

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

DOKTORA TEZİ

**ÜST ÇENE POSTERİOR DİŞLERİNİN MİKRO-İMLANT DESTEKLİ
İNRÜZYONUNDA MEYDANA GELEN DEĞİŞİKLİKLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

MUHSİN ÇİFTER

**DANIŞMAN
PROF. MÜYESSER SARAÇ**

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2007

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans / Doktora. Tezi olarak kabul edilmiştir.

26 / 06 / 2007

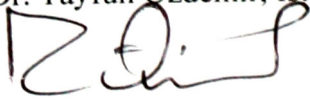
Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Ortodonti
Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (*)
Anabilim Dalı : Ortodonti
Tez Sahibi : Muhsin ÇİFTER
Tez Başlığı : Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi
Sınav Yeri : İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 20.06.2007
Tez Sınav Jürisi

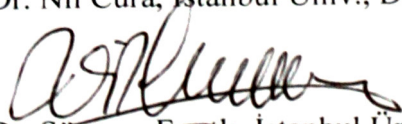
1.Prof. Müyesser Saraç (Tez Danışmanı), İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fak., Ortodonti ABD



2.Prof. Dr. Tayfun Özdemir, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fak., Oral İmplantoloji ABD



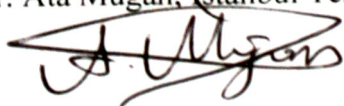
3.Prof. Dr. Nil Cura, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fak., Ortodonti ABD



4.Prof. Dr. Sonmez Fıratlı, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fak., Ortodonti ABD



5.Doç. Dr. Ata Muğan, İstanbul Teknik Üniv., Makina Mühendisliği



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Muhsin Çifter



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimimde ve doktora tezimin hazırlanmasında bana destek olan danışmanım Sayın Prof. Müyesser Saraç’a,

Tezimin yürütülmesinde büyük desteklerini gördüğüm Sayın Prof.Dr. Tayfun Özdemir ve Doç.Dr. Ata Mugan’a,

Çalışmalarım sırasında değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Sayın Prof. Dr. Sönmez Fıratlı ve Prof. Dr. Nil Cura’ya,

Ortodonti eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen Anabilim Dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Bana ortodontiyi sevdiren Sayın Prof. Dr. Mustafa Ülgen’e,

Doktora eğitimim süresince pek çok şeyi paylaştığım değerli arkadaşlarım Dr. Burcu Akar Dedeoğlu, Dr. Serkal Arman, Dr. Can Par ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Ağabeylerim Cüneyt Argun Genç ve Hakan Çora’ya,

Her zaman yanımda olan Dr. Ebru Demet Tuncer’e

Hayatımın her aşamasında beni destekleyen annem, babam ve kardeşime teşekkür ederim.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından T-830/02062006 nolu proje olarak desteklemiştir.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.İntrüzyon	3
2.1.1.Posterior Bölge Dişlerinde İntrüzyon	5
2.1.2.Posterior İntrüzyon Mekanikleri.....	5
2.1.2.1.Headgear	5
2.1.2.2.Mıknatıslı Apareyler.....	6
2.1.2.3.Posterior Isırma Blokları	7
2.1.2.4.Rapid Molar Intruder.....	9
2.1.2.5.İntrüziv Kuvvet Uygulayıcı Arklar	9
2.1.2.6.İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Kullanıldığı Posterior İntrüzyon Mekanikleri	10
2.2.Ortodontide Ankraj.....	12
2.2.1.İskeletsel Ankraj	12
2.2.2.İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi	13
2.3.Mini ve Mikro-implantlar	14
2.3.1.Posterior İntrüzyon İçin Üst Çene Mikro-implant Yerleşim Bölgeleri.....	15
2.3.1.1.İnfrazigomatik Kret	15
2.3.1.2.Posterior Vestibüler Alveoler Bölge	16
2.3.1.3.Posterior Palatinal Alveoler Bölge.....	17
2.3.1.4.Median - Paramedian Palatinal Bölgeler.....	18

2.3.2. Mini ve Mikro-implantlarda Başarı	19
2.3.2.1. İmplant Form ve Boyut Özelliklerine Bağlı Başarı Faktörleri	20
2.3.2.2. İmplant Pozisyonu ile İlgili Başarı Faktörleri.....	21
2.3.2.3. İmplantlara Uygulanan Ortodontik Kuvvetler ile İlgili Başarı Faktörleri....	21
2.4. Sonlu Elemanlar Analizi	23
2.4.1. Terminoloji	25
2.4.1.1. Kuvvet	25
2.4.1.2. Gerilme (Stress)	26
2.4.1.3. Gerinme (Strain).....	26
2.4.1.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	26
2.4.1.5. Poisson Oranı	26
2.4.1.6. Elastik Sınır.....	27
2.4.1.7. Elastiklik Modülü (Young Modülü).....	27
2.4.1.8. Elastik Şekil Değiştirme	27
2.4.1.9. Plastik Şekil Değiştirme	27
2.4.1.10. İzotrop Cisim.....	27
2.4.1.11. Homojen Cisim	28
2.4.2. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	32
3.1.1. Modellerde Kullanılan Ortak Yapıların Oluşturulması.....	33
3.1.1.1. Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi	33
3.1.1.2. Dişlerin Modellenmesi	34
3.1.1.3. Braketlerin, Tüplerin ve Halkaların Modellenmesi.....	34
3.1.1.4. Mikro-implantların Modellenmesi	35
3.1.2. Analizi Yapılacak Modellerin Oluşturulması.....	36
3.1.2.1. Birinci Modelin Oluşturulması	37
3.1.2.2. İkinci Modelin Oluşturulması.....	39
3.1.2.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması.....	41
3.1.2.4. Dördüncü Modelin Oluşturulması.....	43
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazır Hale Getirilmesi	44
3.3. Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması.....	47
4. BULGULAR	52
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular	52

4.1.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular	53
4.1.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular	56
4.1.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	56
4.1.2.2.Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler	58
4.1.2.3.Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	61
4.2.İkinci Modele Ait Bulgular	62
4.2.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular	62
4.2.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular	65
4.2.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	65
4.2.2.2.Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler	68
4.2.2.3.Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	71
4.3.Üçüncü Modele Ait Bulgular	72
4.3.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular	72
4.3.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular	75
4.3.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	75
4.3.2.2.Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler	77
4.3.2.3.Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	80
4.4.Dördüncü Modele Ait Bulgular.....	81
4.4.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular	81
4.4.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular	84
4.4.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	84
4.4.2.2.Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler	87
4.4.2.3.Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	89
5.TARTIŞMA	91
5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	91
5.2.Bulguların Tartışılması	99
5.2.1.Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması	99
5.2.2.İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması	101
5.2.3.Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması	104
5.2.4.Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	106
5.3.Sonuçlar	109
KAYNAKLAR	112
ÖZGEÇMİŞ	122

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Üst çenede, dişler arasındaki, vestibülopalatinal yönde alveol kemiği kalınlıkları.....	17
Tablo 2-2: Üst çenede, diş kökleri arasındaki mesafeler.....	17
Tablo 3-1: Angulasyon, tork ve rotasyon değerleri.....	37
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan malzeme değerleri.....	45
Tablo 3-3: Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	46
Tablo 4-1: Kök uçlarına ait gerilme değerleri - Model 1	55
Tablo 4-2: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 1.....	58
Tablo 4-3: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 1	60
Tablo 4-4: Kök uçlarına ait gerilme değerleri - Model 2	65
Tablo 4-5: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 2.....	68
Tablo 4-6: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 2	70
Tablo 4-7: Kök uçlarına ait gerilme değerleri - Model 3	74
Tablo 4-8: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 3.....	77
Tablo 4-9: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 3	79
Tablo 4-10: Kök uçlarına ait gerilme değerleri - Model 4	84
Tablo 4-11: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 4.....	87
Tablo 4-12: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri - Model 4.....	89

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri	30
Şekil 2-2: Elde edilen analiz değerlerinin renk kodları ile görselleştirilmesi.....	31
Şekil 3-1: Üst çene kemiğinin geometrik modelinin görüntüsü	33
Şekil 3-2: Birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerine ait modellerin görüntüsü.....	34
Şekil 3-3: Birinci modeldeki implantların açısı ve konumları	38
Şekil 3-4: Birinci modelin okluzal görüntüsü.....	38
Şekil 3-5: Birinci modelin vestibüler görüntüsü	39
Şekil 3-6: Birinci modelin palatinal görüntüsü.....	39
Şekil 3-7: İkinci modelin okluzal görüntüsü.....	40
Şekil 3-8: İkinci modelin vestibüler görüntüsü.....	40
Şekil 3-9: İkinci modelin diagonal görüntüsü.....	41
Şekil 3-10: Üçüncü modelin okluzal görüntüsü.....	42
Şekil 3-11: Üçüncü modelin vestibüler görüntüsü.....	42
Şekil 3-12: Üçüncü modelin palatinal görüntüsü.....	43
Şekil 3-13: Dördüncü modelin okluzal görüntüsü	44
Şekil 3-14: Dördüncü modelin vestibüler görüntüsü	44
Şekil 3-15: Kullanılan elemanların, boyutlarına göre dağılımı	46
Şekil 3-16: 1. modele uygulanan kuvvetler	49
Şekil 3-17: 2. modele uygulanan kuvvetler	49
Şekil 3-18: 3. modele uygulanan kuvvetler	50
Şekil 3-19: 4. modele uygulanan kuvvetler	51
Şekil 4-1: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Vestibül)	53
Şekil 4-2: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Palatinal).....	54
Şekil 4-3: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Apikal).....	54
Şekil 4-4: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Vestibül)	56
Şekil 4-5: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Palatinal)	57
Şekil 4-6: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 1 (Vestibül)	57
Şekil 4-7: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Okluzal)	59

Şekil 4-8: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 1(Vestibül).....	59
Şekil 4-9: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 1 (Sagital).....	59
Şekil 4-10: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Okluzal).....	61
Şekil 4-11: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 1 (Okluzal).....	62
Şekil 4-12: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Vestibül) ...	63
Şekil 4-13: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Palatinal)....	64
Şekil 4-14: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Apikal).....	64
Şekil 4-15: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Vestibül).....	66
Şekil 4-16: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Palatinal).....	67
Şekil 4-17: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Vestibül).....	67
Şekil 4-18: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Okluzal).....	69
Şekil 4-19: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Vestibül).....	69
Şekil 4-20: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Sagital).....	69
Şekil 4-21: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Okluzal).....	71
Şekil 4-22: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Okluzal).....	72
Şekil 4-23: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Vestibül)	73
Şekil 4-24: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Palatinal)....	73
Şekil 4-25: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Apikal).....	74
Şekil 4-26: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Vestibül).....	75
Şekil 4-27: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Palatinal).....	76

Şekil 4-28: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Vestibül)	76
Şekil 4-29: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Okluza)	78
Şekil 4-30: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Vestibül)	78
Şekil 4-31: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Sagittal)	78
Şekil 4-32: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Okluza)	80
Şekil 4-33: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Okluza)	81
Şekil 4-34: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Vestibül)	82
Şekil 4-35: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Palatinal)....	83
Şekil 4-36: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Apikal).....	83
Şekil 4-37: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Vestibül)	85
Şekil 4-38: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Palatinal).....	86
Şekil 4-39: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Vestibül)	86
Şekil 4-40: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Okluza)	88
Şekil 4-41: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Vestibül)	88
Şekil 4-42: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Sagittal)	88
Şekil 4-43: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Okluza)	90
Şekil 4-44: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması (Model 4, Okluza)	90

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
DICOM	: Digital Imaging Communication in Medicine
FEM	: (Finite Element Method) Sonlu Elemanlar Metodu
gf	: Gram Kuvvet (Gram Force)
Kg	: Kilogram
m	: Metre
mm	: Milimetre
MR	: Manyetik Rezonans
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
s	: Saniye
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)

ÖZET

Çifter M. Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2007.

Ortodontide posterior dişlerin intrüzyonu oldukça zor gerçekleştirilmektedir. Mikro-implantların ortodontide ankraj amaçlı kullanılmasıyla, geleneksel mekaniklere göre çevre dokulardaki yan etkileri oldukça az olan ve hasta kooperasyonu gerektirmeyen intrüzyon mekanikleri uygulanmaya başlanmıştır . Fakat bu mekaniklerin etkileri ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda mikro-implantlardan ankraj alan dört farklı üst çene posterior intrüzyon mekanığının, uygulandıkları dişlerde meydana getirdikleri etkilerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Birinci modelde, diş segmentlerine iki vestibülde, iki de palatinalde olmak üzere dört mikro-implanttan kuvvet uygulanmıştır. İkinci modelde diş segmentlerine vestibülde iki mikro-implanttan kuvvet uygulanmış olup momentlerin dengelenmesi için iki transpalatinal ark oluşturulmuştur. Üçüncü modelde vestibül ve palatinalde birer mikro-implanttan kuvvet uygulanmıştır. Dördüncü modelde vestibülde tek mikro-implanttan kuvvet uygulanmış olup momentlerin dengelenmesi için tek transpalatinal ark oluşturulmuştur. Analiz sonuçlarına göre en homojen gerilme dağılımı ve en dengeli intrüzyon birinci modelde elde edilmiştir. En yüksek gerilme değerleri ve vestibüler yönde en fazla devrilme dördüncü modelde meydana gelmiştir. Transpalatinal ark içeren modellerde, diğerlerine göre gerilme değerleri daha yüksek çıkmış olup, vestibüler yönde devrilme daha fazla meydana gelmiştir. Diş segmentlerine anterior ve posteriordan aynı anda kuvvet uygulanan intrüzyon sistemlerinde, kuvvetlerin tek bölgeden uygulandığı sistemlere göre anteroposterior yönde daha dengeli bir intrüzyon elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler : Üst Çene, Posterior İntrüzyon, Mekanik, Mikro-implant, Sonlu Elemanlar Analizi

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından T-830/02062006 no'lu proje olarak desteklemiştir.

ABSTRACT

Çifter M. Evaluation of The Effects of Maxillary Posterior Teeth Intrusion with Micro-implant Anchorage by Using Finite Element Analysis. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Orthodontics. İstanbul. 2007.

The execution of intruding posterior teeth is indeed quite a difficult issue. After the beginning of the application of micro-implants as anchorages in orthodontic treatments, the need for cooperation of the patient has been eliminated, and side effects implied on the surrounding tissues in the process in comparison to the traditional mechanics have reduced to such a considerable degree that it is being used ever since. In our study, it is intended to evaluate the effects of four different maxillary posterior intrusion mechanics with micro-implant anchorage on the applied teeth, by using finite element analysis. In the first model intrusive forces were applied on the posterior dental segment from four micro-implants which were placed in the vestibular and palatal side of the alveolar bone, two on each side. In the second model the forces were applied from two micro-implants placed in the vestibule alveolar bone, and in order to balance the moments produced, two transpalatal arches were constructed. In the third model two micro-implants were placed in the vestibular and palatal alveolar bone to apply forces. In the fourth model intrusive forces were applied by using a single micro-implant on each side of the vestibule alveolar bone and just one transpalatal arch was constructed. The most uniform stress distribution and the most balanced intrusion have occurred on the first model. The highest stresses and the most vestibular tipping movement were found in the forth model. At the models that contain transpalatal arches, vestibular tipping movements were more prominent, and the stresses were higher as well. The mechanics with simultaneous intrusive forces applied from anterior and posterior of the dental segment, lead to a more uniform intrusion in anteroposterior direction.

Key Words: Maxillary, Posterior Intrusion, Mechanics, Micro-implant, Finite Element Analysis

This study was supported by The Research Support Unit of İstanbul University as the project no T-830/02062006

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontide intrüzyon dişin alveolü içinde uzun eksenini doğrultusunda, apikal yöndeki hareketi olarak tanımlanabilir. Translatif bir hareket olması, uygulanan net kuvvetin, dişin direnç merkezinden geçmesini gerektirmektedir. Uygulanan net kuvvetin oldukça küçük bir alana sahip olan apikal kök yüzeyinde yoğunlaşıyor olması, özellikle bu bölgede kök rezorbsiyon riskini arttırmaktadır. Bu nedenle ortodontide intrüzyon, kök rezorbsiyonlarına neden olunmaması için doğru kuvvet planlanması gerektiren bir diş hareketidir [1-3].

Posterior bölgede intrüzyon, büyük azı ve/veya küçük azı dişlerini kapsamaktadır. Posterior intrüzyon, bu bölgedeki ekstrüze olmuş dişlerin eski konumlarına getirilmesinde, posterior dikey dentoalveoler gelişimin baskılanmasında (pasif intrüzyon) ve posterior dentoalveoler gelişimin artmasından kaynaklanan ön açık kapanışın tedavisinde önem taşımaktadır [1,2,4-9].

Ağız dışı apareyler, posterior ısırma blokları, mıknatıslı apareyler, molar intruder apareyi ve çeşitli sabit tedavi mekanikleri uzun zamandır posterior bölge dişlerinde intrüzyon sağlamak için kullanılmakta olup, kontrol edilmesi güç yan etkilere sahip olmaları, kooperasyon gerektirmeleri ve gerçek intrüzyon etkilerinin az olmasından ötürü çoğu zaman tedavi etkinliğinin azalmasına ve süresinin uzamasına neden olmaktadır. Özellikle ön açıklık (posterior gelişimde artışa bağlı) olgularının tedavisinde, posterior bölgede yeterli intrüzyonun sağlanamaması, bu olguların çoğu zaman ortognatik cerrahi ile tedavilerini gerektirmektedir [1,2,7,9-16].

Mikro-implantların ortodontide ankraj amaçlı kullanılmasıyla, geleneksel mekaniklere göre çevre dokulardaki yan etkileri oldukça az olan ve hasta kooperasyonu gerektirmeyen intrüzyon mekanikleri uygulanmaya başlanmıştır [5,17-20]. Geleneksel yöntemler ile tedavisi oldukça zor olan şiddetli ön açıklık olgularının, bu mekanikler ile cerrahiye gerek kalmadan tedavilerinin gerçekleştirildiği çalışmalar giderek artmaktadır

[5,21,22]. Ancak bu mekaniklerin etkileri ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Mekaniklerin etkilerinin daha iyi anlaşılması, etkin bir intrüzyon için doğru kullanımlarını sağlayacaktır.

Sonlu elemanlar analizi, biomekanik etkilerin in-vitro ortamda incelenmesine olanak veren etkin bir analiz yöntemidir. Analiz, üç boyutlu modellenmiş doku ve apareylerdeki gerilme (stress), gerinme (strain) ve yer değiştirmelerin öngörüsü için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu metod sayesinde, tasarlanmış olan herhangi bir mekaniğin etkileri, mekanik hasta üzerinde uygulanmadan in-vitro ortamda görülebilir. Bu sayede hem mekaniklerin performanslarını arttıracak modifikasyonlar mekanikler hasta üzerinde denenmeden yapılabilenmekte, hem de yeni tasarlanmış mekaniklerin neden olabilecekleri iyatrojenik etkilerin önüne geçilebilmektedir [23-26].

Buradan yola çıkarak çalışmamızda, üst çene birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin blok halde intrüzyonu için tasarlanmış, mikro-implantlardan ankraj alan dört farklı intrüzyon mekaniğinin, uygulandıkları dişlerde meydana getirdikleri etkilerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının, klinik uygulamalarda hastaya özgü mekanik seçiminde yol gösterici olması hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.İntrüzyon

İntrüzyon, dişin alveol kreti içinde, uzun eksenî doğrultusunda apikal yöndeki hareketi olarak tanımlanabilir. Dişlerin ortodontik tedavi ile intrüze edilmesi uzun süre imkansız görülmüştür. Günümüzde ise intrüzyon hareketi, çeşitli mekanikler kullanılarak başarıyla yapılabilmektedir [2].

Ortodontik diş hareketi, biyoelektirik teori (biologic electricity theory) ve basınç – gerilme teorisi (pressure – tension theory) olmak üzere başlıca iki teori ile açıklanmaktadır. Basınç gerilim teorisine göre, diş bir kuvvetin etki etmesi ile diş, soketi içinde bir yönde hareket eder. Bu hareket, diş ile alveol kemiği arasındaki periodontal membranın belirli bölgelerde sıkışmasına, belirli bölgelerde ise gerilmesine neden olur. Periodontal membranın sıkışması ile basıncın arttığı bölgelerde kan damarları da sıkışmakta, gerilme bölgelerinde ise genişlemektedir. Damarların sıkışması ile dokulara giden oksijen miktarındaki azalma, dokulardan çeşitli kimyasal mesajcıların (prostaglandinler, sitokinler) salınımına neden olmaktadır. Kimyasal mesajcıların, sıkışma bölgelerinde osteoklastik aktiviteyi stimüle etmesi ile bu bölgelerdeki kemikte yıkım, gerilme bölgelerinde ise osteoblastik aktivite stimülasyonu sayesinde yeni kemik oluşumu meydana gelerek, dişin kemik içinde hareketi gerçekleşmektedir [1,2,10].

İntrüzyon, translatif (gövdeseî) bir hareket olduğu için bileşke kuvvetin, dişin direnç merkezinden geçmesi gerekir. Aksi halde kuvvet uygulanan dişte, baskın momentin oluştuğu tarafa doğru devrilme meydana gelecektir [19].

İntrüziv kuvvetler, büyük oranda, dişin küçük bir alana sahip olan apeksinde etki göstermektedir. Uygulanan intrüziv kuvvetlerin meydana getirdiği gerilmelerin

fizyolojik sınırı aşması, kök rezorbsiyonlarına neden olabilmektedir. Bu nedenle, intrüzyon hareketi için düşük şiddette kuvvetler tercih edilmelidir [2, 27, 28].

Dişlerin kök yüzeylerini kaplayan sement tabakası ve periodontal membran hücreleri, kök rezorbsiyonuna karşı koruyucu bariyer oluşturan kuvvetli kollajenaz inhibitörleri içermektedir. Ortodontik kuvvetlerin fizyolojik sınırları aşması ile periodontal membranın sıkışma bölgelerindeki kan dolaşımı bozulur ve iskemi meydana gelir. İskemi sonucu periodontal membranda hyalinizasyon meydana gelmektedir. Yeniden şekillenme safhasında, nekrotik hyalinize bölgeler ve alveol kemiği, osteoklastlar ve makrofajlar gibi fagositik hücrelerce kaldırılmaya başlar. Nekrotik periodonsiyum bölgelerinin fagositik hücrelerce kaldırılmasıyla sement yüzeyi koruyucu bariyerini kaybetmeye başlar. Klastik hücrelerin bu bariyeri aşarak mineralize dokuya ulaşması ile de rezorbsiyon başlamaktadır [1, 10, 29].

Intrüzyon kuvvetlerinin, küçük bir alana sahip olan apekse etki etmesi, intrüzyonu kök rezorbsiyonu açısından en riskli diş hareketlerinden biri haline getirmektedir [30-33]. Kullanılacak kuvvetlerin şiddetinin fizyolojik sınırları aşmaması ve tedavi süresinin gereğinden uzun tutulmaması rezorbsiyona neden olmamak için önemlidir. McFadden ve ark. kesici dişlerin intrüzyonu ile ilgili çalışmalarında rezorbsiyon miktarı ile tedavi süresi arasında doğru orantılı bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir [34]. Yine aynı çalışmanın sonuçlarına göre intrüzyon miktarı ile rezorbsiyon sonucu kök boyundaki kısalma miktarı arasındaki ilişki küçüktür. Bu bulgu Dermaut ve DeMunck'un çalışmasındaki bulgulara benzerlik taşımaktadır [35].

Diğer ortodontik diş hareketlerinde olduğu gibi, intrüzyon için de kullanılan kuvvetlerin sürekli olması (continuous force) tercih edilmelidir. Kemik aktivitesinin düşük olduğu erişkin hastalarda ise, hasar gören sement tabakası tamirine ve kemiğin yeniden şekillenmesine zaman tanımak için aralıklı kuvvetlere (intermittent force) ihtiyaç duyulabilir [1, 4, 36].

2.1.1. Posterior Bölge Dişlerinde İntrüzyon

Posterior bölge dişlerinde intrüzyon, küçük azı ve/veya büyük azı dişlerinin intrüzyonunu içermektedir. Posterior dikey dentoalveoler gelişimin normal sınırları aşması ile meydana gelen ön açıklık olgularının tedavisinde, posterior dikey dentoalveoler gelişimin dikey kuvvetler ile baskılanmak istendiği olgularda ve antagonisti olmadığı için karşı diş kavsine doğru uzamış dişlerin eski konumlarına getirilmesinde posterior bölge dişlerinde intrüzyon gerekmektedir [1, 2, 4-6].

2.1.2. Posterior İntrüzyon Mekanikleri

2.1.2.1. Headgear

Ağız dışından ankraj alarak ağız içi kuvvet uygulayan headgear aygıtı 1800'lü yıllardan beri ortodontik tedavilerde kullanılmaktadır [2]. Headgear, ağız içi kol ve ağız dışı kuvvet aktarıcısı olmak üzere iki parçadan oluşmakta ve ağız dışından destek aldığı bölgeye göre oksipital, servikal ve kombine tiplerine ayrılmaktadır. Kuvvet, ağız içi kollar yardımıyla, genellikle üst büyük azı dişlerine veya diş kavsinin bir blok hale getirilmesiyle tüm üst çeneye iletilmektedir [3, 10].

Posterior bölgede intrüzyonun istendiği olgularda, intrüzyon ve distalizasyon etkilerine sahip olan oksipital headgear kullanılmaktadır. Oksipital headgear kullanımında, uygulanan kuvvetin dişin/ diş segmentinin direnç merkezinden geçmediği hallerde, dişte/diş segmentinde, intrüzyon ve distalizasyon hareketlerine ek olarak, mezial ya da distale devrilme hareketleri de görülmektedir. İntrüzyon dışında meydana gelen bu hareketler, sadece intrüzyonun istendiği olgularda oksipital headgear kullanımını sınırlamaktadır. Headgear apareyinin bir diğer dezavantajı da etkisinin hasta kooperasyonuna bağlı olmasıdır [2, 10].

Headgear apareyi ender de olsa uyku sırasında yerinden çıkıp infraorbital bölgelerde oluşan apselerden körlüğe kadar gidebilen travmatik sonuçlara yol açabilmektedir [37, 38].

2.1.2.2.Mıknatıslı Apareyler

Mıknatısların dental amaçlı kullanımları 1950’lerde başlamıştır. Fakat, yüksek maliyetleri ve ebatlarına göre ürettikleri kuvvetin düşük olması nedeniyle, 1970’li yıllarda boyutsal olarak daha küçük ve kuvvetli “Yüksek Enerji” mıknatıslarının üretimine kadar kullanımları pek tercih edilmemiştir. Sonraki yıllarda somarium-kobalt ve neodmiyum-demir-boron yüksek enerji mıknatıslarının üretimi ile mıknatısların boyutları önemli derecede küçülmüş olup demanyetizasyona karşı dirençleri artmıştır. Bu gelişmeler sayesinde mıknatıslardan, intrüzyon da dahil birçok ortodontik diş hareketi için faydalanılmaya başlanmıştır [39].

Dellienger 1986’da yayımlanan çalışmasında, alt ve üst büyük azı dişlerindeki intrüzyonun, kullandığı mıknatıslı apareylere ve mıknatısın oluşturduğu manyetik alanın biyolojik etkilerine bağlı olduğunu belirtmiştir [9]. Yapılan histolojik çalışmalar, mıknatısların oluşturduğu manyetik alanın kemik oluşumunu arttırdığını, böylece de ortodontik diş hareketi hızında artış meydana getirdiğini göstermektedir [11, 12, 40].

Kalra ve ark. mıknatıslı sabit ısırma blokları ile tedavi ettikleri 20 hastada, alt ve üst çene dişlerinde intrüzyon, azı dişlerinde çapraz kapanış ve alt çene boyunda artış bildirmişlerdir. Çalışmalarında, alt çene boyundaki artışın, ısırma blokları ve mıknatısların etkisiyle alt çene kondil başının rotasyon ve öne translasyonu ile meydana gelmiş olabileceğini belirtmişlerdir [13].

Kiliardis ve ark. çalışmalarında, mıknatısların posterior bölgede oluşturduğu itici güçlerden dolayı mandibulada meydana gelen lateral hareketlerin, posterior dişlerde çapraz kapanış riski oluşturduğunu belirtmişlerdir [14].

Barbre ve Sinclair, mıknatıslı ısırma bloklarının her iki çene azı dişlerinde intrüzyonun yanında, kesici dişlerde ekstrüzyon meydana getirdiğini belirtmişlerdir [41].

Mıknatıslar genellikle, üst ve alt çeneye aynı anda uygulanan ısırma bloklarına birbirini itecek şekilde yerleştirilerek, posterior dişlerin intrüzyonunda kullanılmaktadır. Bu apareyler ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, apareylerin uygulandıkları bölgelerde intrüzyon harici birçok etkiye neden oldukları görülmektedir. Bu nedenle, bu tür apareylerin, sadece intrüzyon istenen olgularda kullanımı tercih edilmemelidir.

Mıknatıslar arasında oluşan çekme ya da itme kuvveti, aralarındaki mesafenin karesi ile ters orantılıdır. Bu mesafe arttıkça kuvvet büyük miktarda düşüş gösterir. Bu sebepten dolayı, çiğneme esnasında çeneler arasındaki mesafenin değişken olması, kullanılan mıknatıslı aparey sistemlerinin kuvvet kontrolünü zorlaştırmaktadır; ayrıca apareylerin hacimsel olarak büyük olmaları da uygulama ve hasta konforu açısından dezavantaj oluşturmaktadır [39, 42, 43].

Bu bilgiler ışığında mıknatıslı posterior intrüzyon apareylerinin oldukça sınırlı endikasyona sahip olduğu ve etkilerinin kontrolünün zor olduğu sonucuna varılabilir.

2.1.2.3. Posterior Isırma Blokları

Posterior ısırma blokları, alt çenenin, dinlenme pozisyonundan (freeway space) genellikle 3 ile 4 mm veya daha açık olarak konumlanmasını sağlayan fonksiyonel ortodontik aygıtlardır. Çeneler arasındaki mesafenin dinlenme aralığından daha fazla açılması, bazı çiğneme ve yüz kaslarının ısırma blokları yoluyla alt ve üst çenedeki posterior dişlere intrüziv kuvvetler uygulamasına neden olur [8, 14, 44].

Gianelly ve ark. maymunlar üzerinde yaptıkları histolojik çalışmada, posterior ısırma bloklarının çene eklemi üzerindeki etkilerini incelemişler, alt çene kondilinde düzleşme ve glenoid fossada rezorbsiyon gözlemlemişlerdir[45].

McNamara çalışmasında, çeşitli kalınlıklardaki posterior ısırma bloklarının iskeletsel ve dişsel etkilerini maymunlar üzerinde incelemiş ve posterior dentoalveoler bölgede gelişimin duraksadığını, bu bölge dişlerinde intrüzyon meydana gelmediğini, anterior bölgede ise kesici dişlerde ekstrüzyon meydana geldiğini belirtmiştir. Çalışmada, üst çenenin öne doğru gelişiminde artış olduğu, bunun nedeninin de ısırma bloklarının oklüzyonu yükseltmesi ile kasların üst çeneye uyguladıkları kuvvetlerin yönündeki değişiklikler olduğu bildirilmiştir [7].

Altuna ve Woodside erişkin olmayan maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmada, posterior ısırma bloklarının neden olduğu okluzal kuvvetlerdeki değişikliklerin, azı dişlerinde intrüzyona neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada posterior ısırma bloklarının alt ve üst azı dişlerinde intrüzyondan başka, kesici dişlerde ekstrüzyona ve alt çenenin öne ve yukarı rotasyonuna yol açtığı bildirilmiştir. Üst çene gelişimi ile ilgili bulgular ise McNamara'nın bulguları ile benzerlik göstermektedir [7, 8].

Kliaridis ve ark. mıknatıslı ve mıknatıssız ısırma bloklarının dentoalveoler etkilerini karşılaştırmışlar, her iki apareyin de posterior intrüzyonda etkili olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılara göre ısırma blokları nedeniyle çeneleri kapatan kasların, dişlere uyguladıkları kuvvet artmakta, fakat zamanla oluşan kas ve sinir sistemindeki uyum sayesinde bu kuvvet ve dolayısı ile de ısırma bloklarının dişler üzerindeki intrüziv etkisi azalmaktadır [14].

İşcan ve Sarısoy, araştırmalarında farklı kalınlıklardaki posterior ısırma bloklarının, her iki çenede de posterior dişlerde intrüzyona, anterior dişlerde ekstrüzyona, mandibulada da öne ve yukarı rotasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca alt kesici dişlerde kontrol grubuna göre iki kat daha fazla ekstrüzyon saptamışlardır [44].

Posterior ısırma bloklarının, intrüzyon haricinde meydana getirdikleri iskeletsel ve dişsel etkilerin, sadece intrüzyonun amaçlandığı olgularda kontrendikasyon oluşturabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

2.1.2.4.Rapid Molar Intruder

Rapid Molar Intruder, büyük azı dişlerinin intrüzyonu için tasarlanmış olup, Jasper Jumper aygıtının bir modifikasyonudur [15].

Alt ve üst birinci büyük azı dişlerinin vestibülüne uygulanan molar intruder aygıtı, ısırma sırasında aktif hale geçip bağlı olduğu her iki çene kavisindeki dişlere intrüziv kuvvet uygulamaktadır. Kapanış sırasında aparey, dişlere 800-900 gf kuvvet uygulamakta ve bu kuvvet, apareyin uygulanmasından bir hafta sonra 450 gf'a, iki hafta sonra da 250gf'a düşmektedir. Bu durum apareyin dişler üzerindeki kuvvet kontrolünü güçleştirmektedir [46, 47].

Apareyin vestibül tarafa uygulanması, uygulandığı dişleri vestibüle devirici momentlerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu momentleri dengelemek için üst çenede transpalatinal, alt çenede ise lingual ark kullanımı gerekmektedir [48].

Molar intruder aygıtının, etki-tepki prensibinden dolayı uygulandığı her iki diş kavisinde de intrüzyon meydana getirmesi, sadece tek çenede intrüzyonun amaçlandığı olgularda kullanımını sınırlamaktadır.

2.1.2.5.İntrüziv Kuvvet Uygulayıcı Arklar

Posterior dişlerin intrüzyonu için düz ya da bükümlü arklardan çeşitli şekillerde faydalanılmaktadır.

Yapılan alışmalar, bükümlü ya da düz ark tellerinin kullanıldığı intrüzyon sistemlerinde, etki – tepki prensibinden dolayı ankraj alınan dişlerde genellikle ekstrüzyon meydana geldiğini, hatta ankraj dişlerdeki ekstrüzyonun, çoğu zaman amaçlanan intrüzyondan daha fazla miktarlarda olduğunu göstermektedir (ekstrüzyon intrüzyona göre daha kolay elde edilen bir hareket tipidir) [1-3, 19].

