T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÇEKİMLİ TEDAVİLERDE İNFRAZİGOMATİK KRESTE FARKLI BOY VE ÇAPLARDA UYGULANANA MİNİ VİDALARIN ÇEVRE DOKULAR VE ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODUYLA KARŞILAŞTIRILMASI

ALİ KAĞAN AKKAYA

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ERSİN YILDIRIM

ORTODONTİ ANA BİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
ARALIK/2025

İTHAF

Her zaman beni destekleyen aileme ve eşime ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca ilgi ve desteğini esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim, birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk ve onur duyduğum değerli hocam Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'a,

Doktora eğitimim boyunca emeği geçen, bilgi ve tecrübelerini aktaran değerli hocalarım Prof. Dr. Şeniz KARAÇAY ve Dr. Öğr. Üyesi Derya Dursun'a,

Doktora eğitimim boyunca maddi ve manevi sonsuz destek veren, eğitim hayatım boyunca bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip olan sevgili annem Oya AKKAYA, babam Adil AKKAYA, kardeşlerim Hatice AKKAYA, İrem AKKAYA ve eşim Dt. Selin AKKAYA'ya,

Bu projeye verdiği maddi destekten dolayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne, doktora eğitimim süresince sağladığı yurtiçi doktora burs (2211-A) imkânı için TÜBİTAK Bilim İnsanını Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

Bu araştırma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2024/063 numaralı Bilimsel Araştırma Projesi ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ xi
ŞEKİLLER LİSTESİ xii
SİMGELER VE KISALTMALAR xv
ÖZET xvi
ABSTRACT xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. ORTODONTİDE DİŞ HAREKETİ 3
2.1.1. Diş Hareketi Tipleri 4
2.1.1.1. Devrilme hareketi (tipping) 4
2.1.1.2. Paralel diş hareketi (translasyon 5
2.2. ORTODONTİDE KUVVET 5
2.2.1. Ortodontide Kuvvet Tipleri 5
2.2.2.1. Sürekliliğe göre kuvvetler 6
2.2.2.2. Uygulama şekline göre kuvvetler 6
2.3. MALOKLUZYONLARIN SINIFLANDIRILMASI 7
2.3.1. Angle Sınıflandırılması 7
2.3.1.1. Sınıf I Malokluzyon 7
2.3.1.2. Sınıf II Malokluzyon 7
2.3.1.3. Sınıf III Malokluzyon 8
2.3.2. Transvers ve Vertikal Malokluzyonlar 8
2.3.2.1. Transversal malokluzyonlar 8
2.3.2.2. Vertikal malokluzyonlar 8
2.3.3. Fonksiyonel Malokluzyonlar 8
2.4. MALOKLUZYONLARIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ 8
2.4.1. Fonksiyonel Apareylerle Tedavi Yöntemleri 8
2.4.2. Sabit Ortodontik Tedavi 9
2.4.3. Mini Vidalara Dayalı Tedavi 9
2.4. ORTODONTİDE ANKRAJ 9
2.4.1. Ankraj Çeşitleri 10
2.4.1.1. Kapatma şekline göre ankraj 10

2.4.1.2. Kapatma şekline göre ankraj 10
2.4.1.3. Destek alınan çeneye göre ankraj 11
2.4.1.4. Ankraj alınan yere göre ankraj 11
2.4.1.5. Ünite sayisina göre ankraj 11
2.5. MİNİ VİDALAR 11
2.5.1. Mini Vidalarin Bölümleri 12
2.5.1.1. Baş bölgesi 12
2.5.1.2. Gövde 12
5.1.1.3. Uç bölgesi 12
5.1.1.4. Boyun bölgesi 12
2.5.2. Mini Vidaların Kullanım Alanları 12
2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ 13
2.6.1. Geometrik modelleme 14
2.6.2. Matematiksel modelleme 14
2.6.3. Malzeme özelliklerinin belirlenmesi 14
2.6.4. Sınır koşullarının belirlenmesi 15
2.6.5. Kuvvet uygulama ve çözümleme 15
2.6.6. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları 15
2.6.7. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları 16
2.6.8. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar 16
3. GEREÇ VE YÖNTEM 19
3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI 19
3.1.1. Maksiller Kemiğin Modellenmesi 20
3.1.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması 24
3.1.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi 27
3.1.4. Malzeme Tanımları 28
3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları 29
4. BULGULAR 31
4.1. I. SENARYOYA AİT BULGULAR 32
4.1.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 32
4.1.1.1. Mini vidadaki gerilme bulguları 32
4.1.1.2. Maksilladaki (infra zigomatik krest bölgesi) gerilme bulguları 32
4.1.1.3. Anterior dişlerde (santral, lateral, kanin) 33
4.1.1. Yer Değiştirme Bulguları 34
4.1.1.1. Anterior dişlere ait yer değiştirme bulguları 34
4.1.1.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları 35
4.2. II. SENARYOYA AİT BULGULAR 36

4.2.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 36
4.2.1.1. Mini vidadaki gerilme bulguları 36
4.2.1.2. Maksillada (IZC bölgesi) gerilme bulguları 36
4.1.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları 37
4.2.1. Yer Değiştirme Bulguları 37
4.2.1.1. Dişlerde yer değiştirme 37
4.2.1.2. Mini vidadaki yer değiştirme 39
4.3. III. SENARYOYA AİT BULGULAR 40
4.3.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 40
4.3.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları 40
4.3.1.2. Maksilla (IZC bölgesi) gerilme bulguları 40
4.3.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları 41
4.3.2. Yer Değiştirme Bulguları 41
4.3.2.1. Dişlerde yer değiştirme 41
4.3.2.2. Mini vida yer değiştirme 42
4.4. IV. SENARYOYA AİT BULGULAR 43
4.4.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 43
4.4.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları 43
4.4.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları 44
4.4.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları 45
4.4.2. Yer Değiştirme Bulguları 45
4.4.2.1. Dişlerde yer değiştirme 45
4.4.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme 46
4.5. V. SENARYOYA AİT BULGULAR 47
4.5.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 47
4.5.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları 47
4.5.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları 48
4.5.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları 48
4.5.2. Yer Değiştirme Bulguları 49
4.5.2.1. Dişlerde yer değiştirme 49
4.5.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme 50
4.6. VI. SENARYOYA AİT BULGULAR 51
4.6.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 51
4.6.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları 51
4.6.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları 52
4.6.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları 52
4.6.2. Yer Değiştirme (Displacement) Bulguları 53

4.6.2.1. Dişlerde yer değiştirme bulguları 53
4.6.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları 54
4.7. VII. SENARYOYA AİT BULGULAR 55
4.7.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 55
4.7.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları 55
4.7.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları 55
4.7.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları 56
4.7.2. Yer Değiştirme Bulguları 57
4.7.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 57
4.7.2.2. Mini vida yer değiştirme 58
4.8. VIII. SENARYOYA AİT BULGULAR 59
4.8.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 59
4.8.1.1. Mini vida bölgesindeki gerilme bulguları 59
4.8.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları 59
4.8.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları 59
4.8.2. Yer Değiştirme Bulguları 59
4.8.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 59
4.8.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları 59
4.9. IX. SENARYOYA AİT BULGULAR 59
4.9.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 59
4.9.1.1. Mini vida bölgesindeki gerilme bulguları 59
4.9.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları 60
4.9.1.3. Anterir dişlerdeki gerilme bulguları 60
4.9.3. Yer Değiştirme Bulguları 60
4.9.3.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 60
4.9.3.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları 60
4.10. X. SENARYOYA AİT BULGULAR 60
4.10.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 60
4.10.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları 60
4.10.1.2. Maksilla (infrazigomatik krest) bölgesindeki gerilme bulguları 60
4.10.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları 61
4.10.2. Yer Değiştirme Bulguları 61
4.10.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 61
4.10.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları 61
4.11. XI. SENARYOYA AİT BULGULAR 61
4.11.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 61
4.11.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları 61

4.11.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları 61
4.11.1.3. Dişlerdeki gerilme bulguları 62
4.11.2. Yer Değiştirme Bulguları 62
4.11.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 62
4.11.2.2. Minividadaki yer değiştirme bulguları 62
4.12. XII. SENARYOYA AİT BULGULAR 62
4.12.1 Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları 62
4.12.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları 62
4.12.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları 62
4.12.1.3. Dişlerdeki gerilme bulguları 63
4.12.2. Yer Değiştirme Bulguları 63
4.12.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları 63
4.12.2.2. Minividadaki yer değiştirme bulguları 63
5. TARTIŞMA 64
5.1. AMACIN TARTIŞILMASI 64
5.2. GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI 65
5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI 66
5.3.1. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması 66
5.3.2. Gerilme Bulgularının Tartışılması 67
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 70
KAYNAKLAR 71
EKLER 75

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Modeller ve özellikleri 24

Tablo 3.2: Diş, çevre dokular ve kullanılan malzemelerin elastiklik modülüsü ve possion oranları 28

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. Kemik dokusunun ayrıştırılması 20

Şekil 3.2. Maksiller dişlerin model görüntüsü 21

Şekil 3.3. Maksiller perodontal ligamentlerin model görüntüsü 21

Şekil 3.4. Maksiller kanin dişlerin braket görüntüsü 22

Şekil 3.5. Maksiller premolar dişlerin braket görüntüsü 22

Şekil 3.6. Maksiller 1. molar dişlerin braket tüpü görüntüsü 23

Şekil 3.7. Maksiller 2. molar dişlerin braket tüpü görüntüsü 23

Şekil 3.8. Maksillada kullanilacak olan mini vidanin görüntüsü 24

Şekil 3.9: Maksilla kemik ve 2.0x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 1) 25

Şekil 3.10: Maksilla kemik ve 2.0x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 2) 25

Şekil 3.11: Maksilla kemik ve 1.8x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 3) 26

Şekil 3.12: Maksilla kemik ve 1.8x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 4) 26

Şekil 3.13: Maksilla kemik ve 1.6x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 5) 27

Şekil 3.14: Maksilla kemik ve 1.6x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 6) 27

Şekil 3.15: Matematiksel modelleme 28

Şekil 4.1: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 32

Şekil 4.2: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 33

Şekil 4.3: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi 33

Şekil 4.4: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 34

Şekil 4.5: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 34

Şekil 4.6: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 35

Şekil 4.7: Mini Vidadaki Yer Değiştirme Miktarı (Total) 35

Şekil 4.8: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 36

Şekil 4.9: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 37

Şekil 4.10: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 37

Şekil 4.11: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 38

Şekil 4.12: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 38

Şekil 4.13: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 39

Şekil 4.14: Mini vidadaki yer değiştirme miktarı (total) 39

Şekil 4.15: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 40

Şekil 4.16: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 40

Şekil 4.17: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 41

Şekil 4.18: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 41

Şekil 4.19: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 42

Şekil 4.20: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 42

Şekil 4.21: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total) 43

Şekil 4.22: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 44

Şekil 4.23: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 44

Şekil 4.24: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi 45

Şekil 4.25: Maksiller kesici dişlerin x eksenindeki yer değiştirmeleri 45

Şekil 4.26: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 46

Şekil 4.27: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 46

Şekil 4.28: Mini vidadaki yer değiştirme miktarı (total) 47

Şekil 4.29: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 47

Şekil 4.30: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 48

Şekil 4.31: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi 48

Şekil 4.32: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 49

Şekil 4.33: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 49

Şekil 4.34: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 50

Şekil 4.35: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total) 51

Şekil 4.36: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 51

Şekil 4.37: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 52

Şekil 4.38: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 52

Şekil 4.39: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 53

Şekil 4.40: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 53

Şekil 4.41: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 54

Şekil 4.42: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total) 55

Şekil 4.43: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi 55

Şekil 4.44: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi 56

Şekil 4.45: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi 56

Şekil 4.46: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri 57

Şekil 4.47: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri 57

Şekil 4.48: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri 58

Şekil 4.49: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total) 58

SİMGELER VE KISALTMALAR

IZC : İnfrazigomatik krest

3D : 3 Boyutlu

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

TME: Temporomandibular Eklem

CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım

Pa: Pascal

Mm : Milimetre

MPa : Megapascal

ÇEKİMLİ TEDAVİLERDE İNFRAZİGOMATİK KRESTE FARKLI BOY VE ÇAPLARDA UYGULANANA MİNİ VİDALARIN ÇEVRE DOKULAR VE ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODUYLA KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, çekimli ortodontik tedavilerde infrazigomatik krest bölgesine yerleştirilen farklı boy ve çaplardaki mini vidaların çevre dokular ve ortodontik diş hareketi üzerindeki biyomekanik etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırmaktır. Mini vida boyutlarındaki değişimin ankraj stabilitesi, diş hareketi ve periodontal dokulardaki gerilme dağılımları üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Tinus Technologies iş birliğiyle geliştirilen üç boyutlu geometrik modeller kullanılmıştır. Maksiller kemik, dişler, periodontal ligament ve mini vidalardan oluşan sanal modeller bilgisayar destekli tasarım yazılımlarıyla oluşturulmuş, malzeme özellikleri ilgili literatürden alınmıştır. Mini vidalar 1.4 mm, 1.6 mm ve 1.8 mm çaplarda; 6 mm, 8 mm ve 10 mm boylarda modellenmiştir. Farklı yükleme senaryolarında her modelde 150 g'lık distal yönde kuvvet uygulanmış, stres ve yer değiştirme analizleri lineer statik sonlu elemanlar analizi yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Kısa (6 mm) ve ince çaptaki (1.4 mm) mini vidalarda Von Mises gerilmeleri artarken, çevre dokularda stresin düzensiz dağıldığı gözlenmiştir. Uzun (10 mm) ve kalın çaptaki (1.8 mm) vidalar ise daha homojen stres dağılımı ve daha düşük maksimum gerilme değerleri göstermiştir. Mini vida stabilitesindeki artışa paralel olarak anterior segmentteki yer değiştirme miktarı azalmıştır.

