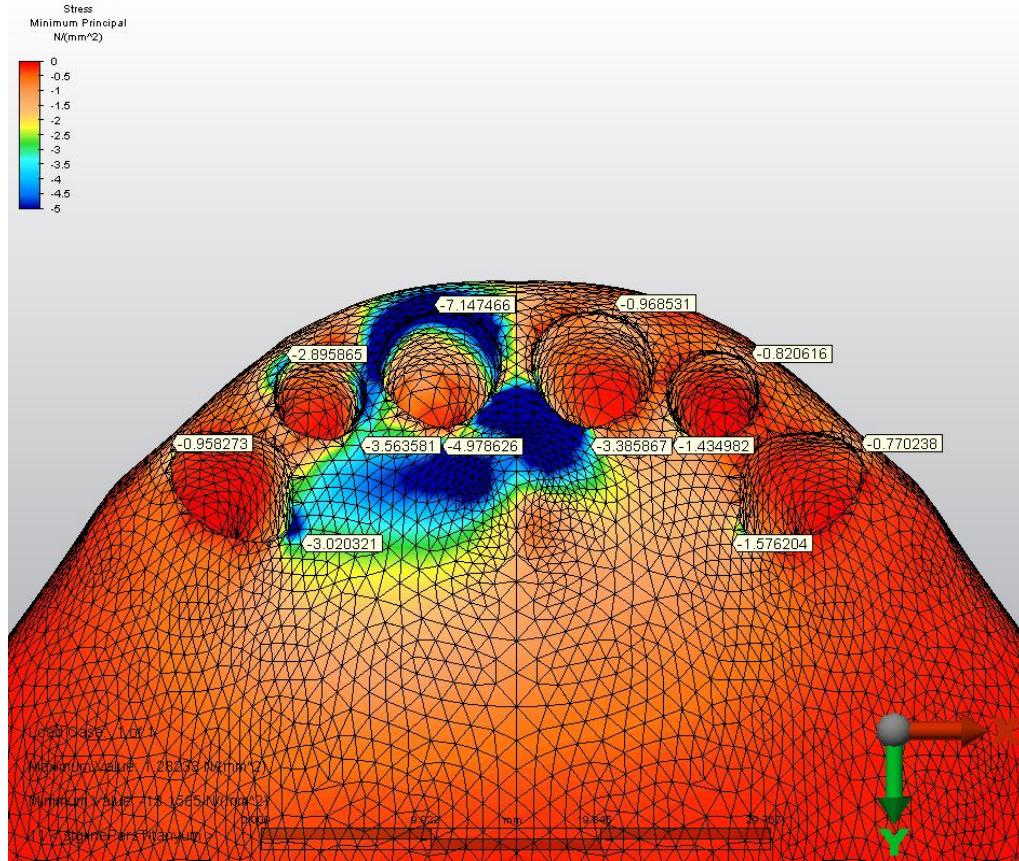


Şekil 3-85 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.3.6. 0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

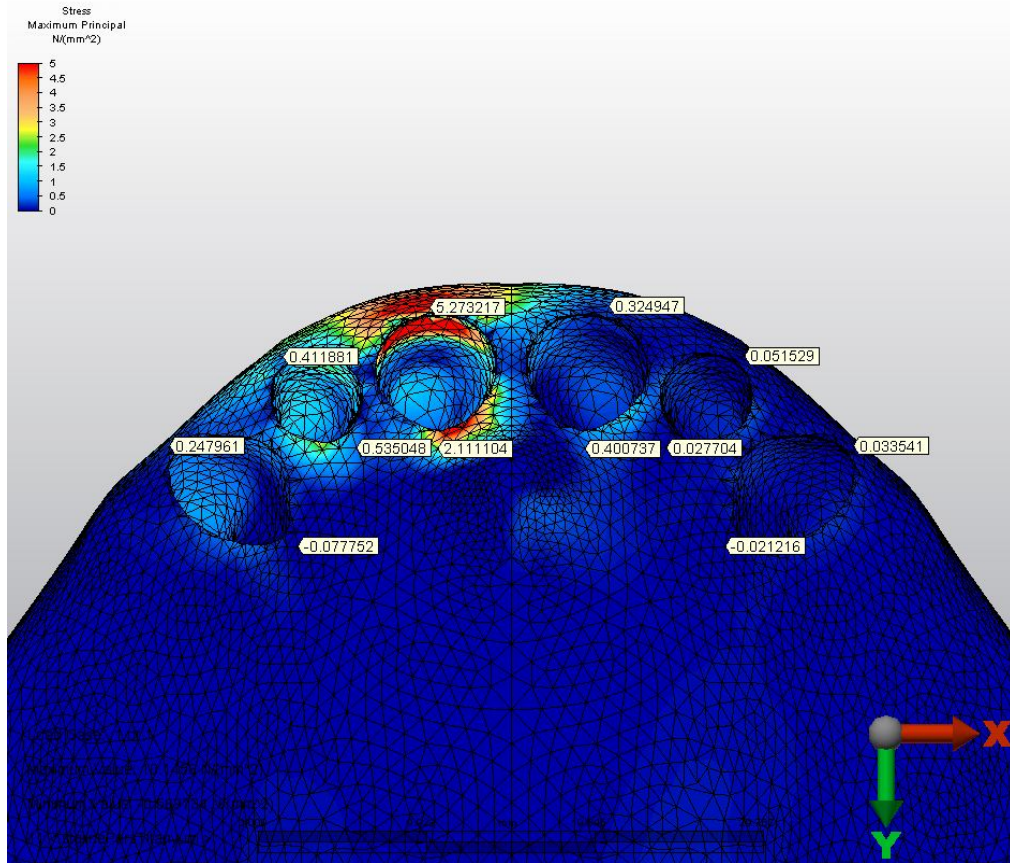
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -4,978626 N/mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.86).



Şekil 3-86 Minimum asal gerilme değeri

Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 5,273217 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.87).

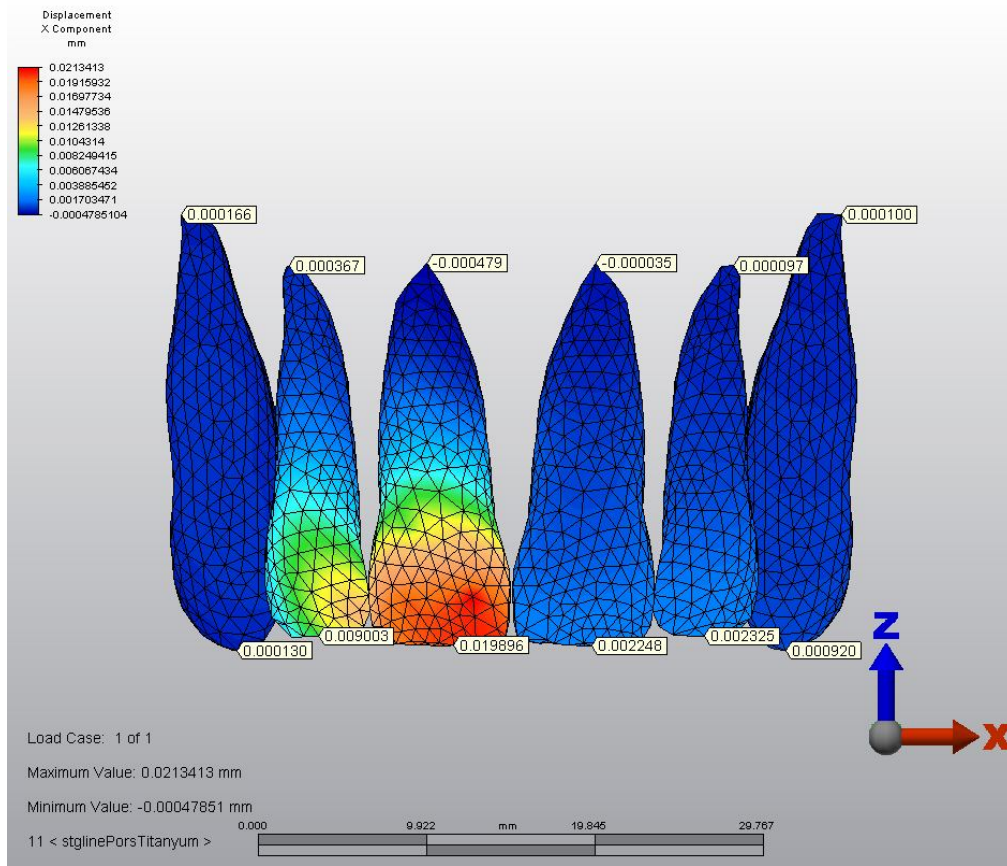


Şekil 3-87 Maksimum asal gerilme değeri



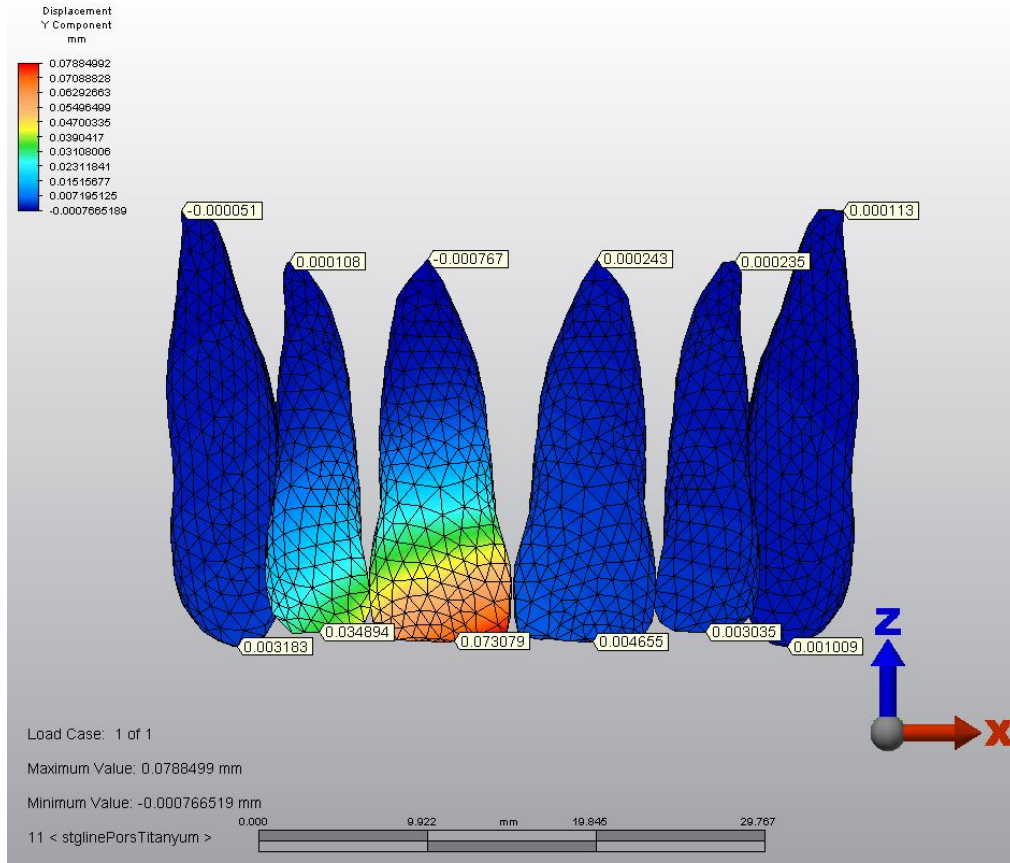
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,019896, apikalde – yönde 0,000479 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.88).



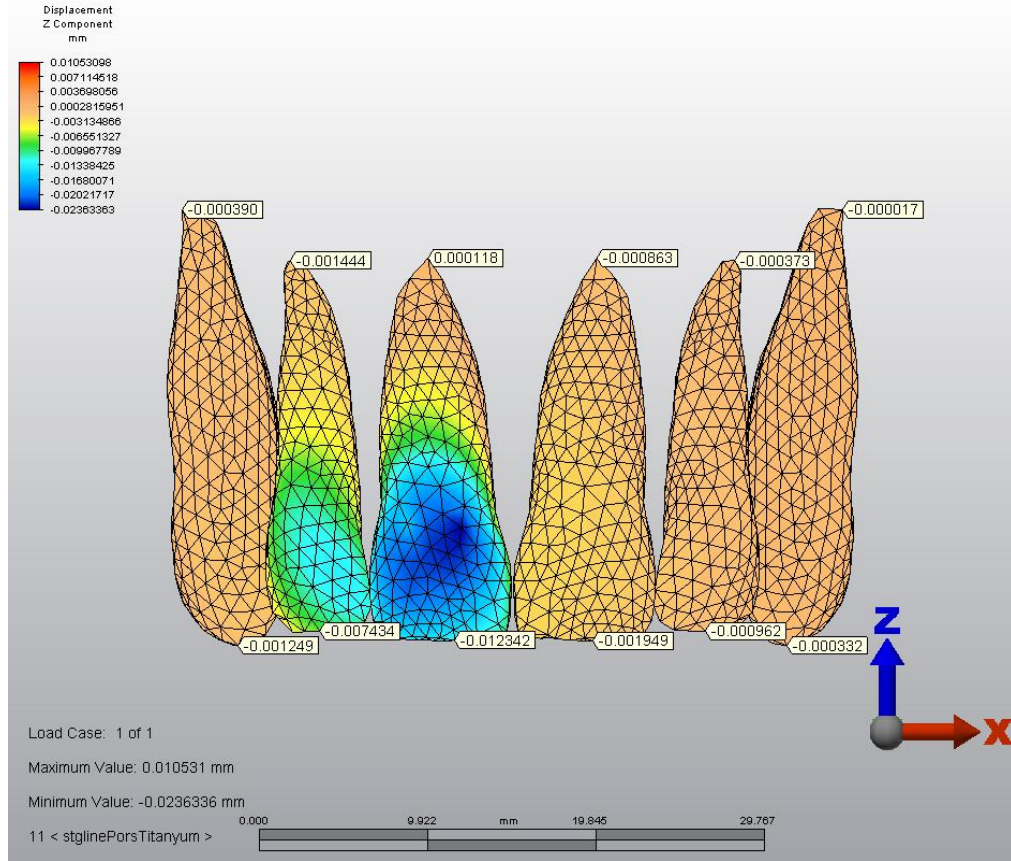
Şekil 3-88 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,073079, apikalde – yönde 0,000767 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.89).



Şekil 3-89 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda - yönde 0,012342, apikalde de + yönde 0,000118 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir (Şekil 3.90).



Şekil 3-90 Oklüzo-apikal yönde hareket

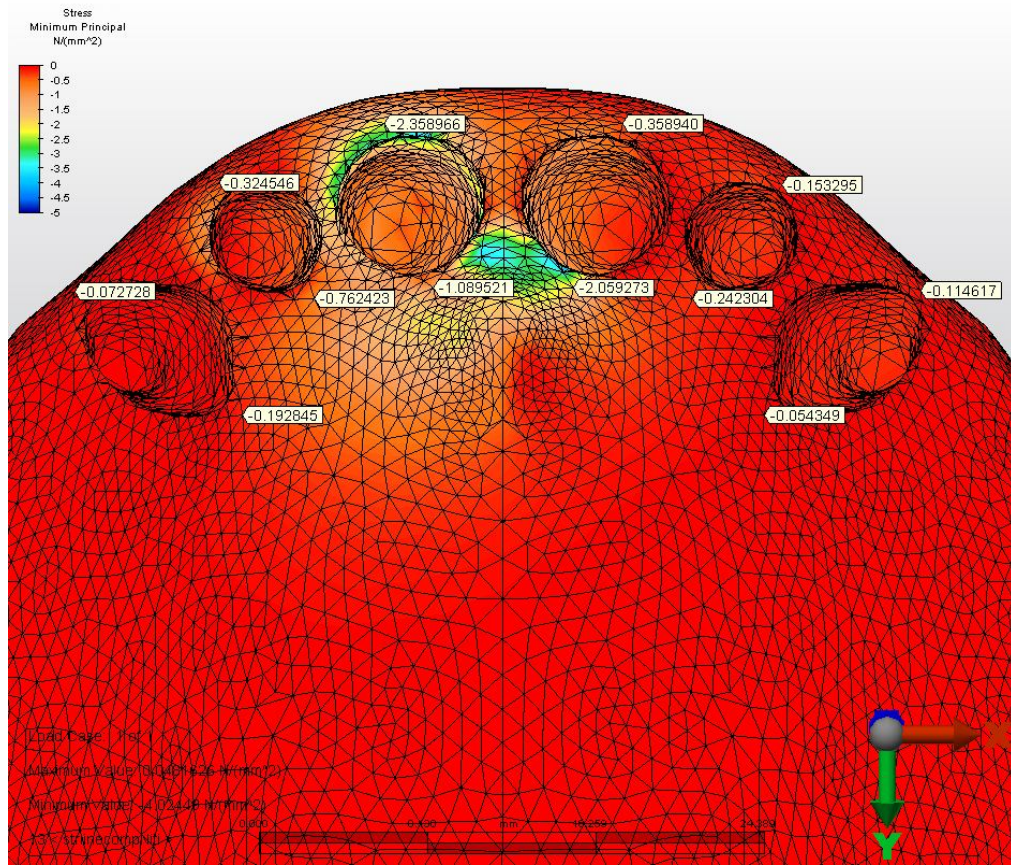
### **3.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular**

Dördüncü modelde, G&H firmasına ait olan 018 inch slot Zenith™ Composite Roth Rx braketler üst çene anterior altı dişe uygulanmıştır. Braket slotlarından geçecek şekilde 0.016x0.022 inch ve 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller tatbik edilmiştir. Ark teline, sağ santralin braket slotuna giren kısımlarından 20° lik palatinal kron torku uygulayacak şekilde büküm verilmiştir.

#### **3.4.1. 0.016x0.022 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler**

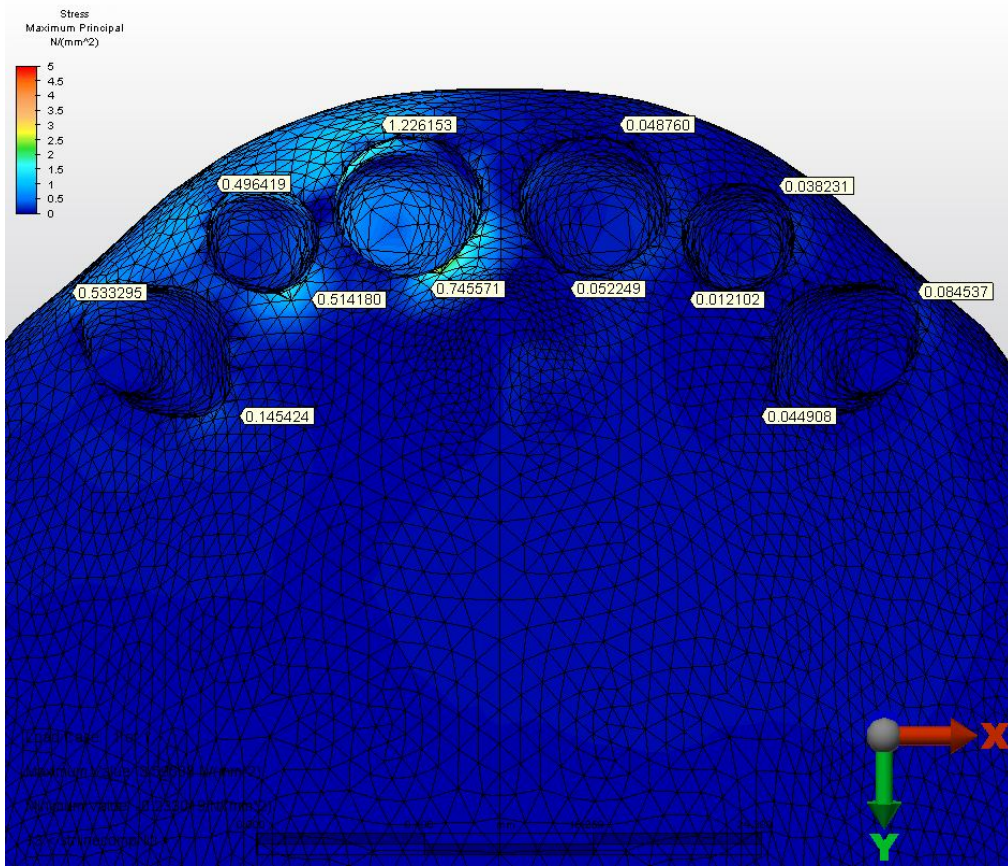
##### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde; -1,089521 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.91).