Posterior dişlerde düz arklarla intrüzyon, teorik olarak üst diş kavsine arttırılmış spee, alt diş kavsine tersine spee verilmiş arkların ve ön dişlere dikey elastiklerin uygulanması ile elde edilebilir. Fakat anterior elastiklerin 24 saat kullanılmamaları ya da kuvvetlerinin doğru ayarlanmaması halinde, posterior dişlerde intrüzyon yerine ekstrüzyon ya da anterior dişlerde ekstrüzyon meydana gelmektedir. Küçükkeleş ve ark. alışmalarında, üst çeneye artmış, alt çeneye tersine speeli arklar ile anterior dişlere dikey elastikler uygulayarak, posterior dişlerde intrüzyon amaçlamışlardır. alışmalarının sonucunda, anterior dişlerde ekstrüzyonun meydana geldiğini, posterior dişlerde ise sanılanın aksine intrüzyon gerçekleşmediğini, bu bölgedeki dişlerin az da olsa ekstrüze olduğunu belirtmişlerdir [1, 3, 6, 16].

İntrüziv kuvvet uygulayan düz ya da bükümlü arkların, ankraj aldıkları dişlerde meydana getirdikleri yan etkilerin fazla, gerçek intrüzyon etkilerinin az olmasından dolayı, posterior intrüzyon için kullanımları oldukça sınırlıdır.

2.1.2.6.İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Kullanıldığı Posterior İntrüzyon Mekanikleri

İskeletsel ankraj aygıtları, hasta kooperasyonu gerektirmemeleri, ağız içinde birçok bölgeye yerleştirilebilmeleri ve tedavi süresince mutlak ankraj sağlayabilmeleri gibi üstün özelliklerinden dolayı, posterior intrüzyon sistemlerinde başarıyla kullanılmaktadır [19].

İskeletsel ankraj aygıtlarının, mini-plak, mini ve mikro-implant ve onplant gibi birçok form ve ebatla olması, klinisyene, kullanacağı intrüzyon mekaniği için en uygun bölge ya da bölgelerden ankraj alma imkanı sağlamaktadır [21, 49].

Posterior dişlerin intrüzyonu için üst çenede, birincil olarak infrazigomatik kret, alveol kemiğinin vestibüler ve palatinal bölgeleri, ikincil olarak da kemik kalınlığının yeterli olduğu olgularda, median ve paramedian palatinal bölgeler ankraj amaçlı kullanılmaktadır. İntrüzyonu istenen dişler, kullanılması planlanan mekanikler ve anatomik yapılar, ankraj bölgesi ve aygıtı seçiminde belirleyici olmaktadır[19, 50].

İskeletsel ankraj aygıtlarının kullanıldığı intrüzyon mekaniklerinde intrüziv kuvvetler, diş ya da diş grubuna tek taraflı olarak, vestibül ya da palatinalden veya her iki taraftan uygulanabilir. İntrüziv kuvvetlerin her iki taraftan da uygulandığı sistemlerde, diş ya da diş segmentinde vestibülopalatinal yönde devrilme meydana gelmemesi için, uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği momentlerin birbirini dengelemesi gerekmektedir. Bu sistemlerde uygulanan intrüziv kuvvetlerin özelliklerinde yapılacak değişiklikler ile meydana gelen momentlerin birbirini dengeleyecek şekilde ayarlanabilmesi, hareket kontrolü açısından büyük avantaj sağlamaktadır. Diğer taraftan çok sayıda implant uygulanıyor olması ve palatinal bölgeye uygulanan implantların sıklıkla dil irritasyonlarına sebep olması bir dezavantaj olarak görülebilir [19, 50, 51].

İntrüziv kuvvetlerin, diş ya da diş segmentinin tek tarafından uygulandığı sistemlerde oluşan momentler, yardımcı ögeler ile dengelenmelidir. Aksi halde, diş ya da diş segmenti, oluşan momentler yönünde devrilecektir. Bu sistemlerde oluşan momentler, yeterli dirence sahip transpalatinal/lingual ya da vestibüler arklar ile dengelenebilir. Kullanılan dengeleyici arkın yeterince direnç gösterememesi ya da ark ile arkın uygulandığı diş arasında rijit bir bağlantının olmaması, kuvvetin etkidiği dişlerde intrüzyon harici hareketlerin meydana gelmesine neden olabilir. Bu yüzden yardımcı arkların minimum 1,2 mm kalınlıkta olması ve ark ile dişler arasındaki bağlantının, lehim tarzı rijit bir bağlantı olması önerilmektedir[19, 50, 52, 53].

İskeletsel ankraj aygıtlarından destek alan posterior intrüzyon mekanikleri kullanılarak, minimum yan etkiyle, hasta kooperasyonuna gerek duyulmadan, hedeflenen intrüzyona ulaşılabilmesi, bu mekanikleri geleneksel intrüzyon mekaniklerine göre avantajlı hale getirmektedir [5, 19, 54].

2.2.Ortodontide Ankraj

Ortodontide ankraj 17. yy. dan beri önemsenmiş olmasına rağmen 1923'e kadar tanımlanmamıştır [55]. Bu tarihte Louis Ottofy ankrajı: “ Ortodontik kuvvetin ya da ortodontik kuvvetin tepkisinin uygulandığı dayanak ” olarak tanımlamıştır [56, Kaynak: 55 p.3]. Daskalogiannakis ise ortodontide ankrajı “İstenmeyen diş hareketine karşı olan direnç” olarak tanımlamıştır [57, Kaynak: 55 p.3].

Newton'un etki-tepki kanununa göre, ankraj olarak alınan bölge ile hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvet zıt yönlü olup birbirine eşittir. Dolayısı ile bu iki bölgenin dirençleri, bölgelerin birbirlerine doğru olan hareket miktarlarını belirlemektedir[10].

Ankraj bölgesi, ortodontik kuvvetin destek aldığı, harekete karşı direncin yüksek olduğu bölge olarak tanımlanmaktadır [10]. Ortodontide ankraj alınan bölgeler kısaca tek diş, diş grubu, tüm diş kavsi, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak sayılabilir [1, 2, 10].

2.2.1.İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavide ankraj kontrolü, hedeflenen sonuca ulaşmada önemli role sahiptir. Headgear, ağız içi lastikler gibi geleneksel ankraj metodları ile hasta kooperasyonunun iyi olduğu durumlarda bile mutlak ankraj elde etmek her zaman mümkün olamamaktadır. İskelet sisteminden ankraj alınması ile hasta kooperasyonuna bağımlı kalmadan, istenen ankraj elde edilebilmektedir [58].

İskeletsel ankraj aygıtları, iskelet sisteminden destek alan biyolojik ya da biyolojik olarak uyumlu materyallerden oluşmaktadır. Ankiloz dişler gibi dokuların ankraj amaçlı kullanımları, iskeletsel ankrajın ilk basamaklarını oluşturmakla birlikte çok spesifik haller dışında kullanılamamaları biyolojik uyumlu materyallerin kullanımını ön plana çıkarmıştır [55].

2.2.2.İskeletsel Ankrajın Tarihsel Gelişimi

Ortodonti pratiğinde birçok implant çeşidi, ankraj aygıtı olarak uzun süredir kullanılmaktadır.

1984’de Roberts ve ark. tavşanlarda kemik içi implantların, sürekli kuvvetlere karşı direncini araştırmış; altı haftalık iyileşme sonrası yeterli direncin oluştuğunu, bu sürenin insanlarda dört ile beş haftaya denk geldiğini belirtmişlerdir [59].

1988’de Saphiro ve Kokich, dental implantların ankraj amaçlı kullanılabileceklerini belirtmişlerdir [60, kaynak: 50 p. 8].

1996’da Wehrbein ve ark.nın, midsagital palatinal bölgeye uyguladıkları 3,3 mm çapında, 4 mm ve 6 mm boyundaki ankraj amaçlı implantları başarılı olmuştur [61, kaynak: 50 p. 10].

Dental implantların, yerleştirilmeleri için gereken cerrahi işlemin büyüklüğü, çok az yere uygulanabilmeleri, maliyetlerinin yüksek olması ve iyileşme sürelerinin uzun olması, farklı iskeletsel ankraj tasarımlarının araştırılmasına yol açmıştır.

1997’de Kanomi, 1,2 mm kalınlığında mini-implantlardan ankraj alarak başarıyla alt kesici intrüzyonu sağlamıştır. Araştırmacı, mini-implantlardan ankraj alınarak molar intrüzyonu ve distalizasyonların da yapılabileceğini öne sürmüştür [62].

1999'da Sugawara ve ark. ankraj amaçlı cerrahi mini plaklar kullanmışlar ve vestibül alveoler kemiğe yerleştirilmiş L şekilli miniplaklardan ankraj alarak molar intrüzyonu ile ön açıklık tedavisi gerçekleştirmişlerdir [63].

Yapılan son çalışmalar mini-implantlardan daha küçük mikro-implantların (1,2-1,5 mm) bile, yerleştirilmelerinden hemen sonra uygulanan, belirli şiddetlere kadar ortodontik kuvvetlere dayanabildiğini göstermektedir [64, 65].

Mini ve mikro-implantların diş köklerinin araları gibi oldukça küçük yerlere bile yerleştirilebilmeleri, kooperasyon gerektiren birçok diş hareketinin hastaya bağımlı kalmadan yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.

2.3. Mini ve Mikro-implantlar

Dental implantlar ve mini-plaklar iskeletsel ankraj için başarıyla kullanılabilmelerine rağmen, yerleştirilmeleri için komplike cerrahi işlemler gerektirmeleri, anatomik yapılardan dolayı az sayıda yere yerleştirilebilmeleri, maliyetlerinin fazla olması ve çıkartılmaları için ikinci bir cerrahi operasyonun gerekmesi gibi dezavantajlara sahiptir. Ortodontik ankraj için gerekli direnci sağlayan mini ve mikro-implantlarda bu dezavantajlar söz konusu değildir [21].

Mini ve mikro-implantların bir diğer avantajı da, uygulanmaları sonrası postoperatif ağrının oldukça düşük ve kısa süreli olmasıdır. Ağrının düşük ve kısa süreli olması, ağız hijyeninin rahat sağlanmasına olanak verir; ki bu da enfeksiyon riskini minimuma indirmekte, implant başarısını arttırmaktadır [66].

2.3.1. Posterior İntrüzyon İçin Üst Çene Mikro-implant Yerleşim Bölgeleri

İmplant uygulanacak bölgelerin seçiminde çeşitli faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Kullanılacak mekaniklerin biyomekanik etkileri, hastanın iskeletsel yaşı, mekaniklerin etki edeceği bölge, kemik miktarı ve kalitesi, anatomik yapılardan kaynaklanan engeller gibi faktörler, olguya özgü implant yerleşim bölgelerinin belirlenmesinde rol oynar [67, 68].

İmplant yerleşim yerinin, istenen diş hareketini kısıtlamaması gerekmektedir. Yapılan çalışmalar, klinik olarak başarılı implantlarda bile, kuvvetin uygulandığı yönde bir miktar hareket olabildiğini göstermektedir. Bu hareketin, dişlerde meydana gelecek harekete engel olmaması ve çevre dokuları tehdit etmemesi gerekmektedir [68-70].

Kemik gelişimi tamamlanmamış hastalarda büyüme ve gelişimi etkilememek için, suturalar, gelişimsel apozisyon ve rezorbsiyon alanları gibi gelişimin devam ettiği bölgelere, implant uygulamasından kaçınılmalıdır [68].

Üst çenedeki posterior dişlerin intrüzyonu için kullanılacak mekaniklerin ankraj alabilecekleri ideal bölgeler ve bu bölgelerin özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

2.3.1.1. İnfrazigomatik Kret

İnfrazigomatik kret, üst çenenin processus zygomaticus'u boyunca zigomatik kemiğe doğru uzanan kortikal kemik çıkıntısıdır. Erişkinlerde birinci büyük azı dişi hizasında bulunmakla birlikte, gençlerde ikinci küçük azı dişi ile birinci büyük azı dişi arası hizasında bulunmaktadır [64].

Bu bölgede kortikal kemik kalınlığı 3 - 4 mm, spongioz kemik kalınlığı ise 4 - 5 mm'ye kadar çıkmakta olup bu kalınlıklarda, maksiller sinüsün yeri de belirleyici

olmaktadır. Yapılan çalışmalar bu bölgenin iskeletsel ankraj açısından değerli olduğunu göstermektedir [50, 64, 71-74].

Bölgenin dezavantajı, üzerini serbest diş eti dokusunun örtüyor olmasından kaynaklanmaktadır. Serbest diş eti genellikle implant başını örtmekte, bu da implanttan destek alınabilmesi için ilave ataşmanlara ihtiyaç duyulmasına neden olmaktadır [50].

2.3.1.2. Posterior Vestibüler Alveoler Bölge

Posterior vestibüler alveoler bölge, posterior intrüzyon mekanikleri için kullanılacak mikro-implantların uygulanabileceği ideal bir yerdir [50].

Poggio ve ark. tomografi görüntüleri ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, üst çenede, kret tepesinden 2, 5, 8, 11 mm apikal seviyedeki, ortalama vestibülopalatinal kemik kalınlıkları ile kret tepesinden 2, 5, 8, 11 mm apikal seviyedeki, diş kökleri arası ortalama meziodistal mesafelere yer vermişlerdir (Tablo 2.1, 2.2) [69]. Bu tablolara göre tüber bölgesi hariç, alveol kreti tepesinden apikal yönde 5 - 8 mm uzaklıktaki bölgeler, mikro-implant yerleşimi için en uygun alanlar olarak görülmektedir [69, 75].

Tüber bölgesi, vestibülopalatinal yönde yetersiz kemik kalınlığına sahip olması, gömük ya da malpoze yirmi yaş dişlerinin varlığı, kemik kalitesinin düşük olması ve cerrahi işlem açısından ulaşılması zor bir bölge olmasından ötürü, mikro-implant uygulamaları için uygun görülmemektedir [50, 69].

Mikro-implant uygulamaları öncesi, ilgili bölgelerin uygun görüntüleme yöntemleri ile incelenmesi, implant başarısı ve çevre dokulara zarar verilmemesi açısından önemlidir.

Tablo 2-1: Üst çenede, dişler arasındaki, vestibülopalatinal yönde alveol kemiği kalınlıkları (mm) – Bernhart [77]'den

	2 mm	5 mm	8 mm	11 mm
Tüber	4,1	3,0	0,9	0,6
7-6*	13,2	14,3	12,0	3,7
6-5*	10,8	11,4	10,2	5,4
5-4*	9,3	9,9	10,0	3,3
4-3*	8,2	9,2	9,6	10,6

* Ölçüm yapılan bölgedeki diş numaraları

Tablo 2-2: Üst çenede, diş kökleri arasındaki mesafeler (mm) – Bernhart [77]'den

	2mm	5 mm	8 mm	11mm
Tüber				
Bukkal	1,3	1,0	0,4	0,2
Palatinal	1,9	1,8	0,6	0,3
7-6*				
Bukkal	2,5	2,3	2,5	0,8
Palatinal	3,4	3,9	3,1	1,0
6-5*				
Bukkal	2,7	2,9	3,0	1,6
Palatinal	4,5	5,5	4,6	1,9
5-4*	2,9	3,2	3,5	3,3
4-3*	3,0	3,4	3,9	4,3

* Ölçüm yapılan bölgedeki diş numaraları

2.3.1.3. Posterior Palatinal Alveoler Bölge

Posterior palatinal alveoler bölge, posterior intrüzyon mekanikleri için kullanılacak mikro-implantların uygulanabileceği ideal bir yerdir. Bu bölgede diş kökleri arasındaki mesafenin vestibüler bölgeye göre daha geniş olması, implantasyon sırasında diş köklerinin zarar görme olasılığını azaltmaktadır (Tablo 2.2) [50, 69].

Bu bölgenin kullanımında dikkat edilmesi gereken bir diğer unsur da mukoza kalınlığıdır. Palatinal bölgedeki kemiği örten yumuşak doku, vestibüler bölgeye göre oldukça kalındır. Uygulanacak mikro-implantların, yumuşak doku içinde kalan boyun kısımlarının, yeterli uzunlukta olmasına dikkat edilmelidir [50, 76].

İkinci büyük azı dişinin distalinde kalan bölge, cerrahi ve ortodontik açıdan ulaşılması zor, kemik kalitesi ve miktarı açısından da yetersiz olmasından dolayı, implant uygulamalarında tercih edilmemektedir [69].

2.3.1.4. Median - Paramedian Palatinal Bölgeler

Palatinum durum, önden arkaya ve ortadan alveol kemiğinin başladığı bölgeye doğru incelen bir yapı göstermektedir. Üst komşuluğunda burun boşluğu, önde insisiv kanal ve kesici dişlerin kökleri, yanlarda küçük ve büyük azı dişlerinin kökleri ile palatinal arter ve sinirin varlığı, implant lokalizasyonunu oldukça sınırlamaktadır [50, 67, 77].

Sagital yönde insisiv kanaldan 6 mm uzaklıktan daha yakına implant uygulanması, kesici diş köklerine ve insisiv kanala zarar verebileceğinden, tercih edilmemektedir. Transversal yönde ise sutura palatina mediadan 9 mm'den daha uzağa yerleştirilen implantların bu bölgedeki diş köklerine zarar verme olasılığı yüksektir [77].

Palatinum durum'da implant lokalizasyonunu sınırlayan diğer bir faktör de sutura palatina media'nın kemikleşme durumudur. Yapılan son araştırmalar sutura palatina media kemikleşmesinin, otuzlu yaşlara kadar tam olarak tamamlanmadığını göstermektedir. Bu gibi olgularda paramedian bölgelerin kullanımı tercih edilmelidir [67, 77-79].

Sutura palatina media'nın değerlendirmesi için kullanılan okluzal radyografi tekniği, iki boyutlu görüntü vermesinden dolayı, dikey yöndeki sutural gelişimin

görülememesi ve vomer gibi kemik yapılarının süperpozisyonu nedenleriyle sağlıklı bilgi vermemektedir [79]. Ayrıca, dikey yöndeki palatinal kemik miktarının belirlenmesi için kullanılan sefalometrik filmlerin, tam olarak gerçeği yansıtmadığını gösteren araştırmalar mevcuttur [80].

2.3.2. Mini ve Mikro-implantlarda Başarı

Mini ve mikro-implantların, kolay uygulanmaları ve başarı oranlarının diğer iskeletsel ankraj aygıtları kadar yüksek olması, kullanımlarını cazip hale getirmektedir.

Park ve ark. ankraj amaçlı vidalarda başarı oranlarını araştırdıkları çalışmalarında, uyuladıkları 227 mini ve mikro-implantın % 91,6'sında başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir [70]. Kuroda ve ark. çalışmalarında bu oranı % 88,6 [66], Cheng ve ark. % 89 [65], Tseng ve ark. % 91,1 [81] ve Miyawaki ve ark. % 83,9 olarak bildirmişlerdir [82]. Bu çalışmalarda da görüldüğü gibi mini ve mikro-implantların ankraj amaçlı kullanımlarında % 80'in üzerinde başarı elde edilebilmektedir.

Klinik olarak, ankraj amaçlı kullanılan implantların başarılı sayılabilmeleri için bir takım kriterleri yerine getirmeleri gerekmektedir. Ankraj amaçlı implant kullanımında başarı kriterleri:

- a-** Klinik incelemede mobilitenin olmaması (birincil stabilite),
- b-** İnflamasyonun olmaması,
- c-** Kullanılan implantın ihtiyaç duyulan süre boyunca fonksiyonunu devam ettirmesi (1 yıl ve üzeri),
- d-** İmplantın yerleştirilmesi sırasında ve kullanımı süresince çevre dokulara zarar vermemesi olarak sıralanabilir [65, 81].

Mini ve Mikro-implantların başarısında hekime, hastaya ve kullanılan implanta bağlı birçok faktör rol oynamaktadır.

2.3.2.1. İmplant Form ve Boyut Özelliklerine Bağlı Başarı Faktörleri

Bir implantın kemik içinde kalan yüzeyinin boyutsal ve biçimsel özellikleri, ilişkide olduğu kemikte meydana getirdiği gerilme dağılımı ve şiddetini etkilemektedir. Oluşan gerilmelerin, kemiğin dayanabileceği fizyolojik sınırı aşması durumunda, kemik dokusunda meydana gelecek rezorbsiyonlar, uygulanan implantların başarısızlığına neden olmaktadır. Oluşan gerilmelerin fizyolojik sınırı aşmaması durumunda ise gerilme bölgelerinde kortikal kemik oluşumu meydana gelmekte, implant stabilitesi artmaktadır [83, 84].

Ankraj amaçlı implantlar, farklı bölgelerde kullanılabilmeleri için çeşitli boy ve çaplarda üretilmektedir. İmplant çapında yapılan değişiklikler, uzunluğunda yapılan değişikliklere oranla, implant ile kemik arasında oluşan gerilme düzeyini daha fazla etkilemektedir. Çapın artması, gerilme değerlerini belirgin oranda düşürmektedir. Bu nedenle, implant uygulanacak bölgenin anatomik özelliklerinin izin verdiği oranda, birincil olarak implant çapının, ikincil olarak da uzunluğunun artırılması önerilmektedir [55, 68, 83].

İmplantların kemik içinde kalan bölümünün formu da başarılarını etkilemektedir. Bu konu ile ilgili çalışmalar, konik (tapered, T-type) formda olan implantların başarı oranlarının silindirik formdaki (straight, S-type) implantlara göre daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu farklılık, vidalama esnasında konik formda olan implantların, yüzey formlarından dolayı kemiğe daha sıkı adapte olmalarından, dolayısı ile birincil stabilitelerinin silindir formlu implantlara oranla daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Özellikle konik implantların kortikal kemiğe denk gelen boyun kısımlarının kemik temas yüzdesi, silindirik formdaki implantlara oranla fazladır. Bu özellik, konik implantların osteointegrasyona gerek olmadan yüklenmelerine olanak sağlamaktadır [50, 85-87].

2.3.2.2.İmplant Pozisyonu ile İlgili Başarı Faktörleri

İmplant için yeterli kemik miktarı ve kalitesine sahip, anatomik olarak uygun implant bölgesi seçiminden sonra dikkat edilmesi gereken diğer bir unsur da implant pozisyonudur. İmplant kemiğe dik ya da oblik konumda yerleştirilebilir. Dik yerleşimin avantajı uygulama kolaylığıdır. Oblik yerleşimde ise birincil stabilite için önemli olan, kortikal kemik-implant temas miktarı artmaktadır. İmplantın kemiğe 30 derecelik bir açı ile yerleştirilmesi, dik yerleşime oranla kortikal kemik temasını hemen hemen 1,5 kat arttıracaktır. Oblik yerleşimin diğer bir avantajı da, implantların diş köklerinin arasına yerleştirildiği durumlarda kök zedelenme olasılığını azaltmasıdır [50, 51, 75].

İmplant çevresi diş eti dokusunun enfekte olması genellikle implantın kaybı ile sonuçlanmaktadır. İmplant bölgesinde yapışık diş eti dokusunun varlığı enfeksiyon riskini azaltmakta, başarıyı büyük oranda artırmaktadır. Hareketli diş eti dokusunda ise enfeksiyon riski daha fazla olmakla birlikte, bu dokunun zamanla implant başını kaplayarak, implantın kullanımını zorlaştırması diğer bir dezavantajdır. Bu nedenlerden ötürü implant pozisyonu belirlenirken implant başının, yapışık diş etinde kalmasına dikkat edilmelidir [17, 50, 65, 85].

2.3.2.3.İmplantlara Uygulanan Ortodontik Kuvvetler ile İlgili Başarı Faktörleri

Mini ve mikro-implantlara uygulanan ortodontik kuvvetlerin şiddeti, yönü ve zamanlaması, implantların başarısını etkileyen faktörlerdendir.

a-Kuvvet Uygulama Zamanlaması

Ankraj amaçlı kullanılan ortodontik implantlar, uygulandıkları kemiğe biyokimyasal ya da mekanik olarak tutunmaktadır [55].

Mekanik olarak tutunan implantlarda, tutunma kuvveti tamamen kemik ile implant arasındaki temas yüzey alanına ve implantın uygulandığı kemiğin yoğunluğuna bağlıdır. Bu tip implantlarda, yumuşak doku iyileşmesinin ardından daha fazla beklemeye gerek yoktur. Ortodontik kuvvet, yumuşak doku iyileşmesini takiben uygulanabilir [50, 55].

Kemiğe biyokimyasal olarak tutunan implantlarda ise tutumanın oluşabilmesi için, kuvvet uygulaması öncesi kemik dokusuna 3 ile 6 aylık bir süre tanınmalıdır [55, 88, 89].

Osteointegrasyon oluşumu beklenmeden implantlara kuvvet uygulanmasının, implant ile kemik dokusu arasına fibröz dokunun girmesine neden olabileceği ve bu nedenden, implantın başarısız olabileceği uzun süre savunulmuş olsa da ortodontik ankraj amaçlı implantların, osteointegrasyon olmaksızın başarıyla kullanıldığı birçok araştırma da bulunmaktadır [64, 70, 90, 91]. Gallas ve ark.nın sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları araştırma, osteointegrasyon beklenmeden kuvvet uygulanan implantlarda oluşan gerilme dağılımının, osteointegre implantlarda oluşan dağılıma göre daha homojen olduğunu göstermektedir [92].

b-Uygulanan Kuvvetin Şiddeti

Ortodontik ankraj amaçlı implantlarda başarı, uygulanan implantın çapı ve boyu ile doğru orantılıdır. Klinik çalışmalar, implant çapının boyuna oranla, başarıda daha fazla etkili olduğunu göstermektedir [55, 68, 70, 83].

Çeşitli klinik çalışmalara göre 300 gf'a kadar olan kuvvetler, tedavi boyunca mini ve mikro-implantlar tarafından rahatlıkla tolere edilmektedir. Kuroda ve ark. çalışmalarında, kemik içine sadece 5 mm girmiş mini-implantların bile 200 gf kuvvete dayanabildiğini belirtmişlerdir [50, 66, 93].

Çeşitli çalışmalarda mini-implantların 400 gf ve üzeri kuvvetlere kadar başarı ile dayanabildiği belirtilmektedir; ancak bu değerler, implant uygulanacak bölgenin ve implantın özelliklerine göre değişiklik gösterebilir [50, 64, 65, 85, 94, 95].

İmplantlara uygulanan kuvvetlerin devamlılığı da başarıyı etkileyen faktörlerdendir. Uygulanan kuvvetlerin sürekli olması ve şiddetinin mümkün olduğunca değişmemesi başarı oranını arttırmaktadır. Bu nedenle başlangıçta yüksek şiddette kuvvet uygulayan ve zamanla kuvveti düşen elastik zincirler yerine, hafif ve devamlı kuvvet uygulayan nikel-titanyum yayların kullanımı tercih edilmelidir [50, 55, 85].

c-Uygulanan Kuvvetin Yönü

İmplantlara farklı açılardan uygulanan kuvvetlerin, implant ve ilgili kemikte meydana getirdiği gerilme dağılımı da farklı olmaktadır. Yapılan çalışmalar implantlara uygulanan kuvvetlerin (dikey kuvvetler hariç), en yüksek gerilmeleri implantın boyun bölgesini çevreleyen kemikte meydana getirdiğini göstermektedir. Bu gerilmelerin kemiğin tolere edebileceği sınırları aşması, kemik rezorbsiyonunu başlatacak böylece implant stabilitesini olumsuz etkileyecektir [83, 92, 96-98].

İmplantın vidalandığı yönün tersi yönde tork oluşturacak kuvvetler, implantın kemikten çıkacak yönde hareketine neden olabilmektedir. Bu nedenle implantlara uygulanan kuvvetlerin, vidalama yönünde olması tercih edilmelidir [65].

2.4.Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik ve uygulamalı bilimlerdeki birçok alan problemini yüksek doğrulukta çözebilen sayısal bir yöntemdir. Alan problemleri, gerilme, gerinme, yer değiştirme, sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı, diferansiyel ya da integral denklemler ile tanımlanabilen problemlerdir. Her iki tanımla da sonlu elemanların formülasyonu yapılarak problemler çözülebilmektedir [99].

Sonlu elemanlar analizi asıl olarak uçaklara ait karmaşık yapılardaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olsa da, sonraları ısı tansferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde, sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı çalışmalar 1970'lerde belirmeye başlamıştır. 1973'de Thresher ve Saito, sonlu elemanlar analizini kullanarak dişlerdeki gerilmeleri incelemişlerdir [100]. Bu tarihlerden itibaren sonlu elemanlar analizi, diş, periodontal membran, implantlar gibi pek çok yapıda meydana gelen gerilmelerin incelenmesi için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır [101].

Yapıların fiziksel özelliklerini de içeren modellerin oluşturulabilmesi ve bu modellere uygulanan kuvvetlerin, meydana getirdiği gerilme (stress), gerinme (strain) ve yer değiştirmelerin hesaplanabilmesi, sonlu elemanlar analiz yönteminin, fizik ve mühendislik bilimleri kadar tıbbi bilimlerde de kullanımını sağlamıştır.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin avantajları:

- Isı transferi, manyetik alan, gerilme analiz gibi birçok alanda kullanılabilmesi,
- Karmaşık geometriye sahip yapılar için kullanılabilmesi,
- Oluşturulan modelin, objenin fiziksel özelliklerini yansıtabilmesi,
- Geometri ve malzemenin yapısındaki bozuklukların ve değişken özelliklerin (zamana bağlı) modele yansıtılabilmesi,
- Çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
- Çeşitli katmanlardan oluşan objelerin, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenilebilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmesi,

- Gerilme, gerinme ve yer deşiştirmelerin duyarlı bir şekilde hesaplanabilmesi,
- Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişiklerin yapılıp, analizin pek çok kez tekrarlanabilmesi,
- Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması olarak sıralanabilir [99, 102].

Tüm bu avantajlarına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır. Oluşturulan modeller çözüme olanak sağlayacak sadelikte olmalı, gereksiz ayrıntılar içermemeli, fakat gerçek yapıyı tanımlayabilmelidir.

2.4.1.Terminoloji

Sonlu elemanlar analizinin çalışma sisteminin anlaşılabilmesi ve analiz sonunda elde edilen sonuçların yorumlanabilmesi için, belirli terimlerin bilinmesi gerekmektedir. Bu bölümde, çalışmamızın daha kolay anlaşılabilmesi için gerekli terimlerin kısaca açıklamalarına yer verilmiştir.

2.4.1.1.Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir.

Kuvvet: **F**, İvme: **a**, Kütle: **M** olmak üzere,

$\mathbf{F} = \mathbf{M} \times \mathbf{a}$ olarak formüle edilebilir.

Kuvvet birimi Newton ise $\mathbf{N} = \mathbf{kg} \cdot \mathbf{m/s^2}$ olarak formüle edilmektedir.

Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir [3, 103].

2.4.1.2.Gerilme (Stress)

Gerilme, belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan, birim alandaki tepki olarak tanımlanmaktadır.

$$\text{Gerilme} = \text{Cisimde Dağılan Kuvvet} / \text{Alan}$$

Kuvvet uygulanması ile cisimde temel olarak, uzama, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç tip gerilme oluşabilir [2, 3].

2.4.1.3.Gerinme (Strain)

Gerinme, cisime uygulanan belirli bir kuvvet sonucu oluşan gerilmenin, cisimde oluşturduğu şekil değişikliği olarak tanımlanmaktadır. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür [99, 102].

2.4.1.4.Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılan, enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Renk skalası ile gösterilebilir [92, 104, 105]

2.4.1.5.Poisson Oranı

Cisimler, çekme ya da sıkışma kuvvetleri altında, sahip oldukları elastik sınır içinde, bir yönde uzama gösterirken diğer yönlerde incelmeye göstermektedirler. Poisson oranı, bu uzama ve incelmeye arasındaki ilişkiyi göstermektedir [102].

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Boyut Değişimi} / \text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}$$

2.4.1.6.Elastik Sınır

Cismin belirli bir kuvvet karşısında plastik şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği son elastik şekil değiştirme sınırıdır. Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük – esneme limiti olarak da tanımlanabilir. [103].

2.4.1.7.Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Cismin elastik sınıra kadar olan,

Gerilme / Gerinme (Stress / Strain) oranıdır [3].

2.4.1.8.Elastik Şekil Değiştirme

Elastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktıktan sonra, tekrar başlangıç durumuna dönebilen şekil değiştirme olarak tanımlanabilir [10].

2.4.1.9.Plastik Şekil Değiştirme

Plastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktıktan sonra, tekrar başlangıç durumuna dönemeyen şekil değiştirme olarak tanımlanabilir [10].

2.4.1.10.İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir [99, 102].

2.4.1.11.Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içersinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir [99, 102].

2.4.2.Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi

Sonlu elemanlar analizi temel olarak hesaplanması zor olan karmaşık ve sınırları belirli olmayan problemin, bölümlere ayrılarak hesaplanması kolay hale getirilmesinin ardından çözümlenmesi prensibine dayanmaktadır [99, 102].

Sonlu elemanlar analizini oluşturan aşamalar,

- Problemin özelliklerinin öğrenilmesi (problem hakkında bilgi edinme)
- Problemin modellenmesi
- Modelin sonlu sayıda elemana bölünmesi ve çözümün formülasyonu
- Cebirsel denklemlerin elde edilmesi
- Denklemlerin çözülmesi
- Sonuçların yorumlanması olarak sıralanabilir [99, 102].

Bir problemin çözülebilmesi için ilk adım, problemin tanınmasıdır. Böylelikle çözüm için en uygun yöntem belirlenebilir. Bu aşamanın yetersiz kalması halinde problemi temsil edecek modelin gerçeğe uygun şekilde tasarlanması mümkün değildir [99, 102].

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Oluşturulan modelin gerçeğe yakınlığı, sonuçların doğruluğunu belirleyen en önemli etkenlerdendir [99, 102].

Biyomekanik uygulamalarında, bilgisayar ortamında üç boyutlu model, genel olarak:

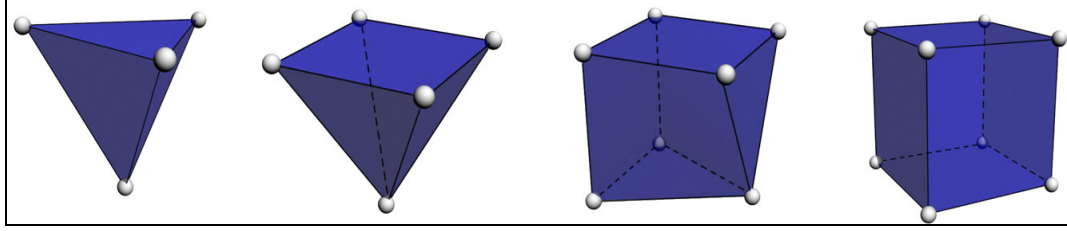
- a- MR ve BT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması,
- b- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması,
- c- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak, cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleri ile oluşturulabilir [97, 106-109].

Dokuların modellenmesinde en çok, hasta anatomisinin üç boyutlu incelenmesini sağlayan bilgisayarlı tomografi (BT) ve magnetik rezonans görüntüleme (MRI) sistemlerinden faydalanılmaktadır. Bu görüntüleme sistemleri ile elde edilen yumuşak ve sert dokuların görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile geometrik model elde edilmektedir.