Sonuç: Mini vida boyu ve çapı, ankraj stabilitesi ve çevre dokuların biyomekanik yüklenmesi açısından kritik parametrelerdir. Uzun ve kalın mini vidalar, infrazigomatik krestte daha dengeli stres dağılımı ve etkili ankraj sağlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Mini vida, İnfrazigomatik krest, Ortodontik ankraj, Sonlu elemanlar analizi, Diş hareketi, Stres

COMPARISON OF THE EFFECTS OF MINI SCREWS OF DIFFERENT LENGHT AND DIAMETERS APPLIED TO THE INFRAZYGOMATIC CRESCENT IN EXTRACTION TREATMENTS ON SURROUNDING TISSUES AND ORTHODONTIC TOOTH MOVEMENT USING FINITE ELEMENTS METHOD

ABSTRACT

Aim: The aim of this study was to comparatively evaluate the biomechanical effects of mini-screws with different lengths and diameters placed in the infrazygomatic crest region on surrounding tissues and orthodontic tooth movement using the three-dimensional finite element analysis method. It was intended to quantitatively determine the effects of variations in mini-screw dimensions on anchorage stability, tooth displacement, and stress distribution within periodontal tissues.

Materials and Methods: Three-dimensional geometric models developed in collaboration with the Faculty of Dentistry, University of Health Sciences, and Tinus Technologies were used in this study. Virtual models consisting of the maxillary bone, teeth, periodontal ligament, and mini-screws were created using computer-aided design software, and material properties were obtained from the relevant literature. Mini-screws were modeled with diameters of 1.4 mm, 1.6 mm, and 1.8 mm, and lengths of 6 mm, 8 mm, and 10 mm. In different loading scenarios, a 150 g distal force was applied to each model, and stress and displacement analyses were performed using the linear static finite element method. The cortical and cancellous bone structures of the maxilla were defined separately, and boundary conditions were constrained.

Results: In shorter (6 mm) and thinner (1.4 mm) mini-screws, increased Von Mises stresses and irregular stress distribution in the surrounding tissues were observed. In contrast, longer (10 mm) and thicker (1.8 mm) mini-screws exhibited more homogeneous stress distribution and lower maximum stress values. As mini-screw stability increased, the amount of displacement in the anterior segment decreased.

Conclusion: Mini-screw length and diameter are critical parameters affecting anchorage stability and the biomechanical loading of surrounding tissues. Longer and thicker mini-screws provide more balanced stress distribution and more effective anchorage in the infrazygomatic crest region.

Key Words: Mini-screw, Infrazygomatic crest, Orthodontic anchorage, Finite

element analysis, Tooth movement, Stress

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sınıf II maloklüzyonlar, maksilla ve mandibula arasındaki sagittal ilişki bozuklukları nedeniyle sık karşılaşılan ortodontik problemlerdendir (1). Orta ve ileri düzeyde Sınıf II olgularda, özellikle büyüme gelişimini tamamlamış bireylerde, maksiller premolar diş çekimleriyle birlikte maksimum ankraj uygulamaları gerekebilir (2). Bu yaklaşımla, anterior segmentin geriye doğru kontrollü hareketi sağlanırken posterior dişlerin istenmeyen mezial hareketi engellenmiş olur (1). Tedavi planlamasında, mini vida gibi geçici iskeletsel ankraj sistemleri, maksimum ankraj sağlamak için etkin bir araç olarak öne çıkmaktadır (3).

Bu tür tedavi protokolleri hem iskeletsel hem de dental Sınıf II ilişkisini düzeltmede yüksek başarı oranı sunar. Maksimum ankraj gerektiren durumlarda, konvansiyonel yöntemler hasta uyumuna bağlı sınırlamalar taşıdığı için, geçici iskeletsel ankraj sistemleri gibi modern yöntemler tercih edilmektedir. Bu sistemler, anterior segmentin retraksiyonu sırasında posterior segmentin sabit kalmasını sağlayarak, tedavi etkinliğini artırır ve öngörülebilirliği yükseltir. Güncel çalışmalar, bu yöntemin hem tedavi süresini kısalttığını hem de nüks oranlarını azalttığını göstermektedir. Bu bağlamda, maksimum ankrajın doğru planlanması, Sınıf II olgularda premolar çekimli tedavilerin başarısını doğrudan etkileyen temel unsurlardan biridir (2).

İskeletsel ankraj, ark içi ve arklar arası molar distalizasyon yaklaşımlarına bir alternatif olarak daimî dişlenme dönemindeki hastalarda Sınıf II maloklüzyon yönetimi olanaklarını değiştirmiştir. İnfrazigomatik krest (IZC) ve mandibular bukkal şelf gibi ekstra alveolar kalın kortikal kemik alanlarına mini vida yerleştirilmesi, diş köklerine zarar verme riskini en aza indirir ve geleneksel interradiküler mini vidalar ile karşılaştırıldığında başarısızlık oranlarını azaltır. Ek olarak, daha serbest sagital diş hareketine izin verir (3).

Son zamanlarda yapılan çalışmalar, iskeletsel ankraj cihazları ile desteklenen total maksiller ark distalizasyonunun biyomekanik etkilerini daha iyi anlamaya çalışmıştır. Bu çalışmalar molar distalizasyon potansiyeli, kesici dişlerin devrilme miktarı ve yönü, oklüzal düzlem değişiklikleri, fasiyal profil etkileri ve olası transversal yön değişiklikleri üzerine odaklanmıştır (4).

Güncel literatür incelendiğinde, ortodontik mini vidaların sabit ankraj amacıyla kullanımına dair birçok çalışmanın bulunduğu ancak, bu çalışmaların büyük bir kısmının sınırlı parametreler üzerine yoğunlaştığı ve detaylı stres dağılım analizlerine yeterince yer verilmediği görülmektedir. Özellikle IZC bölgesi gibi anatomik olarak kompleks alanlara yerleştirilen mini vidaların, farklı boy ve çaplarda nasıl bir biyomekanik etki oluşturduğu konusunda çok az sayıda karşılaştırmalı analiz bulunmaktadır. Ayrıca, mevcut araştırmaların büyük kısmı, yalnızca sabit ankrajın genel başarısı üzerine odaklanmış; mini vida üzerindeki gerilme, periodontal ligamentteki biyomekanik yüklenme ve dişlerin spesifik yer değiştirme paternleri gibi önemli parametreleri ya yüzeysel ele almış ya da hiç değerlendirmemiştir. Tüm bu eksiklikler klinik kararlarda belirsizliklere neden olmakta ve klinisyenleri tedavi planlamalarında sadece tecrübeye dayalı kararlar vermek zorunda bırakmaktadır.

Bu çalışmanın temel amacı, söz konusu eksiklikleri gidererek IZC bölgesine yerleştirilen farklı boyut ve çaplara sahip mini vidaların, sabit ankraj performansı üzerindeki etkilerini üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi (SEA) ile sistematik olarak ortaya koymaktır. SEA sayesinde, hem mini vida gövdesi üzerinde hem de çevre periodontal dokular ve diş yapılarında oluşan gerilmeler yüksek doğrulukla modellenebilmekte, böylece klinik olarak gözlemlenmesi zor olan biyomekanik etkiler nicel olarak değerlendirilerek bilimsel öngörüler oluşturulabilmektedir (5). Özellikle dişlerin retraksiyonu sırasında oluşan yer değiştirme miktarlarının ve stres birikimlerinin detaylı incelenmesi, yalnızca mekanik başarıyı değil, biyolojik güvenliği de ön plana çıkaran bir yaklaşım geliştirmeyi mümkün kılmaktadır.

Literatürde bu konuda yapılan SEA çalışmalarının çoğunda sınırlı vida türü, homojen kemik yapısı veya tek yönlü kuvvet modeli kullanıldığı karşımıza çıkmaktadır (6). Bizim çalışmamızda ise, farklı vida boyutlarını ve çaplarını içeren çok değişkenli bir model yaklaşımı benimsenerek, mevcut literatüre yalnızca yeni veriler kazandırmakla kalmayarak aynı zamanda sabit ankraj planlamalarında mini vida seçimi, kuvvet vektörü analizi ve biyomekanik yüklenme gibi unsurlara bütüncül bir bakış açısı sunulması amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ORTODONTİDE DİŞ HAREKETİ

Dişler ve destekleyici dokuları, ömür boyu işlevsel gereksinimlere uyum sağlama yeteneğine sahiptir. Bu süreç, dişlerin alveoler kemik içinde hareket etmesiyle gerçekleşir ve fizyolojik diş göçü olarak adlandırılır. Bu hareketlilik, komşu veya karşıt bir dişin kaybı gibi oklüzal basınç dengesindeki değişimlerden de etkilenir ve bu durum dişlerin daha fazla hareket etmesine yol açabilir. Fizyolojik diş göçü sırasında, destekleyici dokularda da doğal bir reaksiyon oluşur (6).

Bu süreçte, dişlerin hareketi suprakrestal lif sistemini de etkiler ve periodontal ligament ile alveoler kemiğin yeniden şekillenmesine neden olur. Periodontal ligamentin yenilenme hızı, ligament boyunca eşit değildir; kök sementine yakın bölgeden ziyade kemik tarafında daha fazla hücresel aktivite görülür (7).

Fizyolojik göç sırasında, dişin hareket ettiği tarafta osteoklastlar kemik yüzeyinde rezorpsiyon yaparken, dişin uzaklaştığı tarafta osteoblastlar yeni kemik birikimini başlatır. Kemik matrisi, periodontal ligamentin eski liflerini çevreler ve kemiğe entegre ederken, yeni kolajen lifleri üretilir. Aynı zamanda, kök yüzeyindeki mineralize olmayan presement tabakası, kökü koruyarak rezorpsiyona direnç sağlar. Bu süreç, ortodontik bir müdahale olmaksızın bile diş pozisyonunda önemli değişikliklere yol açabilir. Bu nedenle, fizyolojik diş göçü sırasında meydana gelen kemik ve periodontal doku değişikliklerini anlamak, özellikle ortodontik tedavi sonrası retansiyon döneminde oluşabilecek nüksleri değerlendirmek için kritiktir (7)**.**

Ortodontik diş hareketini açıklamak için iki temel teori öne sürülmüştür: Basınç-gerilim teorisi ve biyolojik elektrik teorisi (2).