Şekil 3-91 Minimum asal gerilme değeri

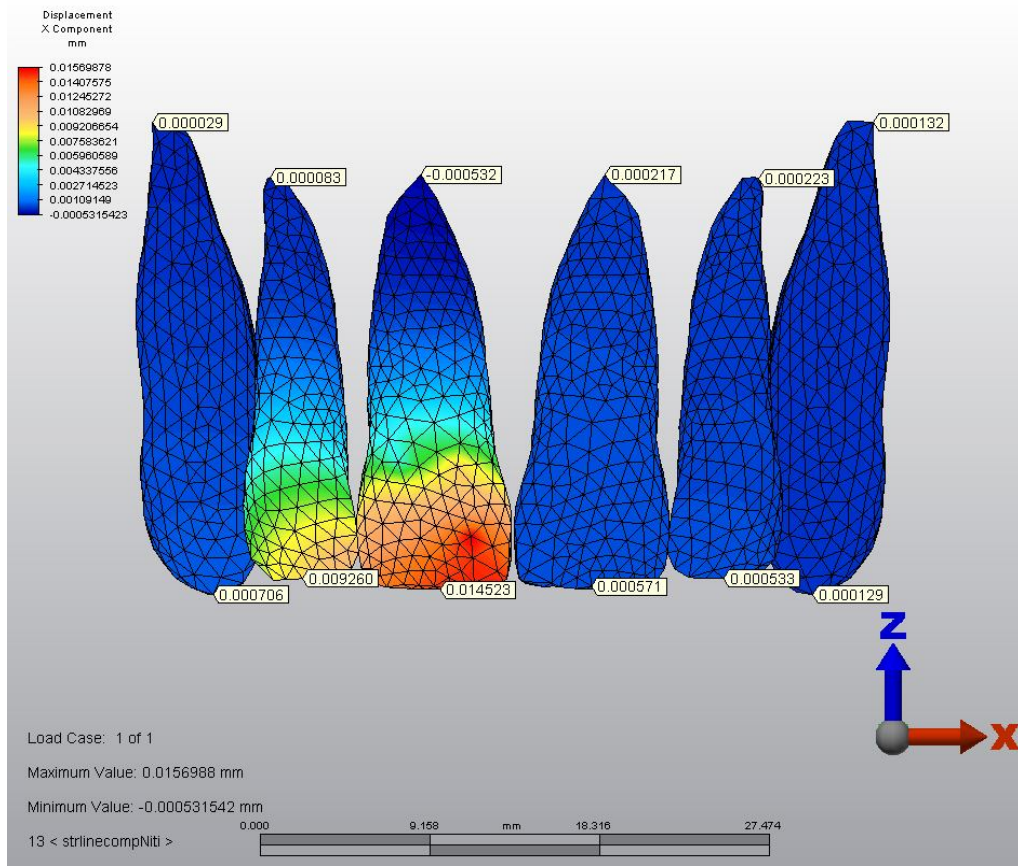
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,226153 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.92).



Şekil 3-92 Maksimum asal gerilme değeri

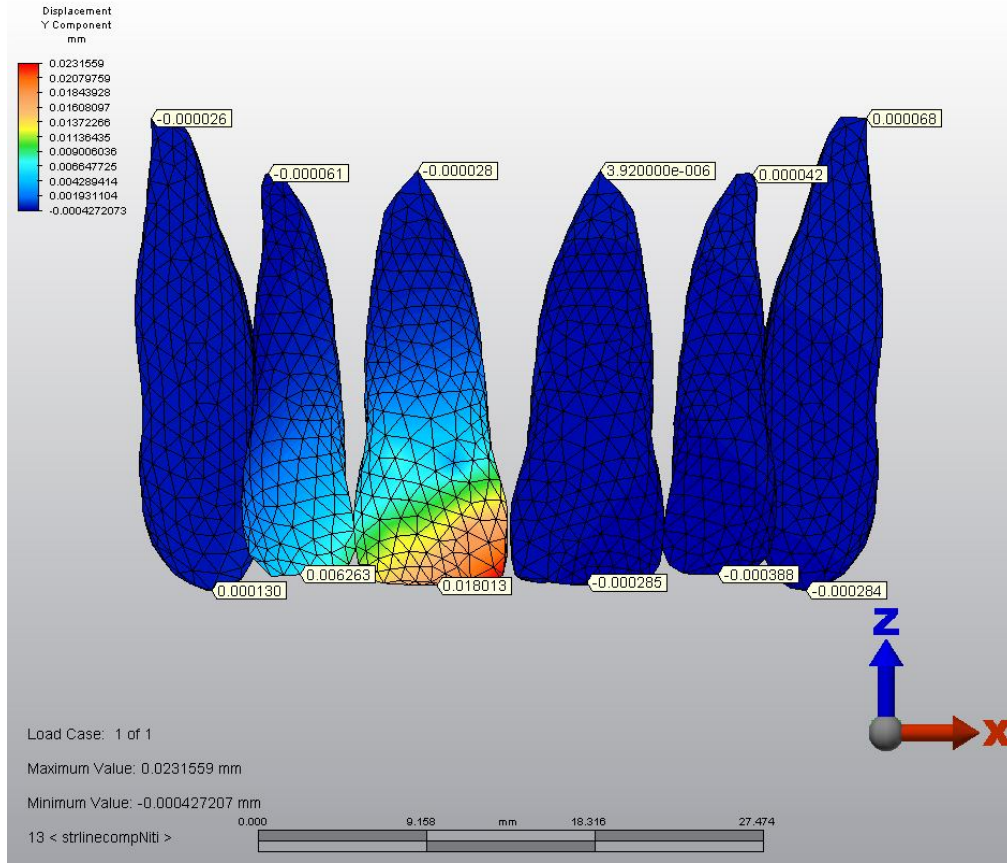
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,014523, apikalde – yönde 0,000532 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.93).



Şekil 3-93 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

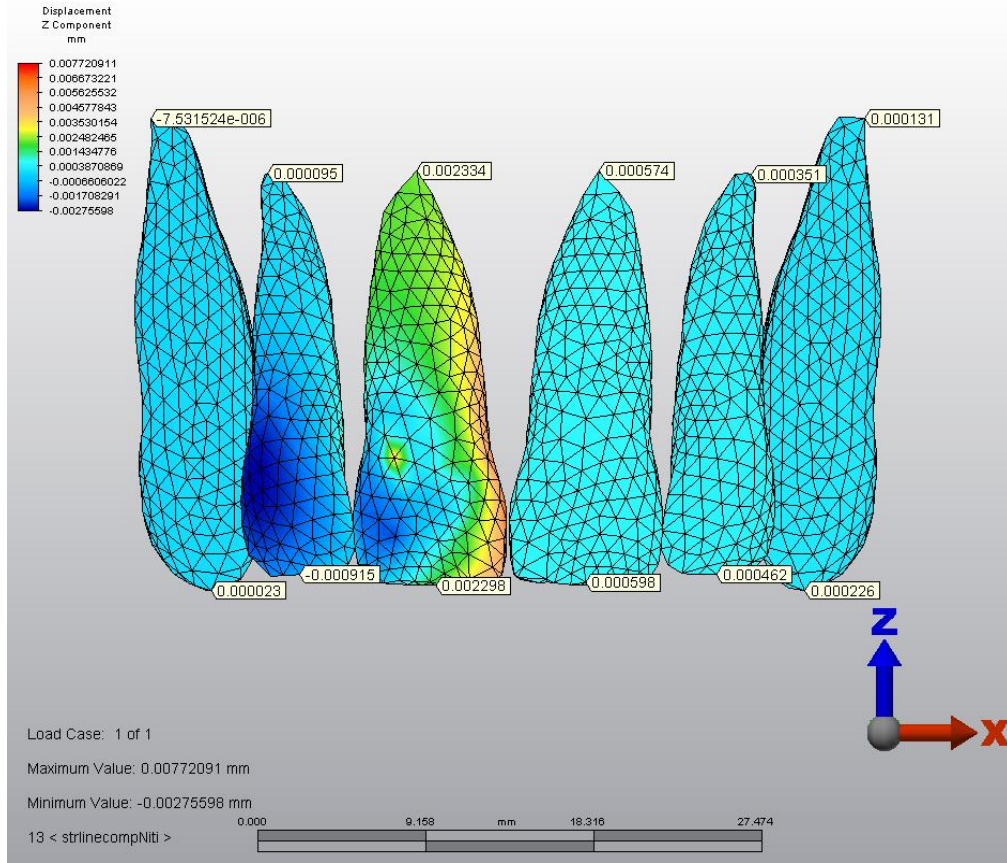
Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,018013, apikalde – yönde 0,000028 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.94).



Şekil 3-94 Bukko-lingual yönde hareket



Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,002298, apikalde de + yönde 0,002334 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.95).

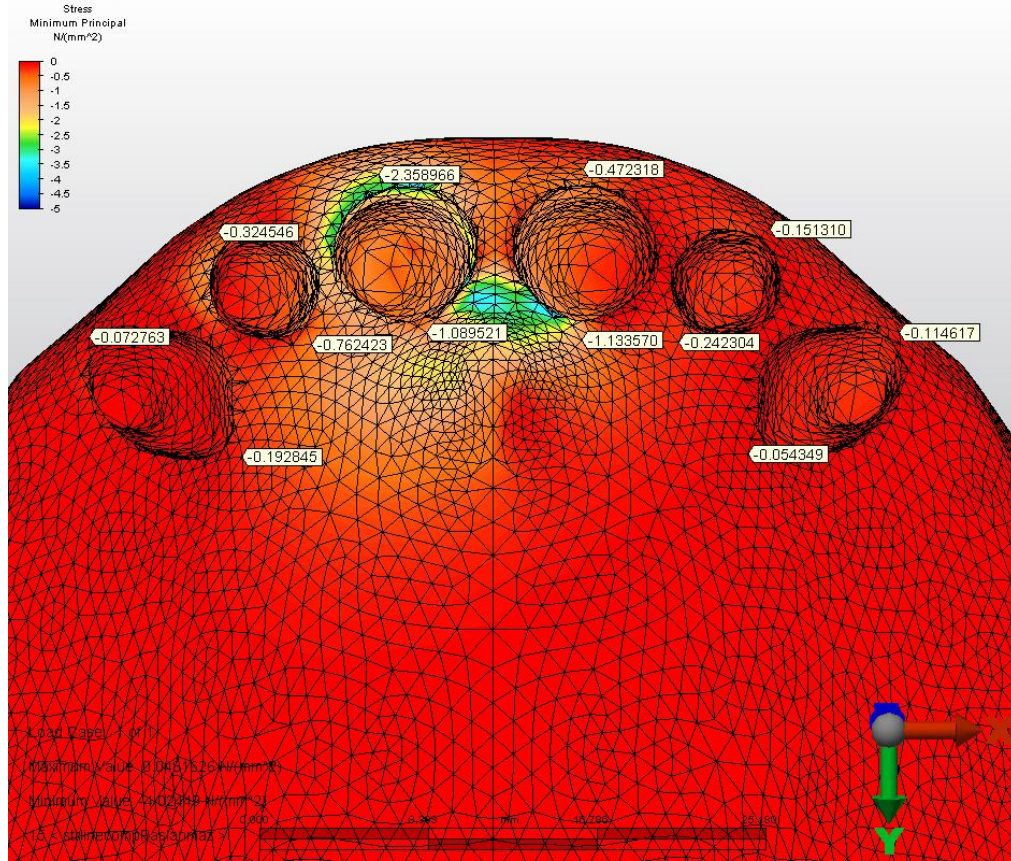


Şekil 3-95 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.4.2. 0.016x0.022 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

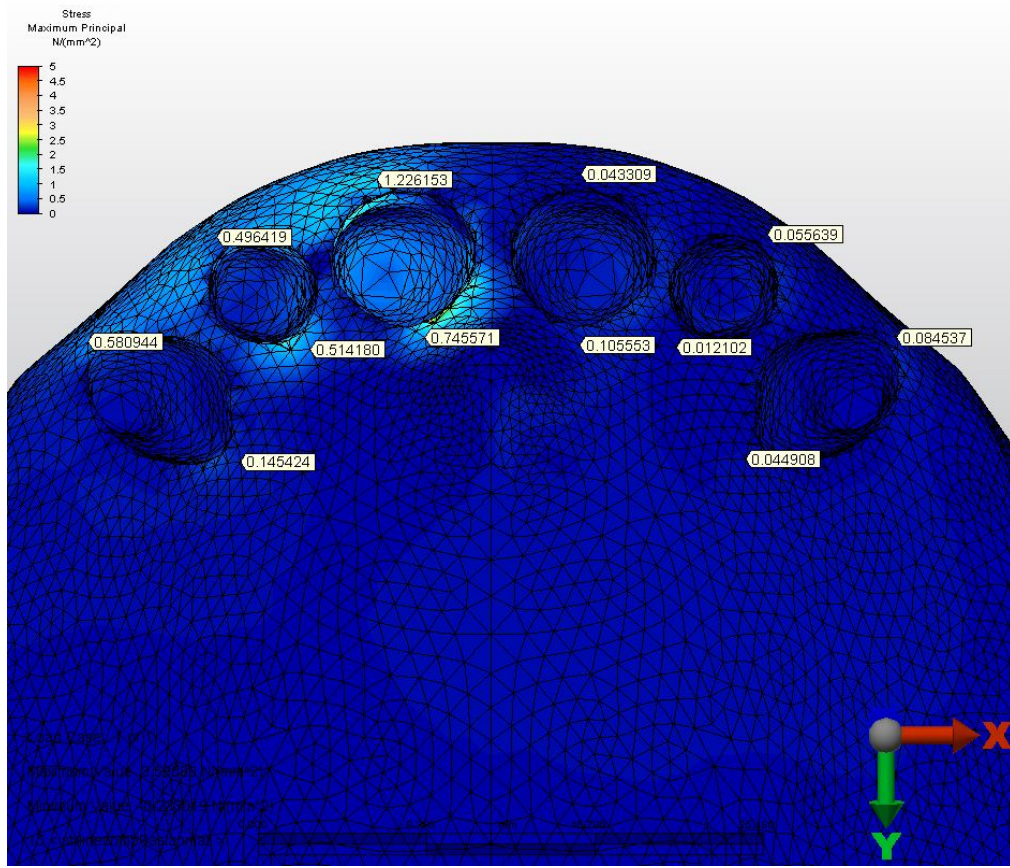
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,089521 \text{ N/mm}^2$  dir (şekil 3.96).



şekil 3-96 Minimum asal gerilme değeri

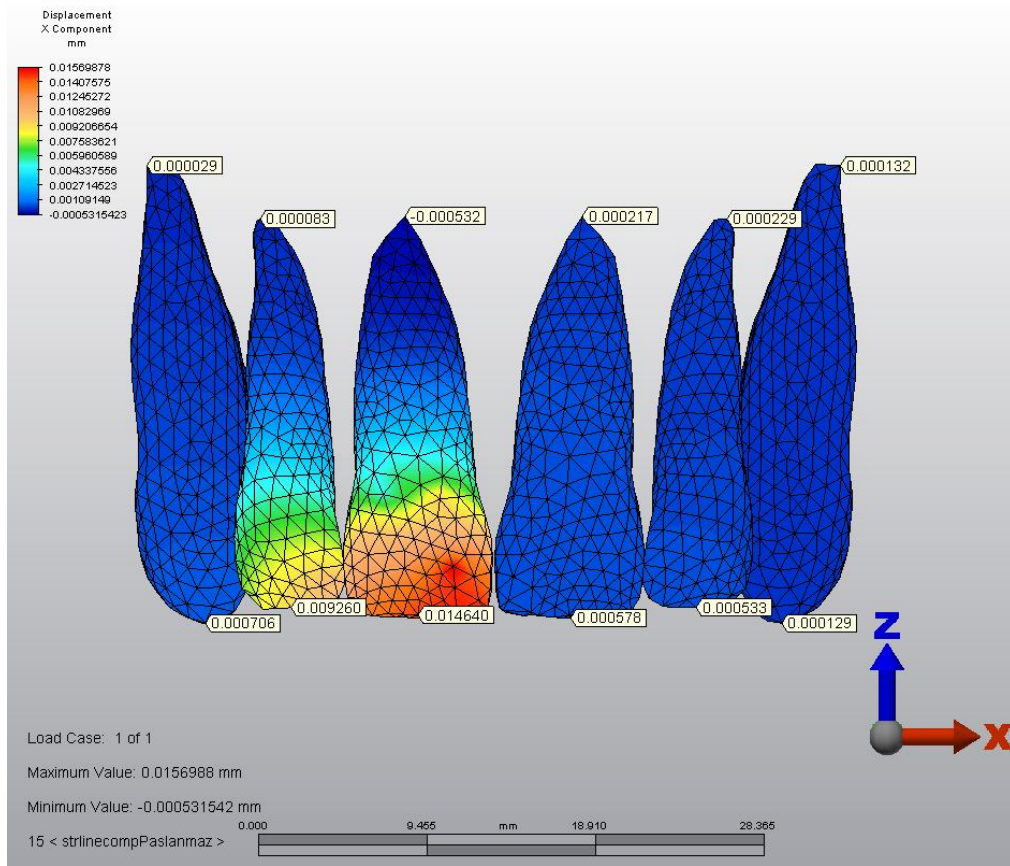
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,226153 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.97).



Şekil 3-97 Maksimum asal gerilme değeri

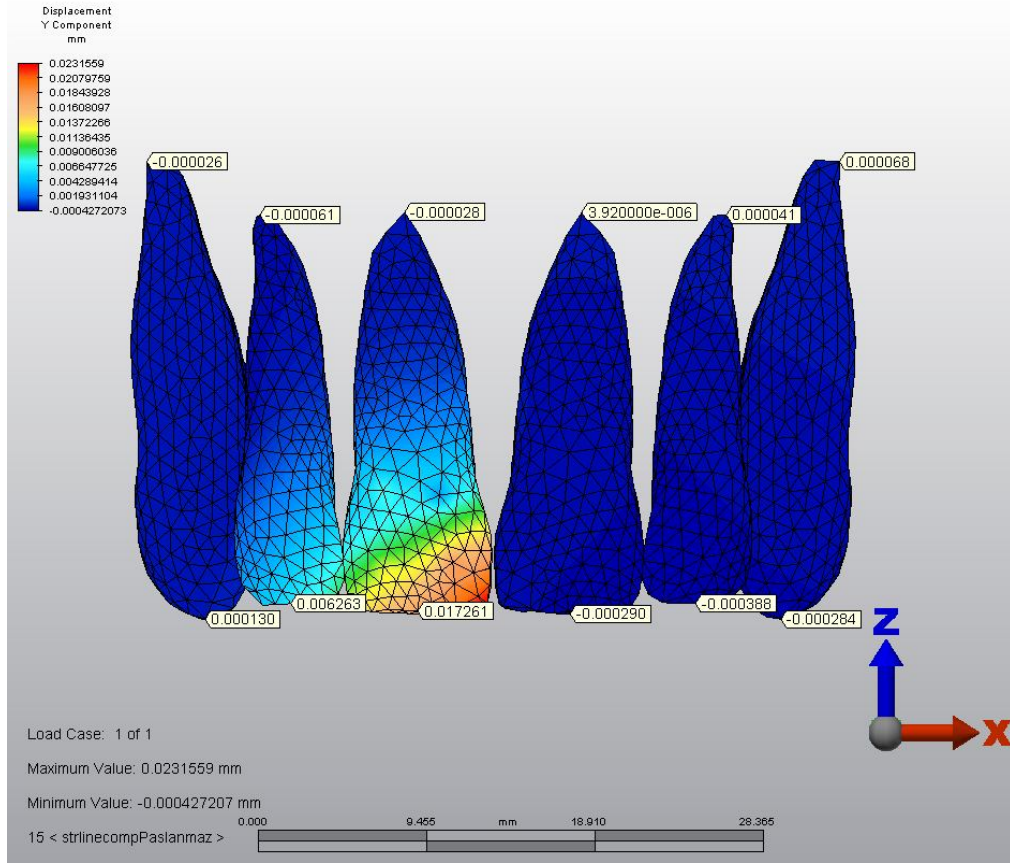
### Yer Değişirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01464, apikalde – yönde 0,000532 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.98).