İmplant, protez, alçı modeller gibi cisimler ya teknik çizimlerinden faydalanılıp, bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları kullanılarak ya da yüzey tarayıcıları yardımı ile oluşturulabilir [98, 106-109].

Geometrik modelin oluşturulmasından sonra, cismin fiziksel özellikleri tanımlanır. Bu işlem cisme özgül, elastikiyet modülü, poisson oranı gibi fiziksel özelliklerin analiz programına aktarılması ile yapılmaktadır [99].

Süreklilik gösteren problemler sonsuz sayıda bilinmeyen içerir. Problemin parçalara ayrılması ile belirli sayıda bilinmeyen elde edilmiş olur. Bu işlem, oluşturulmuş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi (Mesh etme) ile gerçekleştirilmektedir. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır [99]. Şekil 2.1’de farklı geometrilere sahip, üç boyutlu elemanlara örnekler görülmektedir.



Şekil 2-1: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri

Modeli oluşturan elemanlar, çoğunlukla birbirleri ile birleşim yerlerinde olmak üzere, geometri ve serbestliklerinin tanımlandığı, belirli sayıda düğüm noktaları (node) içermektedir [99, 102].

Ağ yapıya sahip modelin, sınır bölgelerindeki belirleyici koşulları da (destek noktalar, kuvvet uygulama noktaları...vb.) içerecek şekilde, düğüm noktalarında tanımlanması ile matematiksel model analize hazır hale gelmektedir [99].

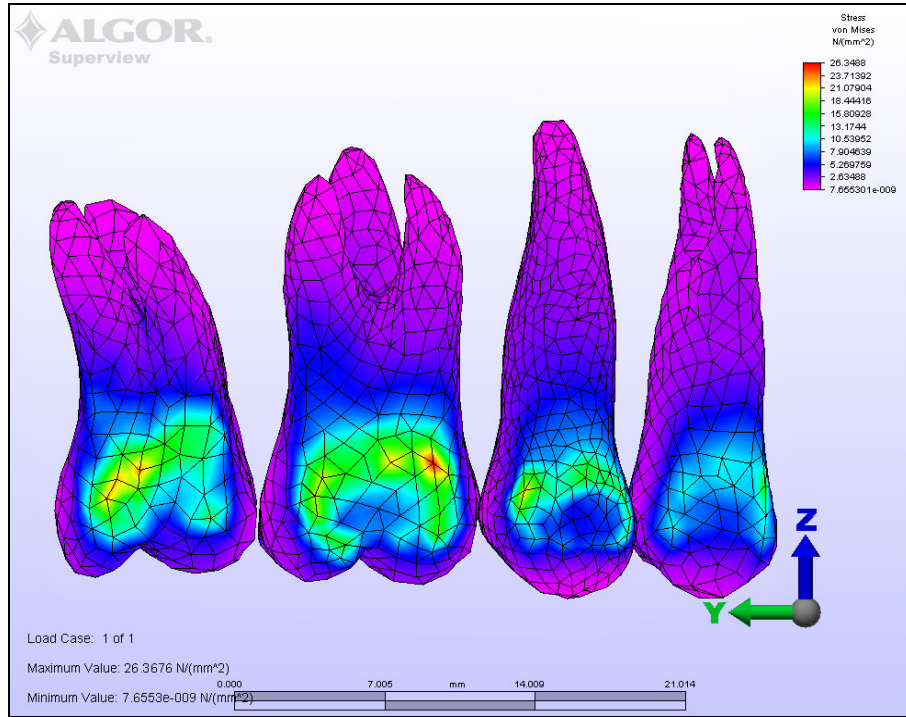
Analiz aşamasında, oluşturulmuş olan modele istenilen düğüm noktalarından kuvvet uygulanması sonucu, ağ yapıyı tanımlayan diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler matrisler yardımı ile hesaplanmaktadır. Bu sayede eleman formülasyonlarının çözümlenmesi ile elemanlarda ve dolayısı ile de tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinme değerleri belirlenmektedir [99, 102].

Hesaplanan veriler,

- Yer değiştirme görüntüleri (abartılı olarak),
- Animasyonlar,
- Gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir [99].

Günümüzde sonlu elemanlar analizi için oluşturulan modellerde, bilgisayarların yüksek hesaplama gücü sayesinde on binlerce düğüm noktası kullanılmaktadır. Bu da her bir model için, düğüm noktası sayısı ile doğru orantılı olarak binlerce gerilme,

gerinme ve yer değiştirme değerinin elde edilmesi demektir. Bu yüzden, elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilir hale gelmesi için, görselleştirme işlemi vazgeçilmez bir özelliktir. Bu işlem ile elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir (şekil 2.2).



şekil 2-2: Elde edilen analiz değerlerinin renk kodları ile görselleştirilmesi

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda üst çene birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin blok halde intrüzyonu için tasarlanmış, mikro-implantlardan ankraj alan dört mekaniğin, dişlerde meydana getirdiği gerilme ve yer değiştirme değerleri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

Mekaniklerin planlanması aşamasında, bu konu ile ilgili literatürler de gözönüne alınarak, mekaniklerin klinik uygulamalara uygun olmalarına özen gösterilmiştir. Modellerin planlanması İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında gerçekleştirilmiş olup, modellerin oluşturulmaları ve analizlerinin yapılmasında özel bir tasarım şirketinden yardım alınmıştır.

Çalışmada incelenen tüm modellerde, üst birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişleri braketler ve segmental ark telleri ile blok hale getirilmiş olup, her bir diş bloğuna toplam 300 gf kuvvet uygulanmıştır. İntrüzyon mekaniklerinin etkilerindeki farklılıkların görülebilmesi için her bir modeldeki anatomik yapılar (kemik dokusu, dişler, dişlerin konumları) birbirinin aynısı olacak şekilde oluşturulmuştur.

3.1.Geometrik Modellerin Oluşturulması

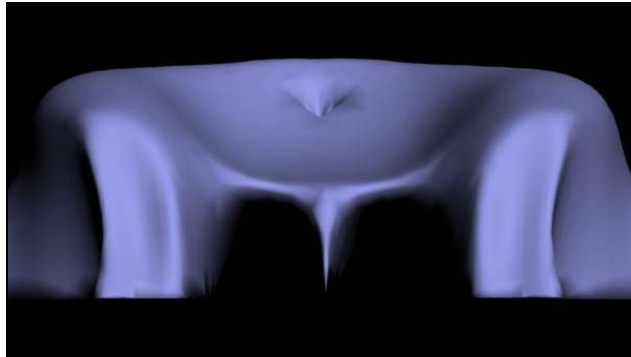
Çalışmamıza ilk olarak analizi yapılacak olan modellerin, fiziksel özellikleri verilmeksizin geometrik olarak oluşturulmaları ile başlanmıştır. Geometrik modellerin oluşturulmalarında çeşitli literatürlerden elde edilen verilerden, bilgisayarlı tomografi ile alınmış sayısal görüntülerden ve lazer yüzey tarayıcısı ile elde edilmiş tarama bilgilerinden yararlanılmış olup, 3D-Doctor V 4.0 (Able Software Corp.) ve 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımları kullanılmıştır.

3.1.1.Modellerde Kullanılan Ortak Yapıların Oluşturulması

3.1.1.1.Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi

Üst çene kemiği modelinin oluşturulmasında, General Electric marka multi-slice tomografi cihazı ile 140 kVp (kilovolt tepe) ve 0,625 mm kesit kalınlığında elde edilmiş olan, üst çene kemiğine ait DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) görüntülerinden faydalanılmıştır. Elde edilen sayısal görüntülerin yeniden yapılandırılması için 3D-Doctor V 4.0 (Able Software Corp.) yazılımı kullanılmıştır. 3D-Doctor, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Çalışmada, bilgisayarlı tomografi ile elde edilen üst çeneye ait kesitler, 3D-Doctor yazılımında yeniden yapılandırılarak üç boyutlu üst çene modeli elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen üç boyutlu yapı, 3D-Doctor yazılımındaki ağ örgüsü sadeleştirme (mesh refinement) araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır.

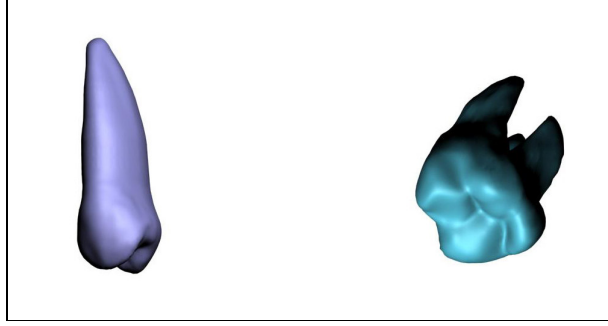


Şekil 3-1: Üst çene kemiğinin geometrik modelinin görüntüsü

3.1.1.2. Dişlerin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan, üst çeneye ait birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin modellenmesi için Wheeler'ın "Textbook of Dental Anatomy and Physiology" isimli diş anatomisi atlasından yararlanılmıştır [110].

Dişlerin modellenmesi, 3ds Max (Autodesk, Inc.) isimli üç boyutlu modelleme yazılımında manuel olarak yapılmıştır. Yazılımın ölçekli modellemeye olanak vermesi sayesinde dişler, belirtilen boyutlara sadık kalınarak modellenmiştir (Şekil 3-2). Modelleme esnasında dişlerin, mine, dentin, pulpa ve sement katmanları oluşturulmamıştır.



Şekil 3-2: Birinci küçük azı (solda) ve birinci büyük azı (sağda) dişlerine ait modellerin görüntüsü

3.1.1.3. Braketlerin, Tüplerin ve Halkaların Modellenmesi

Çalışmada kullanılan dişlere ait vestibüler ve palatinal braketler ile tüpler, lazer yüzey tarayıcısı ve 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı kullanılarak modellenmiştir.

Ormco firmasından elde edilen vestibüler ve lingual braketler ile birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerine ait halkalar, ilk olarak NextEngine (NextEngine, Inc.) marka lazer tarayıcı ile taranmıştır. Elde edilen tarama bilgisinin 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımına aktarılması ile oluşan görüntüler üzerinde manuel düzeltmeler yapılarak, bu yapılara ait modeller oluşturulmuştur.

3.1.1.4.Mikro-implantların Modellenmesi

Mikro-implantlar, Dentos Inc. (Venture Company) firmasına ait teknik çizimlerinden faydalanılarak, 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı ile manuel olarak oluşturulmuştur.

Çalışmada, vestibüler ve palatinal alveoler bölgeler için birbirinden farklı özelliklerde mikro-implantlar modellenmiştir. Modelleme aşamasında implantların özellikleri belirlenirken, kullanılacak mekanikler, uygulanacak kuvvetler ve uygulama bölgeleri göz önünde bulundurulmuştur [19, 21, 50, 65, 68-70, 75, 81, 82, 96].

a- Vestibüler alveoler bölge için modellenen implantlar

- **1312 - 08:** Kemik içerisinde kalan kısmı konik (Tapered Type) formdadır. Kemik içerisinde kalan kısım uzunluğu 8 mm, kalınlığı 1,3 - 1,2 mm dir.
- **1514 - 08:** Kemik içerisinde kalan kısmı konik (Tapered Type) formdadır. Kemik içerisinde kalan kısım uzunluğu 8 mm, kalınlığı 1,4 - 1,5 mm dir.

b- Palatinal alveoler bölge için modellenen implantlar

- **1312 - 10:** Kemik içerisinde kalan kısmı konik (Tapered Type) formdadır. Kemik içerisinde kalan kısım uzunluğu 10 mm, kalınlığı 1,3 - 1,2 mm dir.
- **1514 - 10:** Kemik içerisinde kalan kısmı konik (Tapered Type) formdadır. Kemik içerisinde kalan kısım uzunluğu 10 mm, kalınlığı 1,4 - 1,5 mm dir.

3.1.2. Analizi Yapılacak Modellerin Oluşturulması

Çalışmada, anatomik yapıları aynı, intrüzyon mekanikleri farklı, dört üst çene modeli oluşturulmuştur.

Birinci aşamada, oluşturulmuş olan üst çene kemiği modeli, spongioz ve kortikal kemik katmanlarına ayrılmıştır. Bu işlem için ilk olarak, üst çene modelinde kortikal kemik kalınlıkları kadar pay bırakılıp spongioz kemik sınırları belirlenmiştir. Daha sonra spongioz kemiğin normalleri ters çevrilerek kortikal kemik elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan üst çene kemiği modeli, burun tabanında 1 mm, palatinal bölgede 2 mm kalınlıkta kortikal kemik içermekte olup, vestibüler alveoler bölgede kortikal kemik kalınlığı, kret tepesinden burun tabanına doğru, 2 mm'den 1 mm'ye düşmektedir [69, 75, 97, 98].

İkinci aşamada, birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin her birinin lokal ekseni, Roth tarafından belirlenmiş angulasyon, tork ve rotasyon değerlerine (Roth Prescription) getirilmiştir (Tablo 3-1) [111].

Dişlerin lokal eksenlerinin Roth değerlerine getirilmesinin ardından, dişlerin üst çene modeline aktarılmalari işlemine geçilmiştir. Bu işleme ilk olarak, Ormco firmasından elde edilmiş $0,018 \times 0,025$ inç boyutlarında “Ormco Tru - Arch, Upper - Medium” paslanmaz çelik ark telinin, NextEngine (NextEngine, Inc.) marka lazer tarayıcı ile taranarak, tarama bilgisinin 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımına aktarılması ile başlanmıştır. Böylece bilgisayar ortamına aktarılmış olan “Ormco tru-arc” ark formu referans alınarak, lokal eksenleri önceden Roth değerlerine getirilmiş dişler, yarım üst çene modeline aktarılmıştır. Bu işlemin ardından, dişlerin kök yüzeylerine yine 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı ile 0,25 mm'lik offset (offset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi işlemidir) verilmesi ile periodontal membran oluşturulmuş ve yarım üst çene modeli tamamlanmıştır.

Tablo 3-1: Angulasyon, tork ve rotasyon değerleri - Roth [111]'den

	Angulasyon	Tork	Rotasyon
Üst 1. Küçük Azı	0°	- 7°	2°
Üst 2. Küçük Azı	0°	- 7°	2°
Üst 1. Büyük Azı	0°	- 14°	14°
Üst 2. Büyük Azı	0°	- 14°	14°

Oluşturulmuş olan dişli üst çene modeli, analize sokulacak olan modellerin tümünde ortak olarak kullanılmıştır.

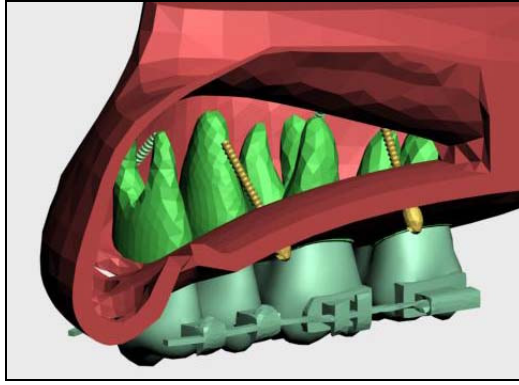
3.1.2.1.Birinci Modelin Oluşturulması

İlk modelde, dişler, vestibüler ve palatinal taraflarından, braket ve ark telleri yardımı ile blok hale getirilmiştir. İntrüzyon kuvvetlerinin birinci küçük azı ile ikinci küçük azı ve birinci büyük azı ile ikinci büyük azı dişlerinin braketleri arasında kalan, vestibüler ve palatinal taraftaki ark tellerinin ortasından uygulanması planlandığından, mikro-implantlar bu dişlerin kökleri arasına gelecek şekilde vestibüler ve palatinal alveol kretine yerleştirilmiştir (Şekil 3.4, 3.5, 3.6). Birinci model, çene kavsinin tek tarafında vestibülde iki, palatinalde iki olmak üzere toplam dört adet mikro-implant içermektedir. Vestibül tarafta, 1312 - 08, palatinal tarafta ise 1312 - 10 mikro-implant modelleri kullanılmıştır.

Birinci modelin oluşturulmasına önceden üst çene modeline yerleştirilmiş olan dişlerin vestibül ve palatinal taraflarına, modellenmiş olan braketlerin yerleştirilmesi ile başlanmıştır. Braketlerin yerleştirilmesinde, braket kaidelerinin orta noktaları ile diş kuronlarının, fasiyal ve palatinal yüzeylerinin orta noktalarının çakışmasına dikkat edilmiştir. Bu işlemin ardından, braket slotları, 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı ile braketlerde gerekli değişiklikler yapılarak yatay düzleme paralel hale getirilmiştir. Daha sonra 0,018 × 0,025 inç boyutlarında, braketlerden pasif olarak geçecek forma sahip ark

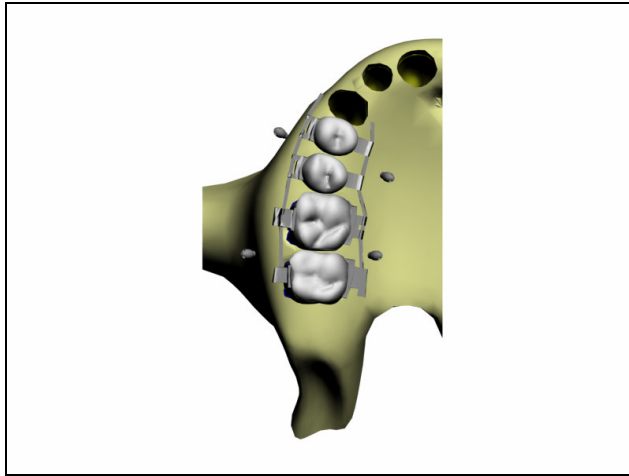
telleri, ayrı ayrı modellenerek vestibüler ve palatinal braketlere uygulanmıştır. Son olarak, mikro-implant modelleri yerleştirilerek birinci model tamamlanmıştır.

Mikro-implantlar, diğer tüm modellerde olduğu gibi bu modelde de, ark teli ile implant başı arasındaki mesafe 9 mm olacak ve implantın lokal ekseni dikey eksenle 40 derece açı yapacak şekilde konumlandırılmıştır (Şekil 3.3).

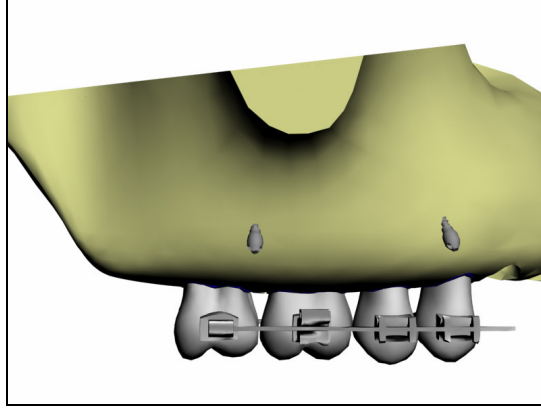


Şekil 3-3: Birinci modeldeki implantların açı ve konumları

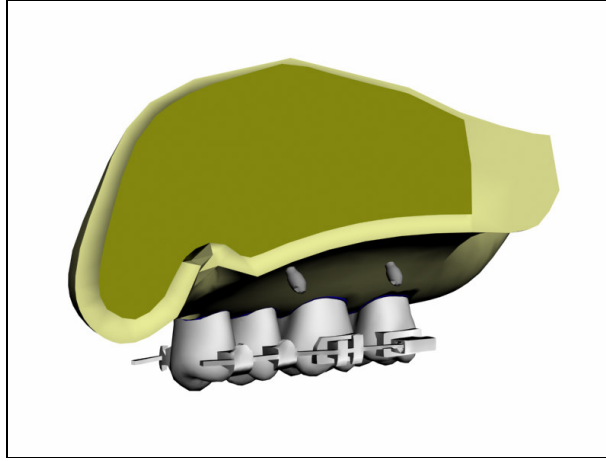
Bu modelde, kullanılan intrüzyon mekanizmasının tek taraflı olması ve çene kavsinin diğer tarafını etkileyecek bir uzantısının bulunmamasından dolayı, yarım üst çene modeli oluşturulmuştur.



Şekil 3-4: Birinci modelin okluzal görüntüsü



Şekil 3-5: Birinci modelin vestibüler görüntüsü

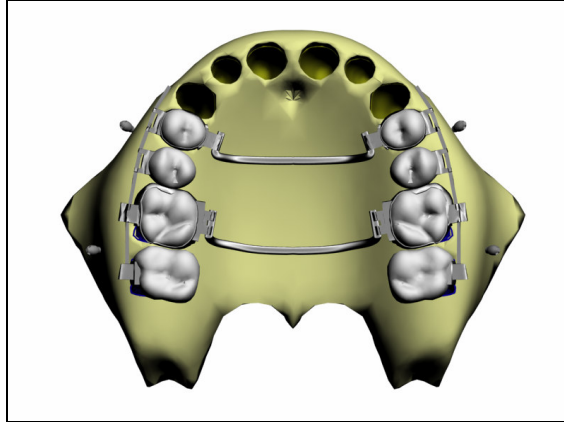


Şekil 3-6: Birinci modelin palatinal görüntüsü

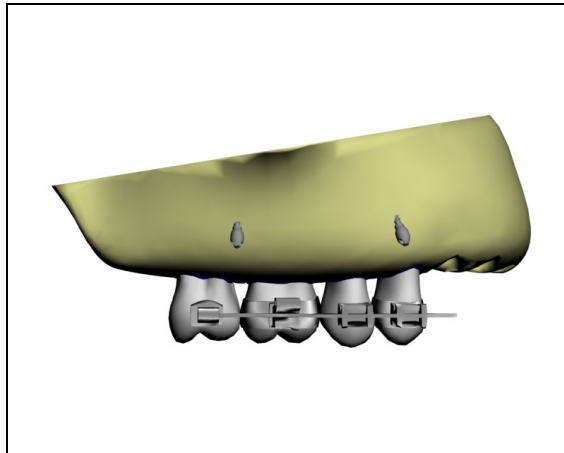
3.1.2.2.İkinci Modelin Oluşturulması

İkinci modelde dişler, çene kavsinin her iki tarafında da sadece vestibül taraflarından, braket ve segmental ark telleri yardımı ile blok hale getirilmiştir. Model palatinal tarafta mikro-implant içermemekte olup, mikro-implantlar, vestibüler alveoler kemikte, birinci küçük azı ile ikinci küçük azı ve birinci büyük azı ile ikinci büyük azı dişlerinin kökleri arasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Bu modelde, uygulanacak intrüziv kuvvetlerin oluşturacakları momentlerin dengelenebilmesi için birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerini palatinalden birleştirecek, birbirinden bağımsız iki transpalatinal ark oluşturulmuştur (Şekil 3.7, 3.8, 3.9).

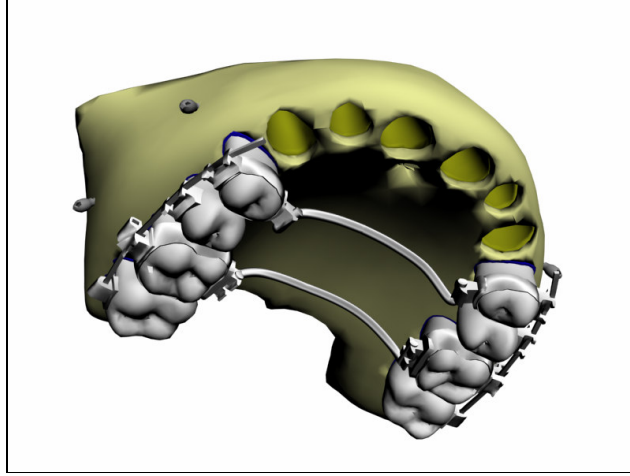
İkinci modelin oluşturulmasında, birinci modelden faydalanılmıştır. İlk olarak birinci modelden, her iki modelde de ortak olan vestibül taraftaki, ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı dişlerine ait braketler, tüpler ve ark telleri ile yine vestibül taraftaki implantlar dışındaki yapıların çıkartılması ile başlanmıştır. Elde edilen modelin, 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımındaki ayna görüntüsü fonksiyonu ile simetriği alınmış ve tek taraflı model kendi ayna görüntüsü ile birleştirilerek tam çene modeli elde edilmiştir. Bu aşamadan sonra çene kavsinin her iki tarafındaki birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerine, modellenmiş halkalar uygulanmıştır. Ardından, 1,4 mm çapında iki transpalatinal ark oluşturulmuş ve bu arklar dokuların 5 mm uzağından geçecek şekilde halkalara uygulanarak model tamamlanmıştır (Şekil 3.7, 3.8, 3.9).



Şekil 3-7: İkinci modelin okluzal görüntüsü



Şekil 3-8: İkinci modelin vestibüler görüntüsü



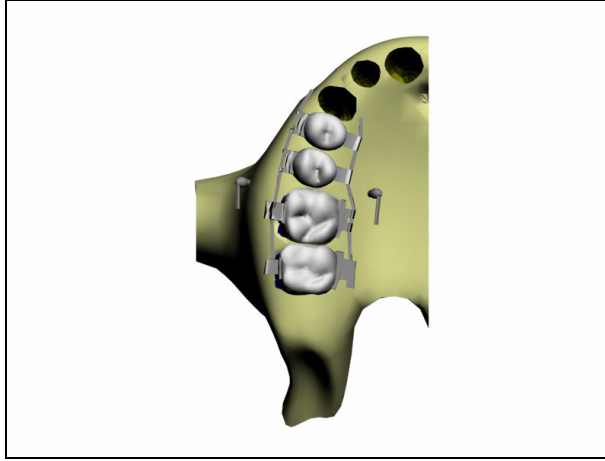
Şekil 3-9: İkinci modelin diagonal görüntüsü

3.1.2.3.Üçüncü Modelin Oluşturulması

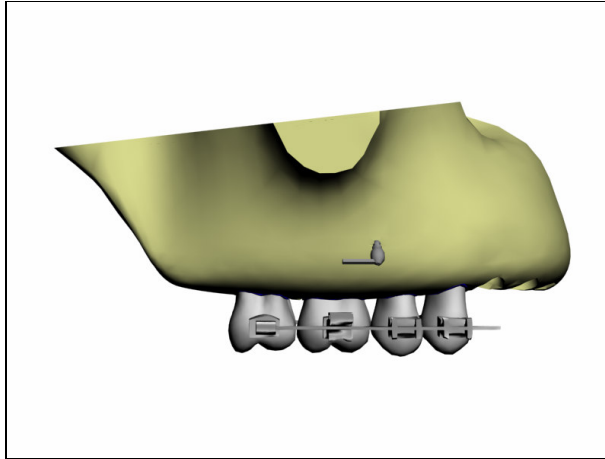
Üçüncü modelde dişler, vestibül ve palatinal taraflarından, braket ve ark telleri yardımı ile blok hale getirilmiştir (Şekil 3.10). Bu modelde intrüziv kuvvetlerin, birinci büyük azı dişinin vestibüler ve palatinalindeki braketlerden uygulanması planlanmıştır. Mikro-implantlar, vestibül ve palatinal alveol kemiğine, ikinci küçük azı ile birinci büyük azı dişlerinin kökleri arasında gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Kuvvetlerin braketlere dik uygulanabilmesi için implant başından birinci büyük azı dişinin braket hizasına uzanan, $0,018 \times 0,025$ boyutlarında yardımcı bir tel oluşturulmuştur (Şekil 3.11, 3.12)

Üçüncü modelin oluşturulmasında, birinci modelden faydalanılmıştır. Birinci modelden mikro-implantların çıkarılmasının ardından, 1514 - 08 ve 1514 - 10 mikro-implant modelleri, sırasıyla vestibül ve palatinal alveoler bölgeye, ikinci küçük azı ile birinci büyük azı dişlerinin kökleri arasında gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Bu işlemden sonra, yardımcı ark telinin modellenip implant başlarına uygulanması ile üçüncü model tamamlanmıştır.

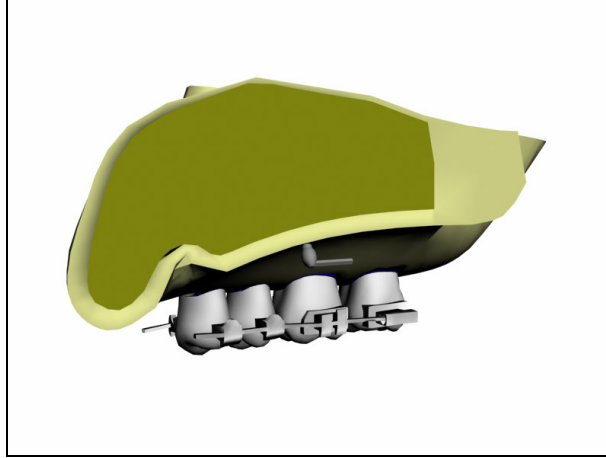
Üçüncü modelde, kullanılan intrüzyon mekaniğinin birinci modelde olduğu gibi tek taraflı olması ve çene kavsinin diğer tarafını etkileyecek bir uzantısının bulunmamasından dolayı, yarım üst çene modeli oluşturulmuştur.



Şekil 3-10: Üçüncü modelin okluzal görüntüsü



Şekil 3-11: Üçüncü modelin vestibüler görüntüsü

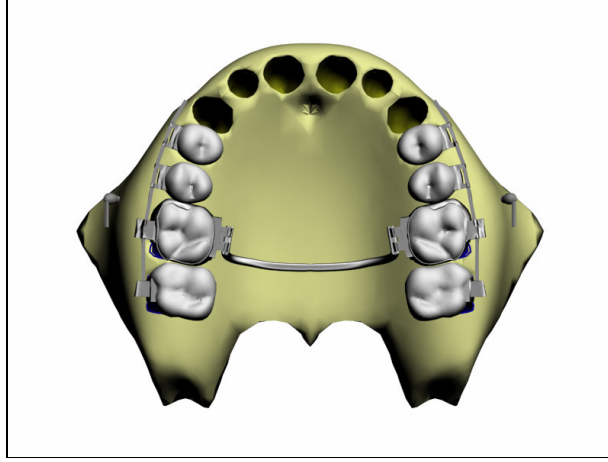


Şekil 3-12: Üçüncü modelin palatinal görüntüsü

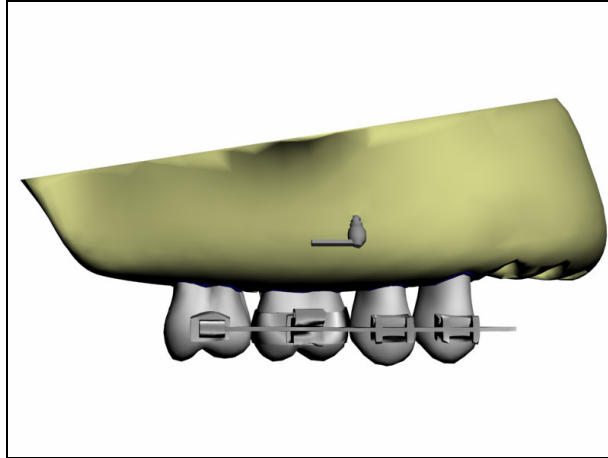
3.1.2.4.Dördüncü Modelin Oluşturulması

Dördüncü modelde dişler, çene kavsinin vestibül tarafındaki, braket ve segmental ark telleri yardımı ile blok hale getirilmiştir (Şekil 3.13). Model, palatinal tarafta mikro-implant içermemektedir. Mikro-implantlar her iki tarafta da birer tane olmak üzere, vestibüler alveoler kemikte, ikinci küçük azı dişleri ile birinci büyük azı dişlerinin kökleri arasında gelecek şekilde konumlandırılmıştır (Şekil 3.14). İntrüziv kuvvetlerin birinci büyük azı dişlerinin vestibüler braketine dik doğrultuda uygulanabilmesi için, implantların baş kısmından başlayıp bu bölgeye uzanan, $0,018 \times 0,025$ inç boyutlarında yardımcı teller modellenmiştir (Şekil 3.14). Modelde, uygulanacak intrüziv kuvvetlerin oluşturacağı momentlerin dengelenebilmesi için, birinci büyük azı dişlerini birleştiren tek transpalatinal ark oluşturulmuştur (Şekil 3.13).

Dördüncü modelin oluşturulmasında, ikinci modelden faydalanılmıştır. İşleme ikinci modelden, birinci küçük azı dişlerindeki halkaların, bu dişler arasındaki transpalatinal arkın ve tüm mikro-implantların çıkartılması ile başlanmıştır. Daha sonra 1514 - 08 mikro-implant modelleri, sağ ve sol vestibüler alveoler bölgede, ikinci küçük azı dişleri ile birinci büyük azı dişlerinin kökleri arasında gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Bu işlemin ardından, yardımcı ark telleri modellenip implantlara uygulanarak dördüncü model tamamlanmıştır.



Şekil 3-13: Dördüncü modelin okluzal görüntüsü



Şekil 3-14: Dördüncü modelin vestibüler görüntüsü

3.2.Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra, analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, Algor (ALGOR, Inc. USA) yazılımına aktarılmıştır.

Aktarılan verilerin, Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilip tekrar yapılandırılmalarının ardından, modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan malzeme (elastik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3-2).

Çalışmamızda, oluşturan modellerin tümünün, homojen ve izotropik yapıda olduğu kabul edilmiştir.

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan malzeme değerleri

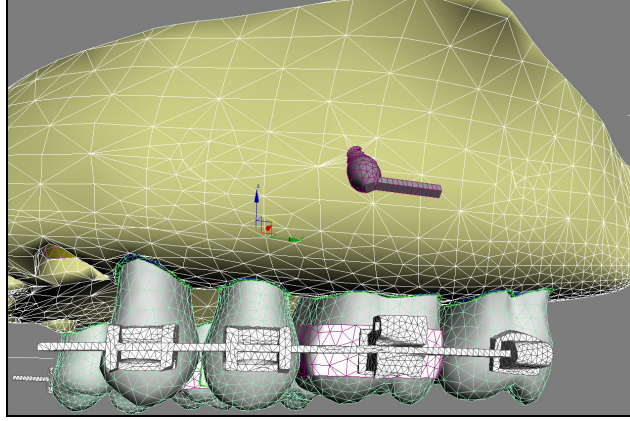
	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Spongios Kemik	1.370	0,3	Vasquez[26]
Kortikal Kemik	13.700	0,26	Vasquez[26]
Periodontal Ligaman	0,6668	0,49	Tanne[101]
Diş	19.613,3	0,15	Tanne[101]
Braket ve Teller (Paslanmaz Çelik)	200.000	0,29	Algor *
Mikro-implantlar (Titanyum)	114.000	0,33	Algor *

* Algor yazılımında bulunan malzeme özellikleri kullanılmıştır.

Bu işlemlerin ardından, modellerin yüzeysel ve hacimsel elemanlara ayrılması (mesh üretme, ağ örme) işlemine geçilmiştir.

Sonlu eleman analizinde güç aktarımı, düğüm noktaları (node) aracılığıyla yapılmaktadır. Analizde kullanılan eleman sayısı dolayısı ile düğüm nokta (node) sayısı arttıkça, elde edilen sonuçların hassasiyeti de artmaktadır. Ancak düğüm nokta sayısının belirli bir değerin üzerinde olması, sonuçların hassasiyeti üzerinde belirgin bir fark yaratmazken, problemin çözümü için gerekli süreyi oldukça arttırabilir ya da çözümü, mevcut bilgisayar teknolojisi için imkansız hale getirebilir. Bu nedenle çalışmamızda,

gerilme değerlerinin inceleneceği bölgelerdeki eleman sayısını ve düğüm sayısını arttırmak için bu bölgelerde 1.1mm boyutlarında , diğer bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için daha büyük boyutlarda elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.15). Tablo 3.3’de her bir modelde kullanılmış olan eleman ve düğüm sayıları verilmiştir.