Basınç-Gerilim Teorisi**:** Bu teori, periodontal ligamentte yer alan mezenşimal kök hücrelerin, uygulanan ortodontik kuvvetlere yanıt olarak farklılaşarak kemik dokusunda değişikliklere neden olduğunu savunur. Buna göre**,** kompresyon alanlarında, hücreler osteoklastlara dönüşür ve bu bölgelerde kemik rezorpsiyonu gerçekleşir. Gerilim alanlarında, hücreler osteoblastlara dönüşerek kemik apozisyonu başlatır. Bu süreç, ortodontik diş hareketinin temel biyolojik mekanizmasını açıklar ve Masella ve Meister tarafından detaylandırılmıştır (8).

Biyolojik Elektrik Teorisi**:** Bu teori, ortodontik diş hareketinin piezoelektrik sinyallerle başlatıldığını öne sürer (9). Piezoelektrik, kristal yapılara bir kuvvet uygulandığında elektronların yer değiştirmesiyle oluşan elektrik akımıdır ve birçok kristal malzemede de gözlemlenebilen bir olgudur. Kemik de inorganik kristal yapıya sahip olduğu için dış kuvvetlere maruz kaldığında piezoelektrik akımlar üretmektedir. Alveolar kemik esnediğinde veya büküldüğünde oluşan bu akımlar, kemiğin yeniden şekillenmesine neden olur. Ancak deneysel çalışmalar, ortodontik diş hareketinde kullanılan sürekli kuvvetlerin piezoelektrik veya diğer stres kaynaklı sinyaller üretmediğini göstermiştir. Bu durum, biyolojik elektrik teorisinin ortodontik diş hareketini açıklamada sınırlı bir role sahip olduğunu düşündürmektedir. Bu iki teori, ortodontik kuvvetlerin diş ve çevresindeki dokular üzerindeki etkilerini açıklamaya yönelik farklı bakış açıları sunar. Basınç-gerilim teorisi, günümüzde daha geniş kabul gören bir yaklaşımdır (2).

2.1.1. Diş Hareketi Tipleri

2.1.1.1. Devrilme hareketi (tipping): Ortodontide devrilme hareketi, dişin dönme merkezi etrafında gerçekleştirdiği basit bir dönme hareketidir ve genellikle en kolay sağlanan diş hareketlerinden biri olarak kabul edilir. Devrilme hareketi, uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezinden uzak bir noktaya uygulanmasıyla ortaya çıkar ve iki şekilde sınıflandırılır: Kontrolsüz devrilme ve kontrollü devrilme (7).

Kontrolsüz devrilme hareketi, bir kesici diş braketi üzerine yuvarlak bir tel yerleştirilip kuvvet uygulandığında gözlemlenir. Bu durumda diş, direnç merkezinin hemen apikalinde ve ona çok yakın bir noktada bulunan dönme merkezi etrafında hareket eder. Dişin bu şekilde hareket etmesi, kuvvetin dişin direnç merkezinden uzak bir noktaya uygulanmasıyla oluşan momentten kaynaklanır. Hareket sırasında dişin koronal kısmı kuvvet yönünde ilerlerken kökü ters yöne doğru hareket eder. Bu, kontrolsüz bir hareket modeli oluşturur (10).

Kontrollü devrilme hareketi ise aynı braketin içerisine hafif tork verilmiş kalın ve köşeli bir tel yerleştirilip kuvvet uygulandığında meydana gelir. Bu durumda telin köşeleri, braket oluğuna temas ederek dişin kök kısmına pozitif yönde hafif bir moment uygular. Bu moment, dişin dönme merkezini apikale kaydırır ve diş, daha geniş bir yarıçaplı daire çevresinde devrilme hareketi yapar. Böylece dişin hareketi daha dengeli ve kontrollü bir şekilde gerçekleşir (10).

Kontrolsüz devrilmede diş hızlı ancak kontrolsüz bir hareket sergilerken, kontrollü devrilmede dönme merkezinin apikale kaydırılması sayesinde hareket dengeli ve kontrollü bir hale gelir. Bu iki hareket tipi, ortodontik tedavi planlamasında dişlerin doğru bir şekilde yönlendirilmesi için önemlidir (2).

2.1.1.2. Paralel diş hareketi (translasyon): Bir dişin herhangi bir yönde sabit bir referans düzleme göre açı değiştirmeksizin yaptığı harekettir. Teorik olarak, translasyon hareketi yapan dişin bütün noktaları hareket boyunca aynı yolu alırlar (10).

2.1.1.3. Dönme hareketi (*rotasyon*): Bir dişin herhangi bir yönde sabit bir referans düzleme göre açı değiştirerek yaptığı harekettir. Diş direnç merkezi çevresinde dönüyorsa buna saf dönme hareketi adı verilir (8).

2.2. ORTODONTİDE KUVVET

Ortodontik tedavi, dişlerin ve çenelerin ideal fonksiyon, estetik ve stabiliteyi sağlayacak şekilde konumlandırılmasını amaçlayan bir süreçtir. Bu süreçte uygulanan kuvvetler, periodontal dokularda bir takım biyolojik reaksiyonlar oluşturmak suretiyle dişlerin hareketini sağlar (7). Dolayısıyla ortodontik tedavilerde doğru kuvvet tipinin ve miktarının belirlenmesi, tedavi başarısında kritik bir öneme sahiptir. Bu bölümde ortodontik tedavide kuvvet kavramının tanımı, ortodontik kuvvetlerin temel ilkeleri ve farklı kuvvet tipleri ele alınacaktır.

Fiziksel anlamda kuvvet, bir cismin hareketini veya şeklini değiştirebilen vektörel bir büyüklüktür. Newton'un ikinci yasasına göre F = m * a formülüyle ifade edilir ve yön, büyüklük, uygulama noktası gibi temel parametrelere sahiptir. Ortodontide ise "kuvvet", diş veya diş gruplarına uygulanarak istenen yönde ve miktarda diş hareketi oluşturmayı amaçlar (11).

2.2.1. Ortodontide Kuvvet Tipleri

Ortodontik tedavide kuvvetler; süreklilikleri, büyüklükleri, uygulama şekilleri ve etkiledikleri dokulara göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir. En yaygın kullanılan sınıflandırma, kuvvetin sürekliliği (sürekli, kesintili, aralıklı) ve kuvvetin uygulama şekli (örneğin elastik kuvvetler, sabit apareylerden kaynaklanan kuvvetler) üzerinden yapılmaktadır (5).

2.2.2.1. Sürekliliğe göre kuvvetler: Sürekliliğine göre üç farklı kuvvet tanımlanmıştır. Bunlar sürekli, kesintili ve aralıklı kuvvetler olarak adlandırılmaktadır. Sürekli (*Continuous*) Kuvvetler: Belli bir zaman dilimi boyunca nispeten sabit kalabilen kuvvetlerdir. Bu tip kuvvetler ortodontik teller, yaylar veya sabit apareylerin tasarımıyla elde edilebilir. Yeterince hafif ve kontrollü uygulandığında istenen diş hareketini kesintisiz sağlar. Kuvvet çok yüksek olursa periodontal dokularda olumsuz etkilere yol açabilir. Kesintili (*Interrupted*) Kuvvetler: Belli aralıklarla sıfıra inen, ardından tekrar aktive edilen kuvvetlerdir. Elastik zincirler veya bazı elastik materyaller gevşediğinde kuvvet sıfıra yaklaşır, hasta kontrolüne kadar kuvvet yeniden etkinleştirilmez. Dokuların kendini toparlaması için zaman tanır. Kuvvetin kesintiye uğraması diş hareketini yavaşlatabilir. Aralıklı (*Intermittent)* Kuvvetler: Kuvvetin uygulandığı zaman dilimi hastanın kullanımına veya takma-çıkarma sürelerine göre değişir. Hareketli apareyler takıldığında kuvvet uygulanır; aparey çıkarıldığında kuvvet sonlanır (7).

2.2.2.2. Uygulama şekline göre kuvvetler: Elastik Kuvvetler: Özellikle dişler arasındaki mesafeleri kapatmada veya çeneler arası düzeltmelerde kullanılan elastik bantlar aracılığıyla oluşturulan kuvvetlerdir. Elastiklerin yönü ve şiddeti, istenen diş hareketine göre düzenlenir. Mekanik Kuvvetler; Sabit apareylerdeki ark telleri, coil springler, T-loop veya diğer loop bükümleri gibi mekanik elemanlardan gelen kuvvetlerdir. Ark telinin kesiti, malzeme türü ve büküm tasarımları kuvvetin miktarını ve yönünü belirlemede en önemli unsurlardır. Fazla veya kontrolsüz kuvvet, diş kökünde rezorpsiyon ve periodontal hasar riskini artırabilir (11).

Biyomekanik Tasarımlı Kuvvetler: Burstone'un tanımladığı segmental ark sistemi veya benzeri ileri biyomekanik prensiplerle tasarlanmış, kontrollü ve noktasal kuvvet uygulamalarına imkân veren sistemlerdir. Segmental arklar veya T-loop dizaynı ile diş grupları ayrı ayrı hareket ettirilerek hassas kontrol sağlanabilir (12).

Ekstraoral Kuvvetler: Dışarıdan destek alınarak çene ve diş hareketlerini yönlendiren apareylerdir. Maksiller büyümeyi yavaşlatma veya destek alma, mandibular yönlendirme, molar dişlerin distalizasyonu gibi amaçlarla kullanılabilir (2).

Ortodontik tedavide kuvvetin etkili kullanımı, biyomekanik prensipler ve hastanın klinik gereksinimlerine uygun seçimler yapmayı gerektirir. Diş hareketinin yönü, hızı ve periodontal dokular üzerindeki etkileri, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve sürekliliği ile

doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle, doğru kuvvet tipinin seçilmesi, tedavinin başarısı üzerinde kritik bir rol oynar (2).

Sabit ve hareketli apareylerle oluşturulan kuvvetlerin, biyolojik sınırları aşmadan uygulanması, istenilen diş hareketinin gerçekleşmesini sağlarken, olası komplikasyon risklerini de en aza indirir (3).

Ortodontik tedavide kuvvetin etkili kullanımı, biyomekanik prensipler ve hastanın klinik gereksinimlerine uygun seçimler yapmayı gerektirir. Diş hareketinin yönü, hızı ve periodontal dokular üzerindeki etkileri, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve sürekliliği ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle, doğru kuvvet tipinin seçilmesi, tedavinin başarısı üzerinde kritik bir rol oynar. Sabit ve hareketli apareylerle oluşturulan kuvvetlerin, biyolojik sınırları aşmadan uygulanması, istenilen diş hareketinin gerçekleşmesini sağlarken, olası komplikasyon risklerini de en aza indirir (2).

2.3. MALOKLUZYONLARIN SINIFLANDIRILMASI

Ortodontik tedavilerde malokluzyonların doğru sınıflandırılması, etkili bir tedavi planlaması ve başarılı sonuçlar elde edilmesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Malokluzyon, dişlerin ve çenenin düzgün hizalanmaması durumudur ve genetik, çevresel veya fonksiyonel faktörlerden kaynaklanabilir (7). İlk kez Edward H. Angle tarafından geliştirilen sınıflandırma sistemi, günümüzde ortodontide en yaygın kullanılan yaklaşımlardan biri olarak kabul edilmektedir. Bunun yanı sıra, diğer sınıflandırma sistemleri de spesifik durumlara ve ihtiyaçlara göre kullanılmaktadır (2).

2.3.1. Angle Sınıflandırılması

Angle sınıflandırması, malokluzyonları dişlerin sagittal ilişkilerine göre üç ana sınıfa ayırır (2,7):

2.3.1.1. Sınıf I Malokluzyon: İlk molar dişlerin normal bir ilişkide olduğu, ancak dişlerin diziliminde çapraşıklık, rotasyon veya diğer lokal problemler bulunduğu durumdur. Sınıf I malokluzyon, en yaygın görülen malokluzyon türüdür (7).Dişlerin yer darlığı, aşırı çapraşıklık ve diastemalar bu kategoriye girer.

2.3.1.2. Sınıf II Malokluzyon: Alt çenenin üst çeneye göre geride olduğu durumdur. Sınıf II malokluzyon, genellikle retrognati olarak da adlandırılır ve iki alt kategoriye ayrılır: Sınıf II Bölüm 1: Üst kesici dişlerin önde ve overjetin artmış olduğu

durum (7). Sınıf II Bölüm 2: Üst kesici dişlerin geriye doğru açılandığı ve overbite miktarının artmış olduğu durumdur (7).