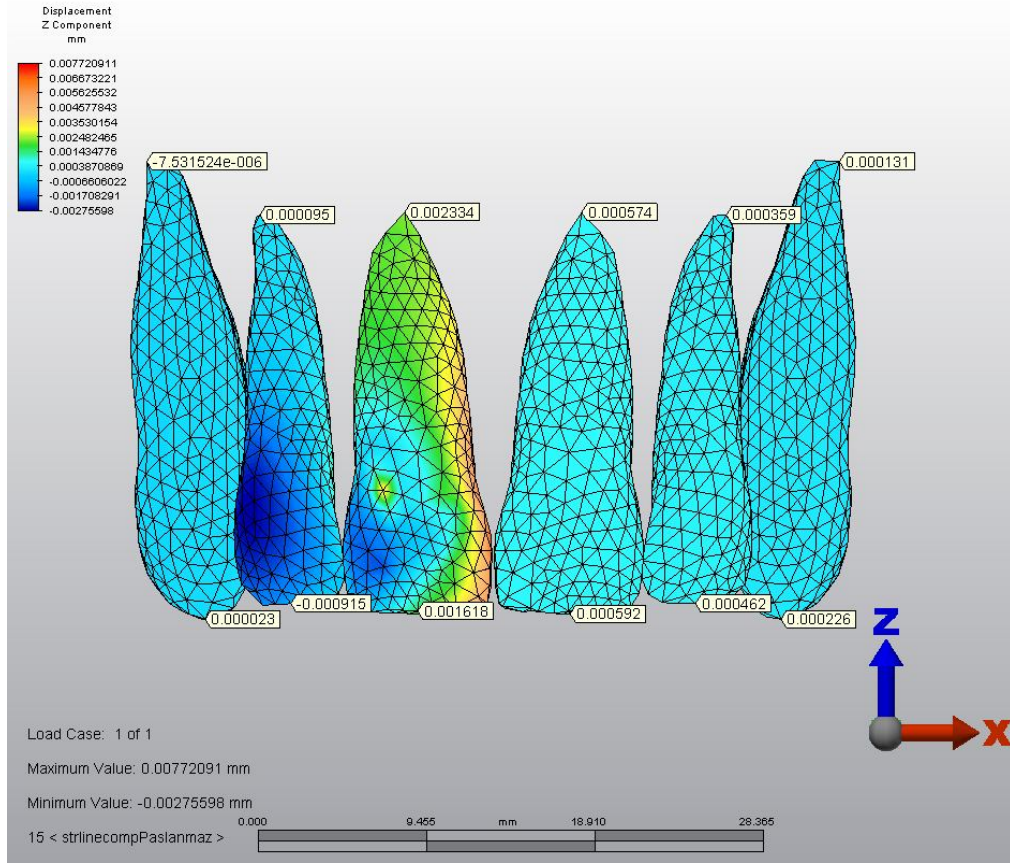
Şekil 3-98 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,017261, apikalde – yönde 0,000028 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.99).



Şekil 3-99 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001618, apikalde de + yönde 0,002334 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.100).

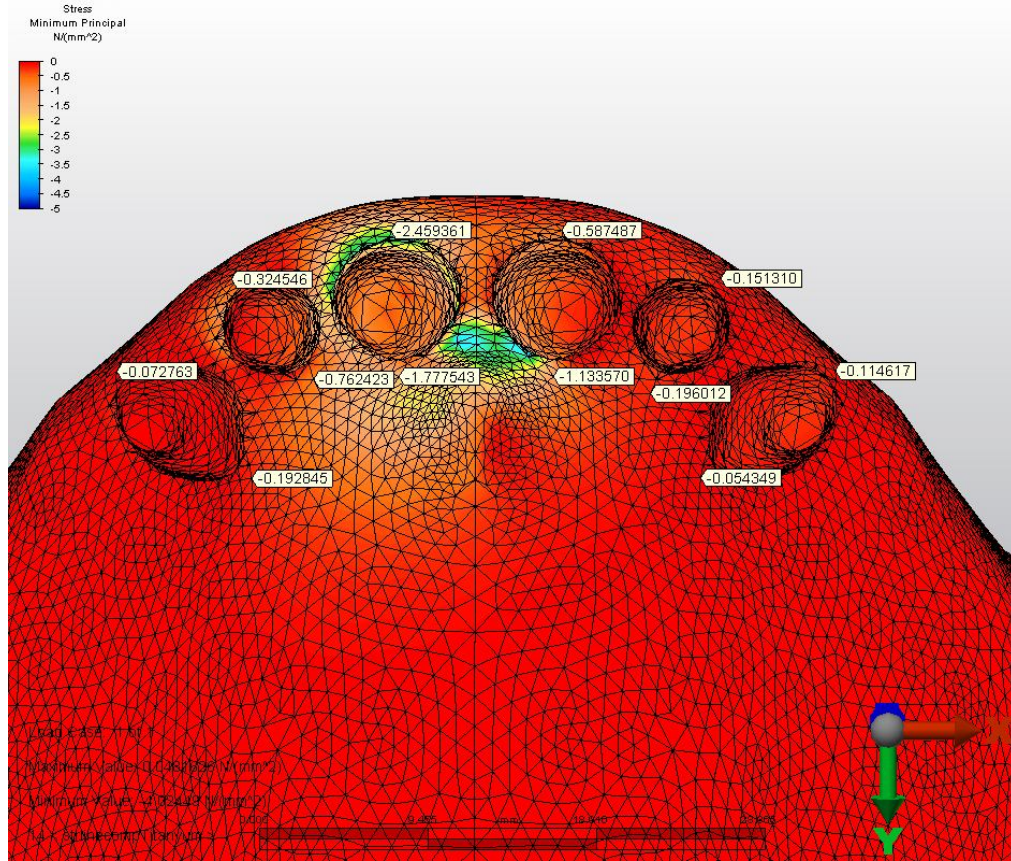


Şekil 3-100 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.4.3. 0.016x0.022 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

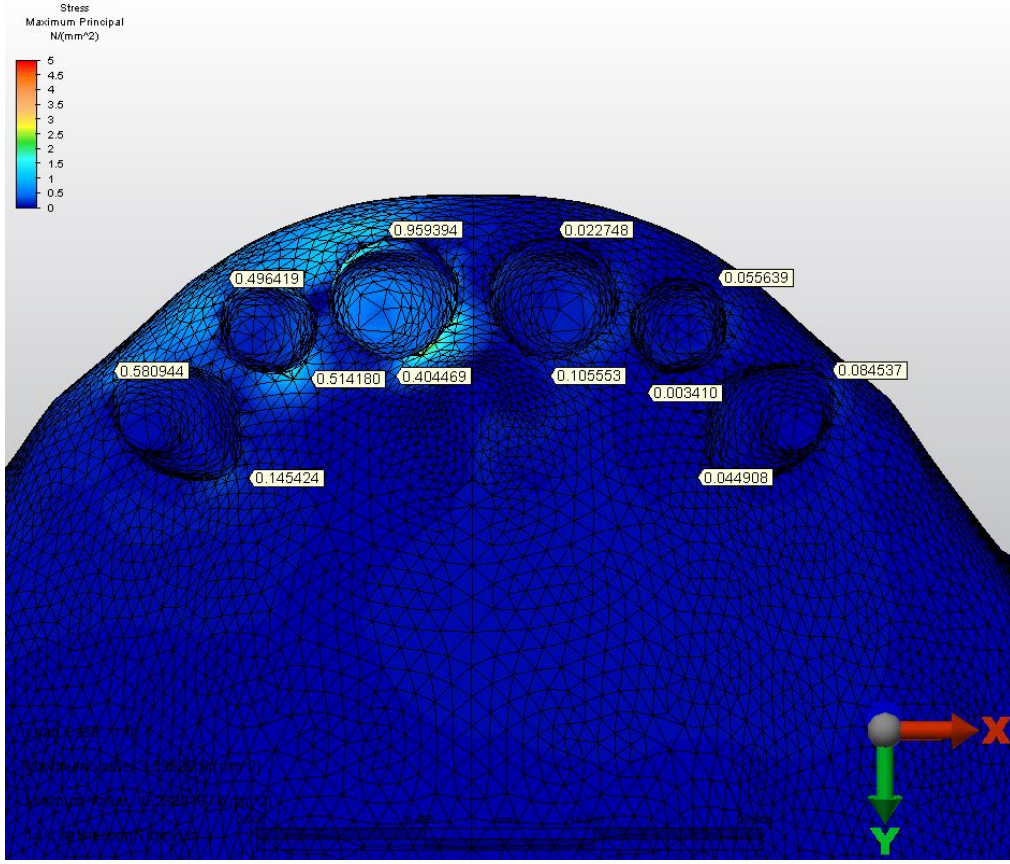
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,777543 \text{ N/mm}^2$ ' dir (Şekil 3.101).



Şekil 3-101 Minimum asal gerilme değeri

Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 0,959394 N/ mm<sup>2</sup>' dir (Şekil 3.102).

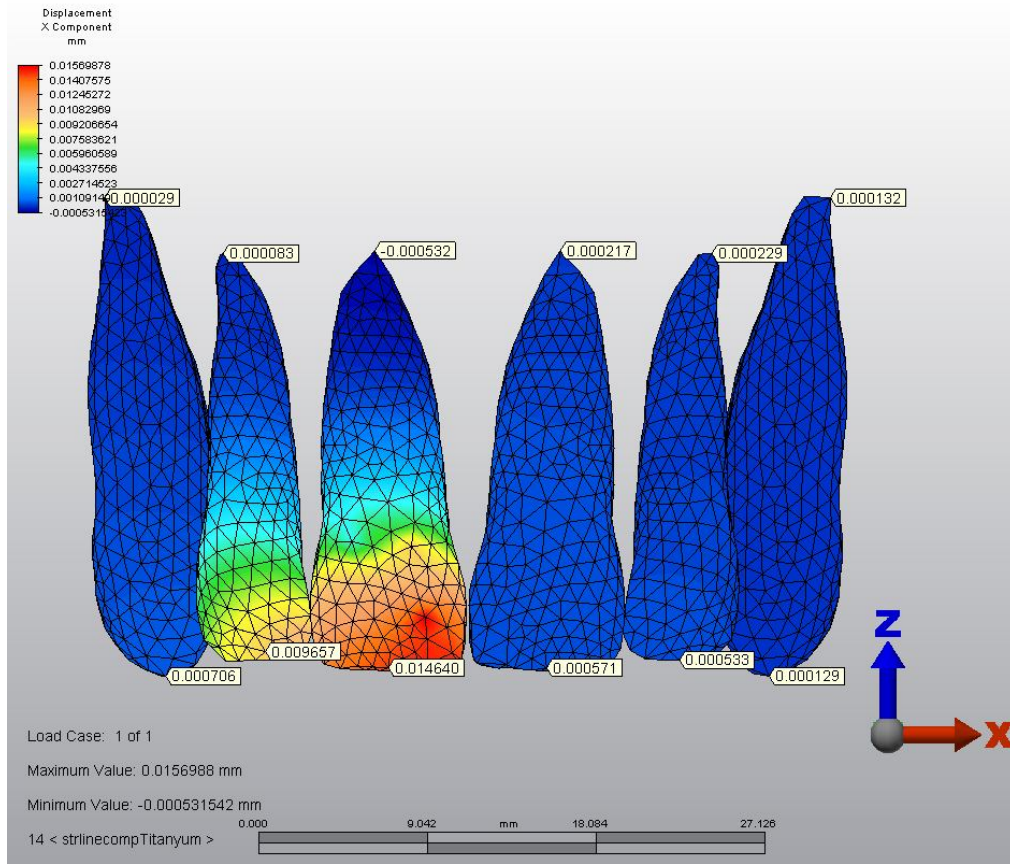


Şekil 3-102 Maksimum asal gerilme değeri



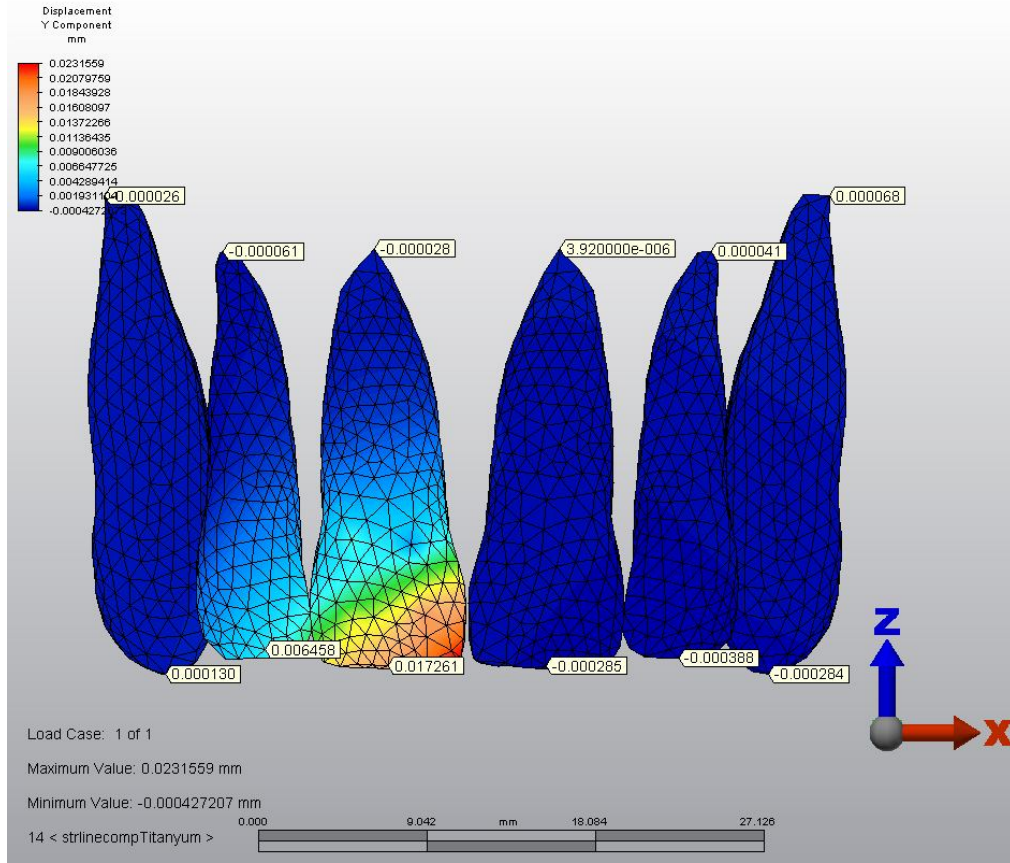
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,01464, apikalde – yönde 0,000532 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.103).



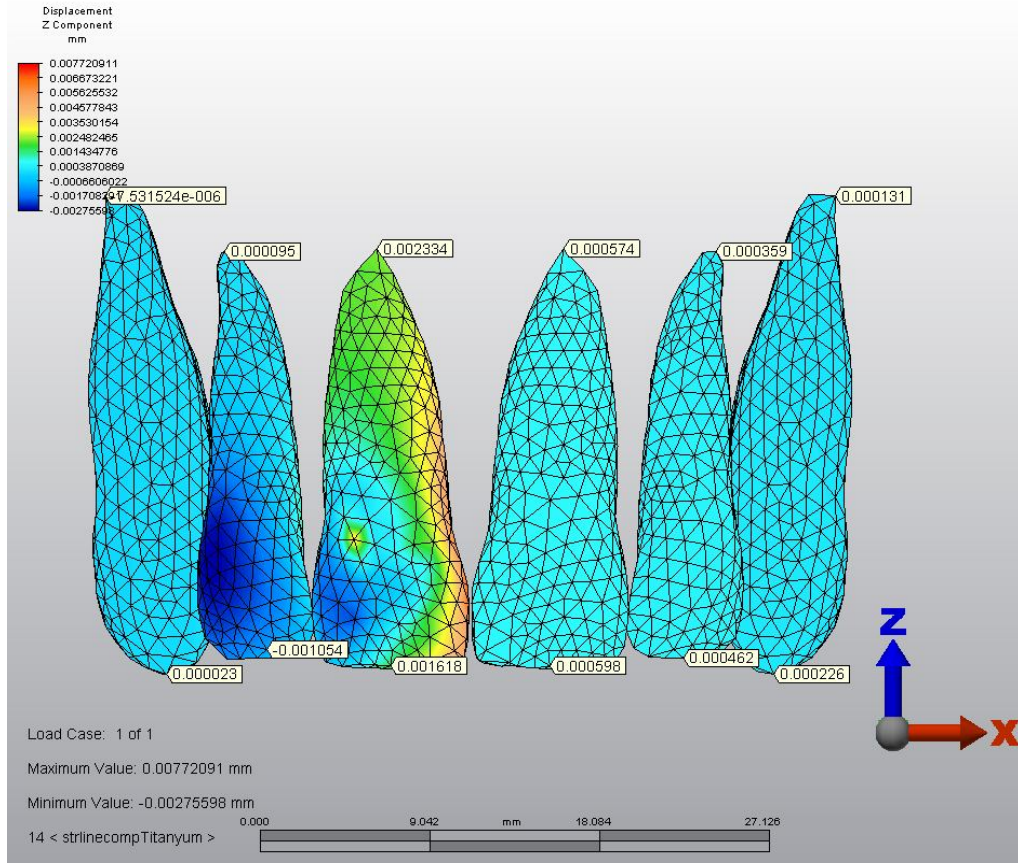
Şekil 3-103 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,017261, apikalde – yönde 0,000028 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.104).



Şekil 3-104 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001618, apikalde de + yönde 0,002334 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.105).