Şekil 3-15: Kullanılan elemanların, boyutlarına göre dağılımı

Tablo 3-3: Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1. Model	94.630	28.342
2. Model	203.156	62.100
3. Model	89.340	24.666
4. Model	198.600	59.374

Çalışmamızda çoğunlukla sekiz düğümlü hexahedron (altı yüzlü) elemanlar kullanılmıştır. Kullanılan elemanların çoğunluğunu hexahedronlar oluştursa da, gerekli yerlerde, dört düğümlü tetrahedral (dört yüzlü), beş düğümlü piramit (dört yüzlü) ve altı düğümlü wedge (beş yüzlü) elemanlara yer verilmiştir.

Modellerin elemanlara ayrılmasının ardından, oluşturulan düğüm noktalarında sınır koşulların tanımlanması (destek noktalar, kuvvet uygulama noktaları...vb.) işlemine geçilmiştir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, burun tabanı boyunca yer alan düğümlere sıfır serbestlik derecesi verilerek (modelin burun tabanı boyunca sabitlenmesi), bu bölgedeki düğüm noktalarının hareket kabiliyetleri ortadan kaldırılmıştır. Model genelindeki diğer düğüm noktalarının hareketine ise, bir sınırlama getirilmemiştir. Bu düğüm noktaları, X, Y ve Z eksenlerinde translasyona izin veren, üç derece serbestliğe sahiptir.

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde kemik ile implant yüzeylerinin %100 temas halinde olduğu varsayılmıştır. Braket - diş, braket - arkteli ve braket - transpalatinal ark ilişkisi ise yapışık olarak tanımlanmıştır.

3.3.Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması

Modellerin sonlu elemanlar analizi Algor (ALGOR, Inc. USA) yazılımında yapılmıştır.

Tüm modellerde, birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinden oluşan diş segmentine, toplam 300 gf kuvvet uygulanmıştır.

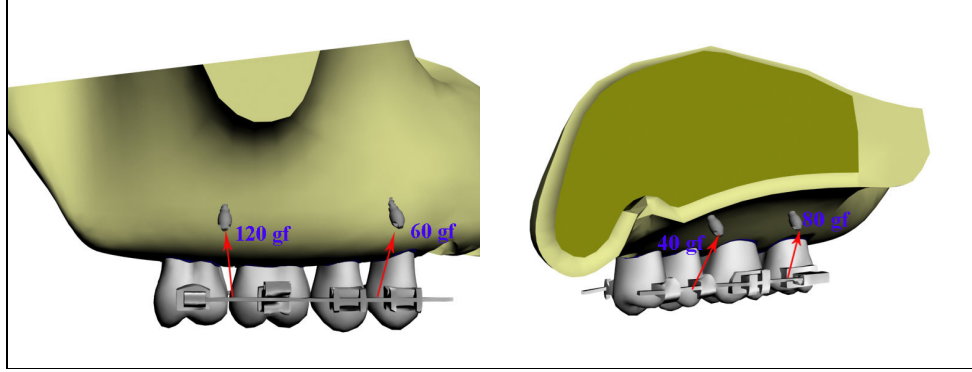
Her bir modelde uygulanacak kuvvet düzeninin belirlenmesi için, segmenti oluşturan dişlerin kök yüzey alanlarından faydalanılmıştır. Bu işlem için, modellenen her dişin kök yüzey alanı, 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı kullanılarak belirlenmiştir.

Modellenen dişlerin kök morfoloji ve yüzey alanlarının dolayısı ile ankraj değerlerinin farklılığından, küçük azı dişleri bölgesi ile büyük azı dişleri bölgesi ve palatinal taraf ile vestibüler tarafa uygulanacak kuvvetlerin belirlenebilmesi için, bu bölgelerdeki diş köklerinin yüzey alanları arasındaki oranlardan faydalanılmıştır. Çalışmamızda, birinci ve ikinci büyük azı dişinin toplam kök yüzey alanının, küçük azı

dişlerinin toplam kök yüzey alanına oranı, 1,936 olarak hesaplanmış olup bu değer 2 kabul edilmiştir. Diş segmentinin vestibüler tarafında kalan toplam kök yüzey alanının, palatinal tarafta kalan toplam kök yüzey alanına oranı ise, çalışmamızda 1,36 olarak hesaplanmış olup bu değer 1,5 kabul edilmiştir. Modellerin her birinde, implant başına uygulanan kuvvet değerleri hesaplanırken, belirlenmiş olan bu oranlar esas alınmıştır.

Birinci modelde (Şekil 3.16),

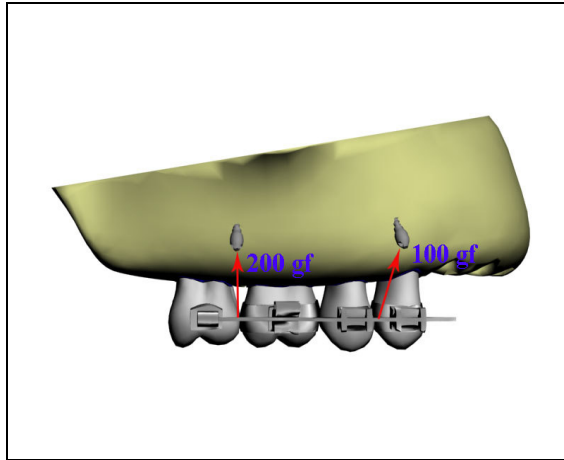
- Birinci küçük azı dişi ile ikinci küçük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantın baş kısmından, aynı dişlerin vestibüler braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 60 gf,
- Birinci büyük azı dişi ile ikinci büyük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantın baş kısmından, yine dişlerin vestibül braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 120 gf,
- Birinci küçük azı dişi ile ikinci küçük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin palatinal tarafında bulunan implantın baş kısmından, aynı dişlerin palatinal braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 40 gf,
- Birinci büyük azı dişi ile ikinci büyük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin palatinal tarafında bulunan implantın baş kısmından, yine aynı dişlerin palatinal braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 80 gf intrüziv kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3-16: 1. modele uygulanan kuvvetler

İkinci modelde (Şekil 3.17),

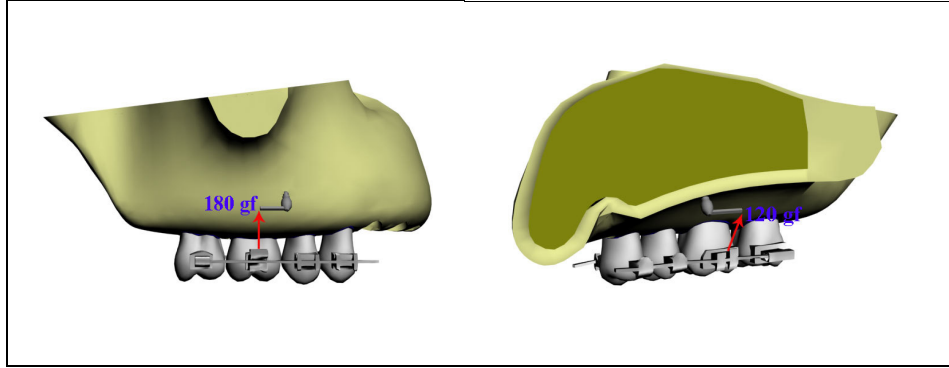
- Birinci küçük azı dişi ile ikinci küçük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantın baş kısmından, aynı dişlerin vestibüler braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 100 gf,
- Birinci büyük azı dişi ile ikinci büyük azı dişleri köklerinin arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantın baş kısmından, yine dişlerin vestibül braketleri arasında kalan ark telinin ortasına 200 gf intrüziv kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3-17: 2. modele uygulanan kuvvetler

Üçüncü modelde Şekil (3.18),

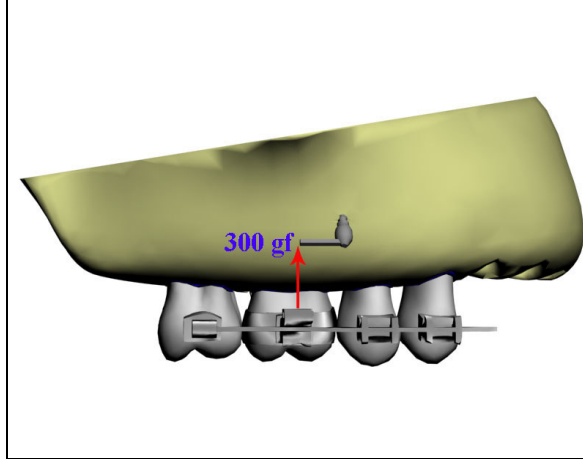
- İkinci küçük azı dişi ile birinci büyük azı dişinin kökleri arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantaki, birinci büyük azı dişinin meziodistal yönde ortasına uzanan yardımcı ark telinden, aynı dişin vestibüler braketinin ortasına 180 gf,
- İkinci küçük azı dişi ile birinci büyük azı dişinin kökleri arasında kalan alveol kemiğinin palatinal tarafında bulunan implantaki, birinci büyük azı dişinin meziodistal yönde ortasına uzanan yardımcı ark telinden, aynı dişin palatinal braketinin ortasına 120 gf intrüziv kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3-18: 3. modele uygulanan kuvvetler

Dördüncü modelde (Şekil 3.19),

- İkinci küçük azı dişi ile birinci büyük azı dişinin kökleri arasında kalan alveol kemiğinin vestibül tarafında bulunan implantaki, birinci büyük azı dişinin meziodistal yönde ortasına uzanan yardımcı ark telinden, aynı dişin vestibül braketinin ortasına 300 gf intrüziv kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3-19: 4. modele uygulanan kuvvetler

Modellere uygulanan kuvvetlerin meydana getirdikleri gerilme ve yer değiştirmelerin Algor (ALGOR, Inc. USA) yazılımında sonlu elemanlar analizi ile hesaplanmasının ardından elde edilen sonuçlar, yer değiştirme ve gerilme değerlerini gösterildiği görüntüler olarak kaydedilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, diş segmentlerine intrüziv kuvvetlerin uygulanması ile segmenti oluşturan dişlerin, kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme değerleri, köklerinde meydana gelen dikey yöndeki hareketler, kuronlarında meydana gelen dikey yöndeki hareketler ve kuronlarında meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareketler değerlendirilmiştir.

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 sağ tarafındaki skala ile gösterilmektedir. Bu görüntülere ek olarak, dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin kolay algılanabilmesi için kuvvet uygulaması öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırıldığı görüntülerden faydalanılmıştır. Karşıştırmalarda mavi renk kuvvet uygulama öncesi, pembe renk ise kuvvet uygulama sonrası durumu göstermektedir. Ayrıca, kuronların ve kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirmeleri ile yine kök uçlarında meydana gelen gerilme değerlerinin birbirleri ile olan ilişkilerinin ayrıntılı olarak görülebilmesi için, her bir kök ucu ve tüberkül tepesinde, modelden modele değişmeyen belirli noktalar seçilerek, bu noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve gerilme değerleri tablolar haline getirilmiştir.

Çalışmamızda, gerilme bulguları “Mega Paskal (MPa = N/mm²)”, yer değiştirme bulguları “milimetre (mm)” olarak ifade edilmiştir.

4.1.Birinci Modele Ait Bulgular

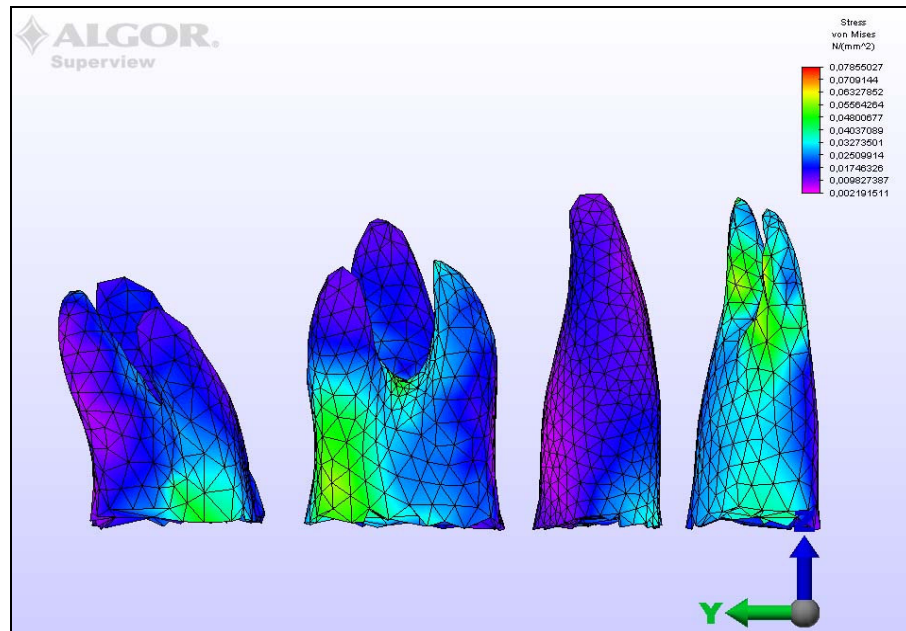
Birinci modelde posterior diş segmentine, anterior ve posteriorda, vestibül ve palatinalden olmak üzere dört noktadan intrüziv kuvvet uygulanmıştır.

4.1.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

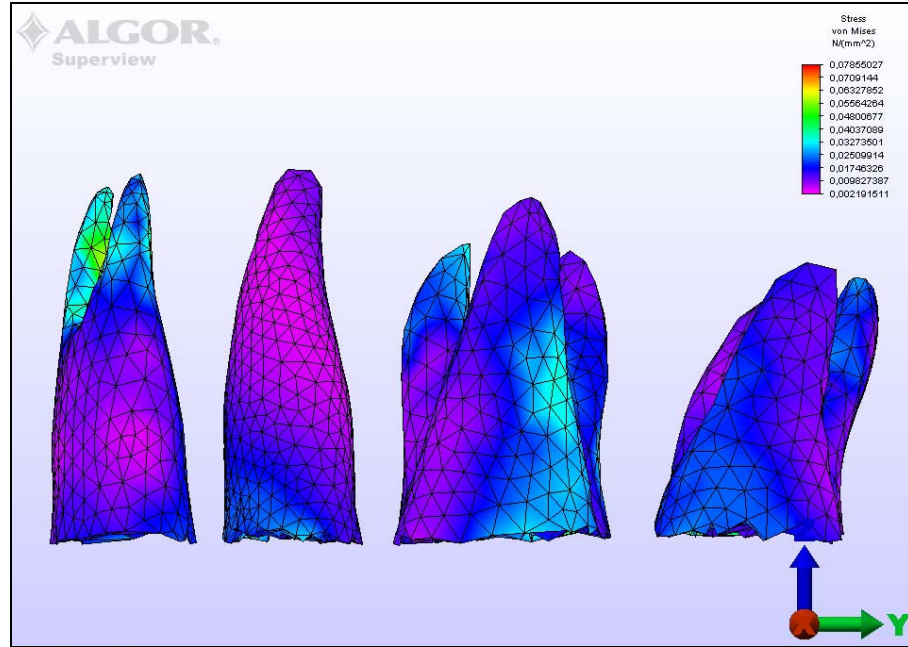
Çalışmamızda oluşturulmuş olan birinci modele kuvvet uygulanması sonucu, segmenti oluşturan dişlerin kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme değerleri 1×10^{-3} ile 100×10^{-3} MPa arasında değişim göstermektedir (Şekil 4.1, 4.2, 4.3).

Maksimum gerilme değerleri, 70×10^{-3} ile 100×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin vestibüler ve palatinal kökü ile köklerin birleştiği bifurkasyon bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.1, 4.2, 4.3).

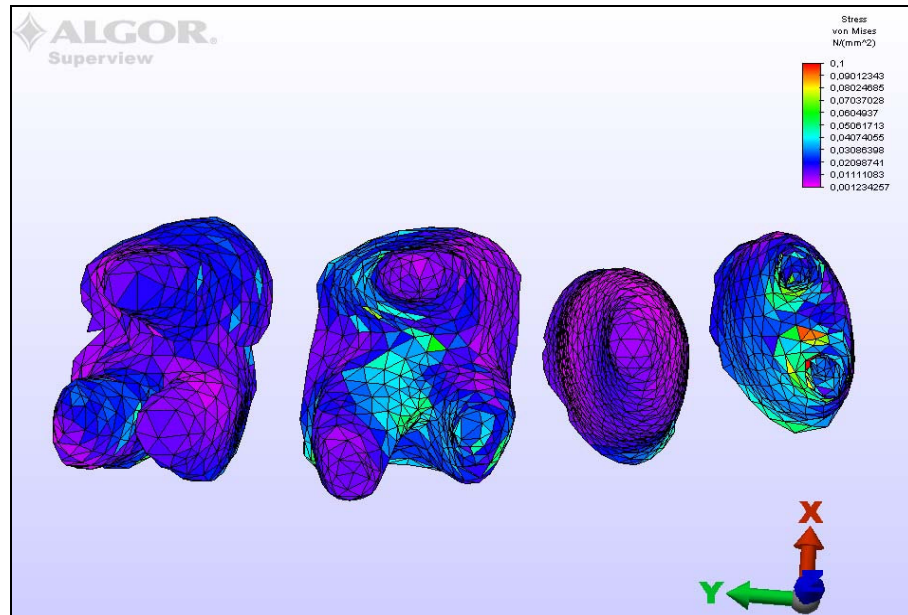
Orta düzeyde gerilme değerleri, 30×10^{-3} ile 70×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin her iki kökünde, birinci büyük azı dişinin mezial kök ucunda, trifurkasyon bölgesinde, distal kökünün koleye yakın vestibülodistal bölgesinde ve birinci büyük azı dişi ile ikinci büyük azı dişinin koleye yakın birbirlerine bakan kök yüzeylerinde meydana gelmiştir. Geri kalan tüm kök yüzeylerinde, 1×10^{-3} ile 30×10^{-3} MPa aralığında gerilme değerleri gözlenmiştir (Şekil 4.1, 4.2, 4.3).



Şekil 4-1: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Vestibül)



Şekil 4-2: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Palatinal)



Şekil 4-3: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 1 (Apikal)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde, birbirine yakın olmak üzere, birinci küçük azı dişinin her iki kökü ile birinci büyük azı dişinin mezial kökünde ,diğer dişlerin kök uçlarına oranla daha yüksek gerilme değerlerinin meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer birinci küçük azı dişinin palatinal kökü ile birinci büyük azı dişinin mezial kökünde, minimum değer ise ikinci küçük azı dişinin kökünde meydana gelmiştir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 78'i kadar bir fark bulunmaktadır. Diğer dişlerin kök uçlarında birbirine yakın gerilme değerleri elde edilmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4-1: Kök uçlarına ait gerilme değerleri (MPa) - Model 1

1. Küçük azı V.	30×10^{-3}
1. Küçük azı P.	37×10^{-3}
2. Küçük azı	8×10^{-3}
1. Büyük azı M.	37×10^{-3}
1. Büyük azı D.	12×10^{-3}
1. Büyük azı P.	11×10^{-3}
2. Büyük azı M.	11×10^{-3}
2. Büyük azı D.	25×10^{-3}
2. Büyük azı P.	14×10^{-3}

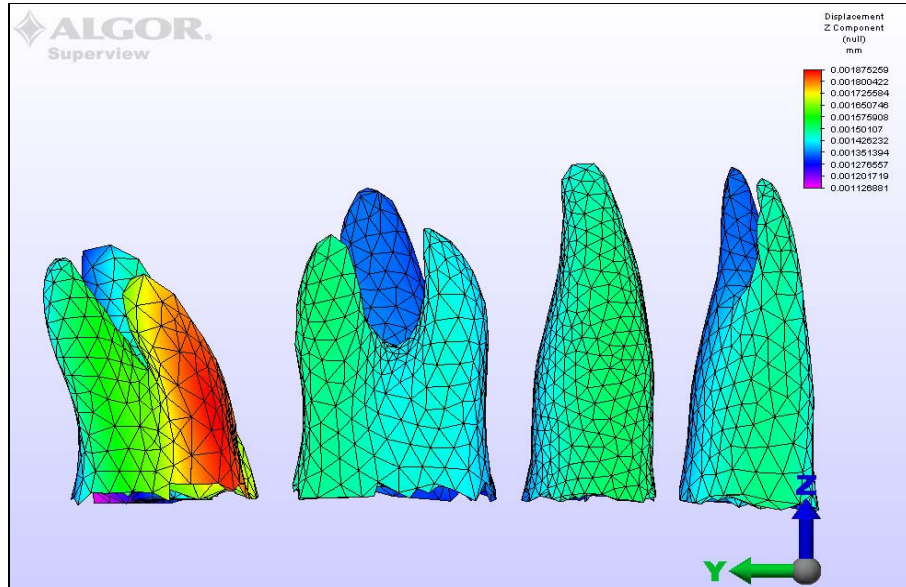
V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

4.1.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

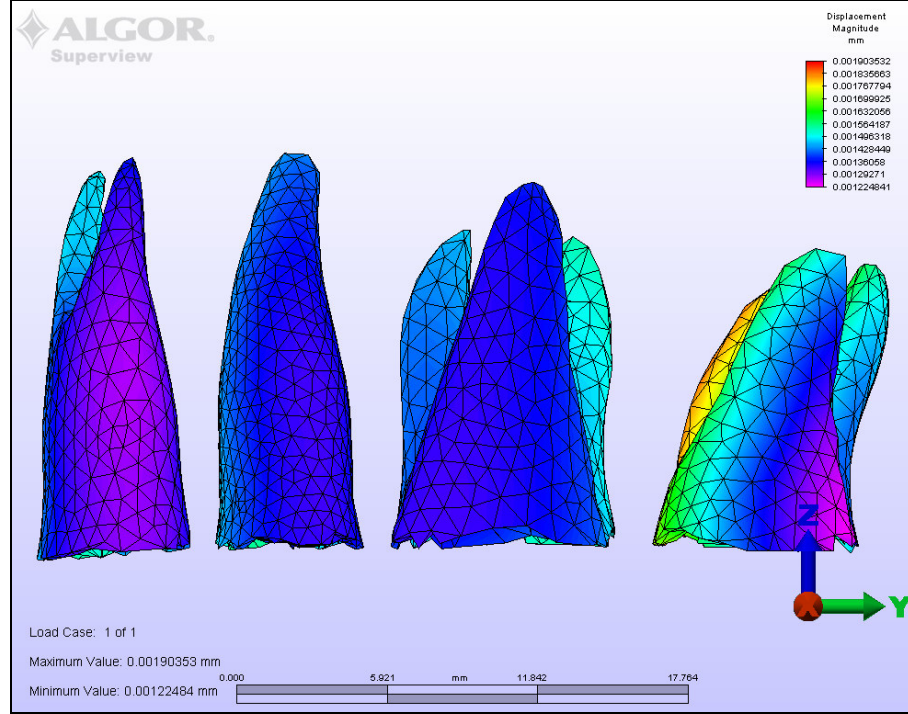
4.1.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Köklere ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri 11×10^{-4} ile 18×10^{-4} mm arasında değişim göstermektedir. Segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler köklerinde palatinal köklerine oranla daha fazla intrüzyon görülmektedir (Şekil 4.4, 4.5).

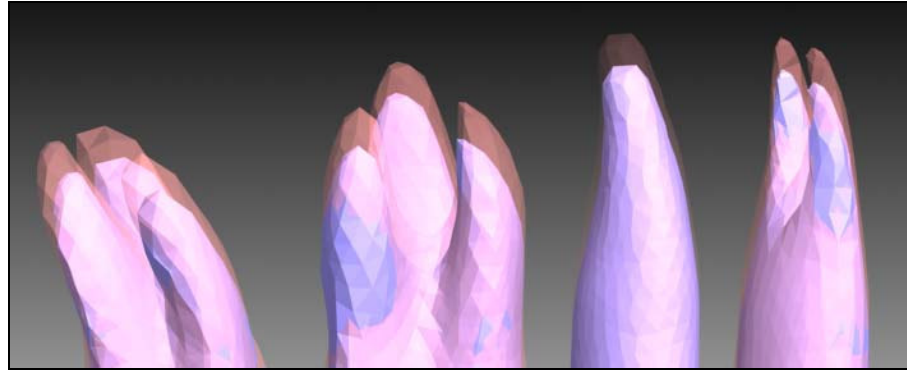
Maksimum intrüzyon ikinci büyük azı dişinin mezial kökünde meydana gelmiş olup 16×10^{-4} ile 18×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünde meydana gelmiş olup 11×10^{-4} ile 13×10^{-4} mm aralığındadır. Segmenti oluşturan dişlerin vestibüler köklerinde (ikinci büyük azı dişinin mezial kökü hariç) 14×10^{-4} ile 16×10^{-4} mm aralığında intrüzyon meydana gelirken, palatinal taraftaki köklerde bu hareket daha az olup 11×10^{-4} ile 14×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.4, 4.5, 4.6).



Şekil 4-4: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Vestibül)



Şekil 4-5: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Palatinal)



Şekil 4-6: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 1 (Vestibül)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen intrüzyon değerleri incelendiğinde, maksimum değer ikinci büyük azı dişinin mezial kökünde, minimum değer ise ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 17'si kadar bir fark bulunmaktadır. Tüm dişlerin vestibüler köklerinde, palatinal köklerine oranla daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4-2: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 1

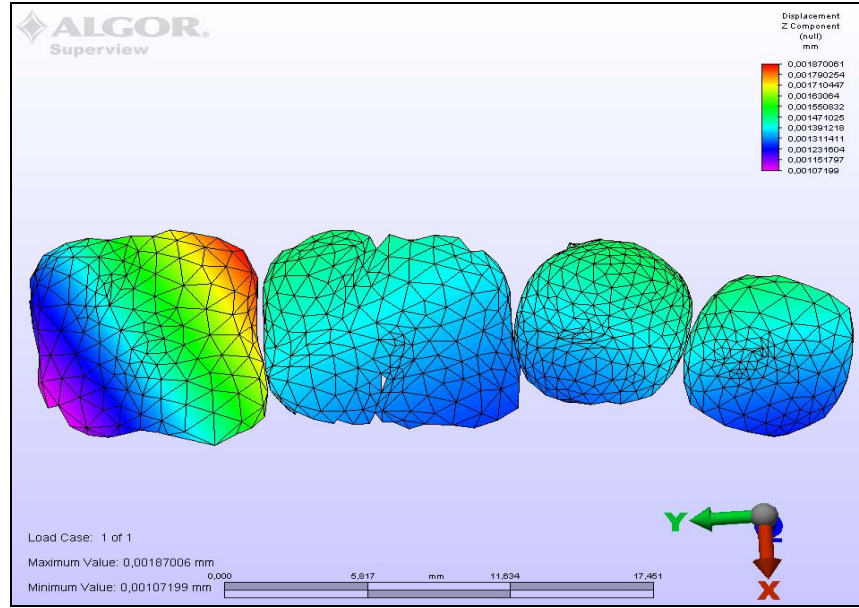
1. Küçük azı V.	$14,9 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	$13,6 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı	$14,3 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı M.	$14,3 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı D.	15×10^{-4}
1. Büyük azı P.	$13,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı M.	$15,1 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı D.	$12,8 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı P.	$12,5 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

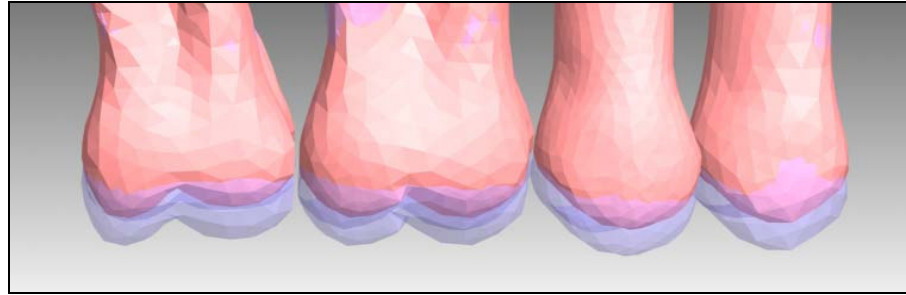
4.1.2.2. Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri 10×10^{-4} ile 18×10^{-4} mm arasında değişim göstermektedir. Segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler tüberküllerinde palatinal tüberküllerine oranla daha fazla intrüzyon görülmektedir (Şekil 4.7).

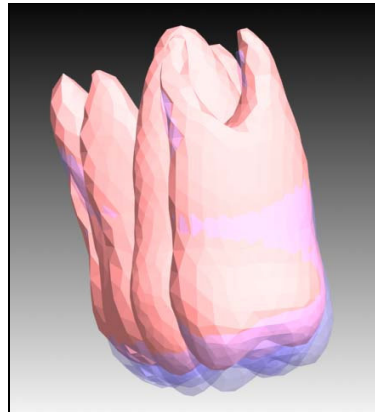
Maksimum intrüzyon ikinci büyük azı dişinin mezi vestibüler ve meziopalatinal tüberkülünde meydana gelmiş olup 17×10^{-4} ile 18×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon ikinci büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülünde meydana gelmiş olup 10×10^{-4} ile 12×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.7, 4.8). Vestibüler tüberküllerde (ikinci büyük azı dişinin mezi vestibüler tüberkülü hariç) 13×10^{-4} ile 16×10^{-4} mm aralığında intrüziv hareket meydana gelirken, palatinal tüberküllerde (ikinci büyük azı dişinin meziopalatinal tüberkülü hariç) bu hareket daha az olup 10×10^{-4} ile 14×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.7, 4.9).



Şekil 4-7: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Okluzal)



Şekil 4-8: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 1(Vestibüler)



Şekil 4-9: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 1 (Sagittal)

Segmenti oluşturan dişlerin tüberkül tepelerinde seçilmiş noktalarda meydana gelen intrüzyon değerleri incelendiğinde, maksimum değer ikinci büyük azı dişinin meziovestibüler tüberkülünde, minimum değer ise ikinci büyük azı dişinin distopalatinal tüberkülünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 30'u kadar bir fark bulunmaktadır. Tüm dişlerde vestibüler tüberküllerde, palatinal tüberküllere oranla daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir (Şekil 4.7, Tablo 4.3).

Tablo 4-3: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 1

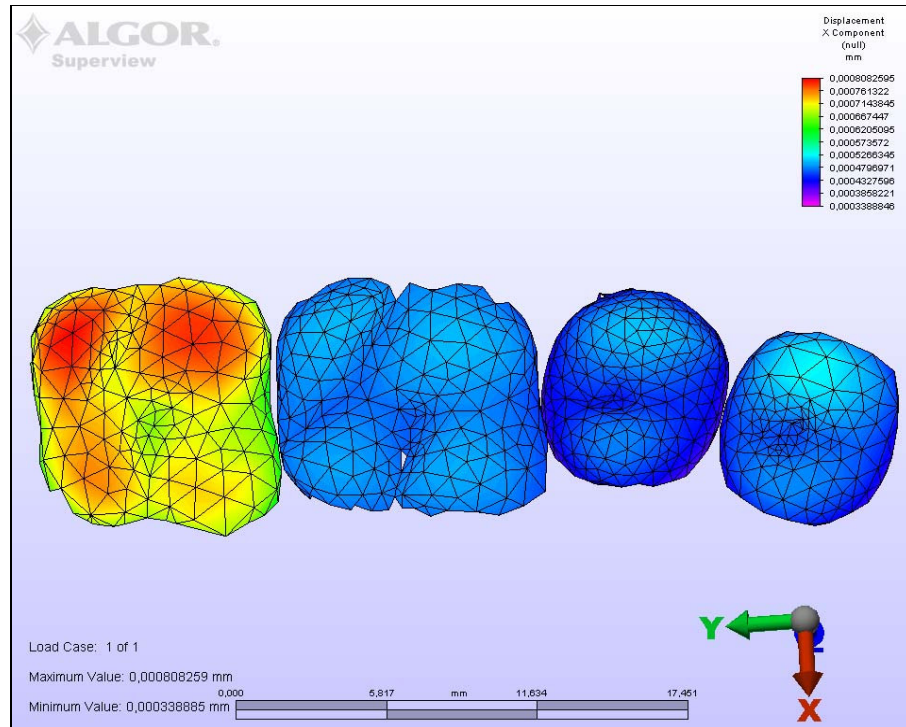
1. Küçük azı V.	14×10^{-4}
1. Küçük azı P.	$12,7 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı V.	$14,2 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı P.	13×10^{-4}
1. Büyük azı MV.	$13,4 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DV.	14×10^{-4}
1. Büyük azı MP.	$12,6 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DP.	$13,1 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MV.	16×10^{-4}
2. Büyük azı DV.	$13,2 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MP.	$14,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DP.	$11,2 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal, MV: Meziovestibül, MP: Meziopalatinal, DV: Distovestibül, DP: Distopalatinal

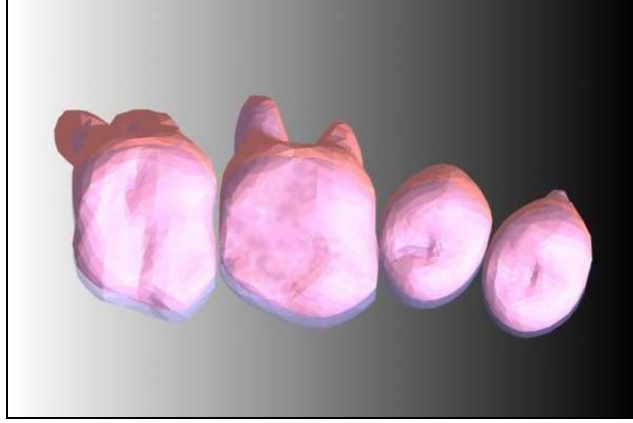
4.1.2.3. Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait vestibülopalatinal yöndeki yer değiştirme değerleri 3×10^{-4} ile 8×10^{-4} mm arasında değişim göstermekte olup, segmenti oluşturan tüm dişlerde vestibüler yönde hareket görölmektedir (şekil 4.10, 4.11) .

Maksimum hareket ikinci büyük azı dişinde meydana gelmiş olup 5×10^{-4} ile 8×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum hareket ikinci küçük azı dişinde meydana gelmiş olup 3×10^{-4} ile 4×10^{-4} mm aralığındadır ve maksimum hareket değeri ile minimum hareket değeri arasında, maksimum değerin % 62'si kadar bir fark bulunmaktadır. Maksimum değere sahip ikinci büyük azı dişi hariç tüm dişlerin vestibülopalatinal yöndeki hareketi, 3×10^{-4} ile 5×10^{-4} mm aralığında meydana gelmiş olup homojen dağılım göstermektedir (şekil 4.10).