2.3.1.3. Sınıf III Malokluzyon: Alt çenenin üst çeneye göre önde olduğu durumdur. Bu durum prognati olarak da bilinir ve genellikle genetik faktörlere bağlıdır (7).

2.3.2. Transvers ve Vertikal Malokluzyonlar

2.3.2.1. Transversal malokluzyonlar: Çapraz kapanışlar (*crossbite*) bu kategoriye girer. Posterior veya anterior bölgede olabilir. Çapraz kapanış, genellikle alt ve üst çene genişlik uyumsuzluğundan kaynaklanır (13).

2.3.2.2. Vertikal malokluzyonlar: Açık kapanış (openbite) ve derin kapanış (*deep bite*) bu grupta değerlendirilir. Açık kapanış, genellikle parmak emme, dil itimi gibi alışkanlıklardan kaynaklanırken, derin kapanış genellikle genetik veya büyüme anomalileriyle ilişkilidir (14).

2.3.3. Fonksiyonel Malokluzyonlar

Fonksiyonel malokluzyonlar, çiğneme kaslarının ve çene eklemlerinin disfonksiyonlarından kaynaklanan problemlerdir (13). Bu tür malokluzyonlar, temporomandibular eklem (TME) bozuklukları ile ilişkilendirilebilir. Çiğneme, yutma ve konuşma fonksiyonları üzerinde ciddi etkiler yaratabilir (2).

2.4. MALOKLUZYONLARIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ

Ortodontide malokluzyonların tedavisi, bireyin yaşına, malokluzyonların şiddetine ve diğer dental ya da iskeletsel faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir.

2.4.1. Fonksiyonel Apareylerle Tedavi Yöntemleri

Fonksiyonel apareyler, genellikle büyüme çağındaki bireylerde kullanılan ortodontik cihazlardır. Bu cihazlar, çene büyümesini yönlendirmek veya kasların işlevini değiştirmek amacıyla tasarlanmıştır. Sınıf II maloklüzyon tedavisinde yaygın olarak kullanılan Twin Block apareyleri, alt çeneyi öne doğru yönlendiren bir mekanizma ile çalışır. Bu apareyler, çene büyümesini teşvik ederek iskeletsel sorunların düzeltilmesine yardımcı olur (15).

Fonksiyonel apareylerin etkili olabilmesi için tedaviye büyüme dönemi içinde başlanması önemlidir. Çene gelişiminin tamamlandığı bireylerde bu apareyler genellikle sınırlı sonuçlar verir. Ayrıca, bu tedavi yönteminde hasta uyumu kritik bir rol oynar, çünkü apareylerin düzenli kullanımı tedavi başarısını doğrudan etkiler (2).

2.4.2. Sabit Ortodontik Tedavi

Sabit ortodontik tedavi, maloklüzyonların düzeltilmesinde en yaygın kullanılan yöntemlerden biridir. Braketler ve ark telleri aracılığıyla dişlere sürekli kuvvet uygulanarak dişlerin hareketi sağlanır. Bu yöntem, hem dental hem de iskeletsel uyumsuzlukların düzeltilmesinde etkilidir. Braketler, metal, seramik veya şeffaf malzemelerden yapılabilir ve hastanın estetik tercihlerine göre seçilebilir. Sabit tedavi sırasında kullanılan elastik ve coil yaylar gibi ek materyaller, diş hareketlerini daha spesifik hale getirmek için kullanılır. Bununla birlikte, sabit tedavi sırasında ağız hijyenine dikkat edilmemesi durumunda diş çürükleri ve diş eti problemleri gibi yan etkiler görülebilir (16).

2.4.3. Mini Vidalara Dayalı Tedavi

Son yıllarda, mini vidaların kullanımı ortodontik tedavilerde önemli bir yenilik olarak karşımıza çıkmıştır. Bu vidalar, özellikle iskeletsel çapa olarak işlev görerek ortodontik diş hareketlerini daha etkili ve kontrollü bir şekilde gerçekleştirme imkanı sunar. İntrüzyon, ekstrüzyon, distalizasyon ve diğer diş hareketlerinde mini vidaların kullanımı yaygınlaşmıştır (17).

Mini vidaların yerleştirildiği bölge, vidaların boyutu ve çapı gibi faktörler, tedavi sonucunu ve çevre dokular üzerindeki etkileri belirleyen kritik unsurlardır. Özellikle IZC bölgesine yerleştirilen mini vidalar, iskeletsel kuvvetlerin iletilmesinde etkili bir çözüm sunar. Bu yöntemin başarısı, uygun yerleştirme tekniği ve vidaların stabilitesine bağlıdır (18).

2.4. ORTODONTİDE ANKRAJ

Ortodontik tedavi süreçlerinde, diş hareketlerini istenilen şekilde yönlendirmek için ankraj sağlama büyük bir öneme sahiptir. Ankraj, bir dişin veya dental aparatın, diğer dişlerin hareket ettirilmesine direnç gösterme kapasitesi olarak tanımlanır. Geleneksel yöntemlerle sağlanan ankrajın sınırlamaları, günümüzde daha etkili alternatiflere olan

ihtiyacı artırmıştır. Bu bağlamda, mini vidalar, ortodontik ankrajda devrim yaratarak klinik uygulamalarda geniş bir kullanım alanı bulmuştur (19).

Mini vidalar, ortodontik tedavide geçici ankraj sağlamak için kullanılan, titanyum alaşımından yapılmış küçük vidalardır. Hem boyutlarının küçük olması hem de kolay yerleştirilebilir olmaları, bu cihazların ortodontik uygulamalarda tercih edilme oranını artırmıştır. Mini vidalar genellikle üst çenede zigomatik bölge, IZC veya damak gibi bölgelerde yerleştirilir. Alt çenede ise premolar ve molar bölgelerde kullanılmaktadır (19).

Bu cihazların sağladığı avantajlardan biri, sabit bir ankraj noktası oluşturarak hareket eden dişlere etkili bir kuvvet aktarılmasını sağlamaktır. Özellikle, çene kapanışlarının düzeltilmesi, diş eksikliği olan hastalarda ankraj sağlanması ve istenmeyen diş hareketlerinin engellenmesi gibi durumlarda mini vidaların rolü büyüktür (19).

2.4.1. Ankraj Çeşitleri

Ankraj çeşitleri boşluğu kapatma şekline göre, kuvvetin uygulanış şekline göre, destek alınan çeneye göre, ankraj alınan yere göre ve ünite sayısına göre olmak üzere beşe ayrılır (8).

2.4.1.1. Kapatma şekline göre ankraj: Maksimum, moderate ve minimum ankraj olmak üzere üçe ayrılır.

- Maksimum Ankraj: Çekim boşluğunun büyük kısmının (¾) ön dişlerin hareketiyle kapatıldığı durumdur (20).
- Orta Dereceli (Moderate) Ankraj: Çekim boşluğunun eşit olarak ön ve arka dişler arasında paylaşıldığı durumdur (20).
- Minimum Ankraj: Çekim boşluğunun büyük kısmının (¾) arka dişlerin hareketiyle kapatıldığı durumdur (20).

2.4.1.2. Kapatma şekline göre ankraj: Basit, sabit ve karşılıklı (r*esiprokal*) ankraj olmak üzere üçe ayrılır.

- Basit Ankraj: Tek bir dişin eğilme (*tipping*) hareketine karşı gösterdiği dirençtir (21).
- Sabit Ankraj: Dişin paralel hareketine karşı gösterdiği dirençtir (21).

- Karşılıklı (*Resiprokal*) Ankraj: İki dişin birbirine zıt yönlerde hareketi sırasında birbirlerine karşı gösterdikleri dirençtir (21).

2.4.1.3. Destek alınan çeneye göre ankraj

- Intramaksiller Ankraj: Aynı çene içinde sağlanan ankrajdır (22).
- Intermaksiller Ankraj: Farklı çeneler arasında sağlanan ankrajdır (22).

2.4.1.4. Ankraj alınan yere göre ankraj

- Intraoral Ankraj: Ağız içindeki dişler veya dokulardan alınan ankrajdır (20).
- Ekstraoral Ankraj: Baş, alın veya çene ucu gibi ağız dışı bölgelerden alınan ankrajdır (20).
- Muskuler Ankraj: Kas ve yumuşak dokulardan destek alınarak sağlanan ankrajdır (20).

2.4.1.5. Ünite sayisina göre ankraj

- Basit Ankraj: Tek bir dişten alınan ankrajdır (21).
- Bileşik Ankraj: Birden fazla dişten alınan ankrajdır (21).
- Desteklenmiş (Güçlendirilmiş) Ankraj: Diş dışı dokulardan destek alınarak sağlanan ankrajdır (21).

2.5. MİNİ VİDALAR

Ortodonti tedavilerinde kullanılan mini vidalar, diş hareketini desteklemek amacıyla çene kemiğine veya alveolar kemiğe yerleştirilen geçici sabit ankraj aygıtlarıdır.

Küçük boyutları, minimal invaziv yerleştirme işlemleri ve çeşitli klinik ihtiyaçlara uygunluğu sayesinde ortodontik tedavide yaygın olarak tercih edilmektedir. Mini vidalar, genellikle paslanmaz çelik veya titanyum gibi biyouyumlu malzemelerden üretilir ve implant benzeri yapısal özelliklere sahiptirler (23).

Bu aygıtlar, ortodontik tedavilerde kullanılan kuvvetlerin belirli bir noktadan uygulanmasını sağlar. Bu sayede hem diş hareketi hızlanır hem de tedavi süresi kısaltılabilir. Geleneksel yöntemlere kıyasla, mini vidalar daha az komplikasyon riski taşır ve cerrahi müdahale gerektirmez (24).

2.5.1. Mini Vidalarin Bölümleri

Mini vidalar, işlevsel özelliklerini belirleyen birkaç temel bileşenden oluşur. Bu bileşenler şunlardır:

2.5.1.1. Baş bölgesi: Mini vidanın baş bölgesi, elastik zincirler, coil yaylar veya ligatür teller gibi ortodontik aparatların bağlanmasına olanak tanır. Bu bölge genellikle çapraz delikli veya düz bir tasarıma sahiptir ve aparatların kaymasını önleyecek şekilde yapılandırılmıştır (25).

2.5.1.2. Gövde: Gövde kısmı, mini vidanın kemiğe sabitlenmesini sağlayan dişlere sahiptir. Gövdenin uzunluğu ve çapı, kullanılan mini vidanın stabilitesini doğrudan etkiler. Çapı genellikle 1.2-2.0 mm arasında değişirken uzunluğu 6-12 mm arasında olabilir (26).

5.1.1.3. Uç bölgesi: Mini vidanın kemiğe yerleştirilmesini kolaylaştıran sivri uçlu kısmıdır. Ucun tasarımı, kemiğe penetrasyonu kolaylaştıracak şekilde optimize edilmiştir. Özellikle kendinden diş açıcı (self-tapping) veya kendinden delici (self-drilling) tasarımlar yaygındır (26)**.**

5.1.1.4. Boyun bölgesi: Baş ve gövde arasında yer alan boyun kısmı, mini vidanın çevresindeki yumuşak dokularla temasını sınırlar ve doku iritasyonunu en aza indirir. Bu bölüm genellikle daha ince çaplıdır (26).

2.5.2. Mini Vidaların Kullanım Alanları

Ortodontik tedavilerde diş hareketini kontrol etmek ve istenmeyen hareketleri engellemek amacıyla mini vidalar kullanılır. Örneğin, posterior dişleri stabilize ederek anterior dişlerin hareketini sağlamak için sabit bir ankraj noktası oluştururlar (1).

Diş çekiminden sonra oluşan boşlukların kapatılmasında mini vidalar, çekim bölgesinde etkili bir kuvvet uygulayarak dişlerin doğru pozisyonlara hareket etmesine yardımcı olur (27).

Çapraz kapanış gibi iskeletsel problemleri düzeltmek için mini vidalar kullanılarak kuvvetlerin yönü ve miktarı optimize edilir (28).

Özellikle aşırı sürmüş veya gömülü dişlerin tedavisinde, mini vidalar aracılığıyla kontrollü bir şekilde dişlerin yukarı veya aşağı hareketi sağlanır (29).