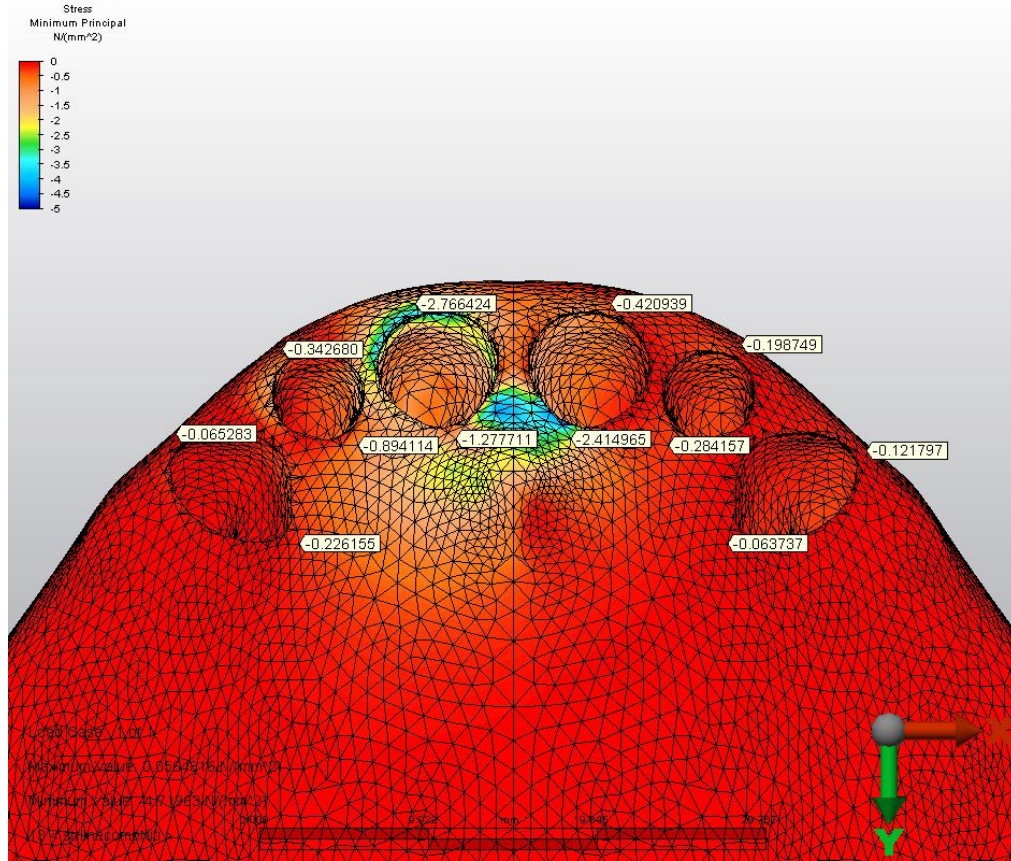


Şekil 3-105 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.4.4. 0.017x0.025 Ni-Ti Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

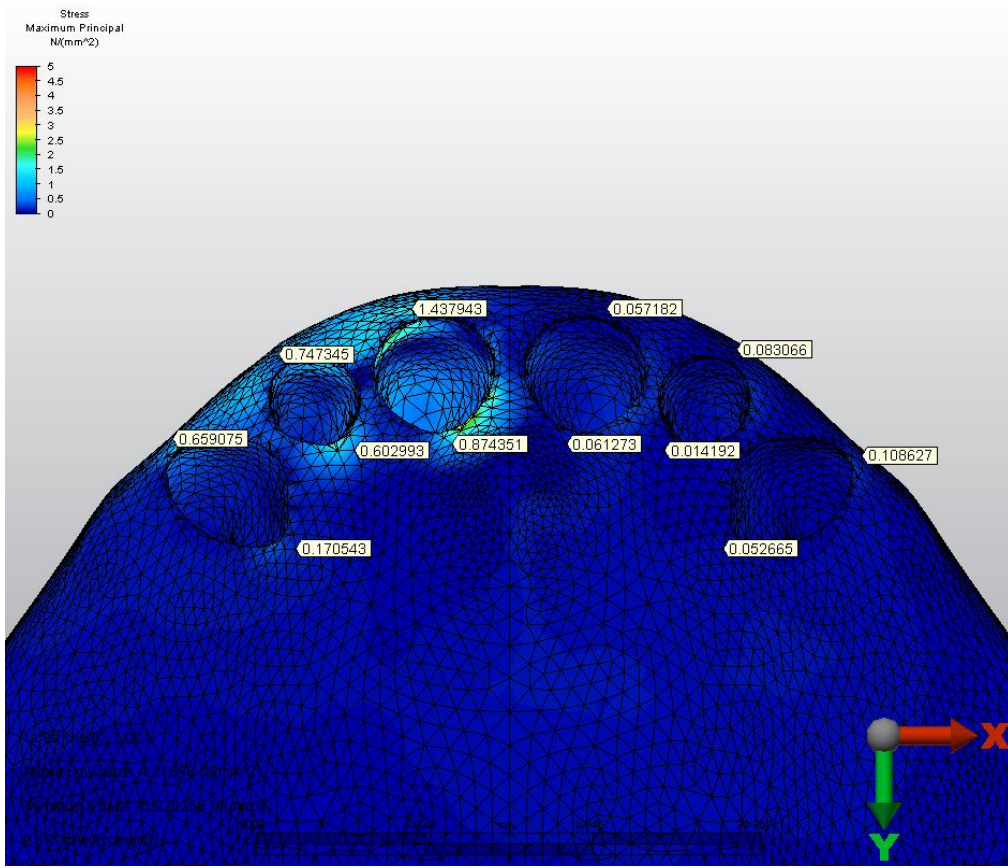
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,277711 \text{ N/mm}^2$ ' dir (şekil 3.106).



şekil 3-106 Minimum asal gerilme değeri

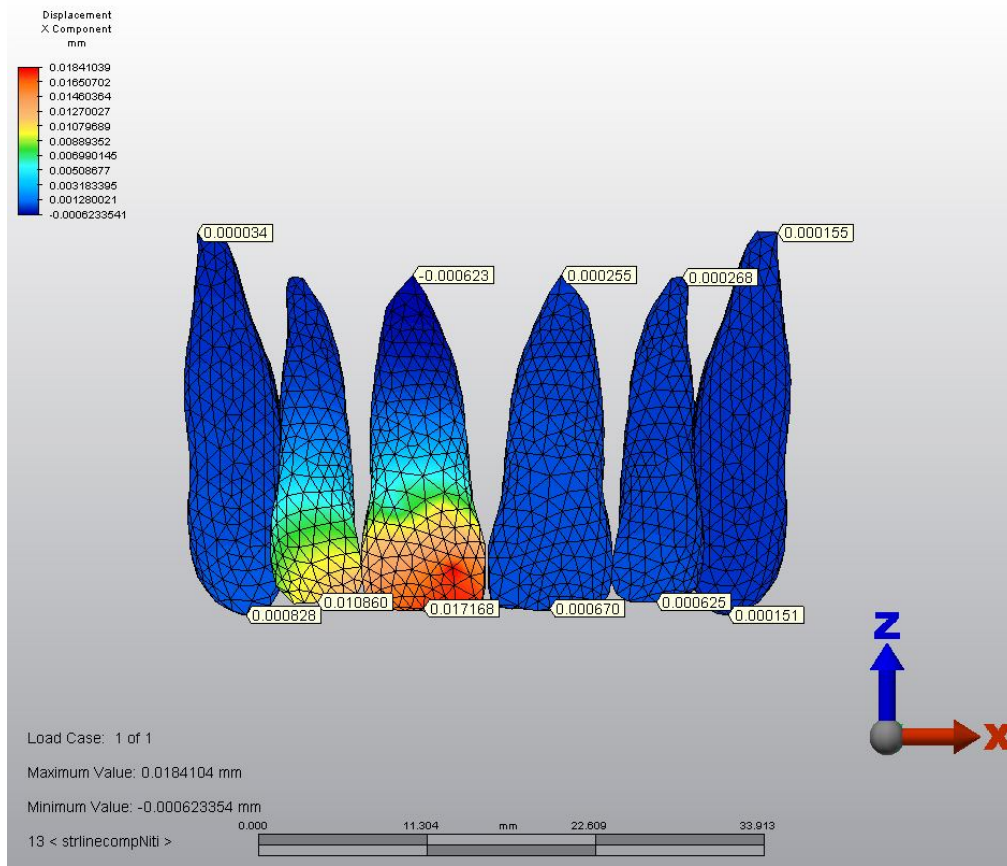
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,437943 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.107).



Şekil 3-107 Maksimum asal gerilme değeri

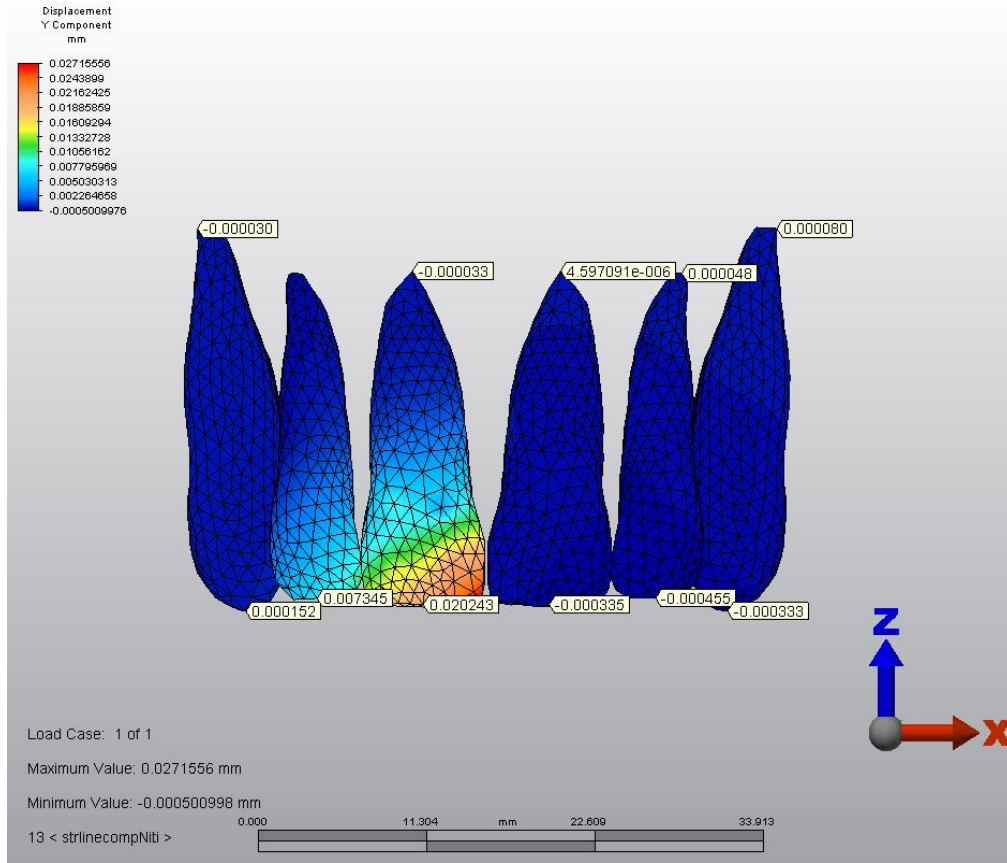
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,017168, apikalde – yönde 0,000623 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.108).



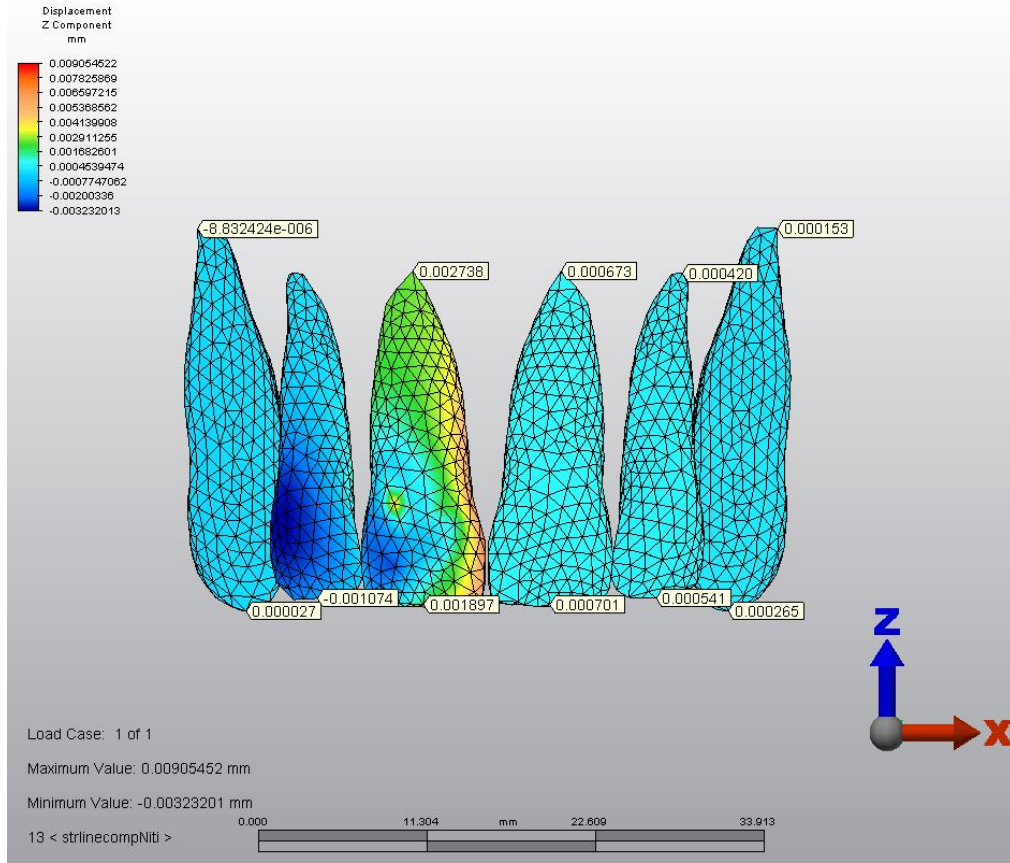
Şekil 3-108 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,020243, apikalde – yönde 0,000033 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.109).



Şekil 3-109 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001897, apikalde de + yönde 0,002738 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.110).



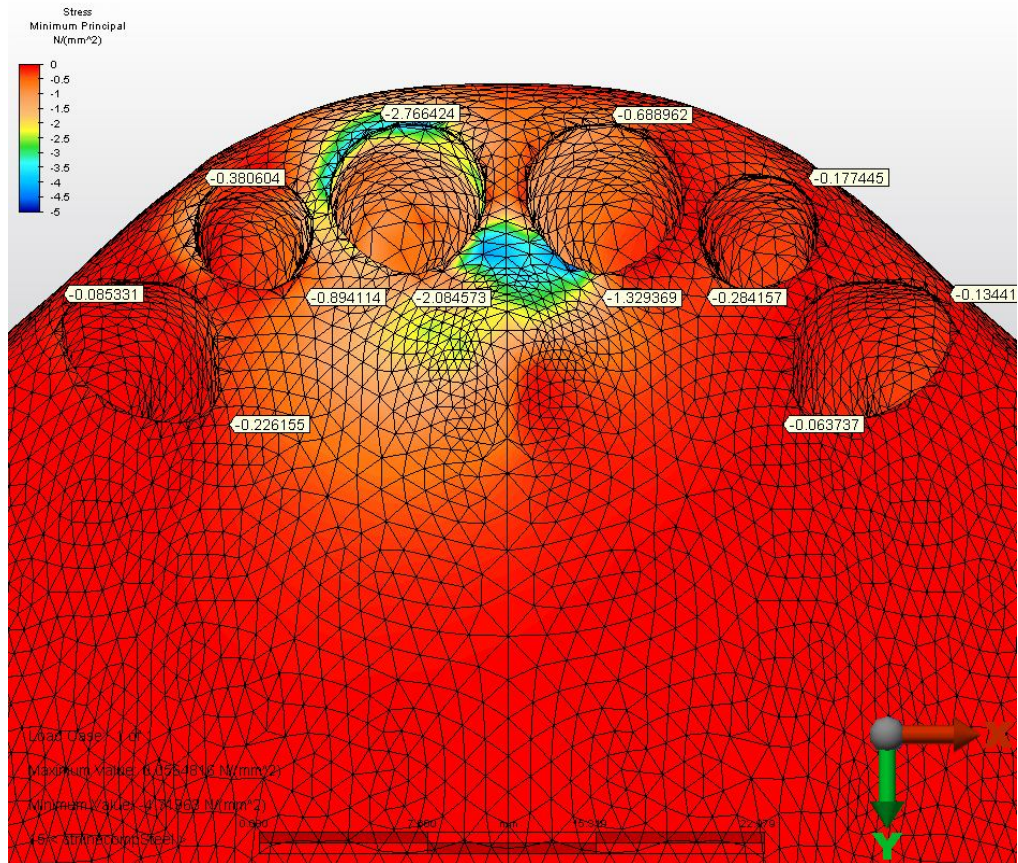
Şekil 3-110 Oklüzo-apikal yönde hareket



### 3.4.5. 0.017x0.025 SS Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

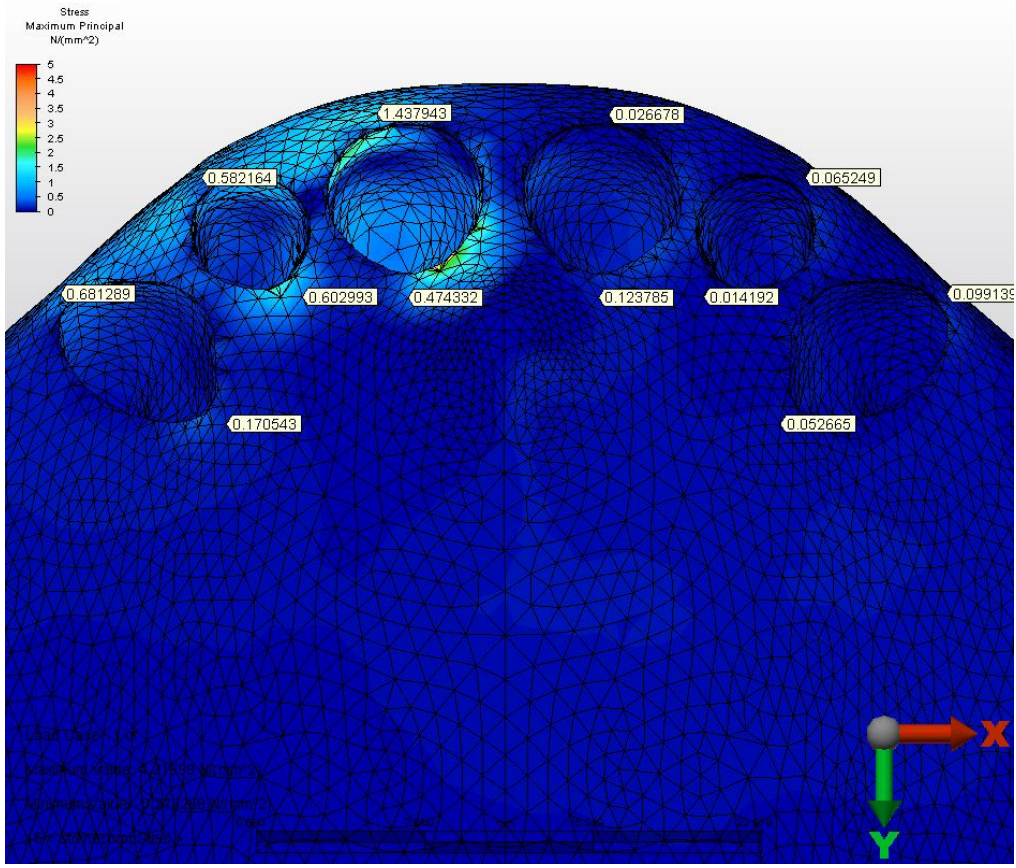
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-2,084573 \text{ N/mm}^2$ ' dir (Şekil 3.111).