şekil 4-10: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 1 (Okluzal)



Şekil 4-11: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırması; Model 1 (Okluzal)

4.2.İkinci Modele Ait Bulgular

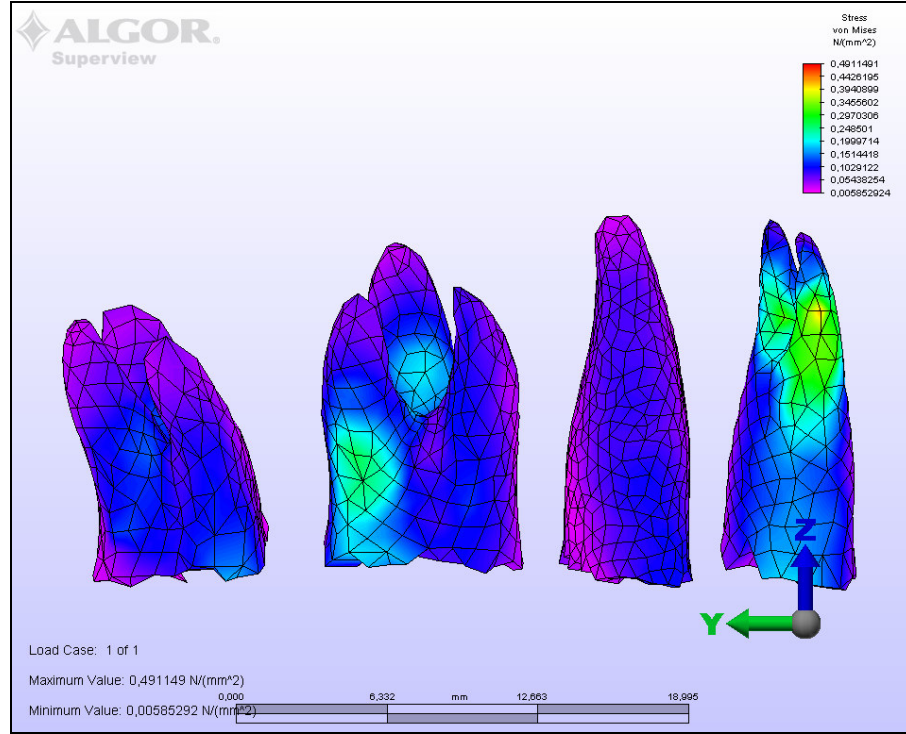
Üst çene kavsinin her iki tarafını da içeren ikinci modelde, sağ ve sol posterior diş segmentleri, birinci küçük azı dişleri ve birinci büyük azı dişleri arasında yer alan iki transpalatinal ark ile birbirine bağlanmıştır. İntrüziv kuvvetler posterior diş segmentlerinin vestibülünde, küçük azı dişleri ile büyük azı dişleri arasından olmak üzere her bir tarafta aynı anda iki noktadan uygulanmıştır.

4.2.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

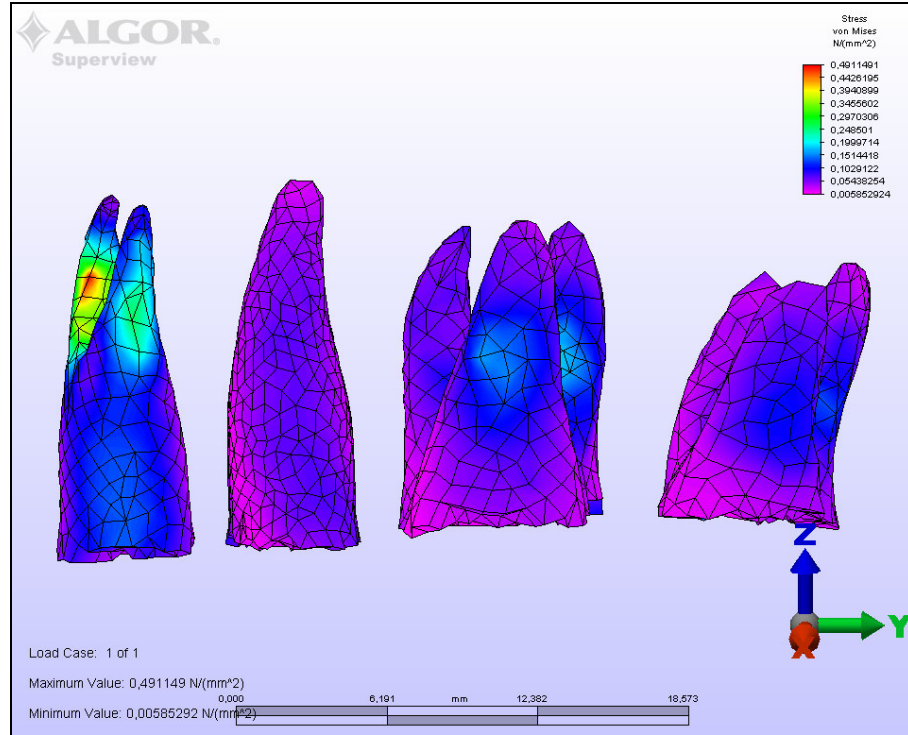
Çalışmamızda oluşturulmuş olan ikinci modele kuvvet uygulanması sonucu, intrüzyonu planlanan segmenti oluşturan dişlerin kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme değerleri 1×10^{-3} ile 703×10^{-3} MPa arasında değişim göstermektedir (Şekil 4.12, 4.13, 4.14).

Maksimum gerilme değerleri, 300×10^{-3} ile 703×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin vestibüler ve palatinal kökünün bifurkasyonu ile kök ucu bölgesi arasında meydana gelmiştir (Şekil 4.12, 4.13, 4.14).

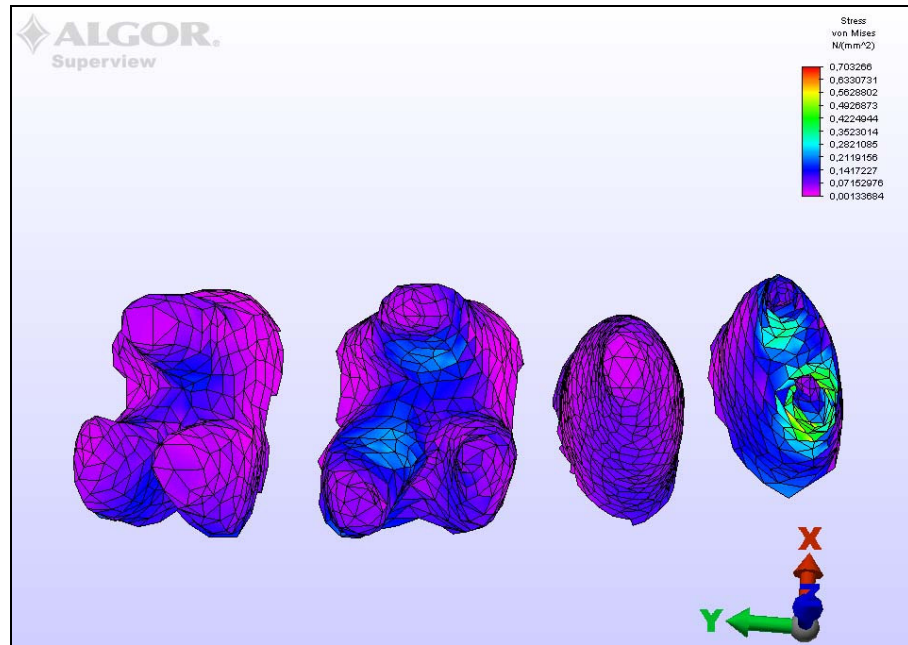
Orta düzeyde gerilme değerleri, 300×10^{-3} ile 150×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin vestibüler kök yüzeyinde, birinci büyük azı dişinin distal kökünün bifurkasyon ile kole arasında kalan kök yüzeyinde ve yine birinci büyük azı dişinin palatinal kökünün trifurkasyona yakın vestibüler yüzeyi ile distal kökünün trifurkasyona yakın palatinal yüzeyinde meydana gelmiştir. Geri kalan tüm kök yüzeylerinde, 1×10^{-3} ile 150×10^{-3} MPa aralığında gerilme değerleri gözlenmiştir (Şekil 4.12, 4.13, 4.14).



Şekil 4-12: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Vestibül)



Şekil 4-13: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Palatinal)



Şekil 4-14: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 2 (Apikal)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde, birbirine yakın olmak üzere, birinci küçük azı dişinin palatinal kökü ile birinci ve ikinci büyük azı dişinin mezial kökünde, diğer diş köklerine oranla daha yüksek gerilme değerlerinin meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer birinci büyük azı dişinin mezial kökünde, minimum değer ise ikinci küçük azı dişinin kökünde meydana gelmiştir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 65'i kadar bir fark bulunmaktadır (Tablo 4.4).

Tablo 4-4: Kök uçlarına ait gerilme değerleri (MPa) - Model 2

1. Küçük azı V.	51×10^{-3}
1. Küçük azı P.	65×10^{-3}
2. Küçük azı	25×10^{-3}
1. Büyük azı M.	70×10^{-3}
1. Büyük azı D.	58×10^{-3}
1. Büyük azı P.	32×10^{-3}
2. Büyük azı M.	65×10^{-3}
2. Büyük azı D.	35×10^{-3}
2. Büyük azı P.	43×10^{-3}

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

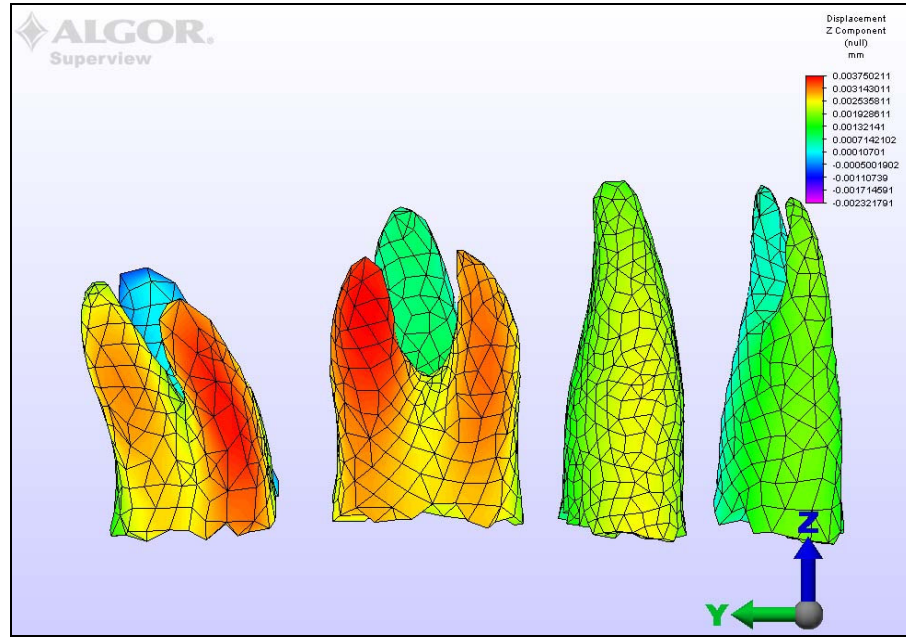
4.2.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

4.2.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

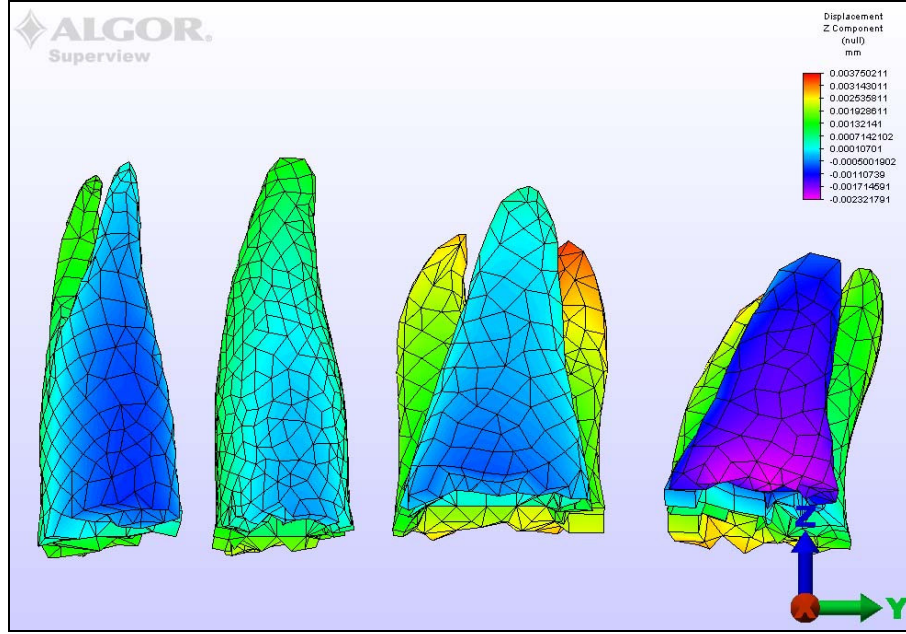
Köklere ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri -23×10^{-4} ile 37×10^{-4} mm (negatif değerler ekstrüzyon hareketini belirtmektedir) arasında değişim göstermekte olup, segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler köklerinde palatinal köklerine oranla daha fazla intrüzyon görülmektedir (Şekil 4.15, 4.16, 4.17).

Maksimum intrüzyon birinci ve ikinci büyük azı dişlerinin vestibüler köklerinde meydana gelmiş olup 25×10^{-4} ile 37×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon birinci küçük azı dişinin palatinal kökü ile ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünde meydana gelmiş olup 1×10^{-4} ile 7×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.15, 4.16).

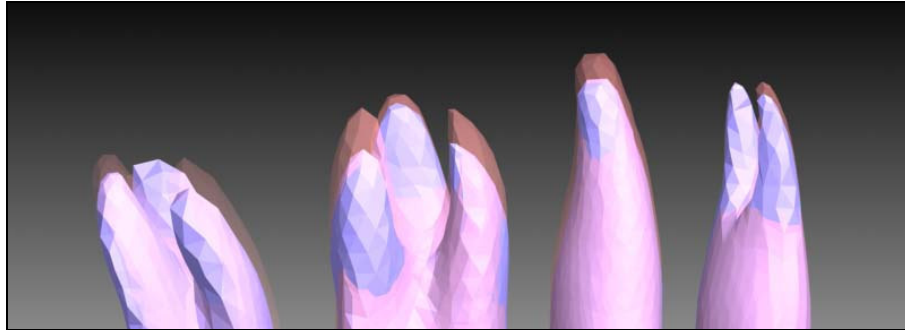
Birinci küçük azı dişi ile ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünün palatinal yüzeyinde (apikal bölüm hariç) -1×10^{-4} ile -23×10^{-4} mm aralığında ekstrüzyon görülmektedir. Segmenti oluşturan dişlerin vestibüler köklerinde 13×10^{-4} ile 37×10^{-4} mm aralığında intrüzyon meydana gelirken, palatinal taraftaki köklerde bu hareket daha az hatta bazı bölgelerde ekstrüzyon şeklinde olup -23×10^{-4} ile 13×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.15, 4.16)



Şekil 4-15: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Vestibül)



Şekil 4-16: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Palatinal)



Şekil 4-17: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Vestibül)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen hareket değerleri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değerinin ikinci büyük azı dişinin mezial kökünde, minimum değer ise ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 90'ı kadar bir fark bulunmaktadır. Birinci büyük azı dişinin vestibüler kökleri ile ikinci büyük azı dişinin distal kökünde maksimuma yakın değerlerde intrüzyon meydana gelmiştir. Genel olarak segmentin posterior bölgesinde anterior bölgesine oranla daha fazla intrüzyon görülmektedir. Tüm dişlerin vestibüler köklerinde, palatinal köklerine göre daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir (Tablo 4.5).

Tablo 4-5: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 2

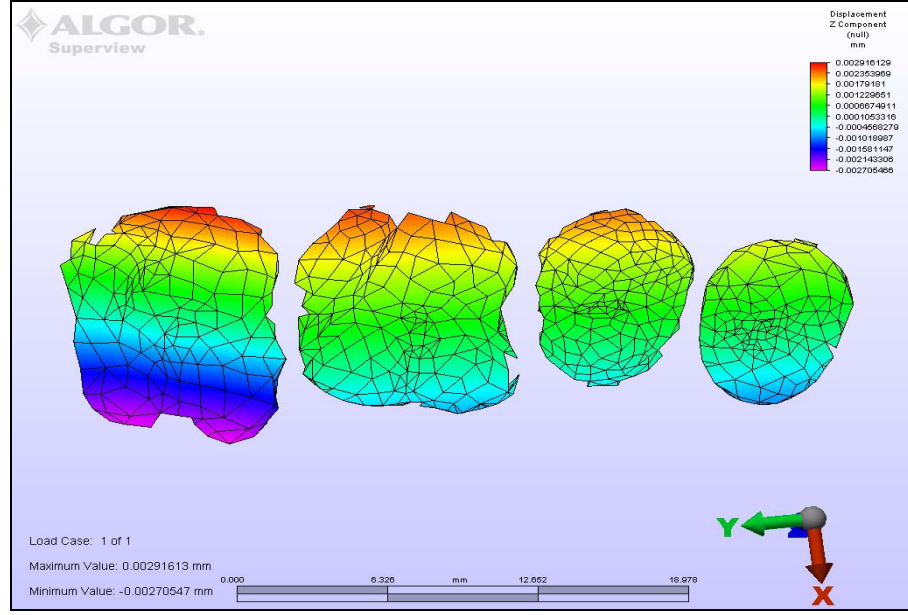
1. Küçük azı V.	$17,4 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	$4,9 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı	$17,6 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı M.	$28,5 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı D.	$33,8 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı P.	$7,7 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı M.	$36,1 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı D.	$30,5 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı P.	$3,2 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

4.2.2.2. Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri -27×10^{-4} ile 29×10^{-4} mm (negatif değerler ekstrüzyon hareketini belirtmektedir) arasında değişim göstermektedir.

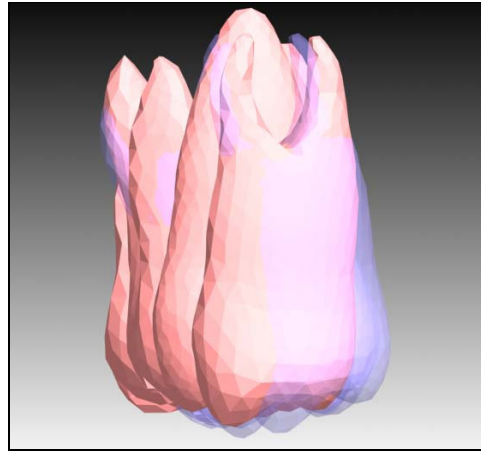
Segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler tüberküllerinde intrüzyon, palatinal tüberküllerinde ise ekstrüzyon görülmektedir. Maksimum intrüzyon ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin vestibüler tüberküllerinde meydana gelmiş olup 15×10^{-4} ile 29×10^{-4} mm aralığındadır (4.18, 4.19, 4.10). Tüm dişlerin palatinal tüberküllerinde ekstrüzyon meydana gelmiş olup -4×10^{-4} ile -27×10^{-4} mm aralığındadır. Maksimum ekstrüzyon değerleri ikinci büyük azı dişinin palatinal tüberküllerinde meydana gelmiş olup -10×10^{-4} ile -27×10^{-4} mm aralığındadır. Diğer dişlerin palatinal tüberküllerinde -1×10^{-4} ile -10×10^{-4} mm aralığında ekstrüzyon meydana gelmiştir (4.18, 4.19, 4.10).



Şekil 4-18: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Okluzal)



Şekil 4-19: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Vestibül)



Şekil 4-20: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Sagital)

Segmenti oluşturan dişlerin tüberkül tepelerinde seçilmiş noktalarda meydana gelen dikey yöndeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değerinin ikinci büyük azı dişinin meziovestibüler tüberkülünde, minimum değer ise birinci küçük azı dişinin vestibüler tüberkülünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum intrüzyon değeri ile minimum değer arasında, maksimum değer % 62'si kadar bir fark bulunmaktadır. Maksimum ikinci büyük azı dişinde olmak üzere, tüm dişlerin palatinal tüberküllerinde ekstrüzyon görülmektedir (Tablo 4.6).

Tablo 4-6: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 2

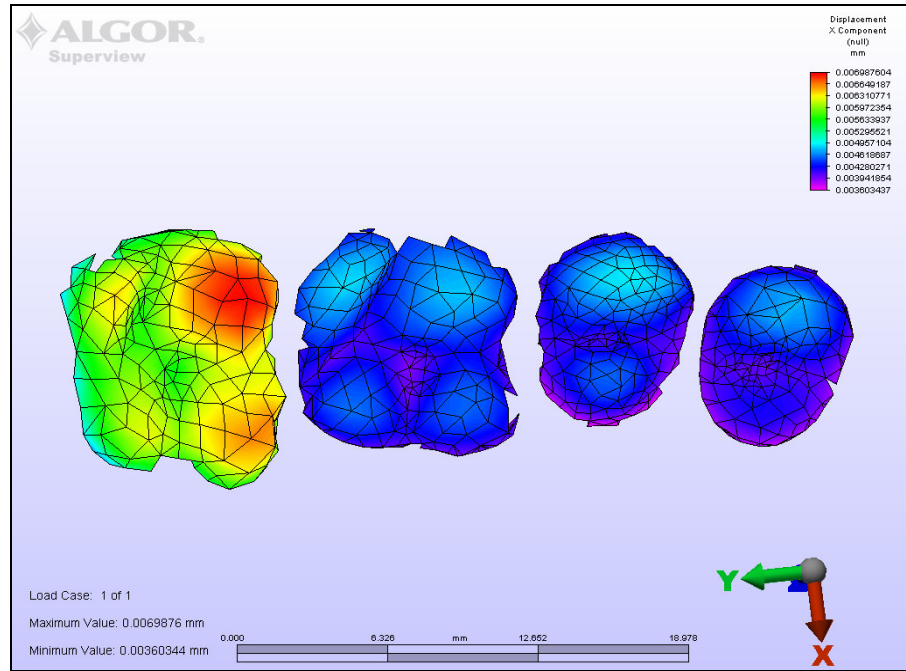
1. Küçük azı V.	$5,8 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	$-6,7 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı V.	$12,7 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı P.	$-0,6 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MV.	$12,4 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DV.	$13,7 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MP.	$-5,7 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DP.	$-4,1 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MV.	$15,3 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DV.	$10,3 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MP.	$-11,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DP.	$-21,7 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal, MV: Meziovestibül, MP: Meziopalatinal, DV: Distovestibül, DP: Distopalatinal

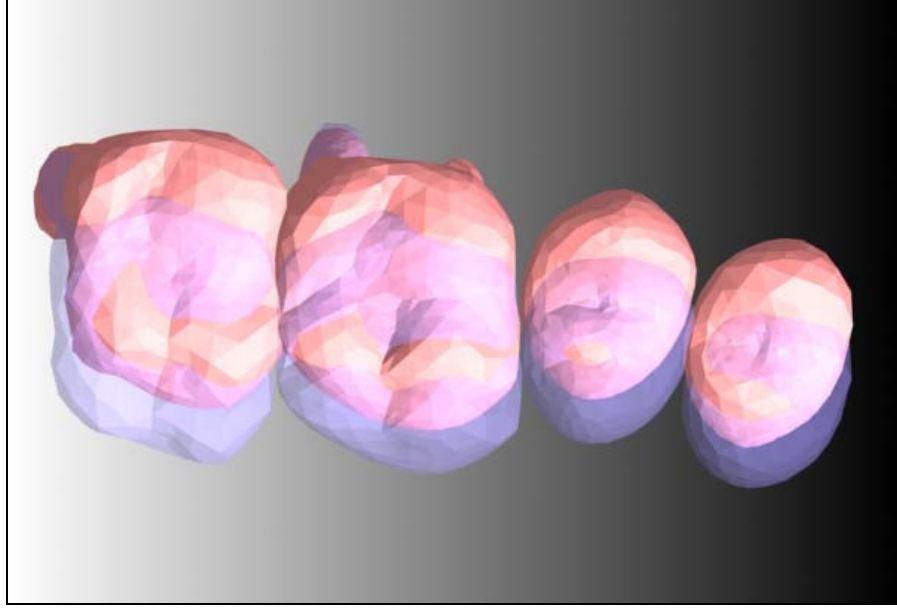
4.2.2.3. Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait vestibülopalatinal yöndeki yer değiştirme değerleri 36×10^{-4} ile 69×10^{-4} mm arasında değişim göstermekte olup, segmenti oluşturan tüm dişlerde vestibüler yönde hareket görölmektedir (şekil 4.21, 4.22).

Maksimum hareket ikinci büyük azı dişinde meydana gelmiş olup 50×10^{-4} ile 69×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum hareket birinci küçük azı dişinde meydana gelmiş olup 36×10^{-4} ile 40×10^{-4} mm aralığındadır ve maksimum hareket değeri ile minimum hareket değeri arasında, maksimum değerin %48'i kadar bir fark bulunmaktadır (şekil 4.21). Maksimum değere sahip ikinci büyük azı dişi hariç tüm dişlerin vestibülopalatinal yöndeki hareketi, 30×10^{-3} ile 50×10^{-3} mm aralığında meydana gelmiş olup homojen dağılım göstermektedir (şekil 4.21, 4.22).



şekil 4-21: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 2 (Okluzal)



Şekil 4-22: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 2 (Okluzal)

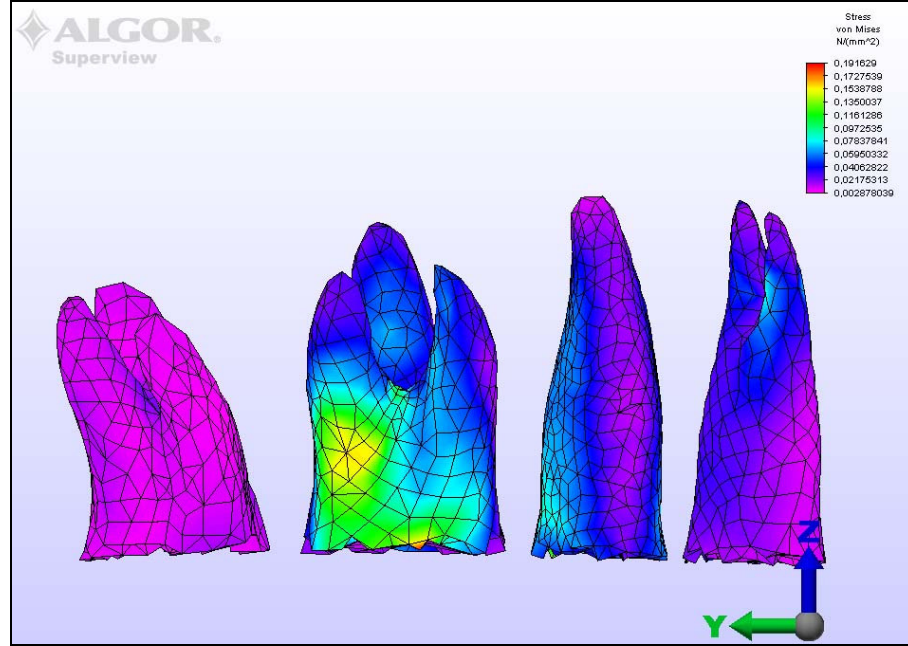
4.3.Üçüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde, intrüziv kuvvetler posterior diş segmentine birinci büyük azı dişinin vestibül ve palatinalinden, birer mikro-implanttan ankraj alınarak uygulanmıştır.

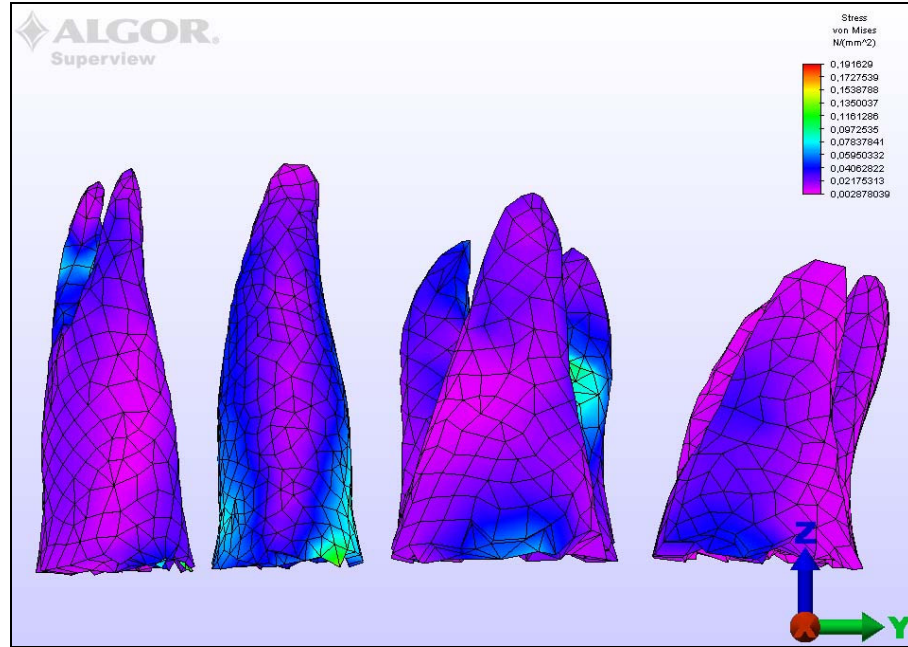
4.3.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Üçüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, intrüzyonu planlanan segmenti oluşturan dişlerin kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme değerleri 1×10^{-3} ile 300×10^{-3} MPa arasında değişim göstermektedir (Şekil 4.23, 4.24, 4.25).

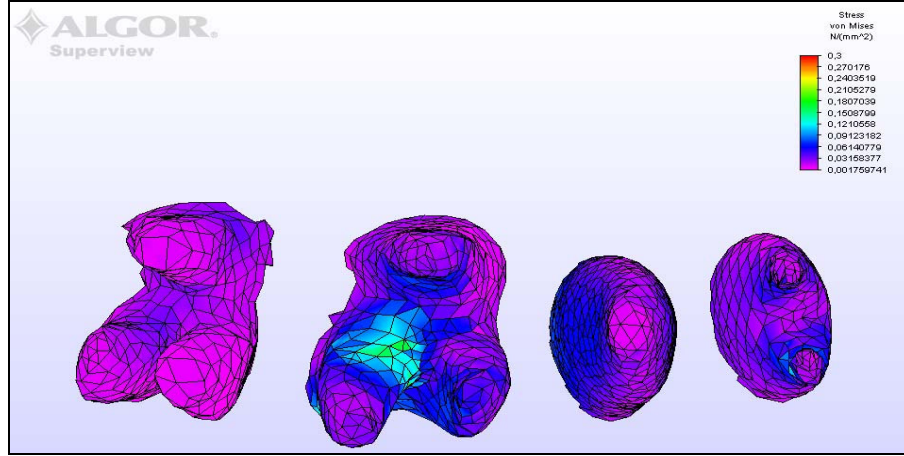
Maksimum gerilme değerleri, 70×10^{-3} ile 300×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere, birinci büyük azı dişinin distal kökünün bifurkasyon ile kole arasında kalan kök yüzeyinde ve yine birinci büyük azı dişinin distal kökünün trifurkasyona yakın palatinal yüzeyinde meydana gelmiştir. Geri kalan tüm kök yüzeylerinde, 1×10^{-3} ile 70×10^{-3} MPa aralığında gerilme değerleri gözlenmiştir (Şekil 4.23, 4.24, 4.25).



Şekil 4-23: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Vestibül)



Şekil 4-24: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Palatinal)



Şekil 4-25: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 3 (Apikal)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarındaki noktalarda meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde, maksimum değer birinci büyük azı dişinin mezial kökünde, minimum değer ise ikinci büyük azı dişinin mezial kökünde meydana gelmiştir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 88'i kadar bir fark bulunmaktadır. Elde edilen değerler homojen dağılım göstermemektedir (Tablo 4.7).

Tablo 4-7: Kök uçlarına ait gerilme değerleri (MPa) - Model 3

1. Küçük azı V.	19×10^{-3}
1. Küçük azı P.	28×10^{-3}
2. Küçük azı	8×10^{-3}
1. Büyük azı M.	59×10^{-3}
1. Büyük azı D.	27×10^{-3}
1. Büyük azı P.	22×10^{-3}
2. Büyük azı M.	6×10^{-3}
2. Büyük azı D.	8×10^{-3}
2. Büyük azı P.	7×10^{-3}

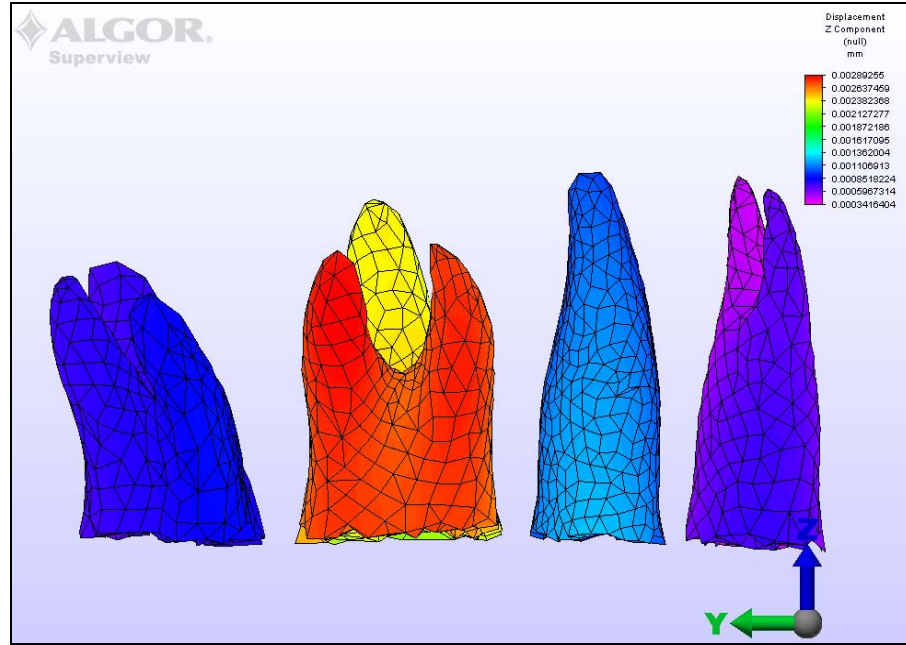
V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

4.3.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

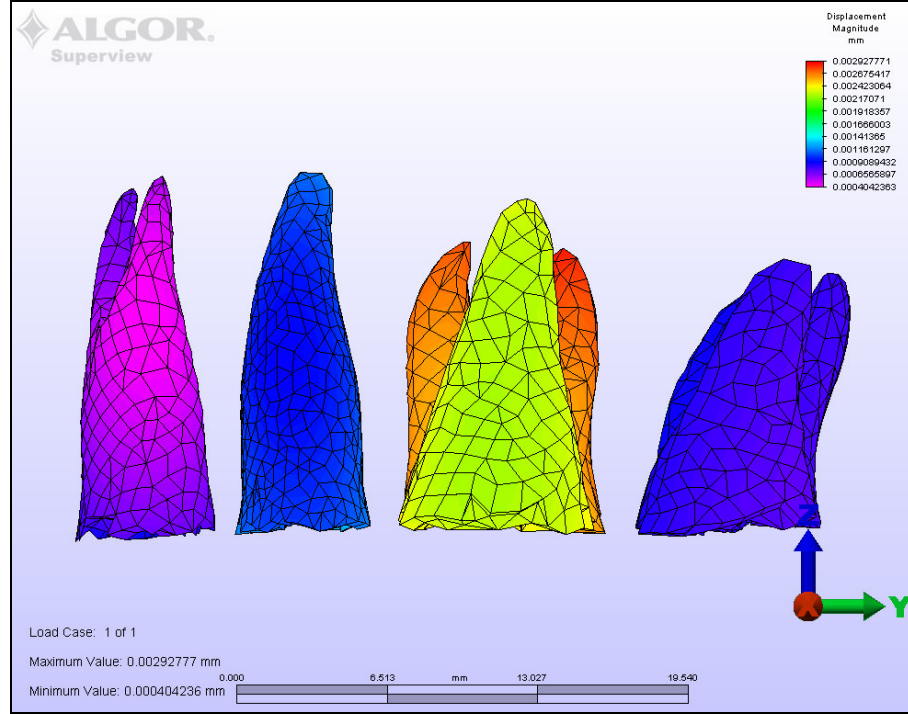
4.3.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Köklere ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri 3×10^{-4} ile 29×10^{-4} mm arasında değişim göstermekte olup segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler köklerinde palatinal köklerine oranla daha fazla intrüzyon görülmektedir (Şekil 4.26, 4.27, 4.28).