Çene genişletme veya mandibular pozisyonlama gibi iskeletsel tedavi gereksinimlerinde mini vidalar kullanılabilir. Bu tür tedavilerde mini vidalar, geleneksel apareylere kıyasla daha etkili ve stabil sonuçlar sunar (30).

Mini vidalar, ortodontik tedavilerde diş hareketini optimize etmek ve tedavi süresini kısaltmak için kullanılan etkili ve pratik aygıtlardır. Çeşitli başlık ve gövde tasarımları sayesinde çok yönlü kullanım alanları sunar. Bununla birlikte, doğru tekniklerle yerleştirilmeleri ve düzenli bakım yapılmaları, mini vidaların etkili bir şekilde kullanılmasını sağlar. Mini vidalar, ortodonti alanında modern tedavi yöntemlerinin önemli bir parçası olarak değerlendirilmektedir (28).

2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), mühendislikte karmaşık yapıların stres ve deformasyonlarını hesaplamak için kullanılan önemli bir yöntemdir ve biyomedikal araştırmalarda da yaygın olarak uygulanmaktadır. Yöntemin temelinde, karmaşık bir yapının daha küçük elemanlara bölünerek her birine elastiklik modülü gibi fiziksel özelliklerin uygulanması bulunmaktadır. Bu, yapıların dış uyaranlara, örneğin ortodontik kuvvetlere verdiği tepkinin analiz edilmesini sağlar. Yöntem, basitleştirme derecesinin kontrol edilebilmesi gibi önemli avantajlar sunar (31). Ortodonti alanında ise SEA, çeşitli materyallerin ve dentomaksillofasiyal yapıların analizine ve modellenmesine olanak tanır (32). SEA, ortodontik mekaniklerin doku üzerindeki etkilerini incelemede güçlü bir araçtır. Alternatif deneysel yöntemler genellikle modelin yalnızca yüzeyine odaklanırken, SEA, periodontal ligament gibi iç yapılara dair detaylı analizler yapma imkânı tanır. Bu da diş hareketinin biyomekaniğinin daha kapsamlı bir şekilde incelenmesine olanak sağlar (33).

Periodontal ligament ve alveol kemiği gibi dokularda meydana gelen fizyolojik tepkilere ilişkin detaylı ve matematiksel veriler sunan SEA'nin, aynı zamanda invaziv olmayan bir yöntem olarak geniş bir kullanım alanı bulmaktadır. Diş dokularında oluşan potansiyel stres ve gerilimlerin, çevre dokular arasındaki karmaşık etkileşimler ve bireysel farklılıklar nedeniyle SEA haricindeki deneysel yöntemlerle elde edilmesinin oldukça zor olduğu ifade edilmiştir. Bu yöntem, çalışma değişkenlerinin tam kontrolünü sağlarken, homojen bir örnek üzerinden analiz yapma imkânı da sunmaktadır (34).

İncelenmek istenen yapı SEA sürecinde sonlu sayıda küçük parçalara bölünmektedir. Bu yapıya belirli yönlerde ve şiddette kuvvetler uygulandığında, oluşan gerilme dağılımları, miktarları ve yer değiştirme gibi parametreler matematiksel olarak analiz edilebilmektedir (34,35).

SEA, belirli bir dizi aşamayı içerir ve bu aşamalar şu şekilde sıralanabilir:

2.6.1. Geometrik modelleme

Analize tabi tutulacak cismin geometrisinin modellenmesi ilk adımdır. Bu aşamada, analiz sonuçlarının doğruluğunu artırmak amacıyla, gerçeğe en yakın modelin oluşturulması hedeflenir. Bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme veya 3D tarayıcılar gibi yöntemlerle elde edilen veriler, dijital ortama aktarılır. Bu veriler, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımları ya da benzer 3D modelleme araçları kullanılarak işlenir ve gerçeği en iyi şekilde temsil eden geometrik modeller oluşturulur (36,37).

2.6.2. Matematiksel modelleme

Geometrik modelin sonlu elemanlar analizine uygun hale getirilmesi için model, küçük alt birimlere (elemanlara) ayrılarak ağ yapısı (*mesh*) oluşturulur. Bu adım, yapıdaki gerilme ve deformasyonların analiz edilebilmesi için gereklidir. Her bir eleman, fiziksel özelliklere sahip bağımsız bir analiz birimi olarak tanımlanır ve elemanların birleşim noktaları düğüm (*node*) olarak adlandırılır. Düğümler, yapının geometrik detaylarını ve yük aktarım yollarını belirler. Mesh oluşturma sürecinde elemanların boyutları ve dağılımı, yapının karmaşıklığı ve analiz ihtiyaçlarına göre ayarlanır. Küçük ve yoğun mesh yapıları, özellikle detaylı bölgelerde daha hassas sonuçlar sağlayabilir, ancak bu durum hesaplama süresini artırır. Bu şekilde oluşturulan bölünmüş yapı, analiz için matematiksel bir model olarak kabul edilir (38).

2.6.3. Malzeme özelliklerinin belirlenmesi

Modeli oluşturan yapıların malzeme özellikleri, simülasyonun doğruluğunu sağlamak için tanımlanır. Bu özellikler arasında Poisson oranı ve Young modülü yer alır. Her bir doku için bu parametreler dikkatle seçilerek modelde tanımlanır. Doğru malzeme özelliklerinin kullanımı, elde edilen sonuçların gerçek davranışları yansıtmasında kritik bir rol oynar (39).

2.6.4. Sınır koşullarının belirlenmesi

Sınır koşulları, modelin belirli bölgelerinde düğüm noktalarının hareketlerini sınırlayarak analiz denklem sisteminin çözülebilir hale gelmesini sağlar. Bu koşullar, genellikle şu iki şekilde tanımlanır (40):

- **Tam kısıtlama:** Belirli düğüm noktalarının tüm yönlerde hareketi (x, y, z) sınırlandırılır. Örneğin, bir dişin sabitlendiği alt çene kemiği üzerindeki noktalar bu şekilde hareket ettirilemez (40).
- **Kısmi kısıtlama:** Düğümler yalnızca belirli yönlerde hareket edebilir. Örneğin, bir yüzeyin sadece y ekseni boyunca hareketine izin verilmesi gibi. Bu sınır koşulları, uygulanan kuvvetlerin modele gerçekçi bir şekilde dağıtılmasını sağlar ve fizikSel olarak anlamlı analiz sonuçları elde edilmesine olanak tanır (41).

2.6.5. Kuvvet uygulama ve çözümleme

Son aşamada, model üzerinde belirli düğümlere tanımlı kuvvetler uygulanarak yapının bu yükler karşısındaki davranışı incelenir. Kuvvetler; büyüklük, yön ve açı gibi parametrelerle tanımlanır ve gerçekçi bir yükleme senaryosu oluşturulur. Bu süreç, yapının gerilme, deformasyon ve yer değiştirme gibi tepkilerini değerlendirmek için kullanılır (41).

2.6.6. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları

Girişimsel bir yöntem olmadan SEA herhangi bir noktadaki gerilme miktarını matematiksel olarak hesaplama imkânı sunar (42). Bu yöntemle diş, alveolar kemik, periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler simüle edilerek, dişlerdeki yer değiştirmeler grafiksel olarak görselleştirilebilir. Ayrıca, uygulanan kuvvetin noktası, büyüklüğü ve yönü ile malzeme özellikleri kolayca değiştirilebildiği için, klinik durumların simülasyonu yapılabilir ve analizlerin tekrar edilmesi mümkün hale gelir (43).

Karmaşık geometrilere sahip yapıların analizinde bile SEA etkin bir yöntem olarak öne çıkar. Yapıların olası başarısızlıklarını öngörme yeteneği sayesinde, maliyetli ve zaman alıcı deneylerin veya prototip üretim süreçlerinin yerini alabilir (44). Bunun yanı sıra, etik ve metodolojik kısıtlamaların üstesinden gelmeyi sağlayarak, insan

materyaline ihtiyaç duyulmadan standart bir çalışma ortamı oluşturur ve maksimum kontrol imkânı sunar (45).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları

Analizlerin doğruluğu, materyal özelliklerinin yanı sıra kuvvetlerin uygulama noktası, yönü ve şiddeti gibi değişkenlerin doğru bir şekilde modele aktarılmasına ve kullanılan analiz yazılımının teknik detaylarının doğru şekilde uygulanmasına bağlıdır. Bu tür analizlerin gerçekleştirilmesi için gereken bilgisayar donanımları ve yazılımlar genellikle yüksek maliyetli olabilir. Ayrıca, bu programların verimli bir şekilde kullanılabilmesi için uzman desteği alınması ya da özel bir eğitim sürecinden geçilmesi gerekebilir (41,46).

2.6.8. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar

Gerilme (Stres): Bir cismin birim alanına uygulanan dış kuvvet karşısında gösterdiği tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. Bu durum, birim başına düşen kuvvet olarak tanımlanabilir ve Pascal (Pa veya N/m^2) birimiyle ifade edilir. Kuvvet etkisiyle bir cisimde sıkışma, kesme (makaslama) ve çekme olmak üzere üç ana gerilme türü meydana gelebilir. Ancak, genellikle gerçek dünya uygulamalarında bu gerilmeler tek başına oluşmaz. Bunun yerine, sıkışma, kesme ve çekme gerilmelerinin birleşimi olan bileşik gerilme durumları sıkça gözlemlenir (47).

Asal Gerilmeler: Üç boyutlu elemanlarda, makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu düzlemlerde yalnızca yüzeye dik yönlerde çekme veya sıkışma gerilmeleri meydana gelir. Bu gerilmeler asal gerilme olarak adlandırılır ve elemanın içindeki saf çekme ve sıkışma durumlarını tanımlar. Asal gerilmeler üç ana kategoriye ayrılır (47):

- **Maksimum Asal Gerilme:** Eleman içinde en büyük çekme gerilimini ifade eder ve pozitif bir değere sahiptir. Bu gerilme, cismin çekme kuvvetine en fazla maruz kalan yönünü gösterir. Kırılma ya da çatlak oluşma riski açısından önemli bir parametredir (47).
- **Orta Asal Gerilme:** Maksimum ve minimum asal gerilmeler arasında yer alır. Çekme veya sıkışma etkilerinin daha az olduğu yönü temsil eder. Pozitif veya negatif bir değere sahip olabilir ve genellikle diğer iki asal gerilme kadar kritik değildir (47).

- **Minimum Asal Gerilme:** En yüksek sıkışma gerilimini ifade eder ve negatif bir değere sahiptir. Bu gerilme, yapının sıkışmaya en fazla maruz kalan yönünü belirler. Bu bölgelerde malzeme deformasyonu veya bükülme gibi etkiler ortaya çıkabilir (48).

Maksimum asal gerilme en yüksek çekme kuvvetini, minimum asal gerilme ise en büyük sıkışma kuvvetini temsil eder. Bu asal gerilme bileşenleri, üç boyutlu analizlerde yapının dayanıklılığını değerlendirmek açısından büyük önem taşır (48).

Von Mises Gerilmesi: Von Mises gerilmesi, bir cismin elastikiyet sınırını aşarak kalıcı deformasyona uğrama riskini değerlendirmek için kullanılan bir parametredir. Asal gerilme bileşenlerinden türetilir ve tek bir pozitif değer olarak ifade edilir. Bu değer, uygulanan kuvvetin cisimde neden olduğu gerilme dağılımlarını ve yoğunlaşma bölgelerini analiz etmekte özellikle faydalıdır. Karmaşık yükleme senaryolarında güvenilir sonuçlar sağlayarak malzeme dayanıklılığının değerlendirilmesinde sıkça kullanılır (41).

Gerinim (*Strain*): Bir cisimde, dış kuvvetlerin etkisiyle oluşan boyutsal değişimin orijinal boyutlara oranına gerinim denir. Gerilme, yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvetken, gerinim boyutsal bir oran olduğundan birimi yoktur. Gerinim, deformasyonun başlangıç uzunluğuna oranı olarak hesaplanır (49).

Elastiklik Modülü (Young Modülü): Elastiklik modülü, bir malzemenin elastikiyet sınırları içindeki dayanıklılığını tanımlayan bir katsayıdır. Gerilmenin gerinime oranı olarak ifade edilir ve materyalin rijiditesini ölçer. Sertliği yüksek olan malzemelerde elastiklik modülü değeri de yüksektir. Doğrusal elastik materyallerde sabit bir değerken, doğrusal olmayan materyallerde uygulanan yüke bağlı olarak değişiklik gösterebilir (50).