Şekil 3-111 Minimum asal gerilme değeri

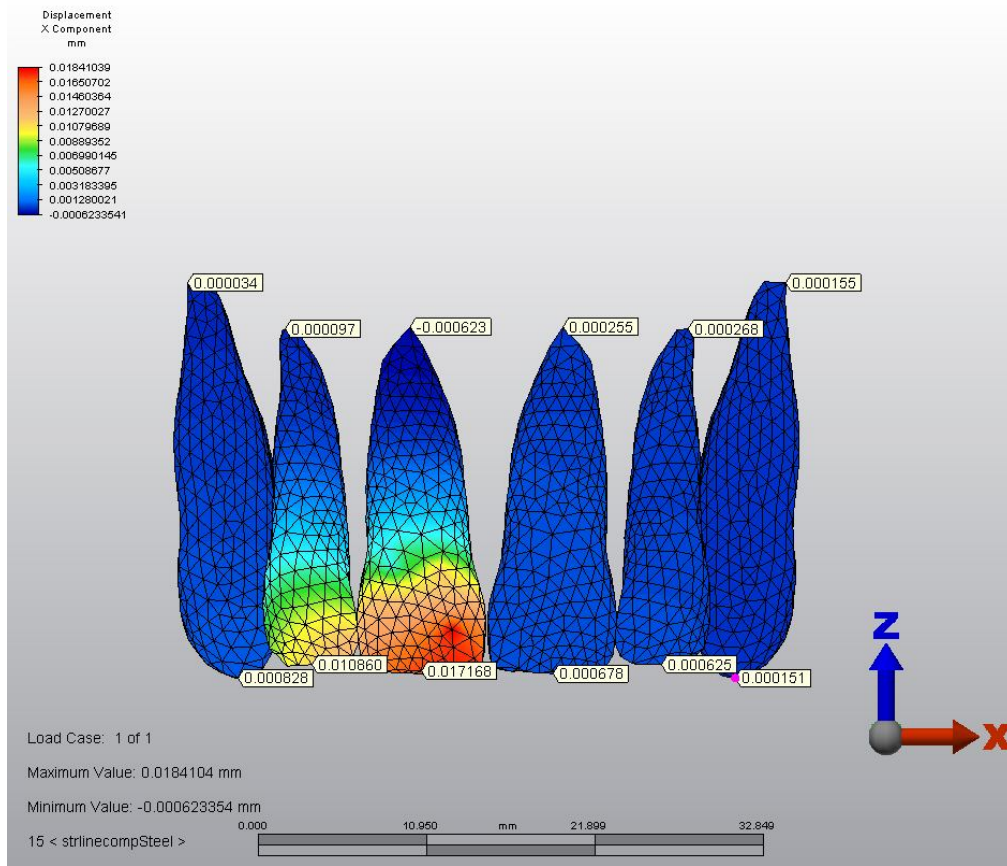
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,437943 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.112).



Şekil 3-112 Maksimum asal gerilme değeri

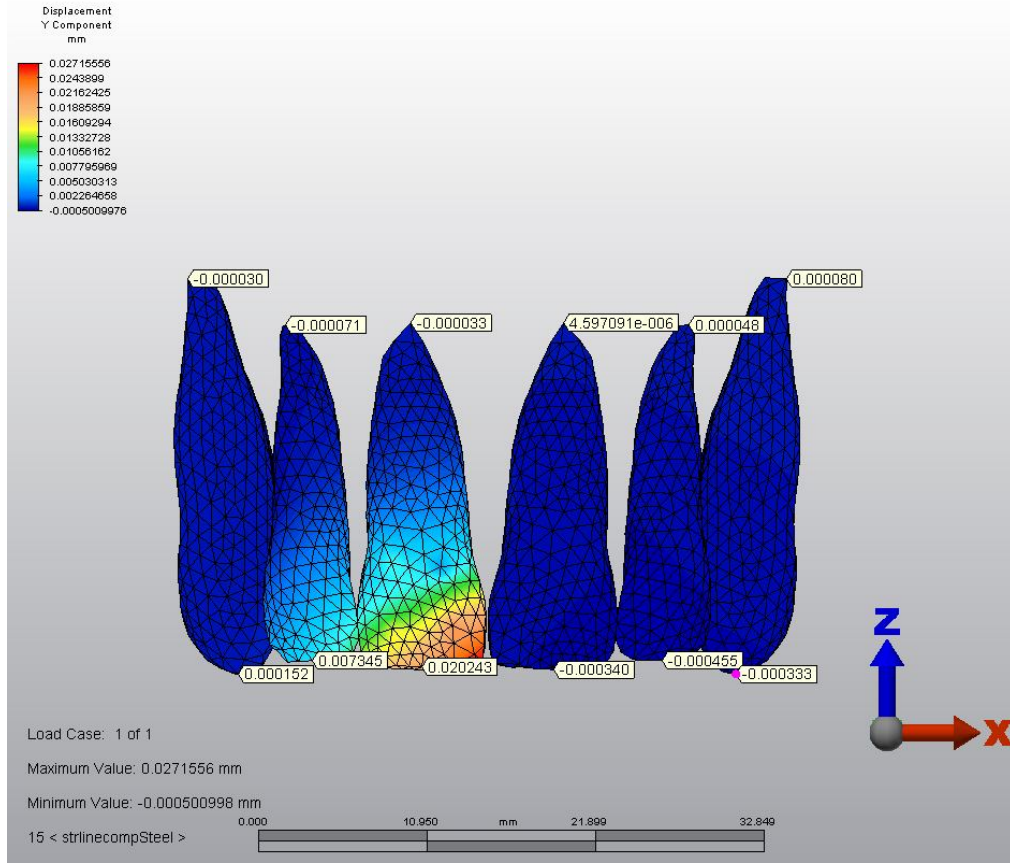
### Yer Değiştirme Bulguları

Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,017168, apikalde – yönde 0,000623 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.113).



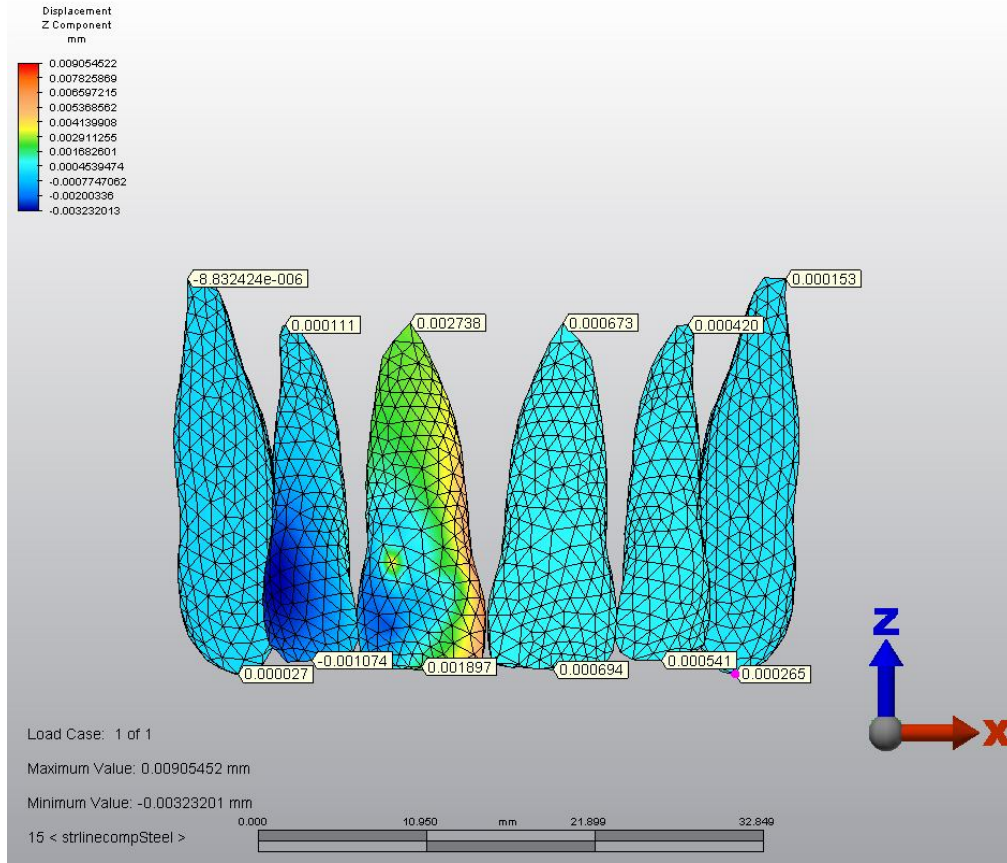
Şekil 3-113 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,020243, apikalde – yönde 0,000033 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.114).



Şekil 3-114 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001897, apikalde de + yönde 0,002738 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.115).

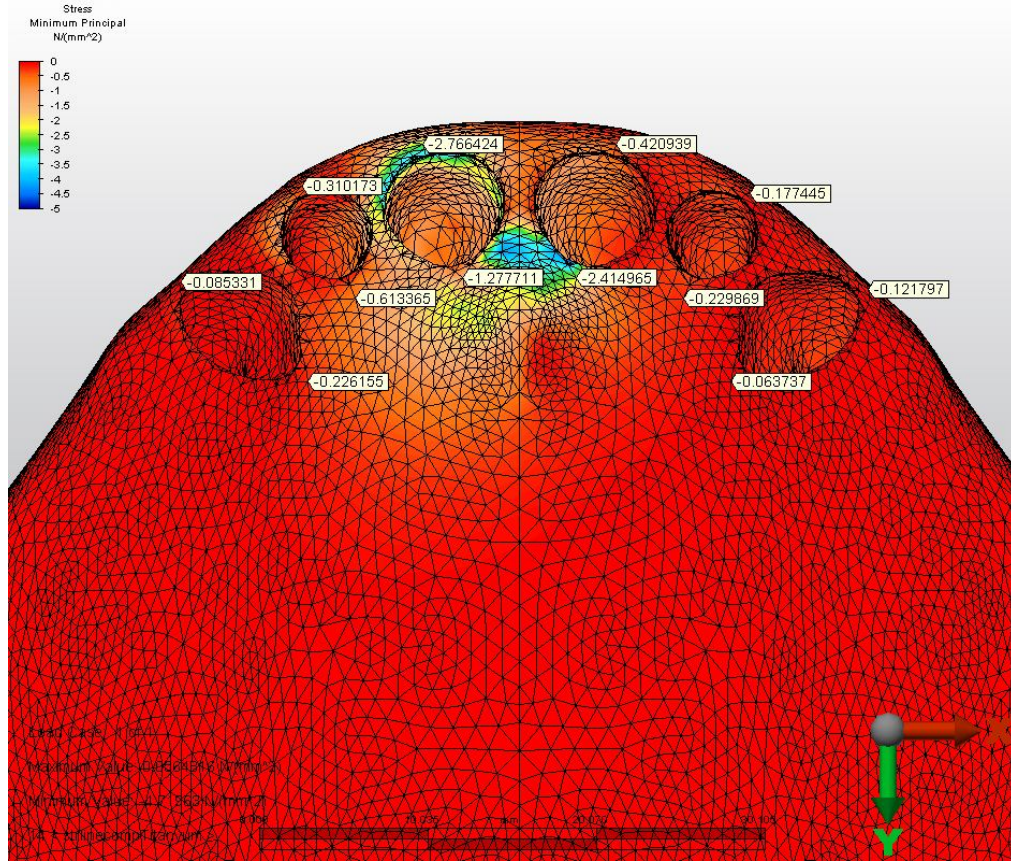


Şekil 3-115 Oklüzo-apikal yönde hareket

### 3.4.6. 0.017x0.025 TMA Tel Uygulandığında Oluşan Gerilmeler

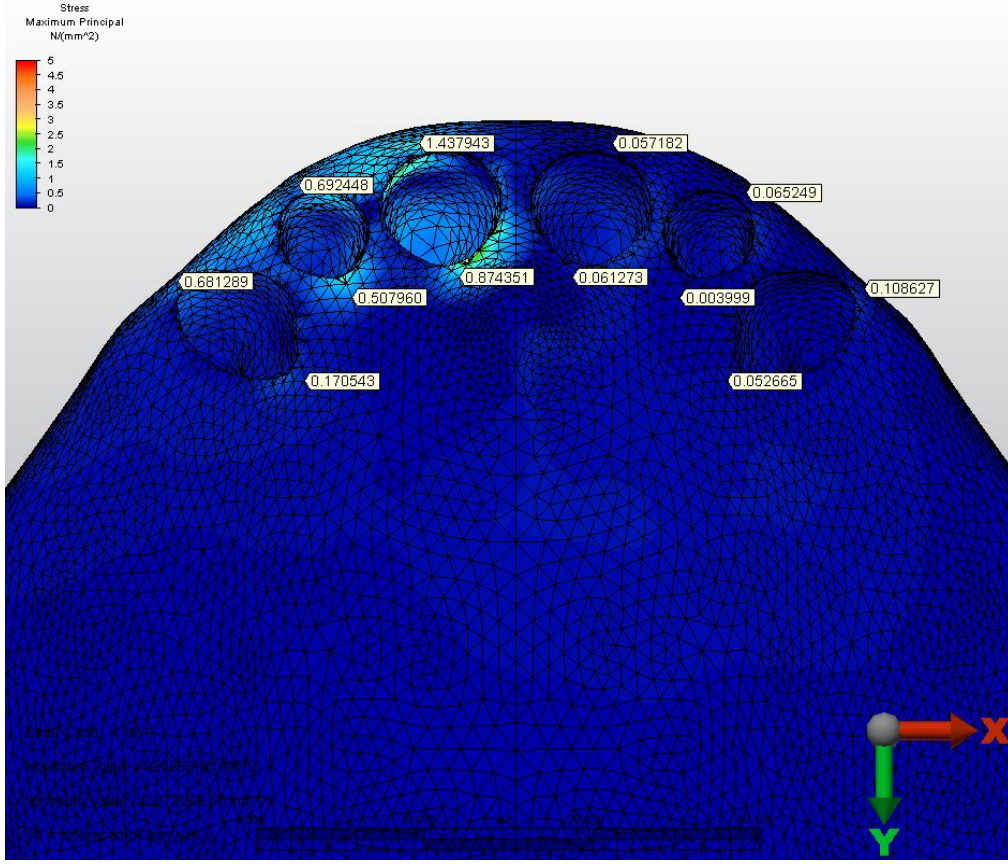
#### *Üst Santral Dişin Kole Bölgesindeki Maksillar Kaidede Oluşan Değişiklikler*

Çalışmamızda oluşturulmuş olan üst çeneye ait dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, kole bölgesinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri, palatinalde;  $-1,277711 \text{ N/mm}^2$ ' dir (Şekil 3.116).



Şekil 3-116 Minimum asal gerilme değeri

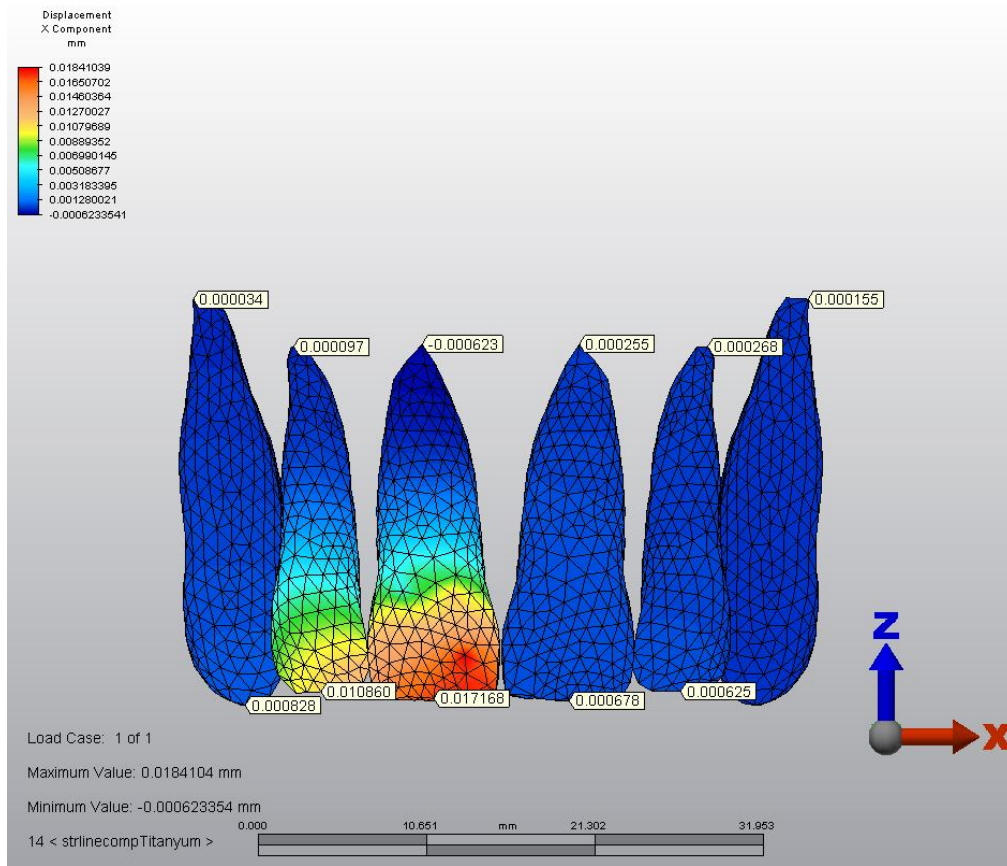
Maksimum asal gerilme değeri ise vestibülde; 1,437943 N/ mm<sup>2</sup> dir (Şekil 3.117).



Şekil 3-117 Maksimum asal gerilme değeri

### Yer Değiştirme Bulguları

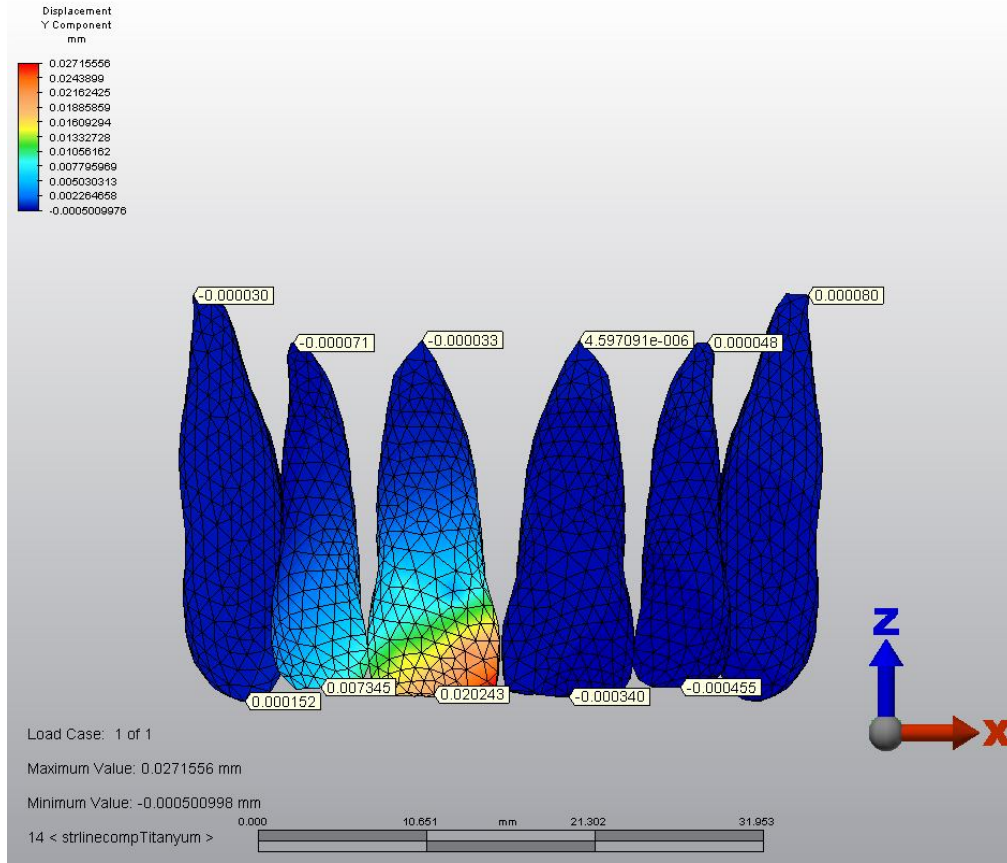
Mesio-distal yönü gösteren x ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,017168, apikalde – yönde 0,000623 mm hareket görölmektedir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.118).