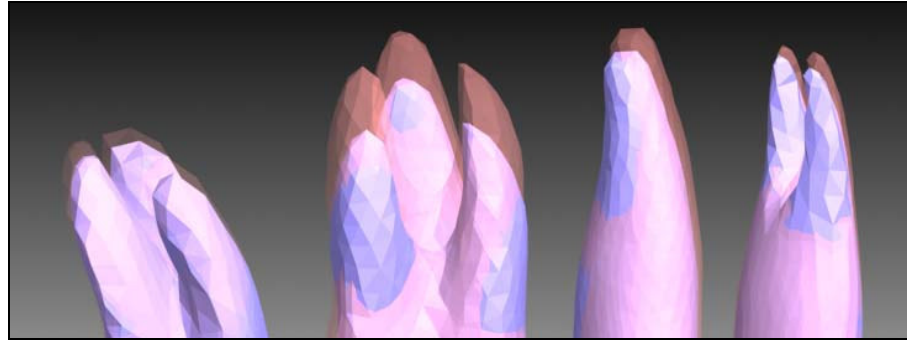
Maksimum intrüzyon birinci büyük azı dişinin köklerinde meydana gelmiş olup 21×10^{-4} ile 29×10^{-4} mm aralığındadır. Birinci büyük azı dişinin vestibüler köklerinde 24×10^{-4} ile 29×10^{-4} mm aralığında, palatinal kökünde ise 21×10^{-4} ile 23×10^{-4} mm aralığında intrüzyon görülmektedir. Minimum intrüzyon birinci küçük azı dişinin palatinal kökünde meydana gelmiş olup 3×10^{-4} ile 6×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.26, 4.27).



Şekil 4-26: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Vestibül)



Şekil 4-27: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Palatinal)



Şekil 4-28: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının çakıştırması; Model 3 (Vestibül)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen hareket değerleri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değerlerinin birinci büyük azı dişinin distal kökünde (mezial ile distal kök arasında oldukça az fark bulunmuştur), minimum değer ise birinci küçük azı dişinin palatinal kökünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer

% 82'si kadar bir fark bulunmaktadır. Maksimum intrüzyon birinci büyük azı dışında meydana gelmiştir (Tablo 4.8).

Tablo 4-8: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 3

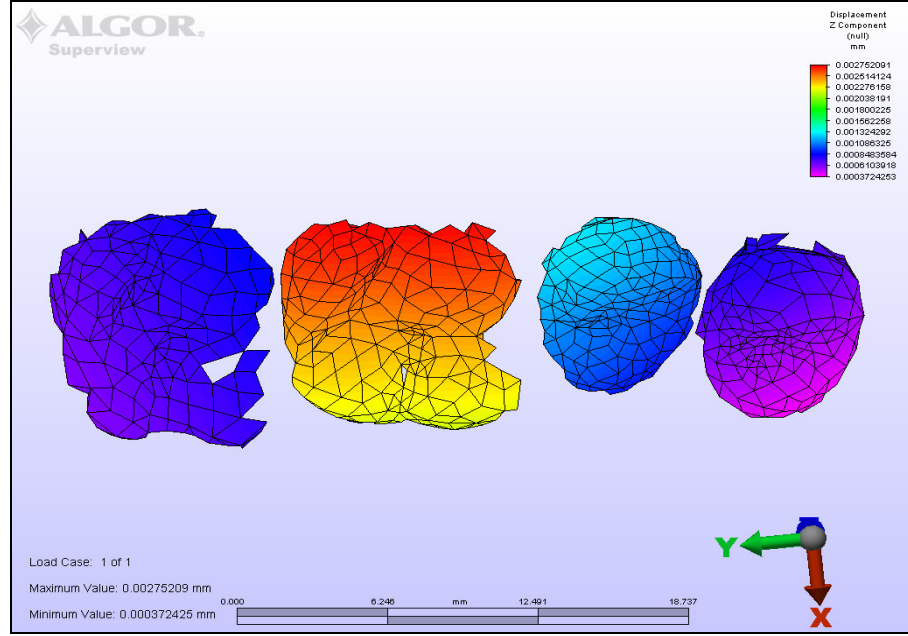
1. Küçük azı V.	$6,9 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	$5,1 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı	11×10^{-4}
1. Büyük azı M.	$27,5 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı D.	$28,5 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı P.	$23,6 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı M.	$7,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı D.	$6,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı P.	$5,9 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

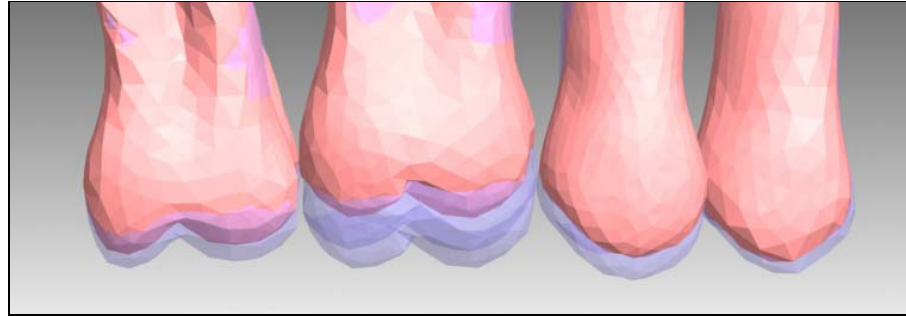
4.3.2.2. Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri 3×10^{-4} ile 27×10^{-4} mm arasında değişim göstermektedir. Tüm dişlerin vestibüler tüberkülünde palatinal tüberküllerine oranla daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir (Şekil 4.29, 4.31).

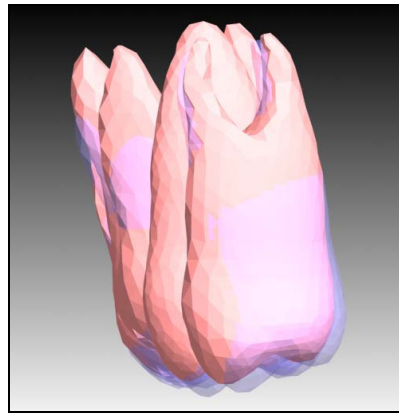
Maksimum intrüzyon, vestibüler tüberkülde daha fazla olmak üzere, birinci büyük azı dışında meydana gelmiş olup 20×10^{-4} ile 27×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon birinci küçük azı dışının palatinal tüberkülünde görülmekte olup 3×10^{-4} ile 8×10^{-4} mm aralığındadır. Meydana gelen intrüzyon değerleri homojen dağılım göstermemektedir (Şekil 4.29, 4.30).



Şekil 4-29: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Okluzal)



Şekil 4-30: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Vestibül)



Şekil 4-31: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Sagittal)

Segmenti oluşturan dişlerin tüberkül tepelerinde seçilmiş noktalarda meydana gelen dikey yöndeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değerinin birinci büyük azı dişinin distovestibüler tüberkülünde, minimum değer ise birinci küçük azı dişinin palatinal tüberkülünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum intrüzyon değeri ile minimum değer arasında, maksimum değer % 88'i kadar bir fark bulunmaktadır. Tüberkül tepelerinde meydana gelen intrüzyon miktarları homojen dağılım göstermemektedir (Tablo 4.9).

Tablo 4-9: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 3

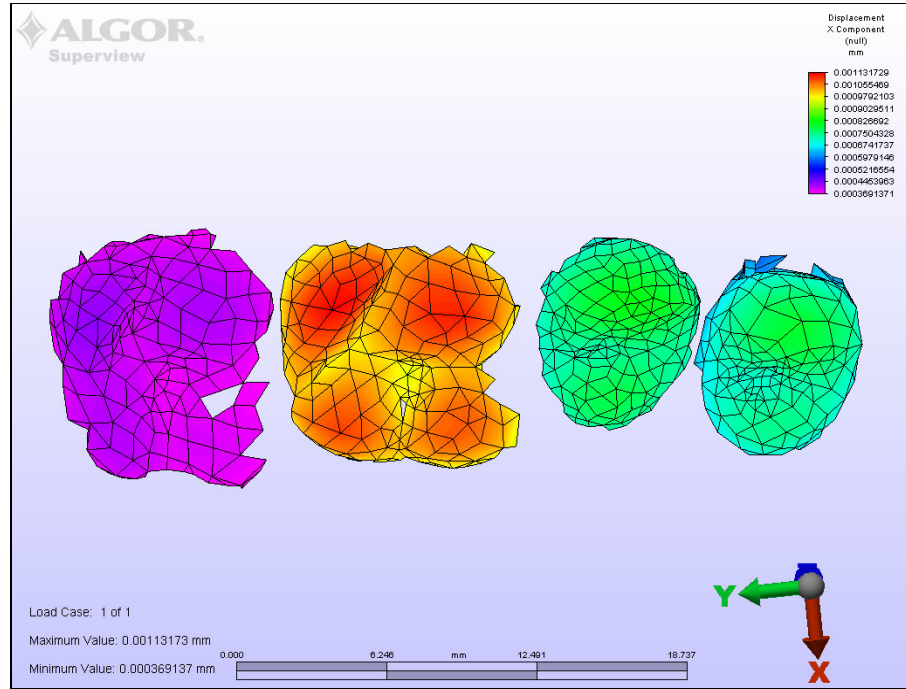
1. Küçük azı V.	$5,4 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	$3,2 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı V.	$10,3 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı P.	$8,3 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MV.	$24,8 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DV.	$25,3 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MP.	$21,6 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DP.	$21,6 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MV.	$7,7 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DV.	$6,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MP.	$6,9 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DP.	$5,9 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal, MV: Mezi vestibül, MP: Mezi palatinal, DV: Dist vestibül, DP: Dist palatinal

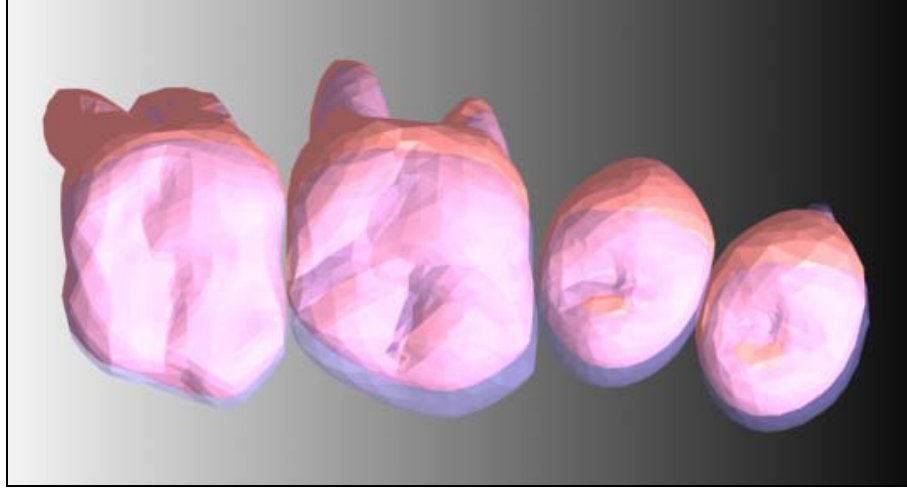
4.3.2.3. Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait vestibülopalatinal yöndeki yer değiştirme değerleri 3×10^{-4} ile 11×10^{-4} mm arasında değişim göstermekte olup, segmenti oluşturan tüm dişlerde vestibüler yönde hareket görölmektedir (şekil 4.32, 4.33).

Maksimum hareket birinci büyük azı dişinde meydana gelmiş olup 9×10^{-4} ile 11×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum hareket ikinci büyük azı dişinde 3×10^{-4} ile 4×10^{-4} mm aralığında meydana gelmiş olup, maksimum hareket değeri ile minimum hareket değeri arasında maksimum değerin % 68'i kadar bir fark bulunmaktadır. Birinci ve ikinci küçük azı dişlerinde, 6×10^{-4} ile 9×10^{-4} mm aralığında birbirine yakın yer değiştirme değerleri elde edilmiştir. Tüm dişlerde görölen vestibüler yönde hareket, dişler arasında homojen dağılım göstermemektedir (şekil 4.32, 4.33).



şekil 4-32: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 3 (Okluzal)



Şekil 4-33: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 3 (Okluzal)

4.4.Dördüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde intrüziv kuvvetler posterior diş segmentlerine, birinci büyük azı dişlerinin vestibül tarafından uygulanmıştır. Bu modelde birinci büyük azı dişlerini birleştiren tek transpalatinal ark kullanılmıştır.

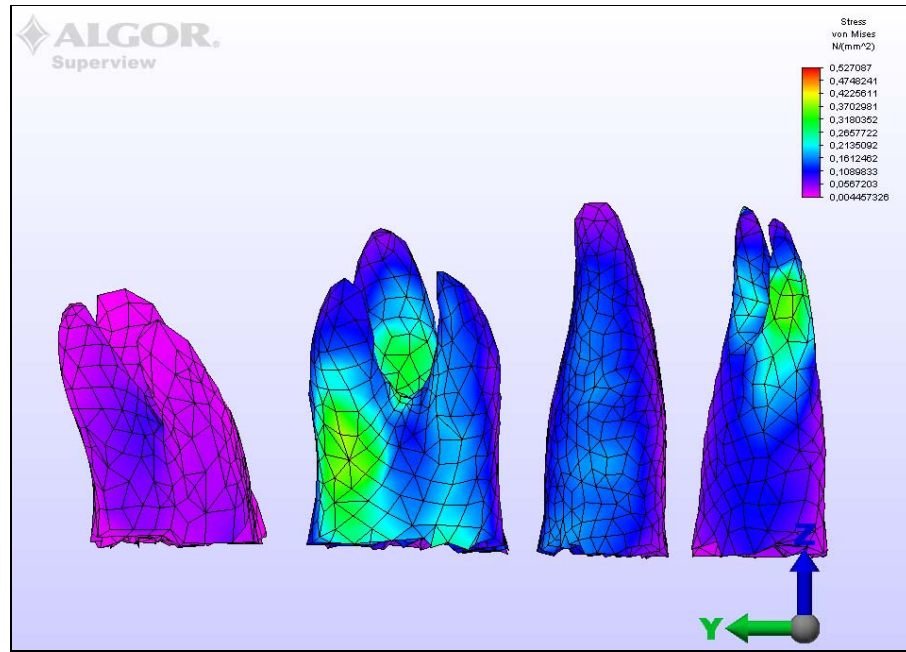
4.4.1.Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Çalışmamızda oluşturulmuş olan dördüncü modele kuvvet uygulanması sonucu, segmenti oluşturan dişlerin kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme değerleri 3×10^{-3} ile 694×10^{-3} MPa arasında değişim göstermektedir (Şekil 4.34, 4.35, 4.36).

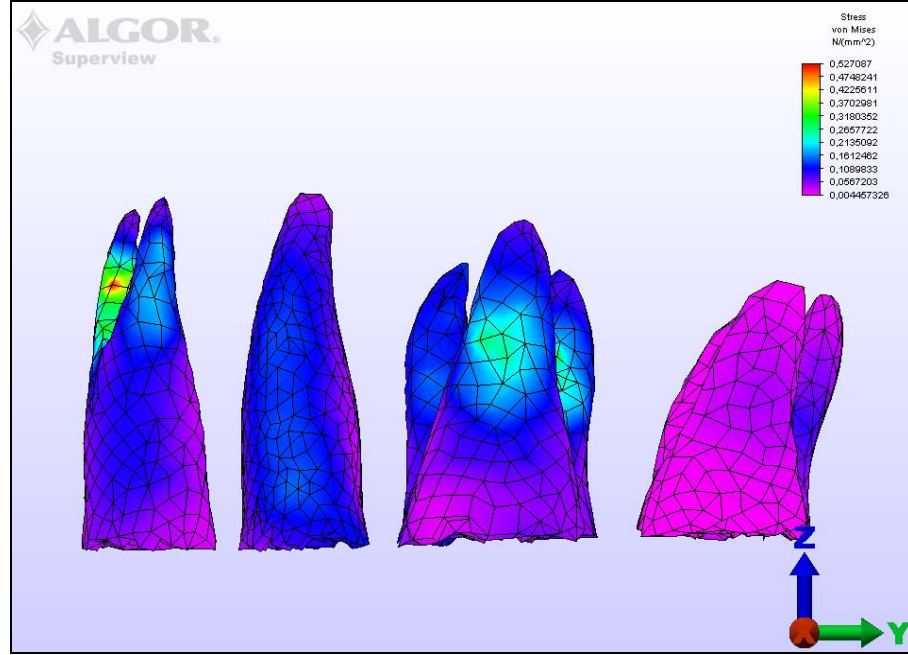
Maksimum gerilme değerleri, 400×10^{-3} ile 694×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin vestibüler ve palatinal kökünün, bifurkasyon ile kök ucu bölgesi arasında meydana gelmiştir. Orta düzeyde gerilme değerleri, 200×10^{-3} ile 400×10^{-3} MPa aralığında olmak üzere birinci küçük azı dişinin vestibüler kök yüzeyinde, birinci büyük azı dişinin distal kökünün bifurkasyon ile kole arasında kalan

yüzeyi, palatinal kökünün trifurkasyona yakın vestibüler yüzeyi, palatinal kökünün palatinal yüzeyi ve distal kökünün trifurkasyona yakın palatinal yüzeyinde meydana gelmiştir (Şekil 4.34, 4.35, 4.36).

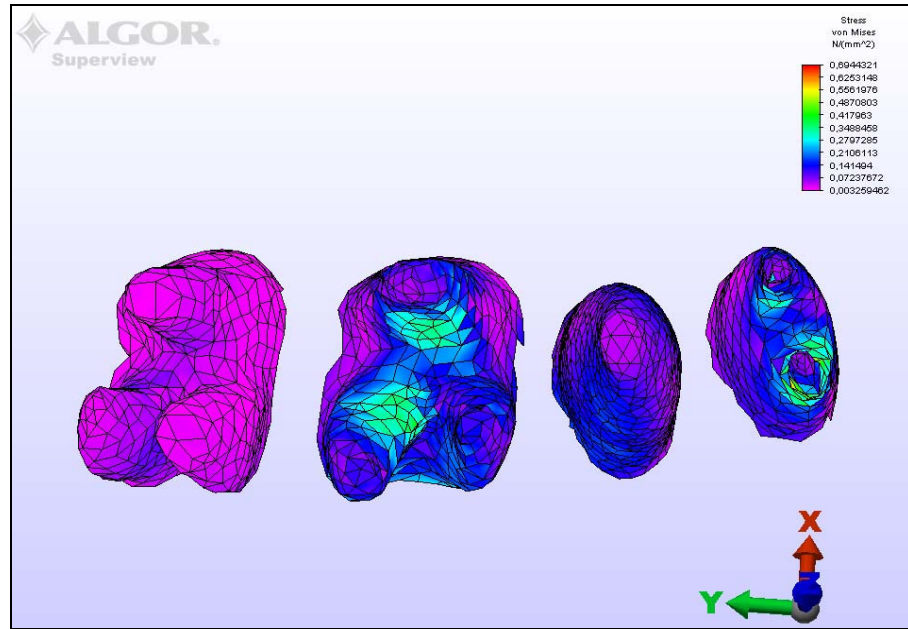
Geri kalan tüm kök yüzeylerinde, 3×10^{-3} ile 200×10^{-3} MPa aralığında gerilme değerleri gözlenmiş olup minimum değerler ikinci büyük azı dışında elde edilmiştir. Diş segmenti genelinde meydana gelen gerilme değerleri homojen dağılım göstermemektedir (Şekil 4.34, 4.35, 4.36).



Şekil 4-34: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Vestibül)



Şekil 4-35: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Palatinal)



Şekil 4-36: Kök yüzeylerinde meydana gelen gerilme dağılımı; Model 4 (Apikal)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde, maksimum değer birinci küçük azı dişinin palatinal kökünde meydana geldiği görülmektedir. Minimum değer ikinci büyük azı dişinin

mezial kökünde meydana gelmiştir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 92'si kadar bir fark bulunmaktadır. Birinci büyük azı dişinin mezial ve distal köklerinde maksimuma yakın gerilme değerleri elde edilmiş olup, diş segmenti genelinde kök uçlarında meydana gelen gerilme değerleri homojen dağılım göstermemektedir (Tablo 4.10)

Tablo 4-10: Kök uçlarına ait gerilme değerleri (MPa) - Model 4

1. Küçük azı V.	71×10^{-3}
1. Küçük azı P.	164×10^{-3}
2. Küçük azı	40×10^{-3}
1. Büyük azı M.	133×10^{-3}
1. Büyük azı D.	109×10^{-3}
1. Büyük azı P.	63×10^{-3}
2. Büyük azı M.	13×10^{-3}
2. Büyük azı D.	14×10^{-3}
2. Büyük azı P.	10×10^{-3}

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

4.4.2.Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

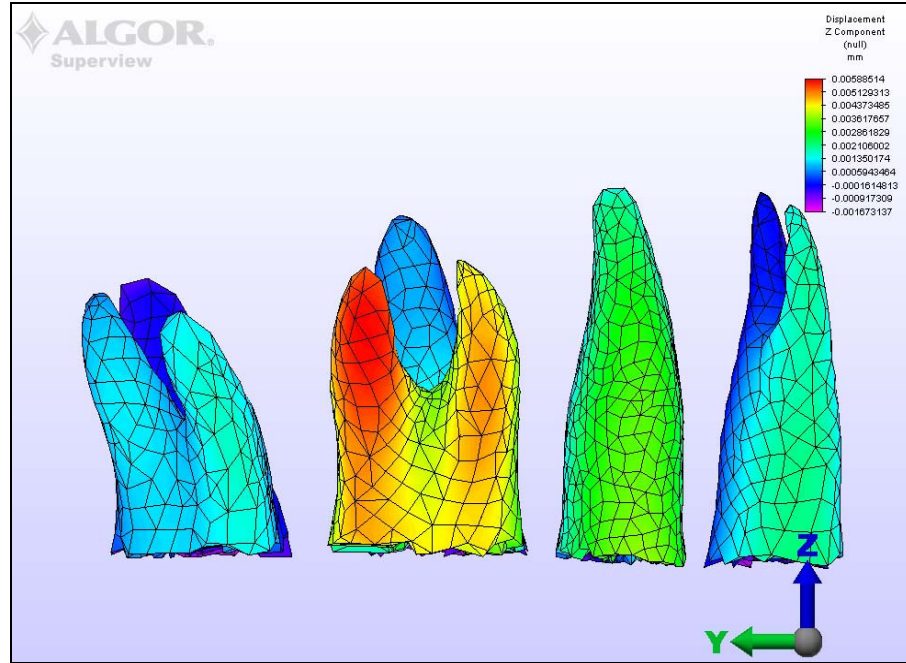
4.4.2.1.Köklerde Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Köklere ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri -16×10^{-4} ile 58×10^{-4} mm (negatif değerler ekstrüzyon hareketini belirtmektedir) arasında değişim göstermektedir.

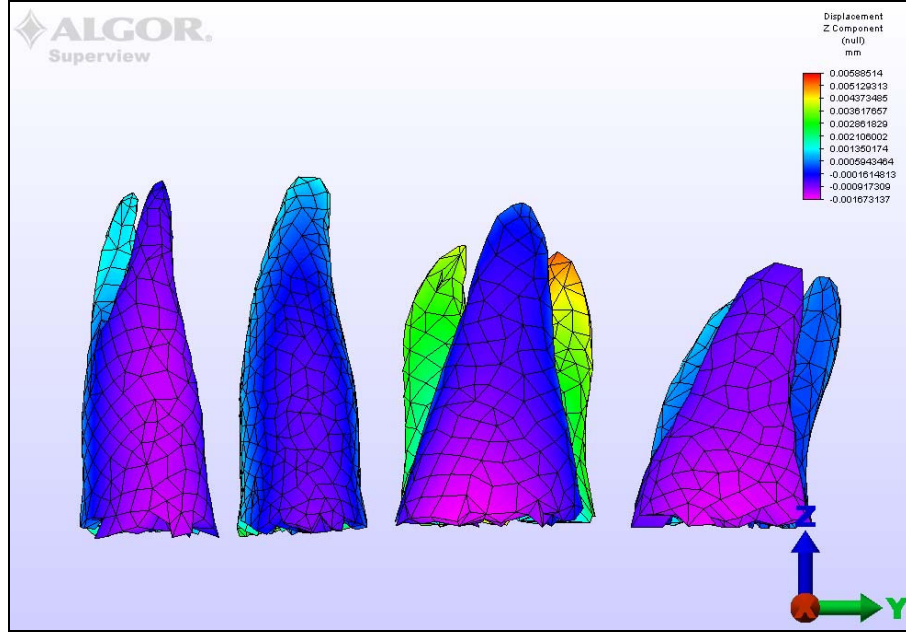
Maksimum intrüzyon birinci büyük azı dişinin vestibüler köklerinde meydana gelmiş olup 40×10^{-4} ile 58×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon birinci küçük

azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı dişlerinin palatinal kökünde meydana gelmiş olup 1×10^{-4} ile 5×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.37, 4.38).

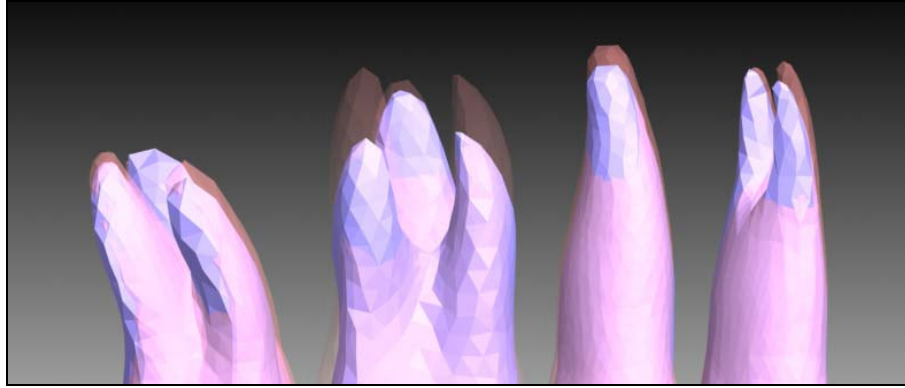
Segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler köklerinde palatinal köklerine oranla daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir (Şekil 4.37, 4.38, 4.39). Ekstrüzyon, segmenti oluşturan dişlerin palatinal köklerinde meydana gelmiş olup -1×10^{-4} ile -16×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.38).



Şekil 4-37: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Vestibül)



Şekil 4-38: Köklerde meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Palatinal)



Şekil 4-39: Uygulama öncesi ve sonrası kök konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Vestibül)

Segmenti oluşturan dişlerin kök uçlarında seçilmiş noktalarda meydana gelen hareket değerleri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değerinin birinci büyük azı dişinin distal kökünde, minimum değer ise birinci küçük azı dişinin palatinal kökünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum değer ile minimum değer arasında, maksimum değer % 95'i kadar bir fark bulunmaktadır. Ekstrüzyon hareketi sadece ikinci büyük azı dişinin kök ucunda görülmektedir. Tüm dişlerin vestibüler köklerinde, palatinal köklerinin en az 6 katı kadar intrüzyon meydana gelmiştir. İntrüzyon değerleri homojen dağılım göstermemektedir (Tablo 4.11).

Tablo 4-11: Kök uçlarının dikey yöndeki yer değiştirme değerleri (mm) - Model 4

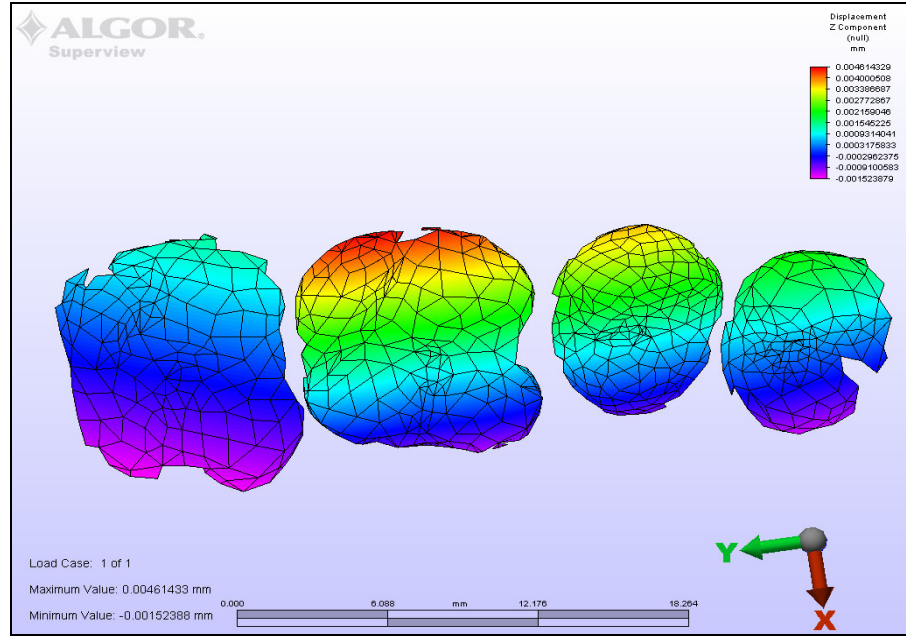
1. Küçük azı V.	$18,6 \times 10^{-4}$
1. Küçük azı P.	3×10^{-4}
2. Küçük azı	$24,5 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı M.	$47,4 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı D.	$58,2 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı P.	$6,6 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı M.	$12,7 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı D.	$6,9 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı P.	$-1,8 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal

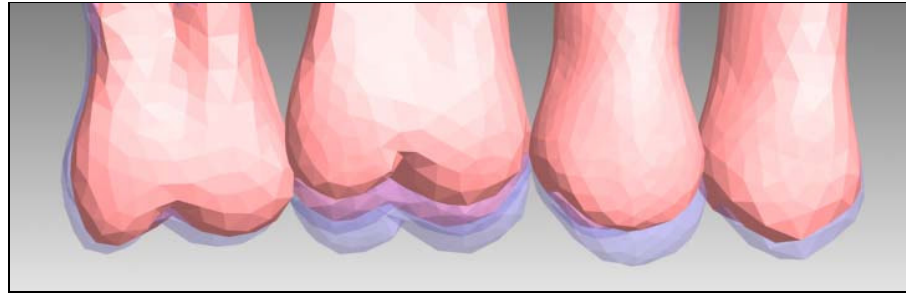
4.4.2.2. Kuronlarda Meydana Gelen Dikey Yöndeki Yer Değiştirmeler

Kuronlara ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri -15×10^{-4} ile 46×10^{-4} mm arasında değişim göstermektedir (negatif değerler ekstrüzyon hareketini belirtmektedir).

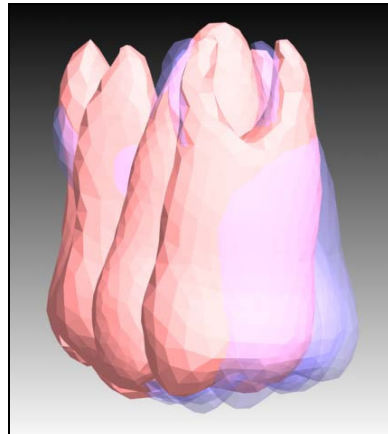
Segmenti oluşturan tüm dişlerin vestibüler tüberküllerinde intrüzyon, palatinal tüberküllerinde ise ekstrüzyon görülmektedir. Maksimum intrüzyon birinci büyük azı dişinin vestibüler tüberküllerinde meydana gelmiş olup 33×10^{-4} ile 46×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum intrüzyon ikinci büyük azı dişinin vestibüler tüberküllerinde meydana gelmiş olup 1×10^{-4} ile 9×10^{-4} mm aralığındadır. Maksimum ekstrüzyon ikinci büyük azı dişinin palatinal tüberküllerinde meydana gelmiş olup -15×10^{-4} ile -9×10^{-4} mm aralığındadır (Şekil 4.40, 4.41, 4.42).



Şekil 4-40: Kuronlarda meydana gelen dikey yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Okluzal)



Şekil 4-41: Uygulama öncesi ve sonrası kuron konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Vestibül)



Şekil 4-42: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması; Model 4 (Sagittal)

Tüberkül tepelerinde meydana gelen dikey yöndeki yer değıştirme değeri incelendiğinde, maksimum intrüzyon değeri birinci büyük azı dişinin distovestibüler tüberkülünde, minimum değeri ise ikinci büyük azı dişinin distovestibüler tüberkülünde meydana geldiği görülmektedir. Maksimum intrüzyon değeri ile minimum değeri arasında, maksimum değeri % 95'i kadar bir fark bulunmaktadır. Tüm dişlerin palatinal tüberküllerinde ekstrüzyon görülmektedir (Tablo 4.12).