Poisson Oranı: Basma veya çekme kuvvetleri etkisi altında bir cismin boyutlarındaki değişim oranını tanımlar. Poisson oranı, enine boyut değişiminin boyuna boyut değişimine oranıdır. Çekme kuvveti uygulandığında, cisim kuvvet yönünde uzarken diğer yönlerde daralma olur. Basma kuvveti durumunda ise en genişlerken boy kısalır (41,50).

İzotropi, Anizotropi ve Ortotropi:

- **İzotropi:** Bir materyalin fiziksel özelliklerinin, kuvvetin uygulandığı yöne bağlı olmaksızın sabit kalması durumudur. İzotropik materyallerin özelliklerini tanımlamak için genellikle Young modülü ve Poisson oranı yeterlidir (51).
- **Anizotropi:** Bir malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerinin her yönde farklılık göstermesi durumudur. Anizotropik materyallerin analizinde tüm eksenlerde Young modülü ve Poisson oranı gibi parametrelerin modele dahil edilmesi gerekir (52).
- **Ortotropi:** Anizotropik materyallerin özel bir türü olan ortotropik materyaller, üç karşılıklı yönde farklı özellikler sergiler. Bu tür malzemeler, her eksende farklı fiziksel özelliklere sahip olacak şekilde modellenir (51,52).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

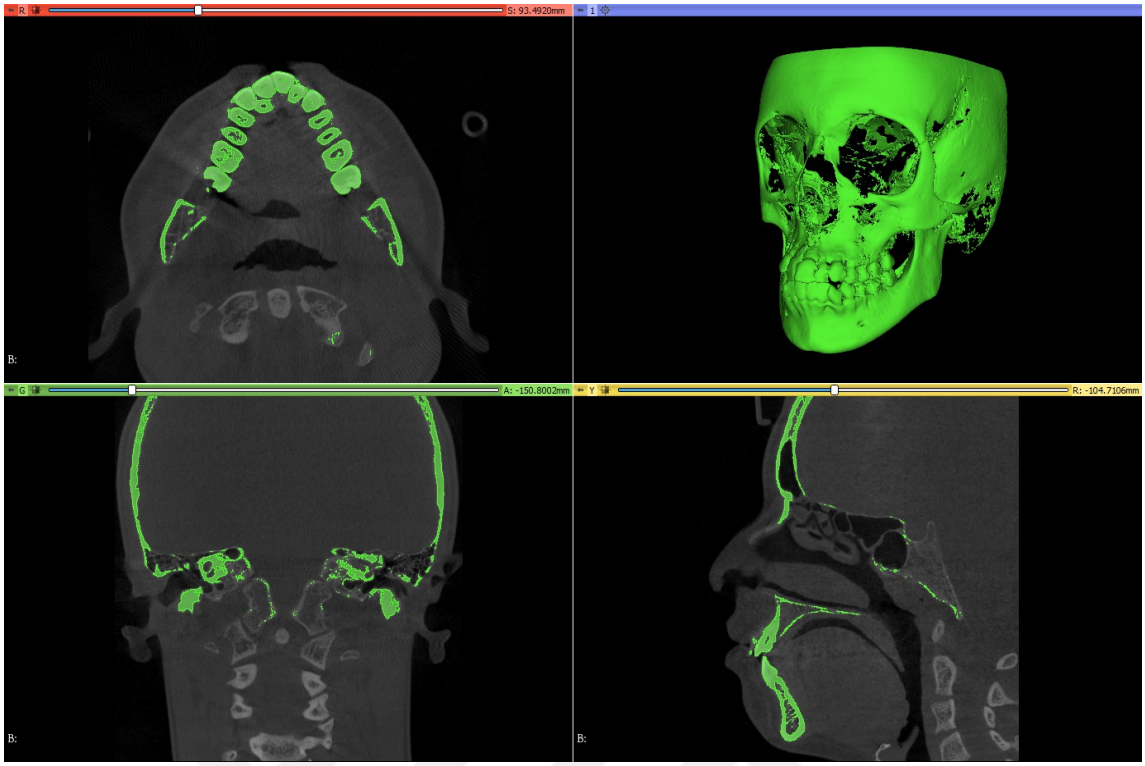
Bu tez çalışmasında, geçici ankraj mekanizmalarından biri olan mini vidalar kullanılarak, maksiller infra zigomatik ark bölgesinden sağlanacak ankrajlar üzerine odaklanılmıştır. Farklı boy ve çaplarda mini vidalar kullanılarak, bu vidaların çevre dokular üzerindeki etkileri, stres ve gerilme dağılımları üç boyutlu SEA yöntemiyle değerlendirilmiştir. Analizlerde statik lineer analiz yöntemi kullanılmıştır.

Hamidiye Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından 21.11.2023 tarihinde onaylanan bu tez çalışması için, Hamidiye Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 18.04.2024 tarihli ve 24/288 kayıt numaralı etik kurul onayı alınmıştır. Çalışma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Tinus Technologies iş birliği içerisinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu SEA modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender yazılımı (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda), katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı (ALTAIR Foundation, Miami, Amerika Birleşik Devletleri) ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR Foundation, Troy, Miami, Amerika Birleşik Devletleri) çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Kemik dokusunun ayrıştırılması

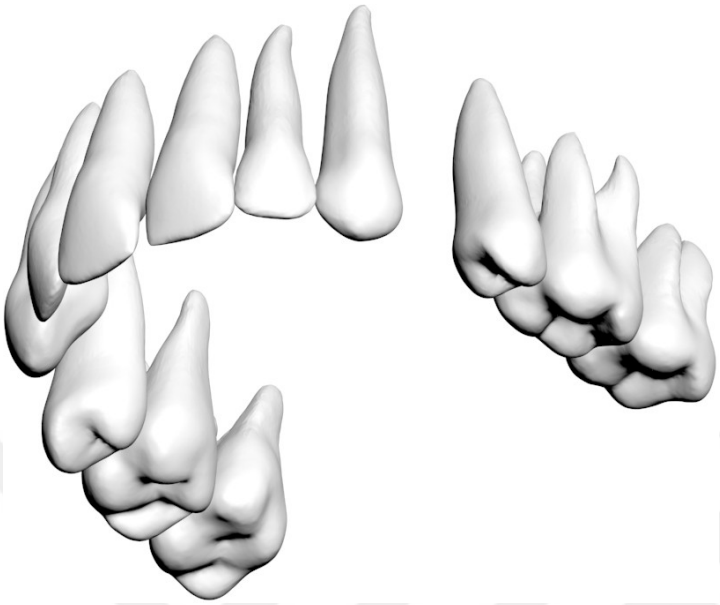
3.1.1. Maksiller Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için kullanılan bilgisayarlı tomografi verisi Visible Human Project kaynağından elde edilmiş olup, 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller ".stl" formatında dışa aktarılmıştır.

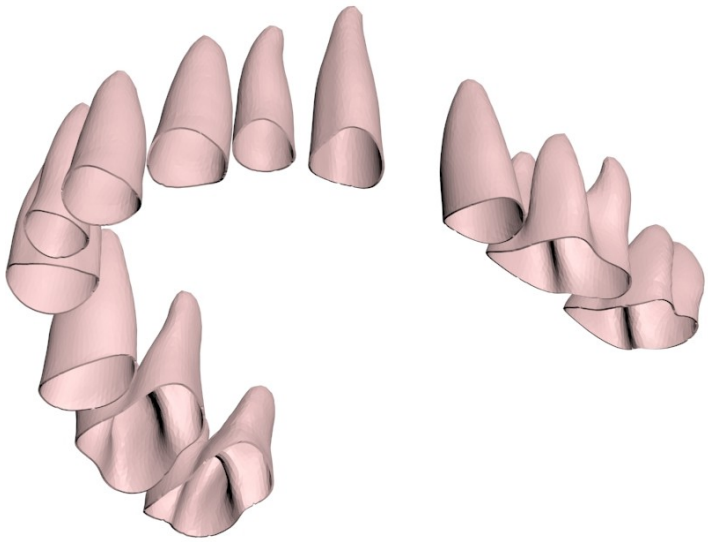
Üç boyutlu model Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımına aktarılmıştır ve burada maksilla kemik modeline 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında maksilla kortikal kemik oluşturulmuştur. Kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir.

Tüm modellerde ortak olarak kullanılan braket, yapıştırıcı, ortodontik ark teli ve IZC vidası ürün katalog bilgileri esas alınarak Blender yazılımında (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) modellenmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.2 mm kalınlığında periodontal ligamentler de yine aynı yazılım yardımıyla modellenerek,

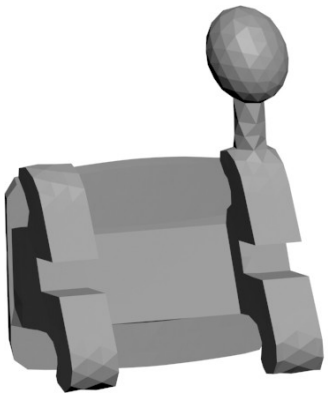
hazırlanan tüm modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



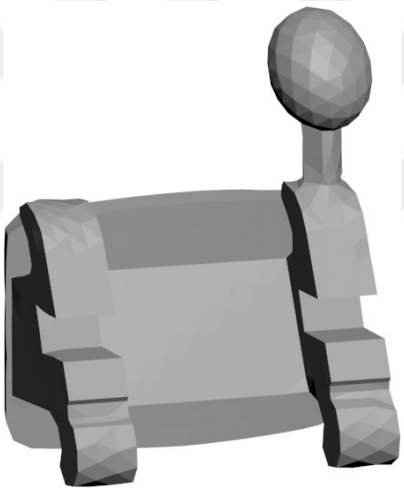
Şekil 3.2. Maksiller dişlerin model görüntüsü



Şekil 3.3. Maksiller perodontal ligamentlerin model görüntüsü



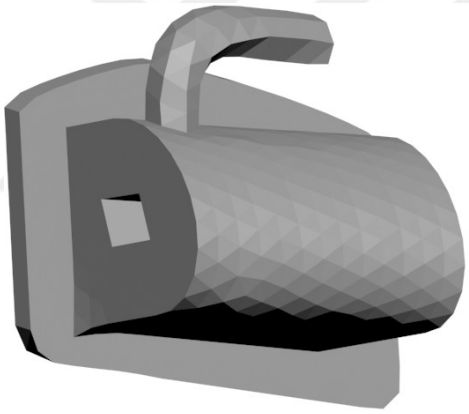
Şekil 3.4. Maksiller kanin dişlerin braket görüntüsü



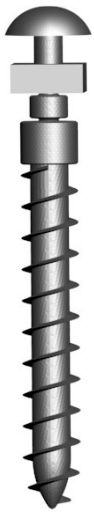
Şekil 3.5. Maksiller premolar dişlerin braket görüntüsü



Şekil 3.6. Maksiller 1. molar dişlerin braket tüpü görüntüsü



Şekil 3.7. Maksiller 2. molar dişlerin braket tüpü görüntüsü



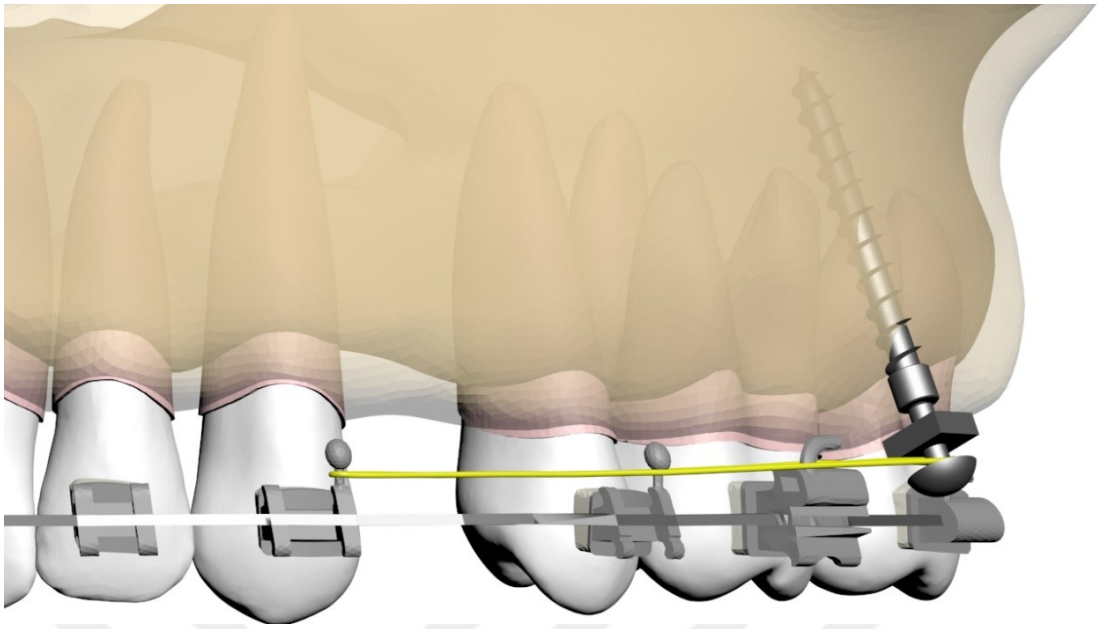
Şekil 3.8. Maksillada kullanilacak olan mini vidanin görüntüsü