Şekil 3-118 Mesio-distal yönde yer değiştirme miktarı

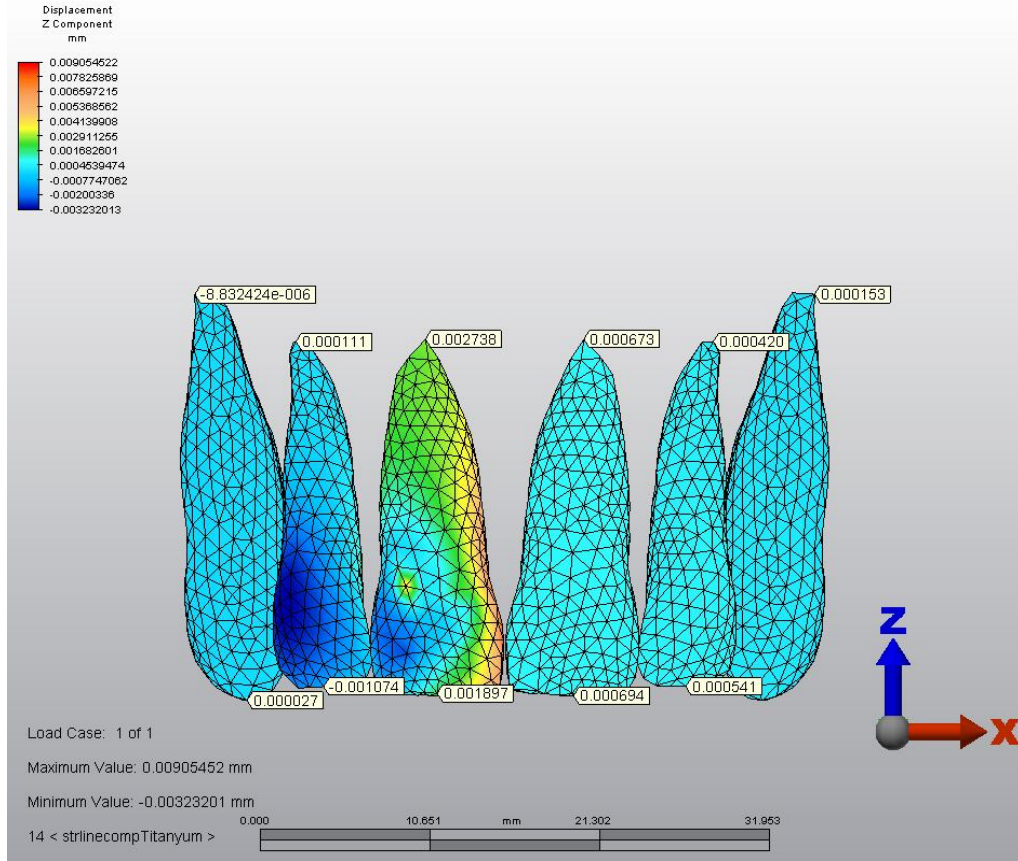


Bukko-lingual yönü gösteren y ekseninde, krona ait düğümlerde kesici kenarda + yönde 0,020243, apikalde – yönde 0,000033 mm hareket gözlenmiştir. Bu bulgular kuronda daha belirgin olmak üzere palatinala, kökte ise bukkale doğru tork hareketinin oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.119).



Şekil 3-119 Bukko-lingual yönde hareket

Oklüzo-apikal yönü gösteren z ekseninde, krona ait düğümlerde, kesici kenarda + yönde 0,001897, apikalde de + yönde 0,002738 mm hareket görülmektedir. Bu bulgular krona intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 3.120).



Şekil 3-120 Oklüzo-apikal yönde hareket

Çalışmamızda yer alan yer değiştirme bulguları karşılaştırmaların kolay olması açısından aşağıdaki tabloda belirtilmişlerdir .

Tablo 3-1 Santral kesici dişin orthoflex braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri

Braket çeşidi	Tel	x		y		z	
		<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>
<i>orthoflex</i>	0.016x0.022 Ni-Ti	0,013309	-0,000483	0,015692	-0,000026	0,001471	0,002122
	0.016x0.022 SS	0,013309	-0,000483	0,015692	-0,000026	0,001471	0,002122
	0.016x0.022 TMA	0,013309	-0,000483	0,015692	-0,000026	0,001471	0,002122
	0,17x025 Ni-Ti	0,01637	-0,000594	0,019301	-0,000032	0,001897	0,002738
	0,17x025 SS	0,01637	-0,000594	0,019301	-0,000032	0,001897	0,002738
	0,17x025 TMA	0,01637	-0,000594	0,019301	-0,000032	0,001897	0,002738

Tablo 3-2 Santral kesici dişin 20/40 braket markası uygulandığında “x, y, z” ynlerindeki yer değiştirme değerleri.

Braket eşidi	Tel	x		y		z	
		<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>
20/40	0.016x0.022 Ni-Ti	0,018466	-0,000443	0,064912	-0,00071	-0,012918	0,000109
	0.016x0.022 SS	0,018466	-0,000443	0,064912	-0,00071	-0,012918	0,000109
	0.016x0.022 TMA	0,018466	-0,000443	0,064912	-0,00071	-0,012918	0,000109
	0,17x025 Ni-Ti	0,02179	-0,000523	0,076596	-0,000837	-0,015243	0,000129
	0,17x025 SS	0,02179	-0,000523	0,076596	-0,000837	-0,015243	0,000129
	0,17x025 TMA	0,02179	-0,000523	0,076596	-0,000837	-0,015243	0,000129

Tablo 3-3 Santral kesici dişin zenith porselen braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri.

Braket çeşidi	Tel	x		y		z	
		<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>
<i>zenith porselen</i>	0.016x0.022 Ni-Ti	0,016619	-0,000399	0,058421	-0,000639	-0,011626	0,000098
	0.016x0.022 SS	0,016619	-0,000399	0,058421	-0,000639	-0,011626	0,000098
	0.016x0.022 TMA	0,01658	-0,000399	0,060899	-0,000639	-0,010285	0,000098
	0,17x025 Ni-Ti	0,019943	-0,000479	0,070105	-0,000767	-0,013951	0,000118
	0,17x025 SS	0,019943	-0,000479	0,070105	-0,000767	-0,013951	0,000118
	0,17x025 TMA	0,019896	-0,000479	0,073079	-0,000767	-0,012342	0,000118

Tablo 3-4 Santral kesici dişin zenith kompozit braket markası uygulandığında “x, y, z” yönlerindeki yer değiştirme değerleri

Braket çeşidi	Tel	x		y		z	
		<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>	<i>kesici</i>	<i>apikal</i>
<i>zenith kompozit</i>	0.016x0.022 Ni-Ti	0,014523	-0,000532	0,018013	-0,000028	0,002298	0,002334
	0.016x0.022 SS	0,01464	-0,000532	0,017261	-0,000028	0,001618	0,002334
	0.016x0.022 TMA	0,01464	-0,000532	0,017261	-0,000028	0,001618	0,002334
	0,17x025 Ni-Ti	0,017168	-0,000623	0,020243	-0,000033	0,001897	0,002738
	0,17x025 SS	0,017168	-0,000623	0,020243	-0,000033	0,001897	0,002738
	0,17x025 TMA	0,017168	-0,000623	0,020243	-0,000033	0,001897	0,002738

#### 4. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı markalara ait kompozit ve porselen braketlerin tork hareketi sırasında dişler üzerindeki yer değiştirme miktarları ve dişlerin kole seviyesinde maksillar kaide üzerinde oluşturdukları gerilme değerleri bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmiştir.

Paslanmaz çelik braketler ortodontide en çok kullanılan braketlerden olmasına rağmen artan estetik beklentiler kompozit ve porselen braket kullanımını ortaya çıkarmıştır.

Seramik braketler, monokristal alumina, polikristalin alumina ve zirkonyum olarak üç yapı özelliğinde bulunmaktadır. Alumina, paslanmaz çeliğe göre daha katı bir malzemedir ancak paslanmaz çeliğin kırılma katılığı, kırılman olan seramikten 20-50 kat daha fazladır (Kusy 1991). Monokristalin alumina braketler diğerlerine göre daha pürüzsüz yüzey özellikleri ve dayanıklılık göstermektedir. Buna karşın polikristalin alumina braketlerin yüzeyi pürüzlüdür ve tork hareketinde kırılmalar gözlenebilir. Zirkonyum braketler ise polikristalin alumina braketlerden dört kat daha sağlam yapıdadır (Kusy 1991). Fakat zirkonyum braketlerin pahalı olması sebebiyle, polikristalin yapıdaki porselen braketler daha fazla tercih edilmektedirler. Bu çalışmada kullanılan porselen seramik braketler ise polikristalin alumina braket içerikli dirler.

Kompozit braketler polikarbonat materyalden üretilmiştir (Tosun 1999). Bu çalışmada kullanılan braketlerden Zenith marka kompozit braket kompozit içerikli, Orthoflex kompozit braket ise poliüretan içerikli dir. Ticari olarak sunulan kompozit braket markaları arasında metal slot içermeyen kompozit braketler sınırlı markalarda vardır, bu nedenle bu iki kompozit braket markası tercih edilmiştir. Micro-ct tarama cihazında görüntü alımı sırasında metalden dolayı oluşan saçılmalar nedeniyle net görüntü elde edilemediği için çalışmamızda metal slotlu kompozit braket markaları kullanılmamıştır. Son yıllarda üretilen braketlerde, materyal katılığını arttırarak kompozit braketlerin su absorpsiyonu nedeniyle renk değiştirme problemi gidermek ve oluşturacağı tork etkisini arttırmak amacıyla liflerle kuvvetlendirilmiş polikarbonat materyaller kullanılmaktadır (Faltermeier ve ark. 2006).

Angle 1928 yılında edgewise tekniğini tanımlarken, dişin en son pozisyonunu sağlayacak olan tork hareketinin, dikdörtgen slot içerisinde yine dikdörtgen kesitli bir tel üzerinde yapılacak bükümlerle gerçekleşeceğini belirtmiştir (Angle 1928). Andrews ise straight wire sistem ile her bir braketten kendine özel tork değerlerinin olduğunu ve dolayısıyla tel üzerinde büküm yapmaya gerek olmadığını belirtmiştir (Andrews 1976).

Tork hareketi birçok faktörün etkisi altındadır. Braket dizaynı, tel-slot temas açısı, ligasyon metodu (Morina ve ark. 2008), braket deformasyonu (Odegaard ve ark. 1994), telin kalınlığı (Gioka ve Eliades 2004) ve telin bükülme oranı (Meeling ve Odegaard 1998), gibi faktörler tork hareketinin miktarını etkilerler. Ayrıca, dişin inklinasyonu (Odegaard ve ark. 1994), braket pozisyonu (Balut ve ark. 1992) ve dişin anatomisi (Germane ve ark. 1989) gibi klinik faktörler de tork hareketini etkileyebilirler.

Thurrow (1972), diş üzerine braket yerleştirme sırasında vertikal olarak iki farklı pozisyonda konumlandırılan braketlerin dişte iki farklı tork hareketi oluşturduğunu belirtmiştir.

Meyer ve Nelson (1978), braket yerleştirme sırasında bir premolar dişte 3mm' lik vertikal hatanın dişte 15° lik tork değişimine ve 0,04 mm' lik in/out farka neden olacağını yaptıkları çalışmada göstermişlerdir.

Badawi ve ark (2008), iki farklı markanın aktif self-ligating braketlerinin ve iki farklı markanın pasif self-ligating braketlerinin tork değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 0.019x 0.025 inch paslanmaz çelik ark teli kullanmışlardır. Sonuçta aktif self-ligating braketlerin pasif self-ligating braketlere nazaran daha fazla tork oluşturduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar, tork ölçümünde kendi tasarlamış oldukları aygıtı kullanmışlardır. Bu aygıt, dijital inklinometre içermektedir ve tel ile diş arasında mükemmel vertikal ve horizontal seviyeleme sağlamaktadır. Tork ölçüm metodu olarak somut bir alet kullandıkları için bizim çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Melenka ve ark. (2011), aynı braket dizaynına sahip fakat içerikleri farklı olan 30'ar adet 0.022x0.028 inch Orthos SS (çelik) ve Orthos Ti (titanyum) braketlerin tork değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada ark teli olarak 0.019x0.025 inch paslanmaz çelik tel kullanmışlardır. Tork ölçümünde kullandıkları alet, dijital



inklinometre içeren yukarıda bahsedilen Badawi ve ark.'nın kullanmış olduğu aletin modifikasyonu şeklindedir. Titanyum braketlerin paslanmaz çeliğe göre daha yüksek oranda tork oluşturduğunu tespit etmişlerdir.

Morina ve ark. (2008), 0.022 inch self-ligating braketleri yine 0.022 inch slot genişliğinde olan metalik, seramik ve polikarbonat braketlerle karşılaştırdıkları çalışmalarında 0.019x0.025 inch paslanmaz çelik tel kullanarak tork değerlerini ölçmüşler. Maksillar santral kesici diş üzerine bondlanmış olan braketlerdeki telin etkisini ölçmek amacıyla ortodontik ölçüm ve simulasyon sistemini (OMSS) kullanmışlardır. Braketlere 20° lik bukkolingual yönde tork verilmiştir. Başka bir çalışmada da 0.018 inch metal slotu olan ve olmayan polikarbonat braketler ile metal braketlerin tork değerleri karşılaştırılmış yine OMSS sistemi kullanılmış ve 20° lik bukkal kron torku ark teli ile verilmiştir (Harzer ve ark. 2004). Araştırmamız da bu çalışmadakine benzer şekilde maksillar santral diş alınmıştır ve 20° lik tork braket slotundan geçen tel üzerinde uygulanmıştır. Yapılan başka bir çalışmada yine 0.022 inch self ligating braketler ile konvansiyonel braketler karşılaştırılmış ve maksillar santral kesici dişe 20° tork verilmiştir (Huang ve ark. 2009).

Kuvvet analizlerini canlı dokularda yapmak oldukça zordur. Bu nedenle yapılmak istenen analizler, bilgisayar ortamında oluşturulan modeller üzerinde gerçekleştirilir ve modeller gerçeğe ne kadar yakın olursa oluşacak gerilmelerin canlı dokulardaki benzerliği de o oranda fazla olmaktadır (Han ve Quick 1993). Kuvvet analizlerinin yapılabilmesi için gerinim ölçer analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılma vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (Yao ve ark. 1993; Korkmaz 1995; Asundi ve Kishen 2000).

Gerinim ölçerlerin kullanıldığı analiz metodunda dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için invaziv bir yöntem olarak gerinim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir (Carano ve ark. 2005). Fotoelastik gerilme analizi metodunda, gerilme değerlerinin inceleneceği yapının fotoelastik malzemedeki modeli yapılmaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılmaması, karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine neden olmaktadır (Anderson 1974; Carano ve ark. 2005).

Holografik interferometre analiz yöntemi ile yüzey deformasyonları hassas bir şekilde kaydedilirken bu yöntemle canlı dokularda meydana gelen gerilme bölgelerinin belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca bu yöntem ile ağız ortamında oluşan termal etkilerin meydana getirdiği etkilerin incelenmesi de mümkün değildir (Güngör ve ark. 2005).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve kantitatif olarak inceleyen matematiksel bir yöntemdir (Ertürk 2008). Araştırmamızda sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanımının nedeni; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarının bulunmasıdır.

Sonlu elemanlar analizindeki geometrik modellerin ağ yapısı kolaylıkla oluşturulabilmektedir. Bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu eleman tipleri kullanımı zaruri hale gelmiştir. Araştırmamızda kullanılan üç boyutlu tetrahedral eleman tipi, temel klinik uygulamaların sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirildiği çalışmalarda geniş kullanım alanı bulduğu için tercih edilmiştir (Korioth ve Versluis 1997; Geng ve ark. 2001). Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak en yüksek düzeyde ayrıntı ve doğruluk, bunun yanı sıra en düşük düzeyde hesaplama giderleri sağlayacak ağ yapısının oluşturulması için farklı tip ve sayıda elemanlar kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda ortaya çıkan veriler; asal gerilmeler (principal gerilmesi), von mises gerilmeleri ve yer değiştirme (displacement) değerleridir. Gerilmelere ait veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınmalıdır. Kırılgan materyaller (kemik ve diş gibi) için asal gerilmeler (principal gerilmesi); çekilebilir materyaller (implant ve metal restorasyonlar gibi) için ise Von Mises gerilme sonuçları değerlendirilmelidir (Sung ve ark. 2003; Gümüş 2007).

Von Mises değerleri kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmenin dağılımını ve yoğunluğunu göstermektedir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için ise asal gerilmeler incelenmelidir. Modelde oluşan en

yüksek çekme gerilimini maksimum asal gerilmeler (maximum principal), en yüksek basma gerilimini ise minimum asal gerilmeler (minimum principle) belirtmektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değere sahipken minimum asal gerilmeler ise negatif değere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan gerilme, hangi tip gerilmenin daha etkili olduğunu göstermektedir (Ertürk, 2008; Gümüş 2007; Toptan Köne 2009).

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek sonuçlar oluşturulan modelin gerçeğe ne kadar yakın olduğuna bağlıdır (Toptan Köne 2009). Analizinin yapılabilmesi için gerekli olan modelleme aşamasında en çok, üç boyutlu inceleme sağlayan CT ve MR'dan faydalanılmaktadır (Çifter 2007).

Araştırmamızda braketlerin üç boyutlu görüntülerini elde etmek amacıyla micro-ct kullanılmıştır. Üst çenenin üç boyutlu olarak modellenebilmesi için erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüleri kullanılmıştır. Analizin dişlerdeki konumsal farklılıklardan etkilenmemesi ve standardizasyon oluşturmak amacıyla dişlerin eksen eğimleri Roth tarafından belirtilen angulasyon, rotasyon ve tork değerlerine uygun olarak konumlandırılmış ve ideal diş dizisi oluşturulmuştur. Kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin ve dokuların yapısıdır. Malzemenin ve dokuların, elastikiyet modülü ve Poisson oranı olmak üzere iki önemli ayırt edici özelliği bulunmaktadır (Bişirici 2008). Araştırmamızda literatür ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (Liang ve ark. 2009).

Diş hekimliğinde micro-ct kullanımı oldukça artmıştır. Literatürlerde bulunan micro-ct ile ilgili bazı çalışmalara şunlardır; mine ve dentin kalınlıklarının incelenmesi (Kim ve ark. 2007; Gantt ve ark. 2006), kök kanal morfolojisinin incelenmesi (Oi ve ark. 2004; Peters 2000), kök kanal preperasyonlarının değerlendirilmesi (Bergmans ve ark. 2001; Peters ve ark. 2001). Ayrıca kraniofasiyal yapıların incelendiği çalışmalarda da micro-ct kullanılmaktadır. Guldberg ve ark. (2004) trabeküler kemik morfolojisini, kemik hacmini, kemik yoğunluğunu micro-ct kullanarak değerlendirmişlerdir. İnsan mandibular kondilinin kortikal ve trabeküler bölgelerdeki pörözitelerini micro-ct kullanarak değerlendiren bir çalışmada remodelling'in trabeküler kemikte kortikal kemikten daha fazla oranda gerçekleştiği saptanmıştır (Renders ve ark. 2007).