Tablo 4-12: Tüberkül tepelerinin dikey yöndeki yer değıştirme değeri (mm) - Model 4

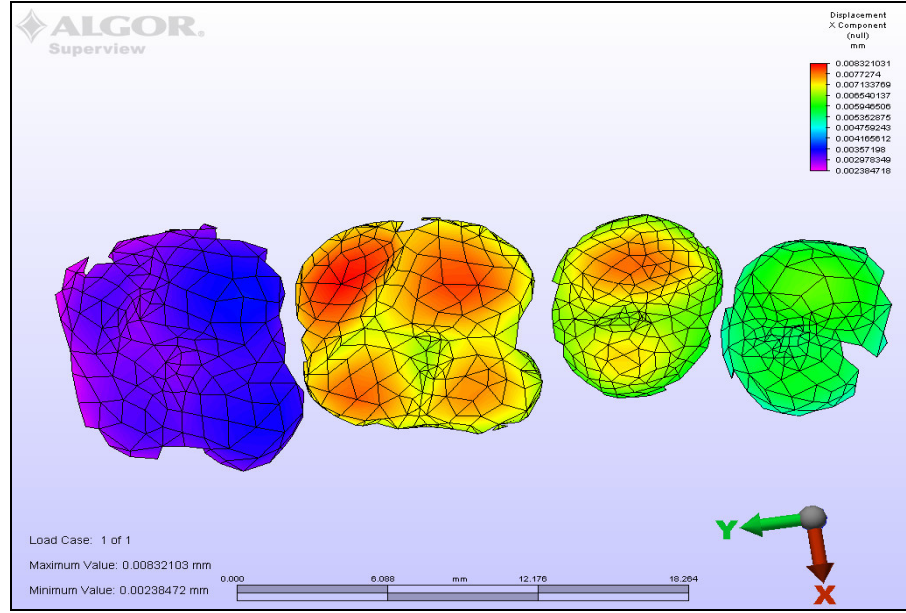
1. Küçük azı V.	4×10^{-4}
1. Küçük azı P.	$-11,6 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı V.	$15,7 \times 10^{-4}$
2. Küçük azı P.	$-6,7 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MV.	$17,5 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DV.	$22,6 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı MP.	$-10,2 \times 10^{-4}$
1. Büyük azı DP.	$-9,2 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı MV.	$3,4 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DV.	1×10^{-4}
2. Büyük azı MP.	$-10,3 \times 10^{-4}$
2. Büyük azı DP.	$-13,6 \times 10^{-4}$

V: Vestibül, P: Palatinal, M: Mezial, D: Distal, MV: Mezi vestibül, MP: Mezi palatinal, DV: Dist vestibül, DP: Dist palatinal

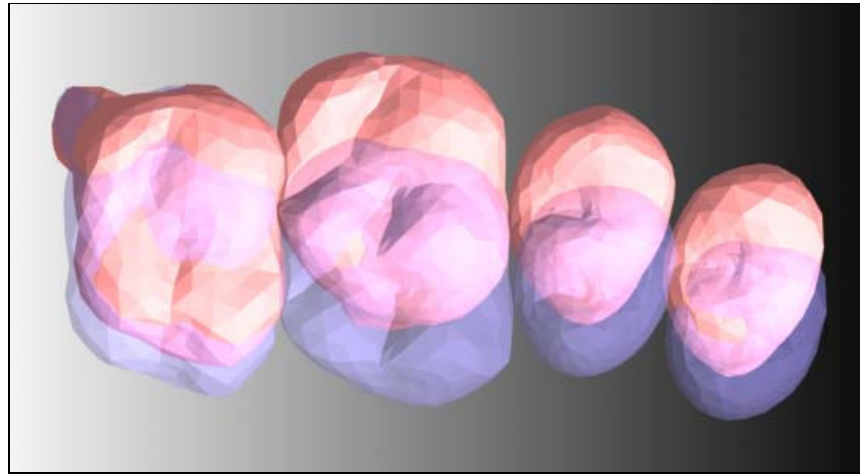
4.4.2.3. Kuronlarda Meydana Gelen Vestibülopalatinal Yöndeki Yer Değıştirmeler

Kuronlara ait vestibülopalatinal yöndeki yer değıştirme değeri 23×10^{-4} ile 83×10^{-4} mm arasında değışim göstermekte olup, Tüm dişlerde vestibüler yönde hareket görülmektedir (Şekil 4.43, 4.44). Maksimum hareket ikinci küçük azı dişi ile birinci

büyük azı dışında meydana gelmiş olup 60×10^{-4} ile 83×10^{-4} mm aralığındadır. Minimum hareket ikinci büyük azı dışında meydana gelmiş olup 23×10^{-3} ile 40×10^{-3} mm aralığındadır ve maksimum hareket değeri ile minimum hareket değeri arasında, maksimum değerin % 71'i kadar bir fark bulunmaktadır. Segmenti oluşturan dişlerin vestibüler yöndeki hareketi homojen dağılım göstermemektedir (Şekil 4.43, 4.44).



Şekil 4-43: Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki hareket dağılımı; Model 4 (Okluzal)



Şekil 4-44: Uygulama öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırması (Model 4, Okluzal)

5.TARTIŞMA

5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda mikro-implantlardan ankraj alan dört üst çene posterior intrüzyon mekaniğinin, dişler üzerinde meydana getirdiği gerilme ve birincil yer değiştirme etkileri sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

Ortodontide intrüzyon zor elde edilen bir diş hareketi olup, diş köklerinde rezorbsiyona neden olmamak için doğru planlama gerektirmektedir. Büyük azı dişlerinin intrüzyonu, bu dişlerin kök sayılarının fazla, ankraj değerlerinin yüksek ve geometrilerinin karmaşık olması nedeniyle, direnç merkezlerinin tahmininin güç olmasından dolayı diğer dişlere göre daha da zordur [2, 19, 112].

Posterior bölge dişlerinde intrüzyon, posterior dikey dentoalveoler gelişimin normal sınırları aşması ile meydana gelen ön açıklık olgularının tedavisinde, posterior dikey dentoalveoler gelişimin dikey kuvvetler ile baskılanmak istendiği olgularda (pasif intrüzyon) ve antagonisti olmadığı için ekstrüze olmuş dişlerin eski konumlarına getirilmesinde ayrı bir öneme sahiptir. Posterior dişlerde intrüzyon elde etmek için ısıрма blokları, ağız dışı apareyler, mıknaatışlı apareyler gibi pek çok geleneksel yöntem kullanılmaktadır. Bu geleneksel yöntemlerin, erişkin hastalarda intrüziv etkilerinin az olması, ankraj alınan dişlerde meydana getirdikleri yan etkilerin fazla olması ve hasta işbirliği gerektirmeleri nedeniyle, bu olumsuzlukların minimum olduğu iskeletsel ankraj aygıtlarını içeren intrüzyon mekaniklerinin kullanımları yaygınlaşmıştır [21, 71].

İskeletsel ankraj aygıtlarının, kendi yapılarında ve ilişkide oldukları kemik dokusunda meydana getirdiği gerilme ve yer değiştirmeler pek çok araştırmacı tarafından incelenmiş olmasına rağmen, posterior intrüzyon mekanikleri başta olmak üzere iskeletsel ankraj aygıtlarından ankraj alan pek çok mekaniğin, dokularda meydana

getirdiği gerilme ve yer değiştirmeler ile ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır [83, 96, 98]. Bu nedenle, çalışmamızda, mikro-implantlardan ankraj alan posterior intrüzyon mekaniklerinin, dişler üzerindeki gerilme ve yer değiştirme etkilerine yer verilmiştir.

Dişlere ortodontik kuvvet uygulanması ile periodontal membranda meydana gelen gerilme ve gerinimler, ilgili alveol kemiğinde yapım ve yıkım mekanizmaları başlatmakta, böylelikle de diş hareketi meydana gelmektedir. Diş hareketi sağlamak için gereken optimal kuvvet miktarı hâlen birçok araştırmanın konusudur. Bu aşamada aslında unutulmaması gereken, biyolojik cevabı başlatan unsurun uygulanan kuvvet değil, kuvvetin dokularda meydana getirdiği gerilme olduğudur [1, 2, 101].

Posterior bölgedeki dişlerin, segmental olarak intrüzyonunun istendiği durumlarda, bu bölgedeki dişler blok hale getirilip, intrüziv kuvvetler buradan uygulanmaktadır. İntrüzyonu istenen diş grubu, segmental ark teli ve braketler ya da dişlerin kuronlarını belirli oranda örten, akrilik ve benzeri materyaller ile blok hale getirilebilir [5, 6, 52, 71].

Dişlerin akrilik ve benzeri materyaller ile blok hale getirildiği sistemlerde, dişlerin oklüzeline gelen akrilik ya da benzer materyaller, ısırma bloğu etkisi göstermekte ve bazı çiğneme ve yüz kaslarının, alt ve üst çenedeki posterior dişlere ek intrüziv kuvvetler uygulamasına neden olmaktadır [44]. Bu bir avantaj olmakla birlikte çiğneme sisteminin uyguladığı kuvvetlerin özelliklerinin önceden bilinmemesi, uygulanan intrüzyon mekaniğinin etkilerinin tam olarak tahmin edilememesine neden olabilir. Ayrıca posterior ısırma bloklarının dentoalveoler etkilerinin dışında, iskeletsel etkilerinin de olduğu unutulmamalıdır [7, 8, 14, 44]. Bu sistemlerde intrüzyon, genellikle diş segmenti seviyelenmeden gerçekleştirilmektedir. Bundan dolayı intrüzyon sonrası yapılacak olası seviyeleme işlemi ile diş segmentinin konumu üç boyutta da tekrar değişeceğinden, genellikle intrüzyonun belirli bölgelerde yinelenmesi ya da tüberküllerde oluşacak erken temas bölgelerinin aşındırılması gibi ilave işlemlere ihtiyaç duyulabilir.

Dişlerin braketler ve ark telleri ile blok hale getirildiği sistemlerde, braket oluklarına yerleştirilecek telin, dişleri blok hale getirecek yeterli direnci sağlayabilmesi için mümkün olduğunca kalın olması gerekmektedir. Braket oluğu ile ark teli arasında kalacak boşluğun minimum olması, segmenti oluşturan dişlerde kontrol dışı hareketlerin sınırlandırılması açısından önemlidir . Kalın ark telinin braketlere uygulanabilmesi için de diş segmentinin önceden seviyelenmiş olması gereklidir. Bu da intrüzyon sonrası hedeflenen oklüzyona daha kolay ulaşılmasını sağlayacaktır [21, 22, 113].

Çalışmamızda, dişlerin segmental ark telleri ve braketler ile blok hale getirildiği intrüzyon sistemleri tercih edilmiştir. Seviyelenmiş diş segmentinin oluşturulması, modellenmiş dişlerin Roth değerlerine (Prescription) uygun şekilde ve “Ormco Tru – Arch” diş kavsi formu referans alınarak üst çene modeline yerleştirilmesi ile sağlanmıştır. İntrüziv kuvvetler ile dişlerin blok halde hareketlerinin sağlanabilmesi için çalışmamızda, $0,018 \times 0,025$ inç braketlere, $0,018 \times 0,025$ inç paslanmaz çelik ark telleri uygulanmıştır.

İntrüziv kuvvetlerin sadece vestibül taraftan uygulandığı posterior intrüzyon sistemlerinde, vestibüler yönde meydana gelecek devrilme hareketlerin engellenebilmesi için, diş kavsinin her iki tarafında oluşan, birbirine zıt yönlü momentlerin birbirini dengelemesi gerekmektedir. Bu da, posterior diş segmentleri arasında kuvvet aktarımını sağlayacak, transpalatinal arklar ya da yardımcı vestibüler arklar ile sağlanabilir[4-6, 19, 21, 52]. Çalışmamızda intrüziv kuvvetlerin sadece vestibüler taraftan uygulandığı modellerde, diş segmentlerinde oluşacak momentlerin dengelenmesi için kullanımı daha yaygın olan transpalatinal arklar tercih edilmiştir.

Özellikle, ön açık kapanışın posterior dişlerin intrüzyonu ile tedavi edildiği olgularda, posterior dişlerde meydana gelecek vestibülopalatinal yöndeki devrilmeler, tedavinin etkinliğini azaltmakta hatta kimi zaman kesiciler bölgesindeki açıklığın daha da artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle kullanılacak transpalatinal arkların, vestibüler yöndeki olası hareketleri engelleyebilmesi için yeterli dirence sahip olması

gerekmektedir. Çalışmamızda, transpalatinal ark içeren benzer mekaniklerin kullanıldığı çeşitli araştırmalara ait sonuçlar da değerlendirilerek, yeterli direnci göstereceğini düşündüğümüz 1,4 mm çapında, çelik transpalatinal arkların modellenmesi tercih edilmiştir [52, 53, 71].

Diş segmentine tek tarafından uygulanan intrüziv kuvvetlerin, segmentte meydana getireceği devrilmelerin miktarını belirleyen bir diğer etken de, transpalatinal ark ile diş segmenti arasındaki bağlantıdır. Bu bağlantının, diş segmentlerinin oluşan momentler yönünde devrilmesine izin vermeyecek özellikte olması gereklidir. Aksi halde bağlantının izin verdiği oranda devrilme hareketleri meydana gelecektir. Klinikte lehim tarzında tercih edilen bu bağlantı, çalışmamızda incelenen modellerde yapışık olarak tanımlanmıştır [19, 50, 53].

Transpalatinal ark içeren posterior intrüzyon mekaniklerinde dikkat edilmesi gereken bir diğer unsur da, kullanılan ark ile damak mukozası arasındaki mesafedir. Bu mesafenin dişlerde istenen intrüzyona izin verecek aralıkta olması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda, bu mesafenin 3 mm ile 5 mm arasında değiştiği görülmektedir [4, 19, 21, 71]. Buradan yola çıkarak, çalışmamızda oluşturulan transpalatinal arkların tümü, palatinal kemik yüzeyinin 5 mm uzağından geçecek şekilde modellenmiştir. Palatinal bölgede mukoza derinliğinin ortalama 2-3 mm olduğu göz önünde bulundurulursa, modellenen mekanikler, diş segmentlerinin 2-3 mm intrüzyonuna izin verecek şekilde planlanmıştır.

Çalışmamızda, ağız içinde çok sayıda yere uygulanabilmeleri, başarı oranlarının diğer iskeletsel ankraj aygıtları kadar yüksek olması, hastaya verdikleri rahatsızlığın diğer iskeletsel ankraj aygıtlarına göre oldukça az olması ve klinik uygulama kolaylığı gibi özelliklerinden ötürü iskeletsel ankraj aygıtı olarak mikro-implantlar tercih edilmiştir [66, 70, 114]. Mikro-implant uygulama bölgeleri olarak da, alveol kemiğinin vestibüler ve palatinal bölgeleri tercih edilmiştir. Yapılan araştırmalar bu bölgelerin, çoğunlukla, mikro-implant uygulamaları için yeterli miktarda ve kalitede kemiğe sahip olduğunu göstermektedir [50, 69, 75]. Ayrıca bu bölgelere yerleştirilen mikro-

implantlar, posterior dişlerin intrüzyonu için ideal doğrultulara yakın yönlerde kuvvet uygulanmasına olanak sağlamaktadır. Modelleme yapılırken, implant uygulanacak bölgelerin özelliklerinin verilmesi aşamasında, kortikal kemik ve periodontal membran kalınlıklarının ve özelliklerinin belirlenmesinde, bilgisayarlı tomografiden yararlanılarak kortikal kemik kalınlıklarının incelendiği çalışmalardan ve çeşitli sonlu elemanlar analizi çalışmalarından faydalanılmıştır [19, 24, 50, 69, 75, 97, 115].

Median ve paramedian palatinal bölgelerde kemik dokusu, önden arkaya doğru incelmektedir. Yapılan çalışmalar, bu bölgelere uygulanacak implantların mümkün olduğunca birinci küçük azı dişleri hizasından daha geriye uygulanmaması gerektiğini göstermektedir. Bu bölgeden ankraj alarak, birinci ve ikinci büyük azı dişlerine, dikey eksenleri doğrultusunda intrüziv kuvvet uygulamak, klinik açıdan pratik olmamakta, çoğu zaman biyomekanik açıdan da problemler yaratmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, palatinal median ve paramedian bölgelerin ankraj amaçlı kullanımı tercih edilmemiştir [53, 77, 80, 116-119].

Intrüziv kuvvet uygulayacak modülün, implant başı ile kuvvetin uygulanacağı yer arasına yerleştirilebilmesi için bu bölgede yeterli mesafe bulunmalıdır. Bu mesafe diş ya da dişlerde intrüzyon meydana geldikçe azalacağından, hedeflenen intrüzyon miktarına ulaşıncaya kadar yapılacak aktivasyonlara izin verecek genişlikte olmalıdır. Çalışmamızda implantların tümü, implant başı ile kuvvet uygulanacak nokta arası 9 mm olacak şekilde çene kemiğine yerleştirilmiştir. Klinik uygulamalarda bu değer hastanın özellikleri ve tedavi planlamasına göre farklılıklar gösterebilir [19, 50].

Çalışmamızda implant modellerinin, üst çene modeline yerleştirilmesi sırasında dikkat edilen bir diğer unsur da uygulandıkları açıdır. Yapılan çeşitli araştırmalar gerek komşu anatomik yapılara zarar vermemek gerekse implant ile kortikal kemik temas yüzeyini attırarak implant stabilitesine katkıda bulunmak için mikro-implantların, dikey eksenle 30° ile 40° arası bir açı yapacak şekilde kemik dokusuna yerleştirilmelerinin ideal olduğunu göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda, mikro-implantların her biri dikey eksenle 40° açı yapacak şekilde alveol kemiğine yerleştirilmiştir [4, 19, 50, 75].

Ortodontik diş hareketi için gerekli olan optimum kuvvet aralığı, ilgili dokulardaki biyolojik cevabı başlatabilecek ama aynı zamanda periodontal membranda iskemi oluşturmayacak şiddette olmalıdır. Bu kuvvet aralığının altında kalınması halinde diş hareketi olmamakta, üstüne çıkılması halinde ise ağrı, diş hareketinde azalma ve diş kökünde rezorbsiyon meydana gelmektedir. Dişlere uygulanacak optimum kuvvetin belirlenmesinde, elde edilmek istenen hareketin tipi, kök yüzeyinin morfolojisi ve alanı önemli rol oynamaktadır. İntrüzyon gibi, kuvvetlerin, kök yüzeyinde küçük bir alanda (apikal) yoğunlaştığı hareket tiplerinde, birim alana düşen kuvvet miktarını azaltmak için uygulanacak kuvvetlerin şiddeti küçük tutulmalıdır. Translasyon gibi kuvvetlerin geniş bir alanda dağıldığı hareket tiplerine ise intrüzyona oranla daha şiddetli kuvvetler uygulanabilir. Aynı şekilde tek köklü dişlerde benzer hareket elde etmek için, çok köklü dişlere oranla uygulanacak kuvvetler daha düşük şiddette olmalıdır[1, 2, 10].

Posterior dişlerde, kök sayılarının ve toplam kök yüzey alanlarının fazla olmasından ötürü, anterior dişlere oranla daha şiddetli intrüziv kuvvetlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bir çok kaynakta, anterior dişlerin intrüzyonu için gerekli optimal kuvvet şiddeti 10-20 gf olarak önerilmekte olup, küçük azı ve büyük azı dişlerinin intrüzyonu için gerekli optimum kuvvet hakkında yeterli bilgi bulunmamaktadır [1, 2, 120]. Kalra ve ark. yaptıkları çalışmada, posterior bölge dişlerinin her biri için 90 gf intrüziv kuvvet uygulamışlardır [13]. Park ve ark. üst büyük azı dişinin intrüzyonu için 200 – 300 gf kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, köklerde herhangi bir rezorbsiyon meydana gelmediğini belirtmişlerdir [17]. Yao ve ark. üst çene birinci ve ikinci büyük azı dişlerinin intrüzyonu ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, her bir diş için 150 – 200 gf kuvvet uygulamışlardır [121]. Erverdi ve ark. ise akrilik ile blok hale getirdikleri her bir posterior diş segmentine 400 gf intrüziv kuvvet uygulamışlardır [52]. Sugawara ve Nishimura da yine her bir diş segmentine 400 gf intrüziv kuvvet uygulayarak intrüzyon elde etmişlerdir [22]. Bu çalışmalarda da görüldüğü gibi küçük azı ve büyük azı dişlerinin intrüzyonu için uygulanan kuvvetler, araştırmacılar arasında değişkenlik göstermektedir. Çalışmamızda, daha önce yapılmış olan çalışmalar da göz önünde bulundurularak, her bir segmentinin intrüzyonu için toplam 300 gf kuvvet kullanılmıştır.

Dişlere uygulanacak optimum kuvvet ile diş köklerinin yüzey alan büyüklüğü arasında doğru orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Ortodontik kuvvetin, diş hareketini başlatabilmesi için periodontal membranda yeterli gerilme değerlerini sağlayacak şiddette olması gerekmektedir. Bu nedenle kök yüzey alanı büyük olan dişlere uygulanacak kuvvetlerin şiddeti, kök yüzeyi küçük olan dişlere oranla daha yüksek tutulmalıdır. Blok hale getirilmiş diş segmentlerinde ise, uygulanacak kuvvet ya da kuvvetlerin şiddet ve uygulama noktalarının belirlenebilmesi için, ilgili dişlerin kök yüzey alanlarının segment içindeki dağılımı göz önünde bulundurulmalıdır [1, 2, 10].

Çalışmamızda, her bir modelde diş segmentine uygulanan kuvvetlerin belirlenmesi için, modellenmiş olan dişlerin kök yüzey alanlarının, diş segmentindeki anteroposterior ve vetibülopalatinal yöndeki dağılım oranlarından faydalanılmıştır. Çalışmamızdaki modellerde hesaplanmış olan, büyük azı dişlerinin toplam kök yüzey alanı ile küçük azı dişlerinin toplam kök yüzey alanı arasındaki 1,93'lük oran (2 kabul edilmiştir), Hujoel'in 1950-1992 yılları arasında yayımlanmış 22 çalışmadan meta analizi kullanarak hesapladığı, aynı dişlere ait kök yüzey alanları ile çalışmamızda tekrar hesaplandığında, 1,86 olarak bulunmuştur [122]. Bu iki oranın birbirine yakın olması, çalışmamızda oluşturulmuş olan diş köklerine ait modellerin gerçeğe yakınlığını göstermektedir.

Gerilme değerlerinin incelenmesinde gerilim ölçer (strain gauge) ile analiz yöntemi , fotoelastik gerilme analizi yöntemi, sonlu elemanlar analizi yöntemi gibi çeşitli in-vitro yöntemler kullanılmaktadır [101, 123, 124, 125 (kaynak:101 p.499), 126 (kaynak: 101 p.499)].

Gerilim ölçerlerin kullanıldığı analiz metodunda dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için invaziv bir yöntem olarak gerilim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir [101, 125 (kaynak:101 p.499), 126(kaynak: 101 p.499)].

Fotoelastik gerilme analizi metodunda, gerilme değerlerinin inceleneceği yapının fotoelastik malzemeden modeli yapılmaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılmaması, karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine neden olmaktadır [101, 124].

Diğer analizlerin bu dezavantajlarına karşın, sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapılarda meydana gelen gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Yöntem, analizi yapılacak yapıların, asıllarına en yakın şekilde modellenmesi ve yapıların fiziksel özelliklerinin de oluşturulan modellere yansıtılması ile gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerin gerçeğe en yakın şekilde hesaplanmasına olanak sağlamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda gerilme ve yer değiştirme değerlerinin incelenmesinde sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır [26, 101, 127, 128].

Çalışmamızda, dişlerde ve kemik dokusunda, periodontal membrana oranla oldukça küçük değerlerde gerinmeler meydana gelmiştir. Bu fark, dişlerin ve kemik dokusunun elastik modülünün (young modülü), periodontal membrana göre 1.000 kattan daha fazla değere sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Dolayısı ile çalışmamızda hesaplanan, dişlere ait yer değiştirme değerleri, büyük oranda periodontal bmembrandaki gerinmelere bağlı olarak meydana gelmiştir. Oysa bilindiği gibi, bir dişin periodontal membran içinde yer değiştirmesinin ardından, periodontal membran ve çevre dokularda bir takım histolojik değişiklikler olmakta ve bunun sonucu hem birincil harekette hem de ilgili dokuların elastik modülü ve poisson oranı gibi fiziksel özelliklerinde değişiklikler meydana gelmektedir. Bu nedenle çalışmamızda belirtilmiş olan diş hareketlerinin, klinik uygulamalarda farklılıklar gösterebileceği göz önünde bulundurulmalıdır [24, 115, 128].

5.2.Bulguların Tartışılması

5.2.1.Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda ele alınan birinci modelde, intrüzyonu istenen posterior diş segmentine, dört mikro-implanttan ankraj alarak anterior ve posteriorda, vestibül ve palatinalden taraftan olmak üzere dört noktadan intrüziv kuvvet uygulanmıştır.

Bu modelde meydana gelen gerilmeler incelendiğinde, maksimum değerlerin birinci küçük azı dişinin vestibüler ve palatinal kökü ile köklerin birleştiği bifurkasyon bölgesinde meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.1, 4.2, 4.3). Diş segmentine, anteriorda daha düşük intrüziv kuvvetler uygulanmış olsa da, birinci küçük azı dişinin köklerinde meydana gelen yüksek gerilmelerin, bu dişin her iki kök yüzey alanının da diğer dişlerin köklerine oranla daha küçük olmasından ve geometrisinden kaynaklandığı anlaşılmaktadır. Benzer nedenlerle, birinci büyük azı dişinin mezial kök ucunda da gerilme değerleri yüksek görülmektedir. Belirtilmiş olan bölgelerde gerilme değerlerinin yüksek çıkması, bu bölgeleri kök rezorbsiyonu açısından riskli hale getirmektedir. Demirkaya ve ark. zigomatik miniplaklar yardımı ile üst çene posterior dişlerin intrüzyonunu gerçekleştirdikleri olgulara ait radyografik verileri, kök rezorbsiyonu açısından değerlendirdikleri makalelerinde, birinci büyük azı dişinin mezial kökünde istatistiksel olarak anlamlı derecede rezorbsiyon meydana geldiğini belirtmişlerdir [54]. Harris ve ark. birinci küçük azı dişlerinin intrüzyonu ve rezorbsiyon ile ilgili çalışmalarında, rezorbsiyon miktarının diş kökünün 1/3'lük apikal kısmında (bifurkasyondan apikale doğru olan çift kök bölgesi) arttığını belirtmişlerdir [129]. Harry ve Sims de aynı konu üzerinde yaptıkları çalışmada, Harris ve ark. ile benzer sonuçlar elde etmişlerdir [130]. Bu nedenle posterior intrüzyon mekaniklerinin kullanımında, kök rezorbsiyon riskini azaltmak için özellikle birinci küçük azı dişlerine diğer posterior dişlere oranla daha düşük şiddette intrüziv kuvvetler uygulanmalıdır.

Birinci modelde diğer modellerde de görüleceği gibi, kuvvet uygulama noktalarına yakın kök yüzeylerindeki gerilme değerleri yüksek çıkmıştır (Şekil 4.1, 4.2);

ancak bu modelde dört noktadan intrüziv kuvvet uygulanması (toplam kuvvetin dörde bölünmesi) diğer modellere oranla kuvvet uygulama noktalarına yakın bölgelerde daha düşük düzeyde gerilmelerin meydana gelmesine yol açmıştır. Aynı zamanda dört ayrı noktadan kuvvet uygulanması, gerilmelerin daha homojen dağılmasını sağlamıştır. Bu da gerek rezorbsiyon riskinin minimuma indirilmesi, gerekse dişlerde birbirine yakın değerlerde intrüzyon elde edilmesi açısından önemlidir [19, 26, 83, 92, 97].

Birinci modelde uygulanacak kuvvetlerin kararlaştırılması aşamasında yaptığımız ön çalışmada, her bir implanttan diş segmentine 75 gf kuvvet uygulanmış ve sonuç olarak da diş segmentinde anterior ve palatinal yönlerde belirgin devrilmeler meydana geldiği görülmüştür. Küçük azı dişlerinin ankraj değerlerinin, büyük azı dişlerinden az olmasından ötürü, her iki bölgeye de eşit kuvvet uygulanması halinde, diş segmentinde anterior yönde devrilme meydana gelecektir. Benzer şekilde vestibül ve palatinal taraftan eş kuvvetlerin uygulanması ile ankraj değeri daha düşük (toplam kök yüzey alanı küçük olan) olan palatinal köklerde, vestibüler köklere oranla daha fazla intrüzyon meydana gelecek, diş segmenti palatinal tarafa devrilecektir. Yao ve ark. vestibül ve palatinalden eşit kuvvetler uygulayarak, posterior dişlerin intrüzyonunu gerçekleştirdikleri çalışmalarında, palatinal tüberküllerin, vestibüler tüberküllere oranla daha kısa zamanda intrüze olduklarını bildirmişlerdir. Araştırmacılar elde ettikleri sonucun, vestibüler ve palatinal kökler arasındaki kemik direnci ve konfigürasyon farklılığından kaynaklanmış olabileceğini belirtmişlerdir [121]. Palatinal tarafa devrilme eğiliminin bir diğer nedeni de, bu bölgenin dikey düzleme göre eğiminin, vestibüler bölgeye oranla daha fazla olmasıdır. Böylece buradan diş segmentine uygulanan eşit kuvvetlerin yatay bileşenleri, vestibülden uygulananlara oranla daha büyük olmaktadır. Kravitz ve ark. da 2007'de yayımlanan makalelerinde, palatinal ve vestibülden eş zamanlı kuvvetlerin uygulandığı posterior intrüzyon sistemlerinde, palatinal kemiğin eğiminden dolayı bu yönde devrilme meydana geleceğini belirtmişlerdir [4].

Çalışmamızda, anteroposterior ve vestibülolingual yönde oluşabilecek devrilme hareketlerinin minimuma indirilmesi için belirlenmiş olan (posterior/anterior = 2, vestibül/palatinal = 1,5 kuvvet) kuvvet oranlarının uygulanması ile köklerde meydana gelen intrüzyon hareketleri incelendiğinde, elde edilen değerlerin birbirine yakın olduğu

görülmüştür (Şekil 4.4, 4.5, 4.6, 4.8, 4.9, Tablo 4.2). Yine de diş segmentinde vestibül yönlü bir devrilme söz konusudur. Tüberkül tepelerinde meydana gelen intrüzyon miktarları ile kök ucu intrüzyon miktarlarının da birbirlerine yakın olması, bu devrilme hareketinin minimum olduğunu göstermektedir (Tablo 4.2, 4.3). Az da olsa meydana gelen devrilme, oluşturulan oranlara rağmen vestibül taraftan uygulanan kuvvetlerin baskın olduğunu göstermektedir.

Diş segmentine anterior ve posteriorda, vestibüler ve palatinal taraftan olmak üzere aynı anda dört noktadan intrüziv kuvvet uygulanması, hekimin diş segmenti üzerindeki kontrolünü arttırmaktadır. Böylelikle klinik uygulama sırasında kuvvet oranlarının değiştirilmesi ile diş segmentinin hareketinde değişiklikler yapılabilir. Benzer olarak Park ve ark. büyük azı dişlerinin intrüzyonu esnasında meydana gelebilecek meziodistal ve vestibülopalatinal yöndeki devrilmelerin, intrüzyon kuvvetlerinin vestibüler ve palatinal alveol kemiğine yerleştirilecek ikişer mikro-implanttan ankraj olarak dört noktadan uygulanması ile engellenebileceğini belirtmişlerdir [19]. Melsen ve Fiorelli'de, 1996'da yayımlanan makalelerinde, büyük azı dişlerinin intrüzyonu esnasında vestibülopalatinal yöndeki hareketlerin, intrüzyon kuvvetinin her iki taraftan da aynı anda uygulanması ile engellenebileceğini vurgulamışlardır [131].

Diş segmenti başına uygulanan mikro-implant sayısının artırılması, özellikle palatinal tarafta mikro-implantların hastaya verdiği rahatsızlığı arttırmaktadır. Fakat, palatinal tarafa uygulanan mikro-implantların yerine kullanılacak transpalatinal arkların da benzer şekilde hasta rahatsızlığını arttırdığı göz önünde bulundurulmalıdır [4, 19, 50, 66, 132, 133].

5.2.2.İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda incelenen ikinci modelde, üst çene sağ ve sol posterior diş segmentlerine, vestibül tarafta birinci ve ikinci küçük azı dişleri arası ile birinci ve ikinci büyük azı dişleri arasına yerleştirilmiş mikro-implantlardan ankraj alınarak

intrüziv kuvvetler uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetlerin, segmentleri devirici momentlerinin dengelenmesi için, iki adet transpalatinal arkta kullanılmıştır.

İkinci modelde meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde maksimum gerilmelerin, birinci küçük azı dişinin vestibüler ve palatinal kökünün, bifurkasyon ile kök ucu bölgesi arasında olduğu görülmektedir (Şekil 4.12, 4.13, 4.14). Bu bölgeye uygulanan intrüziv kuvvetin, diğer bölgelere göre yüksek gerilmeler meydana getirmesi, birinci küçük azı dişinin köklerinin geometrileri ve yüzey alanlarının küçük olmasından kaynaklanmaktadır. Gerilme değerlerinin yüksek olması, bu bölgeleri rezorbsiyon açısından riskli hale getirmektedir. Maksimum gerilme bölgelerinin, Harris ve ark. ile Harry ve Sims'in yaptıkları birinci küçük azı dişlerinin intrüzyonu ve rezorbsiyon ile ilgili çalışmalarında belirtilen rezorbsiyon bölgeleri ile çakışıyor olması, bulgularımızı desteklemektedir [129, 130].

Diğer modeller ile benzer olarak, bu modelde de kuvvet uygulama noktalarına yakın bölgelerdeki gerilme değerleri yüksek çıkmıştır (Şekil 4.12). Bu bölgelerin de potansiyel rezorbsiyon bölgeleri olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Genel olarak bakıldığında tüm diş köklerinin vestibüler yüzeylerinde, palatinal yüzeylerine oranla yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir (Şekil 4.12, 4.13). Az da olsa bu farkın oluşması, intrüziv kuvvetlerin, diş segmentlerinin sadece vestibül taraftan uygulanıyor olmasından ve vestibüler yönde meydana gelen devrilmelerden kaynaklanmaktadır. Farkın küçük olması, kullanılan transpalatinal arkların tam olmasa da, büyük oranda oluşan momentleri dengelediğini göstermektedir.

Köklerde meydana gelen intrüzyon değerlerine ait bulgulara bakıldığında, genel olarak vestibüler köklerde palatinal köklere göre daha fazla intrüzyon meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.15, 4.16, 4.17). Kök uçlarında meydana gelen intrüzyon miktarları birbirleri ile karşılaştırıldığında da vestibüler kök uçlarında, palatinallere oranla ortalama 3 kat daha fazla intrüzyon meydana geldiği görülmektedir (Tablo 4.5). Ayrıca tüm kök uçlarında intrüzyon görülürken, vestibüler tüberkülde intrüzyon,

palatinal tüberküllerde ise ekstrüzyon meydana gelmiş olması, diş segmentlerinin, kök ucuna yakın bir noktadan vestibül tarafa doğru devrildiğini göstermektedir (Tablo 4.5, 4.6, Şekil 4.20). İntrüziv kuvvetlerin diş segmentlerinin sadece vestibül tarafından uygulanmış olması, iki transpalatinal ark kullanılmış olsa da, diş segmentlerinin vestibüler yönde devrilmesini tam olarak engelleyememiştir. Kuronlarda meydana gelen vestibülopalatinal yöndeki yer değiştirme değerlerine bakıldığında, segmenti oluşturan tüm dişlerde vestibüler yönde hareket görülmesinin nedeni de budur (Şekil 4.21, 4.22).