3.1.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

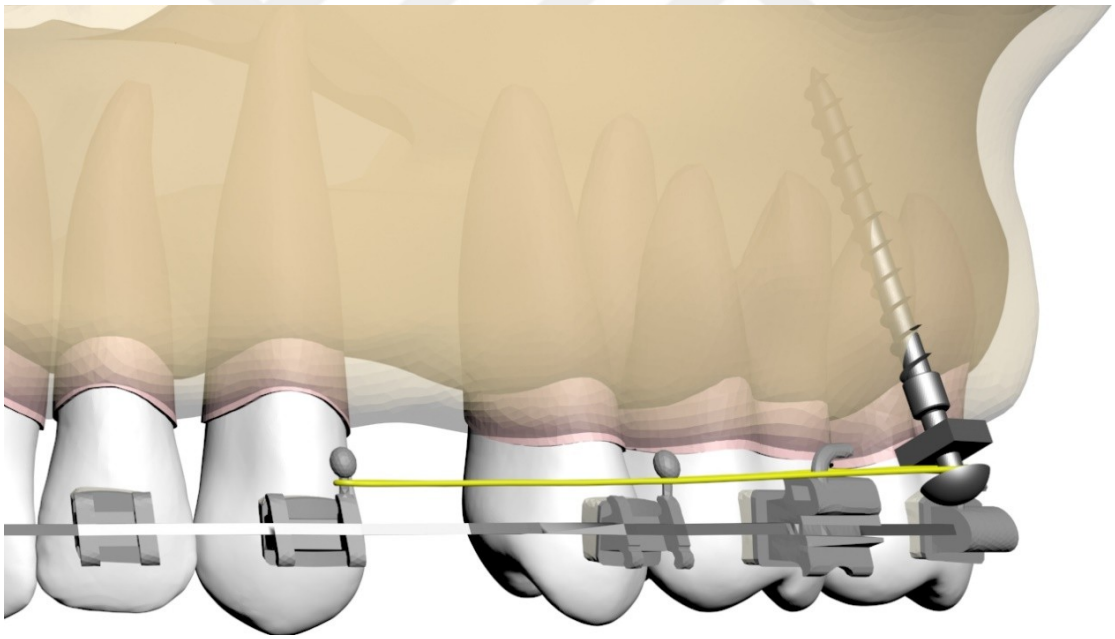
Çalışmada, farklı boyut ve çaplarda hazırlanmış IZC vidaları 1. molar ve 2. molar dişler arasına konumlandırılarak altı ana model oluşturulmuştur.

Tablo 3.1: Modeller ve özellikleri

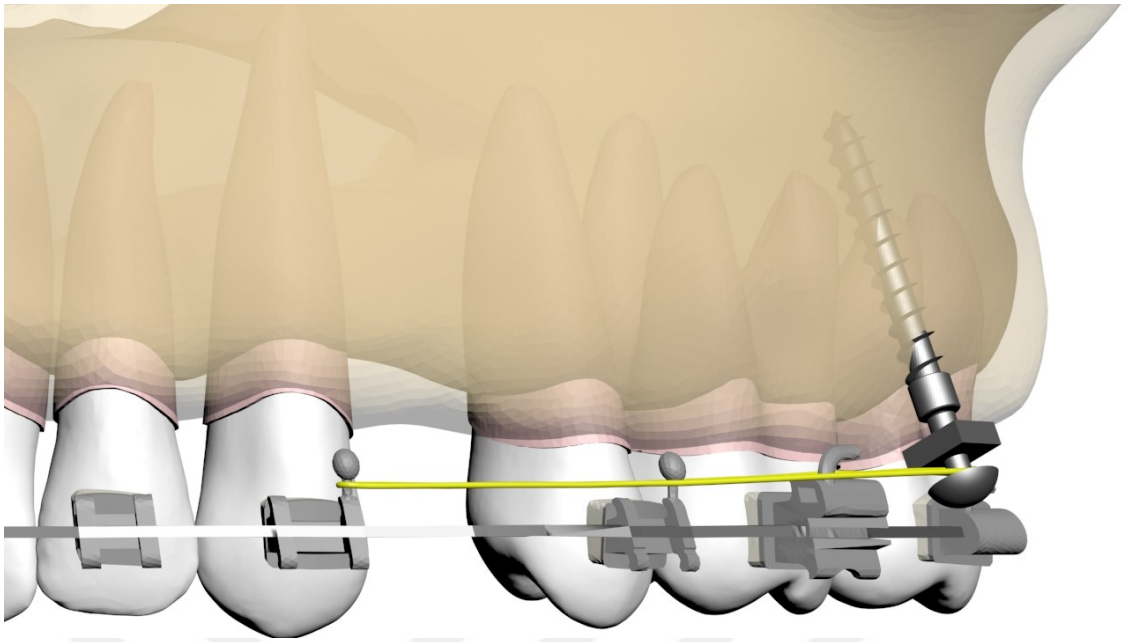
Modeller	Model Özellikleri
Model 1	Maksilla Kemik ve 2.0x12 mm Ölçülerinde IZC Vida
Model 2	Maksilla Kemik ve 2.0x10 mm Ölçülerinde IZC Vida
Model 3	Maksilla Kemik ve 1.8x12 mm Ölçülerinde IZC Vida
Model 4	Maksilla Kemik ve 1.8x10 mm Ölçülerinde IZC Vida
Model 5	Maksilla Kemik ve 1.6x12 mm Ölçülerinde IZC Vida
Model 6	Maksilla Kemik ve 1.6x10 mm Ölçülerinde IZC Vida



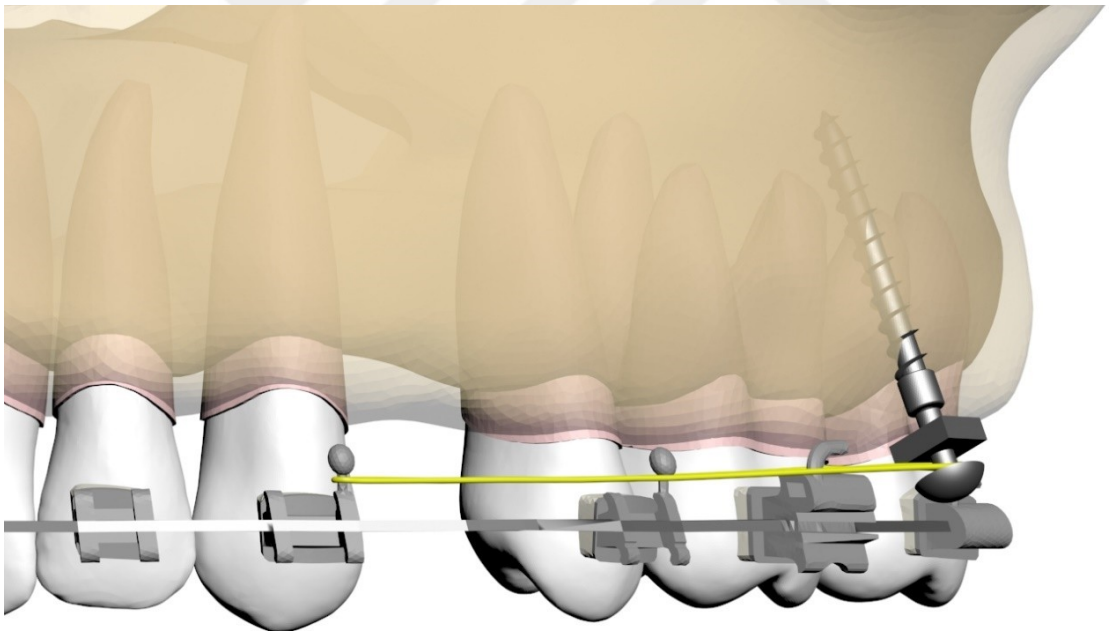
Şekil 3.9: Maksilla kemik ve 2.0x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 1)



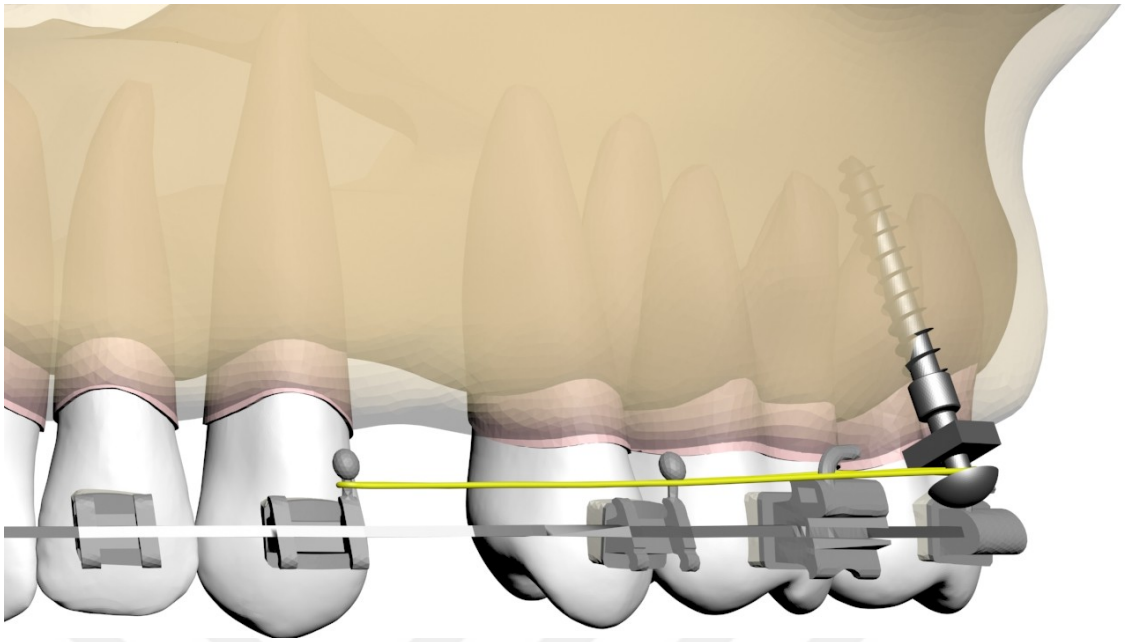
Şekil 3.10: Maksilla kemik ve 2.0x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 2)