Sonlu elemanlar analizinde değerlendirmek üzere micro-ct kullanarak üç

boyutlu görüntü elde edilmesine yönelik çalışmalar diş hekimliğinde son on yılda oldukça artmıştır. Farklı kavite preparasyonlarının stres dağılımını incelemek amacıyla kavite preparasyonlarının ve restoratif maddelerin simülasyonu micro-ct ile gerçekleştirilmiştir (Magne 2007).

Dental implantların micro-ct ile taranarak, mandibulanın içyapılarında oluşturduğu stres bölgeleri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir (Matsunaga ve ark. 2008).

Nikel-titanyum döner aletler oluşturdukları stres alanlarının tespiti amacıyla micro-ct de taranıp sonlu elemanlar analizinde değerlendirilmişlerdir ( Kim ve ark. 2009).

Ortodonti alanında micro-ct daha çok ortodontik tedavi ile birlikte görülen kök rezorbsiyonlarının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır (Chung ve ark. 2008). Braketlerin micro-ct ile taranması ile ilgili olarak literatürde oldukça az sayıda çalışma bulunmaktadır (Huang ve ark. 2009; Kang ve ark. 2012).

Huang ve ark. (2009) iki farklı self-ligating braket markası (Hanson Speed, Damon) ile bir çeşit konvansiyonel braket (Discovery) çeşidinin tork değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında micro-ct ile self ligating braketlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmişler, konvansiyonel braketi ise firmanın verdiği ölçüler doğrultusunda üç boyutlu olarak tasarlamışlardır. Bu çalışma materyal ve metod yönüyle bizim çalışmamıza paralellik göstermesine rağmen, çalışmamızda kompozit ve porselen braketlerin micro-ct ile taranması bu tezin orjinalliğini ortaya koymaktadır. Bir firmaya ait paslanmaz çelik braket ile üç firmaya ait seramik braketlerin baselerini karşılaştırmak amacıyla micro-ct' nin kullanıldığı başka bir çalışma ise bizimkinden oldukça farklıdır (Kang ve ark. 2012).

Huang ve ark. (2009) tarafından yapılan çalışmada maksillar sağ kaninden maksillar sol santral brakete kadar dört braket kullanılmıştır ve sağ maksillar santral brakete 20° lik tork açısı verilmiştir. Yazarlar daha önceki çalışmalarda tek braket üzerinden değerlendirme yapıldığını, fakat kendi çalışmalarında komşu braketlerin de düşük etkisi olsa bile tork değeri üzerinde etkili olduklarını belirtmişlerdir. Bu nedenle komşu braketleri de değerlendirmeye dâhil etmişlerdir. Ama yine de niçin sol maksillar segmentten yalnızca sol santrali aldıklarını belirtmemişlerdir. Çalışmamızda farklı olarak sol lateral ve sol kanin braket de dahil edilerek toplam

altı dişe ark teli uygulanmıştır.

Tork değerlerinin karşılaştırıldığı daha önceki çalışmalarda sadece braketler değerlendirilmiştir (Gioka 2004; Morina ve ark. 2008; Hamdan ve Rock 2008; Möller ve ark. 2009; Strevia 2011; Hirai ve ark. 2012). Dişler ve braketlerin kombinasyonunun yer aldığı çalışmalar oldukça azdır. Yapılan bir çalışmada 4 farklı içerikli kompozit braket (1. Tamamı polikarbonat, 2. Seramik ile güçlendirilmiş polikarbonat, 3. Metal slot ile güçlendirilmiş polikarbonat, 4. Metal slotlu ve seramik ile güçlendirilmiş polikarbonat) porselen diş üzerine uygulanmış ve paslanmaz çelik braket ile tork değerleri geliştirilmiş olan tork ölçüm aletinde karşılaştırılmıştır. Bir başka çalışmada ise self-ligating braketleri, metalik, seramik ve polikarbonat braketlerle karşılaştırmışlar ve 0.019x0.025 inch paslanmaz çelik tel kullanarak tork değerlerini ölçmüşler. Maksillar santral kesici diş üzerine bondlanmış olan braketlerdeki telin etkisini ölçmek amacıyla ortodontik ölçüm ve simülasyon sistemini (OMSS) kullanmışlardır (Morina ve ark. 2008). Bu yönüyle bizim çalışmamız literatürde sonlu elemanlar analizi kullanılarak sadece braketleri değil dişleri de içermesinden dolayı orijinallik teşkil etmektedir.

#### **4.1. Bulguların Karşılaştırılması**

Tork hareketinin sağlanması amacıyla farklı braketlere uygulanan 20° lik tork hareketinin maksillar santral dişin kron ve apikalinde oluşan yer değiştirmeler (x, y, z yönlerinde) ile dişin kole bölgesinin vestibülündeki maksimum principal (çekme) ve palatinalindeki minimum principal (basma) değerleri karşılaştırılacaktır. Diş palatinaline doğru kron torku aldığı için önemli olan palatinaldeki minimum principal (basma) ve vestibüldeki maksimum principal (çekme) değerleridir.

##### **4.1.1. Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması**

Birinci modeli oluşturan orthoflex kompozit braketlerin farklı çap ve içerikli materyaller karşısında oluşturdukları tork değerleri ile maksimum ve minimum principal değerleri incelenmiştir.

Mesio-distal yönü belirten “x” yönünde yer değiştirme bulguları

incelendiğinde, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,013309 mm), Apikalde ise Ni-Ti, SS ve TMA teller için distale hareket miktarında (0,000483 mm) aynı değer bulunmuştur. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,01637 mm), apikalde ise distale hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için (0,000594 mm) aynı değer bulunmuştur. Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az mesiale hareket ettirmektedirler.

Vestibülo-palatinal yönü belirten “y” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,015692 mm), apikalinde ise vestibül yönde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,000026 mm). 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,019301 mm), apikalinde ise vestibül yönde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,000032 mm). Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az palatinal hareket ettirmektedirler. Yani tork değeri açısından 0.017x0.025 inch teller daha iyi tork almaktadır.

Okluzo-apikal yönü gösteren “z” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda apikal yöne hareket görülmüştür ve Ni-Ti tel için farklı, SS ve TMA teller için aynı değerler ortaya çıkmıştır (Ni-Ti: 0,002298 mm, SS ve TMA: 0,001618 mm), apikalinde ise yine apikal yöne aynı oranda hareket görülmüştür (0,002334 mm). Bu değerler kronunda intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda apikal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler gözlenmiştir (0,001897 mm), apikalinde de yine apikal yöne hareket gözlenmiştir (0,002738 mm). Bu değerler kronunda intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir. Fakat 0.017x0,25 inch çapındaki tellerde intrüzyon hareketi daha fazla olmuştur.

Asal gerilme değerlerinin dağılımına bakıldığında, minimum principal değerleri 0.016x0.022 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için palatinalde aynı değerleri

gösterirken (-1,6159 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde farklı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti ve TMA: 0,69271 N/ mm<sup>2</sup>, SS: 0,8158 N/ mm<sup>2</sup>). 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için minimum principal değerleri palatinalde aynı değeri gösterirken (-1,9876 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde farklı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti ve TMA: 0,85203 N/ mm<sup>2</sup>, SS: 1,00344 N/ mm<sup>2</sup>). Bu bulgulara göre poliüretan içerikli olan orthoflex braketler SS teller karşısında daha yüksek maksimum principal gerilimi ortaya çıkmıştır. SS tellerin daha kontrollü tork vermesinden dolayı maksimum principal değeri daha fazla çıkmış olabilir. 0.016x0.022 inch çaplı tellerin oluşturdukları minimum ve maksimum principal değerleri de 0.017x0.025 inch çaplı tellere göre daha düşük çıkmıştır. Bu değerler göstermektedir ki 0.017x0.025 inch teller dişin kole bölgesinde apikal kaideye daha fazla basma ve çekme gerilimi uygulamaktadırlar.

#### **4.1.2. İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması**

İkinci modeli oluşturan 20/40 Ceramic braketlerin farklı çap ve içerikli materyaller karşısında oluşturdukları tork değerleri ile maksimum ve minimum principal değerleri incelenmiştir.

Mesio-distal yönü belirten “x” yönünde yer değiştirme bulguları incelendiğinde, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,018466 mm). Apikalde ise Ni-Ti, SS ve TMA teller için distale hareket miktarında (0,000443 mm) aynı değer bulunmuştur. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,02179 mm). Apikalde ise distale hareket miktarında Ni-Ti SS ve TMA teller için (0,000523 mm) aynı değer bulunmuştur. Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az mesiale hareket ettirmektedirler.

Vestibülo-palatinal yönü belirten “y” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,064912 mm), apikalinde ise vestibül yönünde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,00071

mm). 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,076596 mm), apikalinde ise vestibül yönde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,000837 mm). Bu değerlere göre, 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az palatinal hareket ettirmektedirler. Yani tork değeri açısından 0.017x0.025 inch teller daha iyi tork almaktadır.

Okluzo-apikal yönü gösteren “z” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda oklüzal yöne hareket görülmüştür ve Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,012918 mm), apikalinde ise apikal yöne hareket görülmüştür (0,000109 mm). Bu bulgular, krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikal de superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda oklüzal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler gözlenmiştir (0,015243 mm), apikalinde de apikal yöne hareket gözlenmiştir (0,000129 mm). Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikalde superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir.

Asal gerilme değerlerinin dağılımına bakıldığında, minimum principal değerleri 0.016x0.22 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için palatinalde aynı değerleri gösterirken (-4,6098 N/mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde farklı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti: 5,17966 N/mm<sup>2</sup> ve SS ile TMA: 5,37253 N/mm<sup>2</sup>). 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için minimum principal değerleri palatinalde aynı değeri gösterirken (-5,43961 N/mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde farklı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti: 6,112001 N/mm<sup>2</sup> ve SS ile TMA: 6,339584 N/mm<sup>2</sup>). Bu bulgulara göre, 20/40 Ceramic braketlerde SS ve TMA teller karşısında daha yüksek maksimum principal gerilimi ortaya çıkmıştır. SS ve TMA tellerin bu marka brakette daha kontrollü tork vermesinden dolayı maksimum principal değeri daha fazla çıkmış olabilir. 0.016x0.022 inch çaplı tellerin oluşturdukları minimum ve maksimum principal değerleri de 0.017x0.025 inch çaplı tellere göre daha düşük çıkmıştır. Bu değerler göstermektedir ki 0.017x0.025 inch teller dişin kole bölgesinde apikal kaideye daha fazla basma ve çekme gerilimi



uygulamaktadırlar.

#### 4.1.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması

Üçüncü modeli oluşturan zenith porselen braketlerin farklı çap ve içerikli materyaller karşısında oluşturdukları tork değerleri ile maksimum ve minimum principal değerleri incelenmiştir.

Mesio-distal yönü belirten “x” yönünde yer değiştirme bulguları incelendiğinde, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için çok yakın değerler ortaya çıkmıştır (Ni-Ti ve SS: 0,016619 mm, TMA: 0,01658), Apikalde ise Ni-Ti, SS ve TMA teller için distale hareket miktarında (0,000399 mm) aynı değer bulunmuştur. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için çok yakın değerler ortaya çıkmıştır (Ni-Ti ve SS: 0,019943 mm, TMA: 0,019896 ), apikalde ise distale hareket miktarında Ni-Ti SS ve TMA teller için (0,000479 mm) aynı değer bulunmuştur. Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az mesiale hareket ettirmektedirler.

Vestibülo-palatinal yönü belirten “y” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti ve SS teller için aynı ve TMA tel için farklı değer ortaya çıkmıştır (Ni-Ti ve SS: 0,058421 mm, TMA: 0,060899), apikalinde ise vestibül yönde aynı değer ortaya çıkmıştır (0,000639 mm). 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için çok yakın değerler ortaya çıkmıştır (Ni-Ti ve SS: 0,070105 mm, TMA: 0,073079), apikalinde ise vestibül yönde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,000767 mm). Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az palatinal hareket ettirmektedirler. Yani tork değeri açısından 0.017x0.025 inch teller daha iyi tork almaktadır.

Okluzo-apikal yönü gösteren “z” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda oklüzal yöne hareket görülmüştür ve Ni-Ti ve SS teller için aynı, TMA tel için farklı değer ortaya

çıkıştır (Ni-Ti ve SS: 0,011626 mm, TMA: 0,010285 mm), apikalinde ise apikal yöne hareket görülmüştür (0,000098 mm). Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök tork hareketinden dolayı da apikalde superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda oklüzal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler gözlenmiştir (Ni-Ti ve SS: 0,013951 mm, TMA: 0,012342 mm), apikalinde de yine apikal yöne hareket gözlenmiştir (0,000118 mm). Bu bulgular krona kesici kenarda ekstrüzyon, palatinal kron ve bukkal kök torku hareketinden dolayı da apikalde superior pozisyonda konumlanma olduğunu göstermektedir.

Asal gerilme değerlerinin dağılımına bakıldığında, minimum principal değerleri 0.016x0.022 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için palatinalde farklı değerleri göstermiştir (Ni-Ti:-2,37075 N/ mm<sup>2</sup>, SS: -3,99327 N/ mm<sup>2</sup> ve TMA: -4,14886 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde Ni-Ti için farklı TMA ve SS için aynı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti: 4,661695, SS ve TMA: 4,394348 N/ mm<sup>2</sup>). 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller için minimum principal değerleri palatinalde farklı değerleri gösterirken (Ni-Ti: -2,8449 N/ mm<sup>2</sup>, SS: -4,79192 N/ mm<sup>2</sup> ve TMA: -4,97863 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde Ni-Ti için farklı, SS ve TMA için aynı değeri göstermektedir. (Ni-Ti: 5,594034, SS ve TMA: 5,273217 N/ mm<sup>2</sup>). Bu bulgulara göre Zenith Ceramic braketler, Ni-Ti teller ile daha düşük oranda basma gerilimi uygulamışlardır. 0.016x0.022 inch çaplı tellerin oluşturdukları minimum ve maksimum principal değerleri de 0.017x0.025 inch çaplı tellere göre daha düşük çıkmıştır. Bu değerler göstermektedir ki 0.017x0.025 inch teller dişin kole bölgesinde apikal kaideye daha fazla basma ve çekme gerilimi uygulamaktadırlar.

#### **4.1.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması**

Dördüncü modeli oluşturan zenith kompozit braketlerin farklı çap ve içerikli materyaller karşısında oluşturdukları tork değerleri ile maksimum ve minimum principal değerleri incelenmiştir.

Mesio-distal yönü belirten “x” yönünde yer değiştirme bulguları incelendiğinde, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale

doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için çok yakın değerler ortaya çıkmıştır (Ni-Ti: 0,014523, SS ve TMA: 0,01464 mm), apikalde ise Ni-Ti, SS ve TMA teller için distale hareket miktarında (0,000532 mm) aynı değer bulunmuştur. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda mesiale doğru hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,017168 mm), apikalde ise distale hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için (0,000623 mm) aynı değer bulunmuştur. Bu değgerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az mesiale hareket ettirmektedirler.

Vestibülo-palatinal yönü belirten “y” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti tel için farklı, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (Ni-Ti: 0,018013, SS ve TMA: 0,017261 mm), apikalinde ise vestibül yönünde aynı değer ortaya çıkmıştır (0,000028 mm). 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda palatinal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değer ortaya çıkmıştır (0,020243 mm), apikalinde ise vestibül yönünde aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,000033 mm). Bu değerlere göre 0.016x0.022 inch teller tork hareketi sırasında 0.017x0.025 inch tellere göre kronu daha az palatinal hareket ettirmektedirler. Yani tork değeri açısından 0.017x0.025 inch teller daha iyi tork almaktadır.

Okluzo-apikal yönü gösteren “z” yönünde yer değiştirme bulgularına göre, 0.016x0.022 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda apikal yöne hareket görülmüştür ve Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler ortaya çıkmıştır (0,002298 mm), apikalinde ise yine apikal yöne hareket görülmüştür (0,002334 mm). Bu değerler kronunda intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir. 0.017x0.025 inch çapındaki teller için santral dişin kronunda oklüzal yöne hareket miktarında Ni-Ti, SS ve TMA teller için aynı değerler gözlenmiştir (0,001897 mm), apikalinde de yine apikal yöne hareket gözlenmiştir (0,002738 mm). Bu değerler kronunda intrüzyon hareketi oluştuğunu göstermektedir. Fakat, 0.017x0,25 inch çapındaki tellerde intrüzyon hareketi daha fazla olmuştur.

Asal gerilme değerlerinin dağılımına bakıldığında, minimum principal değerleri 0.016x0.022 inch Ni-Ti ve SS teller için aynı, TMA teller için farklı

değerleri göstermiştir (Ni-Ti SS :-1,08952 N/ mm<sup>2</sup>, TMA: -1,77754 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde Ni-Ti ve SS için aynı, TMA için farklı değerleri göstermektedir. (Ni-Ti ve SS: 1,226153 mm, TMA: 0,959394 N/ mm<sup>2</sup>). 0.017x0.025 inch teller için minimum principal değerleri palatinalde Ni-Ti, ve TMA için aynı, SS tel için farklı değerleri gösterirken (Ni-Ti ve TMA: -1,27771 N/ mm<sup>2</sup>, SS: -2,08457 N/ mm<sup>2</sup>), maksimum principal değerleri vestibülde Ni-Ti, SS ve TMA için aynı değeri göstermektedir. (1,437943 N/ mm<sup>2</sup>). Bu bulgulara göre Zenith composite braketler 0.016x 0,22 inch çaplı tellerden en fazla TMA tel ile yüksek oranda basma gerilimi, daha düşük oranda çekme gerilimi uygulamışlardır. 0.017x0.025 inch çaplı tellerden ise en çok SS tel ile basma gerilimi oluşmuştur. 0.016x0.022 inch çaplı tellerden Ni-Ti ve SS tellerin oluşturdukları minimum ve maksimum principal değerleri de 0.017x0.025 inch çaplı tellere göre daha düşük çıkmasına rağmen, 0.016x0.022 inch TMA teller 0.017x0.025 inch Ni-Ti ve TMA tele göre daha fazla basma gerilimi oluşturmuşlardır.

#### **4.2. Bulguların Karşılıklı Olarak Tartışılması**

Kompozit ve porselen braket çeşitlerinin 0.016x0.022 ve 0.017x0.025 inch çapları olan Ni-Ti, SS ve TMA tellere verilen 20° lik palatinal kron tork hareketi karşısında gösterdikleri “x” yönü (mesio-distal), “y” (vestibülo-palatinal) ve “z” (oklüzo-apikal) yöndeki yer değiştirme miktarları karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre; kronun mesiale hareketinde en yüksek değer, 20/40 Ceramic braketlere 0.017x0.025 inch Ni-Ti, SS ve TMA teller uygulandığında elde edilmiştir. 0.016x0.022 ve 0.017x0.025 inch teller karşısında porselen braketler kompozit braketlere göre daha fazla mesiale hareket göstermişlerdir. Apikalın distale hareketinde ise porselen braketler kompozitlere göre daha az hareket göstermişlerdir.

Kronun vestibül-palatinal yöndeki değerlendirilmesinde (tork değeri) ise en yüksek değeri her iki çaptaki tel için 20/40 Ceramic braket göstermiştir. Porselen braketler çok yakın değerler gösterirken, kompozit braketlerdeki tork değerleri çok düşük çıkmıştır.

Oklüzo-apikal yöndeki hareketler değerlendirildiğinde ise kompozit braketlerde kron ve apikal intrüze olurken, porselen braketlerde kron ekstrüze olmakta, apikal ise intrüze olmaktadır.

Minimum principal ve maksimum principal değerleri karşılaştırıldığında, porselen braketlerin palatinalde uyguladıkları basma geriliminin ve vestibülde oluşan çekme geriliminin kompozitlere göre daha fazla olduğu bulunmuştur.