Temel olarak vestibül taraftan intrüziv kuvvet ya da kuvvetlerin uygulanması sonucu diş segmentinde meydana gelecek bu yöndeki hareketlerin miktarını, kullanılan transpalatinal arkın kalınlığı, sayısı ve vestibül taraftan uygulanan kuvvet özellikleri belirlemektedir. Bu modele benzer sistemlerde, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin özelliklerinin hekim tarafından kolaylıkla değiştirilebilmesine karşın, dişlerdeki halkalara lehimlenmesi önerilen transpalatinal arkların kalınlık ya da konumlarının değiştirilmesi pratik değildir. Bu nedenle transpalatinal ark içeren sistemlerde uygulanan kuvvetlerin ve transpalatinal arkların özelliklerinin (kalınlık, konum) doğru planlanması önemlidir.

Park ve ark. vestibülde mikro-implantlardan ankraj alıp, palatinalde transpalatinal ark kullandıkları ön açıklık tedavisinde, başarılı bir şekilde posterior intrüzyon elde ettiklerini bildirmişlerdir [19]. Erverdi ve ark. da palatinalde çift transpalatinal ark kullanıp, intrüziv kuvvetleri vestibül taraftan uyguladıkları çalışmalarında, posterior bölgede başarılı bir şekilde intrüzyon elde etmişlerdir [52]. Bu çalışmalardan da anlaşılacağı gibi doğru planlama ile palatinal tarafta iskeletsel ankraj aygıtlarına gerek kalmadan, transpalatinal arklar kullanılarak, sağlıklı bir şekilde posterior intrüzyon elde edilebilir.

Oluşturulmuş olan ikinci modele benzer sistemlerde, vestibülolingual yöndeki hareket kontrolü transpalatinal arklar ile sabit bir şekilde sağlanmaktadır. Anteroposterior yöndeki hareketler ise, bu bölgelere uygulanan kuvvetlerde değişiklikler yapılarak, istenildiği gibi kontrol edilebilir. Uygulanan kuvvetlerin

şiddetlerinde yapılacak değişiklikler ile diş segmentinin anterior ve posterior bölgelerinde asimetrik intrüzyonların gerçekleştirilebilmesi, böyle bir ihtiyacın hissedildiği tedavilerde hekime büyük avantaj sağlayacaktır.

5.2.3.Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda incelenen üçüncü modelde, posterior diş segmentine, birinci büyük azı dişinin vestibül ve palatinaline yerleştirilen birer mikro-implanttan ankraj alınarak intrüziv kuvvetler uygulanmıştır.

Üçüncü modelde maksimum gerilme değerleri, birinci büyük azı dişinin vestibüler kök yüzeyi ile trifurkasyon bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.23, 4.24, 4.25). Genel olarak birinci büyük azı dişi köklerinde, segmenti oluşturan diğer dişlere oranla daha yüksek gerilme değerleri görülmekte olup bu bulgu, intrüziv kuvvetlerin birinci büyük azı dişinden (vestibül ve palatinalinden) uygulanmış olmasından ve bu dişin diğerlerine oranla daha fazla miktarda vestibül tarafa devrilmesinden kaynaklanmaktadır (Şekil 4.23, 4.24, 4.26, 4.27, 4.28). Kök ucu gerilme değerleri incelendiğinde, birinci büyük azı dişinin mezial kökünde maksimum gerilmenin meydana geldiği görülmektedir (Tablo 4.7). Mezial kökün yüzey alanının, aynı dişin diğer köklerine oranla daha küçük olması, uygulanan kuvvetlerin burada daha yüksek değerlerde gerilmeler meydana getirmesine neden olmuştur. Bu bulgulardan yola çıkarak, benzer intrüzyon mekaniklerinin kullanımında özellikle mezial kök olmak üzere birinci büyük azı dişi köklerinde rezorbsiyon meydana gelme olasılığının, diğer bölgelere oranla fazla olacağı söylenebilir.

Köklerde meydana gelen gerilme değerleri genel olarak incelendiğinde, intrüziv kuvvetlerin uygulandığı birinci büyük azı dişi merkez olmak üzere, diş segmentinin anterior ve posterioruna doğru gerilme değerlerinin azaldığı görülmektedir (Şekil 4.23, 4.24, Tablo 4.7). İstisna olarak birinci küçük azı dişinin köklerinde meydana gelen gerilme değerleri, ikinci küçük azı dişinden yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni daha önce de belirtildiği gibi birinci küçük azı dişinin her bir kökünün yüzey alanının diğer diş

köklerine oranla küçük olmasıdır. Gerilme değerlerinin birinci büyük azı dişinden anterior ve posteriora doğru azalması, diş segmentini blok hale getiren tellerin, çalışmamızda birinci büyük azı dişinden uygulanan kuvvetleri, homojen bir şekilde dağıtacak dirence sahip olmadığını göstermektedir. Buradan yola çıkarak, diş segmenti genelinde daha homojen bir dağılım elde edilebilmesi için (bu sistemde) daha kalın ark teli kullanımı ya da kuvvet şiddetinin düşürülmesi önerilebilir.

Üçüncü modele ait dikey yöndeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde, maksimumu birinci büyük azı dişinde olmak üzere segmenti oluşturan tüm diş köklerinde intrüzyon meydana geldiği görülmektedir (4.26, 4.27, 4.28). Gerilme değerleri gibi intrüzyon miktarları da, birinci büyük azı dişinden anterior ve posteriora doğru azalmakta olup minimum intrüzyon değerleri birinci küçük azı dişinin palatinal kökü ile ikinci büyük azı dişinin palatinal kökünde meydana gelmiştir (Şekil 4-27, Tablo 4-7). Gerilme değerlerinde olduğu gibi buradaki bulgular da kuvvet dağılımının yetersiz kalmasından kaynaklanmaktadır. Yao ve ark.nın, çalışmamızda oluşturulmuş olan üçüncü modele benzer mekanikler kullanarak 22 olguda posterior intrüzyon gerçekleştirdikleri çalışmalarının sonuçlarına göre, maksimum intrüzyon birinci büyük azı dişinde meydana gelmiş olup, çalışmamızda olduğu gibi intrüzyon değerleri anterior ve posterior yönde azalma göstermektedir [18]. Her iki çalışmada ortak olan bu bulgular, intrüziv kuvvetlerin diş segmentine sadece birinci büyük azı dişinden uygulanmış olmasından kaynaklanmaktadır.

Çalışmamızda tüberkül tepelerindeki maksimum intrüzyon değerlerinin birinci büyük azı dişinin distovestibüler tüberkülünde, minimum değerlerin ise birinci küçük azı dişinin palatinal tüberkülünde meydana geldiği görülmekte olup (Tablo 4.9) benzer bulgular Yao ve ark.nın klinik çalışmasında da bulunmuştur [18].

Dikey yer değiştirme değerlerinde dikkat çeken bir diğer bulgu da vestibüler köklerde, palatinal köklere oranla daha fazla intrüzyon meydana gelmiş olmasıdır (Şekil 4.26, 4.27, Tablo 4.8). Bu bulgu tüberküllerde de aynı şekilde meydana gelmiş olup, diş segmentinin vestibüler yönde devrildiğini göstermektedir (Şekil 4.31, Tablo 4.9).

Vestibüler tüberküller ile palatinal tüberküller arasındaki bu intrüzyon farkının küçük olması, devrilmenin minimum olduğu anlamına gelmektedir. Minimum da olsa vestibüler yönde bir hareket meydana gelmiş olması (Şekil 4-31, 4-32, 4-33), oluşturmuş olduğumuz kuvvet oranına (vestibül/palatinal = 1,5) rağmen vestibül taraftan uygulanan kuvvetin palatinal tarafa oranla baskın geldiğini göstermektedir. Bu model için de, vestibül ve palatinal taraflardan eş kuvvetler uygulanarak yapılan ön çalışmada, diş segmentinin daha şiddetli olarak fakat palatinal yönde devrildiği görülmüştür. Yao ve ark. da 2004 ve 2005 yıllarında, vestibül ve palatinalden eşit şiddette kuvvetler uygulayarak posterior intrüzyon gerçekleştirdikleri iki ayrı çalışmada, yaptığımız pilot çalışma ile benzer bulgular elde etmişlerdir [18, 121]. Buradan yola çıkarak, benzer sistemlerin kullanıldığı olgularda, eşit kuvvetler yerine, çalışmamızda oluşturulmuş olan oranlara benzer oranlarda kuvvetlerin uygulanması ile vestibülopalatinal yöndeki devrilmelerin azaltılabileceği söylenebilir .

Üçüncü modeldeki intrüzyon sisteminde, diş segmentine vestibül ve palatinalden aynı anda birbirinden bağımsız intrüziv kuvvetlerin uygulanabilmesi, klinisyene vestibülopalatinal yönde meydana gelebilecek birçok hareketi istediği gibi yönlendirme imkanı sağlamaktadır. Diğer taraftan intrüziv kuvvetlerin tümünün birinci büyük azı dışından uygulanıyor olması, uygulanan kuvvetlerin segment genelinde homojen olarak dağılmasını güçleştirmekte ve aynı zamanda bu dişin mezial kökü başta olmak üzere köklerinde rezorbsiyon meydana gelme olasılığını arttırmaktadır. İntrüziv kuvvetlerin anterioposterior yönde aynı bölgeden uygulanmasının bir diğer dezavantajı da, hekimin diş segmenti üzerinde bu yöndeki kontrolünün azalmasıdır.

5.2.4.Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda incelenen dördüncü modelde, diş segmentlerine, birinci büyük azı dişlerinin sadece vestibül tarafından intrüziv kuvvetler uygulanmış olup, meydana gelen momentleri dengelemek için tek transpalatinal ark kullanılmıştır. Bu modelde ankraj olarak, her iki tarafta da vestibüle yerleştirilmiş birer mikro-implant kullanılmıştır..

Dördüncü modelde meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde, birinci küçük azı dişinin her iki kökü ile birinci büyük azı dişinin köklerinin vestibüler yüzeyi ve trifurkasyon bölgesinde diğer bölgelere oranla oldukça şiddetli gerilmelerin meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.34, 4.35, 4.36). Kök ucu gerilme değerlerine bakılacak olursa, yine birinci küçük azı dişi ile birinci büyük azı dişinin köklerinde, segmenti oluşturan diğer dişlerin köklerine oranla oldukça büyük (minimum değer ile maksimum değer arasında, maksimum değer % 92'si kadar fark bulunmaktadır) gerilmelerin meydana geldiği görülmektedir (Tablo 4.10). Birinci küçük azı dişinin köklerinin yüzey alanının küçük olması ve intrüziv kuvvetin diş segmentine yalnızca birinci büyük azı dişinden uygulanmış olması, bu bölgelerde diğer bölgelere oranla daha şiddetli gerilmelerin meydana gelmesine neden olmuştur. Bu bölgelerde rezorbsiyon riskinin fazla olacağı unutulmamalıdır.

Bu modelde diş segmenti genelinde meydana gelen gerilme dağılımının homojen olması, dişleri blok hale getiren tellerin, kuvvet aktarımı için yeterli direnci sağlayamadığını göstermektedir. Bu modelde dişlerin, sadece vestibül taraflarından uygulanan teller ile blok hale getirilmiş olması yeterli direncin sağlanamamasında etken olabilir. Dolayısı ile benzer intrüzyon sistemlerinin kullanımında, dişlerin her iki taraflarından, uygulanabilecek en kalın teller ile blok hale getirilmesi ve uygulanan kuvvet şiddetinin düşürülmesi, gerilme dağılımlarını daha homojen hale getireceği gibi vestibül tarafa devrilme miktarını azaltacaktır.

Dördüncü modelde meydana gelen dikey yöndeki yer değişikliklerine ait bulgular incelendiğinde, segmenti oluşturan dişlerin vestibüler köklerinde palatinal köklere oranla daha fazla intrüzyon meydana geldiği görülmekte olup, aradaki fark büyüktür (Şekil 4.37, 4.38, Tablo 4.11). Tüberkül tepelerinde meydana gelen dikey hareketler incelendiğinde ise, tüm vestibüler tüberküllerde intrüzyon meydana gelirken, palatinal tüberküllerde ekstrüzyon meydana gelmiş olup, aradaki farkın büyük olduğu görülmektedir (Şekil 4.40, Tablo 4.12). Bu bulgulardan da anlaşılacağı gibi diş segmentlerinde vestibüler yönde şiddetli devrilme meydana gelmiştir (Şekil 4.42). İkinci büyük azı dişinin palatinal kökünde ekstrüzyon meydana gelmiş olması da, devrilmenin şiddetli olduğunu göstermektedir (Tablo 4.11). Vestibül yönde meydana

gelen hareketlerin bu denli şiddetli olması, kullanılan tek transpalatinal arkın yeterli direnci sağlayamadığını göstermektedir (Şekil 4.42, 4.43, 4.44).

Acar ve ark. SEM ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, vestibül taraftan intrüzyon kuvvet uyguladıkları birinci küçük azı dişlerinin köklerindeki, devrilme ile oluşan basınç bölgelerinde (vestibüler kökün vestibüler yüzeyi ile palatinal kökün apikale yakın palatinal yüzeyi) rezorbsiyon meydana geldiğini bildirmişlerdir [36]. Çalışmamızda da, diş segmentlerinde vestibüler yönde belirgin devrilme meydana gelmiş olmasından ötürü, segmentleri oluşturan dişlerin palatinal köklerinin apikale yakın palatinal yüzeyi ile vestibüler köklerinin vestibüler yüzeyinde, yüksek gerilme değerleri görülmektedir (Şekil 4.34, 4.35).

Bu modelde de dördüncü modelde olduğu gibi, köklerde meydana gelen intrüzyon miktarları birinci büyük azı dişinde maksimum seviyede olup, buradan anterior ve posteriora doğru azalmaktadır (Şekil 4.37, 4.38, 4.39, Tablo 4-11). Tüberkül tepelerinde meydana gelen intrüzyon miktarlarında da aynı durum söz konusudur (Şekil 4.40, 4-41, Tablo 4-12). Yao ve ark. da, sadece birinci büyük azı dişlerine kuvvet uygulayarak, ark telleri ve braketler ile blok hale getirilmiş posterior dişlerde intrüzyon gerçekleştirdikleri çalışmalarında, benzer bulgular elde etmişlerdir [18].

Erverdi ve ark. 2004 yılında yayımlanan, zigomatik plaklardan ankraj olarak posterior intrüzyon elde ettikleri çalışmalarında, intrüzyon sonrası açık kapanışın yanında, üst çenede tedavi öncesinde var olan posterior darlığın da düzeldiğini belirtmişlerdir [71]. Buradan yola çıkarak, 0,9 mm çapında tek transpalatinal ark kullandıkları çalışmalarında, posterior diş segmentlerinde vestibüler yönde hareket meydana geldiği söylenebilir. Çalışmamızda 1,4 mm çapında transpalatinal ark kullanılmış olmasına rağmen vestibüler yönde devrilme meydana gelmiştir. Diğer taraftan Kuroda ve ark. zigomatik bölgeye yerleştirdikleri titanyum vidalardan ankraj olarak başarılı bir şekilde posterior intrüzyon gerçekleştirdikleri klinik çalışmalarında, çalışmamızda olduğu gibi birinci büyük azı dişlerini birleştiren tek transpalatinal ark kullanmalarına rağmen herhangi bir devrilme ya da vestibül yönlü hareketten

bahsetmemişlerdir [5]. Mini-plaklardan ankraj alınarak benzer mekaniklerle gerçekleştirilmiş olan, Sugawara ve ark.nın çalışmalarında da herhangi bir devrilme hareketinden bahsedilmemiş olup, başarılı bir şekilde posterior intrüzyon elde edildiği belirtilmiştir [22]. Ancak Kuroda ve ark. ile Sugawara ve ark.nın çalışmalarında, çalışmamızdan farklı olarak, anterior dişlerde braket olmasa da tam ark teli (sağ ve sol segmentleri birleştiren tek ark) kullanılmış olmasının, vestibüler yöndeki diş hareketleri üzerine ek bir etkisinin olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

5.3.Sonuçlar

Çalışmamızda incelenmiş olan bütün modellerde, geometrilerinden ve yüzey alanlarının diğer diş köklerine göre küçük olmasından ötürü, birinci küçük azı dişinin kökleri ile birinci büyük azı dişinin mezial kökünün apikal bölgesinde yüksek gerilme değerleri görülmektedir. İntrüziv kuvvetlerin planlanması aşamasında, belirtilmiş olan bu bölgelerin kök rezorbsiyonu açısından riskli olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Tüm modeller içinde en homojen gerilme dağılımı birinci modelde meydana gelmiştir. Bu modelde intrüziv kuvvetlerin dört noktadan diş segmentine uygulanmış olması, diş köklerinde birbirine yakın, kuvvet uygulama noktalarına komşu bölgelerde ise diğer modellere oranla daha düşük düzeyde gerilmeler meydana getirmiştir.

İkinci modelde, birinci modelden sonra ideale en yakın gerilme dağılımı elde edilmiştir. İntrüziv kuvvetlerin, diş segmentinin anterior ve posteriorundan uygulanmış olması, bu bölgelerde birbirine yakın gerilmelerin meydana gelmesine yol açmıştır. Bu modelde çift transpalatinal ark kullanılmış olmasına rağmen, vestibüler ve palatinal köklerdeki gerilme değerleri birinci modeldekiler kadar homojen dağılmamıştır.

Üçüncü modelde gerilme değerleri diş segmenti genelinde homojen dağılım göstermemektedir. İntrüziv kuvvetlerin sadece birinci büyük azı dişinden uygulanmış olması, bu dişte, segmenti oluşturan diğer dişlere oranla daha yüksek gerilmelerin

meydana gelmesine neden olmuştur. Uygulanan kuvvetin azaltılması ya da dişlerin daha dirençli bir şekilde blok hale getirilmesi, gerilmelerin segment genelinde daha homojen dağılmasını sağlayabilir.

Tüm modeller içinde en sağlıksız gerilme dağılımı dördüncü modelde meydana gelmiştir. Bu modelde özellikle birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerinde, diğer modellere göre en yüksek gerilmeler meydana gelmiştir. Tüm modeller içinde en fazla devrilmenin bu modelde meydana gelmiş olması, gerilme değerlerinin diş segmenti genelinde yüksek çıkmasına neden olmuştur. Üçüncü modelde olduğu gibi bu modelde de intrüziv kuvvetlerin sadece birinci büyük azı dişinden uygulanmış olması, bu bölge ile diş segmentinin anterior ve posterior bölgeleri arasında gerilme değerlerinde hissedilir farklılıkların oluşmasına yol açmıştır.

Genel olarak, vestibül ve palatinal taraftan intrüziv kuvvetlerin uygulandığı birinci ve üçüncü modellerde, transpalatinal arkların kullanıldığı ikinci ve dördüncü modellere göre daha düşük şiddette gerilmeler meydana gelmiştir. Transpalatinal arkların kullanıldığı modellerde diş segmentlerinin vestibül tarafa daha fazla devrilmesi, bu modellerde gerilme değerlerinin diğerlerine oranla daha yüksek çıkmasına neden olmuştur. Transpalatinal arkların kullanıldığı sistemlerde, kuvvetlerin her iki taraftan da (vestibül, palatinal) uygulandığı sistemlere oranla daha düşük şiddette kuvvetler uygulanması, bu sistemlerde meydana gelen devrilmelerin azalmasını ve daha homojen gerilmelerin elde edilmesini sağlayabilir.

Oluşturulmuş olan modeller, diş segmentlerinde meydana gelen hareketler açısından değerlendirildiğinde, intrüziv kuvvetlerin anterior ve posteriordan uygulandığı birinci ve ikinci modelde, sadece birinci büyük azı dişinden kuvvet uygulanan üçüncü ve dördüncü modele göre anteroposterior yönde daha dengeli bir intrüzyon elde edilmiştir. Birinci ve ikinci modeldeki intrüzyon sistemlerinde kuvvetlerin, anterior ve posteriordan aynı anda uygulanması, bu bölgelerdeki intrüzyon miktarlarının kontrol edilebilmesi açısından da üçüncü ve dördüncü modellerdeki sistemlere göre avantaj sağlamaktadır.

Transpalatinal arkların kullanıldığı ikinci ve dördüncü modelde, intrüziv kuvvetlerin vestibüler ve palatinal taraftan uygulandığı birinci ve üçüncü modele göre daha fazla vestibüler tarafa devrilme meydana gelmiştir. Birinci ve üçüncü modele ait sistemlerde diş segmentine vestibül ve palatinalden aynı anda farklı kuvvetlerin uygulanabilmesi, hekime bu yönde meydana gelebilecek birçok hareketi kontrol etme imkanı sağlamakta olup bu imkan ikinci ve dördüncü modellerde oldukça kısıtlıdır.

Kendi aralarında değerlendirildiğinde çift transpalatinal ark kullanılmış olan ikinci modelde, tek arkın kullanıldığı dördüncü modele oranla vestibüler yönde daha az devrilme meydana gelmiştir. Devrilmenin azaltılması için tek transpalatinal arkın kullanıldığı sistemlerde, çift transpalatinal ark kullanılan sistemlere göre daha düşük şiddette kuvvetler tercih edilebilir.

Posterior diş segmentine, iskeletsel ankraj aygıtlarından destek alınarak, vestibül, palatinal, anterior ve posterior taraflardan aynı anda intrüziv kuvvetlerin uygulanması, gerilme değerlerinin daha homojen dağılmasını sağlayacağı gibi hekimin diş segmenti üzerindeki kontrolünü de arttıracaktır.

KAYNAKLAR

- (1) Graber TM, Vanarsdall RL Jr. *Orthodontics Current Principles and Techniques*. 3rd ed. Missouri: Mosby Inc; 2000.
- (2) Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St.Louis: Mosby Inc; 2000.
- (3) Tosun Y. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.
- (4) Kravitz ND, Kusnoto B, Tsay TP, Hohlt WF. The use of temporary anchorage devices for molar intrusion. *J Am Dent Assoc* 2007;**138**(1):56-64.
- (5) Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004;**74**(4):558-567.
- (6) Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**122**(6):593-600.
- (7) McNamara JA Jr. An experimental study of increased vertical dimension in the growing face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1977;**71**(4):382-395.
- (8) Altuna G, Woodside DG. Response of the midface to treatment with increased vertical occlusal forces. Treatment and posttreatment effects in monkeys. *Angle Orthod* 1985;**55**(3):251-263.
- (9) Dellinger EL. A clinical assessment of the Active Vertical Corrector - a nonsurgical alternative for skeletal open bite treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;**89**(5):428-436.
- (10) Ülgen M. *Ortodontik Tedavi Prensipleri*. 4th ed. İstanbul: İstanbul Üni. Dişhek. Fak;1993.
- (11) Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP. The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;**107**(6):578-588.
- (12) Woods MG, Nanda RS. Intrusion of posterior teeth with magnets: An experiment in nongrowing baboons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;**100**:393-400.
- (13) Kalra V, Burstone CJ, Nanda R. Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;**95**(6):467-478.
- (14) Kiliaridis S, Egermark I, Thilander B. Anterior open bite treatment with magnets. *Eur J Orthod* 1990;**12**(4):447-457.

- (15) Carano A, Machata WC. A rapid molar intruder for 'non-compliance' treatment. *J Clin Orthod* 2002;**36**(3):137-142.
- (16) Küçükkeleş N, Acar A, Demirkaya AA, Evrenol B, Enacar A. Cephalometric evaluation of open bite treatment with NiTi arch wires and anterior elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;**116**(5):555-562.
- (17) Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH: Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;**123**(6):690-694.
- (18) Yao CC, Lee JJ, Chen HY, Chang ZC, Chang HF, Chen YJ. Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. *Angle Orthod* 2005;**75**(5):754-760.
- (19) Park HS, Jang BK, Kyung HM. Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage (MIA). *Aust Orthod J* 2005;**21**(2):129-135.
- (20) Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;**13**(3):201-209.
- (21) Xun C, Zeng X, Wang X. Microscrew Anchorage in Skeletal Anterior Open-bite Treatment. *Angle Orthod* 2007;**77**(1):47-56.
- (22) Sugawara J, Nishimura M. Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System. *Semin Orthod* 2005;**11**:47-56.
- (23) Gomes de OS, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil* 2006;**33**(12):874-880.
- (24) Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;**123**(4):441-450.
- (25) Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;**112**(5):512-518.
- (26) Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod* 2001;**71**(4):247-256.
- (27) Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;**109**(5):543-548.
- (28) McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL. External apical root resorption following orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2000;**70**(3):227-232.
- (29) Brudvik P, Rygh P. Root resorption beneath the main hyalinized zone. *Eur J Orthod* 1994;**16**(4):249-263.

- (30) Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *Eur J Orthod* 1988;**10**(1):30-38.
- (31) Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part II: The clinical aspects. *Angle Orthod* 2002;**72**(2):180-184.
- (32) Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part I: The basic science aspects. *Angle Orthod* 2002;**72**(2):175-179.
- (33) Beck BW, Harris EF. Apical root resorption in orthodontically treated subjects: analysis of edgewise and light wire mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;**105**(4):350-361.
- (34) McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;**96**(5):390-396.
- (35) Dermaut LR, De MA. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;**90**(4):321-326.
- (36) Acar A, Canyurek U, Kocaağa M, Erverdi N. Continuous vs. discontinuous force application and root resorption. *Angle Orthod* 1999;**69**(2):159-163.
- (37) Booth-Mason S, Birnie D. Penetrating eye injury from orthodontic headgear - a case report. *Eur J Orthod* 1988;**10**(2):111-114.
- (38) Holland GN, Wallace DA, Mondino BY, Cole SH, Ryan SJ. Severe ocular injuries from orthodontic headgear. *J Clin Orthod* 1985;**19**:819-825.
- (39) Noar JH, Evans RD. Rare earth magnets in orthodontics: an overview. *Br J Orthod* 1999;**26**(1):29-37.
- (40) Melsen B, McNamara Jr., Hoenie DC. The effect of bite-blocks with and without repelling magnets studied histomorphometrically in the rhesus monkey (*Macaca mulatta*). *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;**108**(5):500-509.
- (41) Barbre RE, Sinclair PM. A cephalometric evaluation of anterior openbite correction with the magnetic active vertical corrector. *Angle Orthod* 1991;**61**(2):93-102.
- (42) Noar JH, Shell N, Hunt NP. The performance of bonded magnets used in the treatment of anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;**109**(5):549-556.
- (43) Noar JH, Shell N, Hunt NP. The physical properties and behavior of magnets used in the treatment of anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;**109**(4):437-444.
- (44) Iscan HN, Sarisoy L. Comparison of the effects of passive posterior bite-blocks with different construction bites on the craniofacial and dentoalveolar structures.

Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;**112**(2):171-178.

- (45) Gianelly AA, Ruben MP, Risinger R. Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. *J Prosthet Dent* 1970;**24**(6):629-635.
- (46) Carano A, Machata W, Siciliani G. Noncompliant treatment of skeletal open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;**128**(6):781-786.
- (47) Cinsar A, Alagha AR, Akyaçın S. Skeletal Open Bite Correction with Rapid Molar Intruder Appliance in Growing Individuals. *Angle Orthod* 2007;**77**(4):632-639.
- (48) Carano A, Siciliani G, Bowman SJ. Treatment of skeletal open bite with a device for rapid molar intrusion: a preliminary report. *Angle Orthod* 2005;**75**(5):736-746.
- (49) Sherwood KH, Burch J, Thompson W. Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. *Angle Orthod* 2003;**73**(5):597-601.
- (50) Sung HY, Kyunk HM, Seong MB, Park HS, Kwon OW, McNamara JA Jr. *Microimplants in Orthodontics*. 1st ed. Korea: Dentos Inc; 2006.
- (51) Maino BG, Maino G, Mura P. Spider Screw: skeletal anchorage system. *Prog Orthod* 2005;**6**(1):70-81.
- (52) Erverdi N, Üşümez S, Solak A. New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthod* 2006;**76**(3):519-526.
- (53) Cousley R. Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;**127**(6):723-729.
- (54) Arı-Demirkaya A, Masry MA, Erverdi N. Apical root resorption of maxillary first molars after intrusion with zygomatic skeletal anchorage. *Angle Orthod* 2005;**75**(5):761-767.
- (55) Cope JB. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. *Semin Orthod* 2005;**11**:3-9.
- (56) Ottofy L. *Standard Dental Dictionary*. Chicago: Laird and Lee Inc; 1923.
- (57) Daskalogiannakis J. *Glossary of Orthodontic Terms*. Leipzig: Quintessence Publishing Co; 2000.
- (58) Chung KR, Cho JH, Kim SH, Kook YA, Cozzani M. Unusual Extraction Treatment in Class II division 1 Using C-Orthodontic Mini-Implants. *Angle Orthod* 2007;**77**(1):155-166.
- (59) Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984;**86**(2):95-111.

- (60) Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am* 1988;**32**(3):539-550.
- (61) Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem-a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 1996;**57**(3):142-153.
- (62) Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;**31**(11):763-767.
- (63) Sugawara J. Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. *J Clin Orthod* 1999;**33**(12):689-696.
- (64) Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**126**(1):42-47.
- (65) Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19**(1):100-106.
- (66) Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Yamamamoto TT. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;**131**:9-15.
- (67) Nanda R, Keles A, Erverdi N. Orthodontic Anchorage and Skeletal Implants. İçinde Nanda R, Rudolph P. *Biomechanics and Esthetic Strategies*. St. Louis: Elsevier Inc; 2005. pp. 278-294.
- (68) Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**122**(1):84-94.
- (69) Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;**76**(2):191-197.
- (70) Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;**130**(1):18-25.
- (71) Erverdi N, Keleş A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *Angle Orthod* 2004;**74**(3):381-390.
- (72) Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 1998;**32**(3):154-158.
- (73) De CH, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod* 2002;**36**(8):455-459.
- (74) Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*

2007;**131**(3):352-356.

- (75) Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;**129**(6):721-12.
- (76) Costa A, Pasta Giulio, Bergamaschi G, Intraoral Hard and Soft Tissue Depths for Temporary Anchorage Devices: *Semin Orthod* 2005; 11(1):10-15.
- (77) Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dortbudak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**(6):595-601.
- (78) Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *Eur J Radiol* 2004;**51**(3):257-262.
- (79) Wehrbein H, Yıldızhan F. The mid-palatal suture in young adults. A radiological-histological investigation. *Eur J Orthod* 2001;**23**(2):105-114.
- (80) Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage-a clinical and radiological study. *Eur J Orthod* 1999;**21**(1):65-70.
- (81) Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;**35**(8):704-707.
- (82) Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;**124**(4):373-378.
- (83) Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;**91**(1):20-25.
- (84) Aldıkaçtı M, Açıkgöz G, Türk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**125**(2):139-147.
- (85) Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;**37**(6):321-328.
- (86) Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod* 2006;**28**(6):541-546.
- (87) O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(4):474-480.

- (88) Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand* 1987;**58**(5):567-577.
- (89) Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;**50**(3):399-410.
- (90) Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;**3**(1):23-28.
- (91) Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 1999;**21**(3):223-230.
- (92) Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2005;**27**(1):12-16.
- (93) Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;**36**(5):298-302.
- (94) Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;**13**(3):201-209.
- (95) Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;**35**(7):417-422.
- (96) Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;**18**(3):357-368.
- (97) Chen F, Terada K, Hanada K, Saito S. Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthodontic Waves* 2006;**65**:1-8.
- (98) Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod* 2005;**75**(3):378-385.
- (99) Moaveni S. *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall; 2003.
- (100) Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973;**6**(5):443-449.
- (101) Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;**92**(6):499-505.
- (102) Hughes TJR. *The Finite Element Method*. New Jersey:Prentice-Hall; 1987.
- (103) Kuhlberg A, Nanda R. Principles of Biomechanics. İçinde Nanda R, Rudolph P.

Biomechanics and Esthetic Strategies. St. Louis: Elsevier Inc; 2005. pp. 1-16.

- (104) Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;**123**(4):367-373.
- (105) İnan M. *Cisimlerin mukavemeti*. 6th ed. İstanbul: İTÜ Vakfı; 1988.
- (106) İsmail SF, Moss JP, Hennessy R. Three-dimensional assessment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**121**(3):244-256.
- (107) Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**126**(3):354-362.
- (108) Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**122**(4):342-348.
- (109) Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;**119**(5):498-504.
- (110) Wheeler RC. *Textbook of Dental Anatomy and Physiology*. 7th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1949.
- (111) Roth RH. *Roth straight wire appliance philosophy*. San Diego, California: A Company Inc; 1979.
- (112) Ng J, Major PW, Flores-Mir C. True molar intrusion attained during orthodontic treatment: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;**130**(6):709-714.
- (113) Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**125**(3):323-328.
- (114) Bueche FJ. *Principles of Physics*. 5th ed Singapore: McGraw-Hill Book Co; 1988.
- (115) Chang YI, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. *Eur J Orthod* 2004;**26**(3):339-345.
- (116) Crismani AG, Bernhart T, Bantleon HP, Cope JB. Palatal Implants: The Straumann Orthosystem. *Semin Orthod* 2005;**11**:16-23.
- (117) Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral Hard and Soft Tissue Depths for Temporary Anchorage Devices. *Semin Orthod* 2005;**11**(1):10-15.
- (118) Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*

1999;**116**(6):678-686.

- (119) Henriksen B, Bavitz B, Kelly B, Harn SD. Evaluation of bone thickness in the anterior hard palate relative to midsagittal orthodontic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;**18**(4):578-581.
- (120) Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod* 1977;**72**(1):1-22.
- (121) Yao CC, Wu CB, Wu HY, Kok SH, Chang HF, Chen YJ. Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: a case report. *Angle Orthod* 2004;**74**(4):550-557.
- (122) Hujoel PP. A meta-analysis of normal ranges for root surface areas of the permanent dentition. *J Clin Periodontol* 1994;**21**(4):225-229.
- (123) Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;**15**(2):115-121.
- (124) Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1974;**65**(3):250-259.
- (125) Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sakuda M, Borstone CJ. Biomechanical changes in the craniofacial skeleton due to rapid expansion appliances. *Osaka Daigaku Shigaku Zasshi* 1985;**30**(2):345-356.
- (126) Nakashi Y. Effects of headgear traction on the human facial skeleton: a study with strain gauges. *J Osaka Dent Univ* 1973;**7**:7-30.
- (127) Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;**34**(10):1269-1277.
- (128) Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;**123**(6):657-665.
- (129) Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;**130**(5):639-647.
- (130) Harry MR, Sims MR. Root resorption in bicuspid intrusion. A scanning electron microscope study. *Angle Orthod* 1982;**52**(3):235-258.
- (131) Melsen B, Fiorelli G. Upper molar intrusion. *J Clin Orthod* 1996;**30**(2):91-96.
- (132) McNamara JA Jr, Brudon WL. *Orthodontic and Orthopedic Treatment in the Mixed Dentition*. Michigan: Needham Press Inc; 1996.

- (133) Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Kor J Orthod* 2003;**33**:151-156.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Muhsin	Soyadı	Çifter
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	20.04.1979
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	20594197894
Email	mcifter@yahoo.com	Tel	0216 338 41 01

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi	2001
Lisans		
Lise	Eyüboğlu Fen Lisesi	1996

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2001-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	90	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	63.765	63.401	63.045
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Windows XP	Çok iyi
Microsoft Office	Çok iyi
Adobe Acrobat	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Kılıçoğlu H, Akar B, Par C, Arman S, *Çifter M*. Ortodonti Hastalarının Treatment priority index (TPI) ile Değerlendirilmesi. Türk Diş Hekimliği Dergisi. 2004 ock; 55: 43-8

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Yelken, Müzik, Fotograf