## 5. SONUÇ

Seramik ve kompozit braketlerin tork kapasitelerinin dişler üzerinde meydana getirdiği yer değiştirme değerleri ve maksillar kaide üzerinde oluşan stres alanlarının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği çalışmamızda elde edilen sonuçların klinik önemi şu şekilde özetlenebilir:

1. Uygulanan tork hareketi karşısında kompozit braketler porselen braketlere göre daha düşük yer değiştirme değerleri göstermektedirler, buna göre dişte istenen tork hareketini sağlama açısından porselen braketler kullanılmalıdır.

2. Tork hareketi sonrasında kompozit braketlerin uygulandığı santral dişte kron ve kökte apikale doğru hareket gözlenmiştir, bu durum kompozit braketlerin dişe tork hareketi uygulandığı esnada dişte tork ile beraber intrüzyon hareketi oluşturduğunu göstermektedir.

3. Tork hareketi sonrasında porselen braketlerin uygulandığı santral dişte kron ekstrüze, apikal ise intrüze olmuştur. Bu durum ideal dizilmiş bir diş arkında santral dişe verilen tork hareketini porselen braketlerin daha iyi yansıttığını göstermektedir.

4. Zenith marka kompozit braket, orthoflex marka kompozit braketle göre tork hareketini tüm uygulanan ark tellerinde daha iyi yansıtmıştır.

5. 20/40 marka porselen braket, zentih porselen braketle göre tork hareketini tüm uygulanan ark tellerinde daha iyi yansıtmıştır.

6. 0.016x0.022 inch teller, 0.017x0.025 inch tellere göre tork hareketi karşısında daha düşük yer değiştirme değerleri göstermişlerdir. Bu verilere göre klinikte tork değerinin 0.017x0.025 inch teller ile daha etkin elde edileceği sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

AKGÜNDÜZ O (1999) Sabit ortodontik tedavide kullanılan seramik braketlerin yapı özelliklerinin incelenmesi. Doktora Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ALKAN Ö (2010) Ön Açık Kapanışvakalarında Ortopedik Amaçla Kullanılan Vertikal Çeneliğin Alt Çene Üzerindeki Biyomekanik Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

AL-SUKHUN J, LINDQVIST C, HELENİUS M (2007) Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human mandible. J Biomed Mater Res A, 80, 247-256.

AMMAR HH, NGAN P, CROUT RJ, MUCİNO VH, MUKDADİ OM (2011) Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 139, e59-71.

ANDERSON RM (1974) A return to large nonresilient straight arch wires. Am J Orthod, 66, 9-39.

ANDREWS LF (1972) The six keys to normal occlusion. Am J Orthod; 62, 296- 309.

ANDREWS LF (1976) The Straight Wire Appliance origin, controversy, commentary. J Clin Orthod, 10, 99.

ANGLE HE (1928) The latest and best in orthodontic mechanism. Dental Cosmos, 43, 164.

ARCHAMBAULTA A, MAJOR TW, CAREY JP, HEO G, BADAWİ H, MAJOR PW (2010) A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. Angle Orthod, 80, 884-889.

ARICI S (1996) A laminate base for orthodontic ceramic brackets. Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy. University of Sheffield.

ASARO RJ, LUBARDA VA (2006) Mechanics of solids and materials, Cambridge, Cambridge University Press.

ASUNDİ A, KİSHEN A (2000) A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. Arch Oral Biol, 45, 543-550.

BADAWİ HM, TOOGOOD RW, CAREY JP, HEO G, MAJOR PW (2008) Torque expression of self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 133,

721-728.

BAI D, CHENG BH, LUO SJ, LÜ T (2004) Three-dimensional finite element analysis of maxillary canine during the tooth translation movement. *Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*, 35, 358-360.

BALUT N, KLAPPER L, SANDRİK JL, BOWMAN D (1992) Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 102, 62-67.

BİSHARA SE, BARRET RD, SELİM MI (1993) Biodegradation of orthodontic appliances Part II. Changes in the blood level of nickel, *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*, 103, 115-119.

BİŞİRİCİ G (2008) Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

BOBAK V, CHRISTIANSEN RL, HOLLISTER SJ, KOHN DH (1997) Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 12, 512-518.

BOSCHIAN PEST L, GUIDOTTI S, PIETRABISSA R, GAGLIANI M (2006) Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*, 33, 690-697.

BRANTLEY WA, ELIADES T (2001) *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Thieme, New York.

BURSTONE CJ (1985) Application of bioengineering to clinical orthodontics in *Orthodontics Current principles and techniques* Graber T.M., Swain BF. (editors) C.V. Mosby Comp., St Louis, Toronto; Princeton, s:193-227.

BURSTONE CJ, GOLDBERG AJ (1980) "Beta titanium: A new orthodontic alloy" *Am J Orthod*, 7, 121-132.

BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ (1980) Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, 77, 396-409.

CAPUTO AA, STANDLEE JP (1987) *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Illinois, Quintessence Pub.

CARANO A, LONARDO P, VELO S, INCORVATI C (2005) Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*, 6, 82-97.

CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B (2003) The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123, 367-373.



CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B (2005) The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 84, 428-433.

CHEN F, TERADA K, HANADA K, SAİTO S (2006) Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthodontic Waves*, 65, 1-8.

CHUNG CJ, SOMA K, RİTTLİNG SR, DENHARDT DT, HAYATA T, NAKASHİMA K, EZURA Y, NODA M. (2008) OPN deficiency suppresses appearance of odontoclastic cells and resorption of the tooth root induced by experimental force application. *J Cell Physiol*, 214, 614–620.

ÇİFTER M (2007) Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ÇİFTER M, SARAÇ M (2011) Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140, 233-241.

ÇÖTERT HS (1993) Resin bağlantılı metal döküm inley tipi posterior köprü çapalarının ağız içi fonksiyonel kuvvetlere direncinin araştırılması. Doktora tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

DAVİD J. RUDOLPH, MİCHAEL G. WİLLES, AND GLENN T. SAMESHİMA (2001) A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. *Angle Orthod*, 71, 127-131.

DAVİS GR, WONG FS (1996) X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas*, 17, 121-146.

EDMAN B, MÖLLER H (1982) Trends and forecasts for standart allergens in a 12 year patch test material. *Contact dermatitis*, 8, 95-104.

ELİADES T (2007) Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131, 253-262.

ELİADES T, VİAZİS AD, ELİADES G (1991) Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99, 369-375.

ERASLAN O (2004) Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ERTÜRK T (2008) Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ESKİTAŞÇIOĞLU G, YURDUKORU B (1995) Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Diş hek Fak Derg, 22, 201-205.

FALTERMEIER A, ROSENTRITT M, REICHENEDER C, MÜSSIG D (2006) Experimental composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 130, 9-14.

FELDKAMP LA, GOLDSTEIN SA, PARFITT AM, JESION G, KLEEREKOPE M (1989) The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Min Res, 4, 3-11.

FELDNER CJ, SARKAR NK, SHERIDAN JJ, AND LANCASTER DM (1994) In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop, 106, 265-272.

FERNANDEZ L, CANUT JA (1999) In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. Eur J Orthod, 21, 71-77.

FRANKLIN FE (1998) Stress Analysis. In: Kutz M, Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience, 191-245.

GANTT DG, KAPPELMAN J, KETCHAM RA, ALDER ME, DEAHL TH (2006) Three-dimensional reconstruction of enamel thickness and volume in humans and hominoids. Eur J Oral Sci, 114, 360-364, 375-376, 382-383.

GENG JP, KESON BCT, LIU GR (2001) Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. J Prosthet Dent, 8, 585-598.

GENG JP, TAN KB, LIU GR (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, 85, 585-598.

GERAMY A (2002) Initial stress produced in periodontal membrane by orthodontic loads in presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod, 24, 21-33.

GERMANE N, BENTLEY BE JR, ISAACSON RJ (1989) Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 96, 312-319.

GIOKA C, BOURAUUEL C, ZINELIS S, ELIADES T, SILIKAS N, ELIADES G (2004) Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. Dent Mater, 20, 693-700.

GIOKA C, ELIADES T (2004) Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. Am J Orthod Dento-facial Orthop, 125, 323-328.

GRACCO A, CIRIGNACO A, COZZANI M, PAPPALETTERE C, VITALE G (2009) Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for

orthodontic anchorage. Eur J Orthod, 31, 12-20.

GÜLYURT M. (1989) Ortodontide Büyüme ve Gelişim. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Erzurum, 59-63.

GÜMÜŞ, HÖ (2007) Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

GÜNGÖR MA, DÜNDAR M, ARTUNÇ C (2005) Diş hekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg, 26, 107-116.

HAMDAN A, ROCK P (2008) The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction Eur J Orthod, 30, 508–514.

HAN S, QUICK DC (1993) Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. Angle Orthod, 63, 67-72.

HARZER W, BOURAUUEL C, GMYREK H (2004) Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. Eur J Orthod, 26, 435–441.

HİRAİ M, NAKAJİMA A, KAWAİ N, TANAKA E, IGARASHİ Y, SAKAGUCHİ M, SAMESHİMA GT AND SHİMİZU N (2012) Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. Eur J Orthod, 34, 374-380.

HOLZAPFEL GA, OGDEN RW (2006) Mechanics of Biological Tissue, Berlin, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

HUANG Y, KEİLİG H, RAHİMİ A, REİMANN S, ELİADES T, JAĞER A, BOURAUUEL C (2009) Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 136, 638-643.

HUGHES TJR (1987) The Finite Element Method. New Jersey: Prentice-Hall.

JANSON G, DAİNESİ EA, HENRİQUES JFC, FREİTAS MR, LİMA KJRS (2003) Class II subdivision treatment success rate with symmetric and asymmetric extraction protocols. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 124, 257-264.

KANG DY, CHOİ SH, CHA JY, HWANG CJ (2012) Quantitative analysis of mechanically retentive ceramic bracket base surfaces with a three-dimensional imaging system Angle Orthod, (Basım Aşamasında).

KARAMOUZOS A, ATHANASİOU AE, PAPADOPOULOS MA (1997) Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 112, 34-40.

KESKİN C (1996) Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

KİM I, PAİK KS, LEE SP (2007). Quantitative evaluation of the accuracy of micro-computed tomography in tooth measurement. *Clin Anat*, 20, 27–34.

KİM TO, CHEUNG GS, LEE JM, KİM BM, HUR B, KİM HC (2009). Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*, 42, 14–21.

KNOX J, HUBSCH P, JONES ML, MIDDLETON J (2000) The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod*, 27, 249-254.

KOJİMA Y, FUKUİ H (2005) Numerical simulation of canin retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127, 542-551.

KOJİMA Y, FUKUİ H (2008) Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134, 335-337.

KOJİMA Y, MİZUNO T, UMEMURA S, FUKUİ H (2007) A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. *Dent Mater J*, 26, 561-567.

KORİOTH TW, VERSLUIS A (1997) Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8, 90-104.

KORKMAZ T (1995) İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

KUSY RP, (1991) Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires and friction, *Current opinion in Dentistry*, 1: arch wires and friction, *Current opinion in Dentistry*, 1,4-644.

KUSY RP, GREENBERG AR (1982) “Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires” *Angle Orthod*, 51, 325-341.

KYDD WL, DALY CH (1982) The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent*, 47, 317-329.

LANZA A, AVERSA R, RENGO S, APİCELLA D, APİCELLA A (2005) 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*, 21, 709-715.

LİANG W, RONG Q, LİN J, XU B (2009) Torque control of the maxillary

incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135, 316-322.

MAGNE P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 23, 539–548.

MAIJER R, SMITH DC (1993) Biodegradation of orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 103, 8-14.

MATSUNAGA S, OKUDERA H, ABE S, TAMATSU Y, HASHIMOTO M, IDE Y (2008). The influence of bite force on the internal structure of the mandible through implant three-dimensional and mechanical analysis using micro-CT and finite element method? *J Oral Biosci*, 50, 194–199.

MCCABE JF (1999) Dişhekimiği Maddeler Bilgisi, Nayır M, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 4-24.

MCGUINNESS N, WILSON AN, JONES M, MIDDLETON J, ROBERTSON NR (1992) Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament-a finite element study. *Angle Orthod*, 62, 15-22.

MELENKA GW, LACOURSIERE RA, CAREY JP, NOBES DS, HEO G, MAJOR PW (2011) Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. *Eur J Orthod* 2011 October 19 (Basım Aşamasında).

MELING T, ODEGAARD J (1998) On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 113, 546–557.

MEYER M, NELSON G (1978) Preadjusted edgewise appliance, theory and practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 73, 485.

MOAVENİ S (2003) Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys, New Jersey, Prentice Hall.

MORİNA E, ELİADES T, PANDİS N, JAĞER A, BOURAUUEL C (2008) Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod*, 30, 233–238.

MÖLLER M, KLOCKE A, KHONSARİ RS, SCHLEGEL V, NİEKE BK (2009) Torque Stability of Plastic Brackets Following Multiple Loading and Artificial Material Aging – an In-Vitro Comparison. *J Orofac Orthop*, 70, 385–95.

MÜLLER R, HAHN M, VOGEL M, DELLİNG G, RÜEGSEGG P (1996) Morphometric analysis of noninvasively assessed bone biopsies: comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections. *Bone*, 18, 215-220.

NANDA R, KUHLBERG A (1997) Principles of Biomechanic İçinde: Nanda R, editor. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. Philadelphia: W.B.Saunders Company.

O' BRIEN WJ (1997) *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Pub Co.

ODEGAARD J, MELING T, MELING E (1994) An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 105, 392–400.

Oİ T, SAKA H, IDE Y (2004). Three-dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. *Int Endod J*, 37, 46–51.

OWEN JT (1980) *A simple guide to finite elements*, Swansea, Pineridge Press Ltd, 136.

PANDIS N, STRIGOU S, ELIADES T (2006) Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res*, 9, 193–198.

PAPAGEORGIOU IS (2005) The center of resistance of teeth in orthodontics. *Hell Orthod Rev*, 8, 41-45.

PETERS OA, LAİB A, GOHRİNG TN, BARBAKOW F (2001) Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod*, 27, 1–6.

PROFFİT WR (2000) *Contemporary Orthodontics*. 3. Baskı, St. Louis: Mosby Inc.

PROFFİT WR, FIELDS HW, ACKERMAN JL, THOMAS PM, TULLOCH JFC (1993) *Contemporary Orthodontics* 2. Baskı, St. Louis, Mosby-Year Book.

RENDERS GA, MULDER L, VAN RUIJVEN LJ, VAN EIJDEN TM (2007) Porosity of human mandibular condylar bone. *J Anat*, 210, 239–248.

ROTH RH (1979) *Roth straight wire appliance philosophy*. San Diego, California: A Company Inc.

RUEGSEGGER P (1994) The use of peripheral QCT in the evaluation of bone remodelling. *The Endocrinol*, 4, 167-176.

SALZMANN JA (1974) *Orthodontics in daily practise* J:B Lippincott Co., Philadelphia. Toronto.

SHAW AM, SAMESHİMA GT, VU HV (2004) Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofacial Res* 7: 98-107.

SKY SCAN 1174 Instruction manual 2007.

SMİTH RJ, BURSTONE CJ (1984) Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*, 85, 294-307.

STREVA AM, COTRİM-FERREİRA FA, GARİB DG CARVALHO PEG (2011) Are torque values of preadjusted brackets precise? J Appl Oral Sci, 19, 313–317.

SUNG SJ, BAİK HS, MOON YS, YU HS, CHO YS (2003) A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 123, 441-450.

SWARTZ ML (1988) Ceramic brackets. J Clin Orthod, 22, 82-88.

ŞAHİN MK (2008) Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

TANNE K, SAKUDA M, BURSTONE CJ (1987) Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92, 499-505.

THILANDER B, RYGH P, KAARE R (2000) Tissue Reactions in Orthodontics; İçinde: Thomas M.Grabner, Vanarsdall RL, editorler. Orthodontics: Current Principles and Techniques. St. Louis: Mosby, Inc.; pp 117-191.

THUROW CR (1972) Edgewise orthodontics. 3rd. ed. St. Louis: CV Mosby.

TOMS SR, DAKİN GJ, LEMONS JE, EBERHARDT AW (2002) Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech, 35, 1411-1415.

TOMS SR, LEMONS JE, BARTOLUCCI AA, EBERHARDT AW (2002) Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 122, 174-179.

TOPTAN KÖNE, İ (2009) Lingual Ve Labial Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması Sırasında Oluşan Diş Hareketlerinin Fem Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

TOSUN Y (1999) Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi.

TÜRKOĞLU K (1997) Seviyeleme ark tellerinin deneysel ve klinik olarak karşılaştırılmalı incelenmesi. Doktora Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

ULUSOY Ç, DARENDELİLER N (2008) Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. GÜ Diş Hek Fak Derg, 25, 25-32.

ÜLGEN M (1986) Ortodontik Tedavi Prensipleri. Diyarbakır, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2,s: 223-27 33.

ÜNAL D (2008) Tıpta kullanılan Görüntüleme Teknikleri. Gazi üniversitesi, Eğitim Fakültesi.

VAN STADEN RC, GUAN H, LOO YC (2006) Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9, 257-270.

VASQUEZ M, CALAO E, BECERRA F, OSSA J, ENRÍQUEZ C, FRESNEDA E (2001) Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*, 71, 247-256.

VELİ İ (2012) Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

VERNA C, BOSCH C, DALSTRA M, WIKESJO UME, TROMBELLİ L (2002) Healing patterns in calvarial bone defects following guided bone regeneration in rats. *J Clin Periodontol*, 29, 865–870.

WANG WN, Lİ CH, CHOU TH, WANG DDH, LİN LH, LİN CT (2004) Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125, 65-70.

WİKİPEDIA İNTERNET SİTESİ (2010) List of finite element softwarepackages. [http://en.wikipedia.org/wiki/List\\_of\\_finite\\_element\\_software\\_package](http://en.wikipedia.org/wiki/List_of_finite_element_software_package).

WİLLİAMS DF, ROAF R (1973) *Implants in surgery* London, WB Saunders, p: 315-318.

YAO CC, LEE JJ, CHEN HY, CHANG ZC, CHANG HF, CHEN YJ (2005) Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. *Angle Orthod*, 75, 754-760.



# ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : Ahmet Arif ÇELEBİ

**Doğum Yeri/Tarihi** : Kars/29.10.1979

## *BİLİMSEL KURULUŞLARA ÜYELİKLER*

1. Türk Ortodonti Derneği (TOD)
2. World Fedaration of Orthodontists

## *ESERLER*

### **A. Uluslararası hakemli dergilerde (SCI-EXPANDED) yayımlanan makaleler :**

1. CELEBI AA, DEMIRER S, CATALBAS B, ARIKAN S. Effect of ovarian activity on orthodontic tooth movement and gingival crevicular fluid levels of interleukin-1b and prostaglandin E2 in cats. Angle Orthod. 2013;83:70–75.
2. CELEBI AA, TAN E, GELGOR IE. Determination and Application of Pont's Index in Turkish Population. The Scientific World Journal 2012.
3. COLAK H, CELEBI AA, HAMIDI MM, BAYRAKTAR Y, COLAK T, UZGUR R. Assessment of the Prevalence of Pulp Stones in a Sample of TurkishCentral Anatolian Population. The Scientific World Journal 2012.
4. CELEBİ AA, TAN E, GELGOR IE, COLAK T, AYYİLDİZ E. Comparison of Soft Tissue Cephalometric Norms between Turkish and European-American Adults. The Scientific World Journal 2013

### **B. Yurtdışı hakemli dergilerde yayımlanmış araştırma makaleleri**

1. CELEBI AA, GELGOR I.E, CATALBAS B. Correction of Mesially Impacted Lower Second Molar. J Med Cases 2011;2(6):236-239.

2. ARFAT B, COLAK H, CELEBI AA, UZGUR R, TURKAL M, HAMIDI MM. The frequency and characteristics of talon cusps in a Turkish population. *European Journal of General Dentistry* 2012.