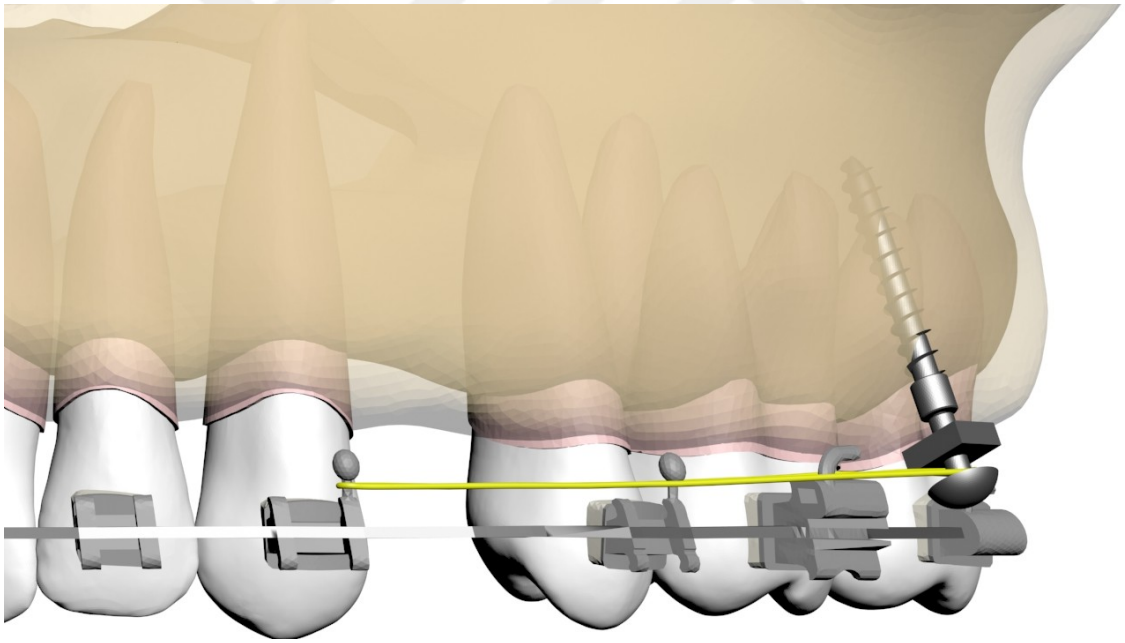
Şekil 3.11: Maksilla kemik ve 1.8x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 3)



Şekil 3.12: Maksilla kemik ve 1.8x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 4)



Şekil 3.13: Maksilla kemik ve 1.6x1.2 mm ölçülerinde IZC vida (model 5)



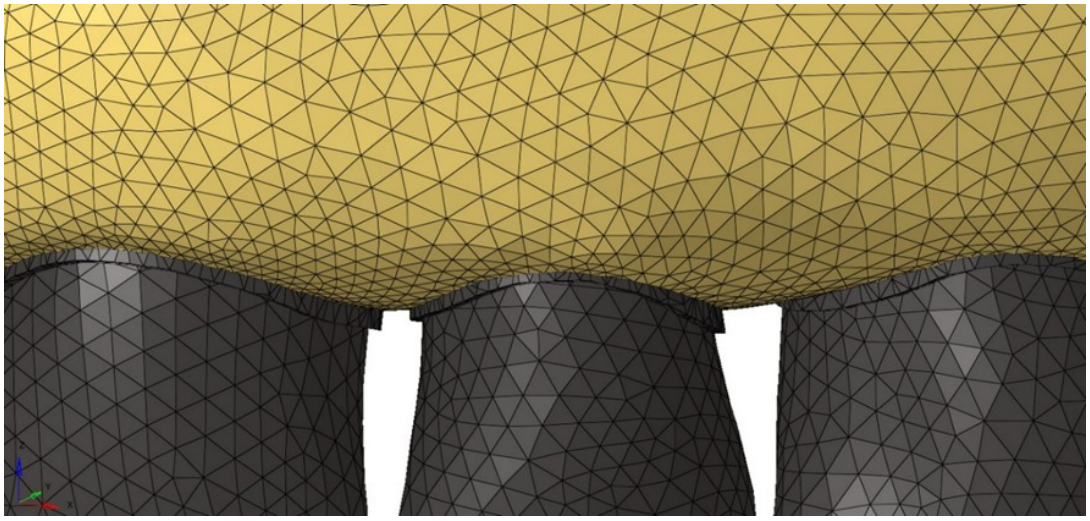
Şekil 3.14: Maksilla kemik ve 1.6x1.0 mm ölçülerinde IZC vida (model 6)

3.1.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh (ALTAIR Foundation, Miami,

Amerika Birleşik Devletleri) yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) olusturulurken 0.1-0.25 mm aralığında üçgen (tria) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin üçgen yüzey meshleri daha sonra objelerin katı mesh'leri olan düzgün dörtyüzlü (tehtrahedral) katı mesh haline dönüştürülmüştür.

Daha sonra, hazırlanan matematiksel modeler, analizlerin yapılabilmesi maksadıyla, ALTAIR Optistruct (ALTAIR Foundation, Troy, Miami, Amerika Birleşik Devletleri) çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.15: Matematiksel modelleme

3.1.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlayan elastiklik modülü (Young modülü) ve Poisson oranı değerleri daha önce yapılan çalışmalardan alınmıştır (51,53,54) .

Tablo 3.2: Diş, çevre dokular ve kullanılan malzemelerin elastiklik modülüsü ve possion oranları

Malzeme	**Elastik Modül [MPa]**	**Poisson Oranı**
Kortikal Kemik	13700	0.30
Trabekuler Kemik	1370	0.30
Diş	19600	0.31
Periodontal Ligament	690	0.45
Paslanmaz Çelik (Vida, Tel, Braket)	193000	0.30
Adhesive	8823	0.25

3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde; maksiller kanin dişine yapıştırılmış olan braketin hook bölgesinden, 1. molar ile 2. molar dişler arasına konumlandırılmış IZC vidasına doğru, 4.5 oz ve 6 oz büyüklüğünde kuvvetler uygulanmış ve lastik kuvveti simüle edilmiştir.

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

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 12 non-linear statik analiz gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmamızda çalışma modellerinin elde edilmesinin ardından, ark teli üzerindeki kuvvet değiştirilerek çeşitli mini vidalara kuvvet uygulanacak şekilde 12 farklı senaryo oluşturulmuştur.

- **1. Senaryo:** 2 mm x 12 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **2. Senaryo:** 2 mm x 12 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **3. Senaryo:** 2 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **4. Senaryo:** 2 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **5. Senaryo:** 1,8 mm x 12 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **6. Senaryo:** 1,8 mm x 12 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.

- **7. Senaryo:** 1,8 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **8. Senaryo:** 1,8 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **9. Senaryo:** 1,6 mm x 12 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **10. Senaryo:** 1,6 mm x 12mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **11. Senaryo:** 1,6 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 4,5 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.
- **12. Senaryo:** 1,6 mm x 10 mm çaplı mini vidanın oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar ile ikinci molar diş arasındaki IZC bölgesine yerleştirilmiş ve mini vidalara 6 oz distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, maksillanın infra zigomatik ark bölgesine yerleştirilen farklı çap ve uzunluktaki mini vidalara uygulanan çeşitli kuvvetler doğrultusunda, toplamda 12 farklı senaryo oluşturularak; mini vidalar ve çevre dokularda meydana gelen stres, gerilme ve yer değiştirme gibi faktörler SEA yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Analiz kapsamında, infra zigomatik bölgede uygulanan mini vidaların çevresindeki kemikte oluşan maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve Von Mises stres değerleri; ayrıca anterior dişlerin insizal kenarlarının orta noktaları ile apekslerinin transversal, sagital ve vertikal yönlerdeki yer değiştirme değerleri detaylı şekilde incelenmiştir.

Gerilme bulguları aşağıdaki biçimde raporlanmıştır:

- Maksiller santral, lateral ve kanin dişlerde oluşan Von Mises gerilme değerleri,
- Mini vidalarda gözlemlenen Von Mises gerilme değerleri,
- Maksillada IZC'de meydana gelen gerilme değerleri.

Bu bağlamda, gerilme değerleri megapascal (MPa), yer değiştirme değerleri ise mikrometre (μm) cinsinden ifade edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, görselleştirme amacıyla renk skalası kullanılarak sunulmuştur. Von Mises gerilmelerinin gösterildiği görsellerde kırmızı renk, yüksek gerilme bölgelerini; mavi renk ise düşük gerilme bölgelerini temsil etmektedir.

Yer değiştirme değerlerinin gösterildiği analiz görsellerinde:

- X ekseni transversal yönü (meziodistal yer değiştirme),
- Y ekseni sagital yönü (labiolingual yer değiştirme),
- Z ekseni ise vertikal yönü (apikoinsizal yer değiştirme) göstermektedir.

Özellikle mandibular arktaki değerlendirmelerde;

- X eksenindeki pozitif (+) değerler distal, negatif (–) değerler mezial hareketi;
- Y ekseninde pozitif (+) değerler lingual, negatif (–) değerler labial hareketi;

- Z ekseninde pozitif (+) değerler insizal, negatif (–) değerler ise apikal yöndeki hareketi göstermektedir.

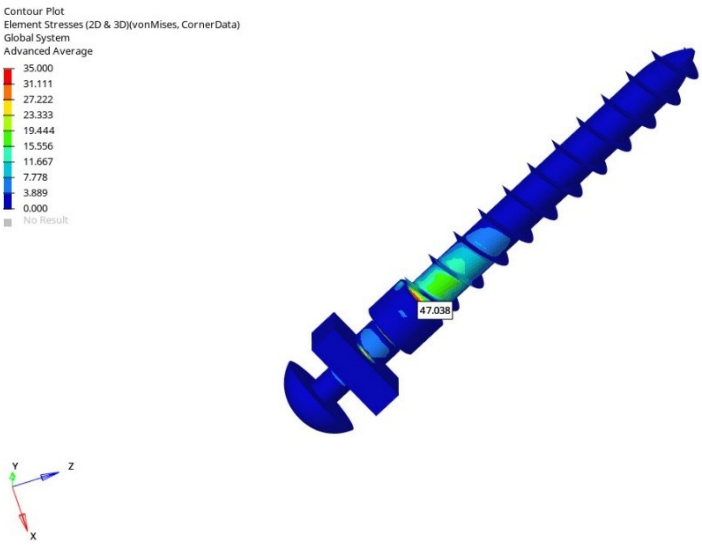
Yer değiştirmeleri gösteren görsellerde kırmızı alanlar, ilgili eksen doğrultusunda maksimum yer değiştirmeyi; mavi alanlar, aynı eksenin ters yönündeki maksimum yer değiştirmeyi; yeşil ve sarı alanlar ise minimum yer değiştirmeyi temsil etmektedir.

4.1. I. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.1.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

Çalışma kapsamında elde edilen gerilme analizlerinde, Von Mises stres dağılımları aşağıdaki gibi gözlemlenmiştir:

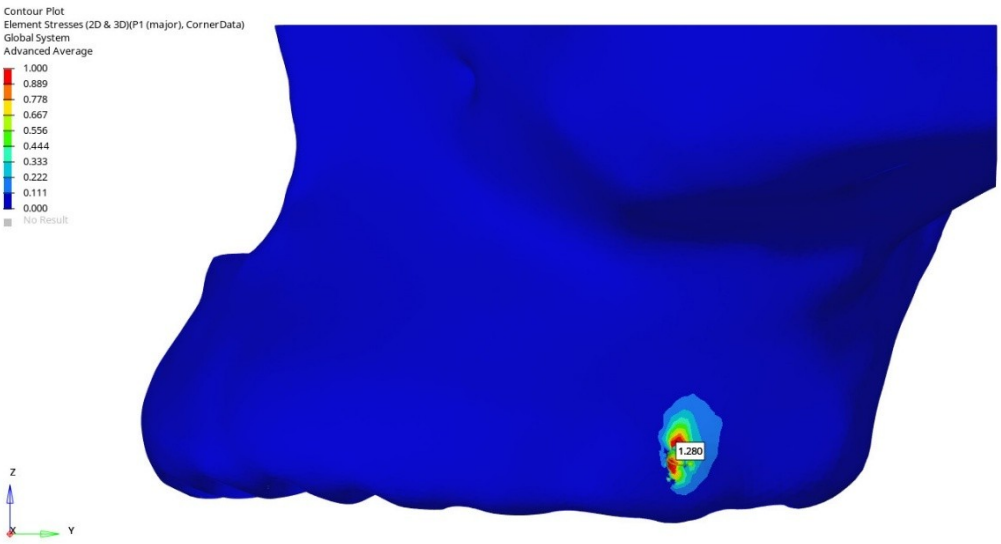
4.1.1.1. Mini vidadaki gerilme bulguları: Vida üzerinde gözlemlenen maksimum Von Mises gerilme değeri yaklaşık olarak 47.038 MPa olarak ölçülmüştür. Bu stresin vida-gövde birleşim bölgesinde yoğunlaştığı ve kırmızı renkle temsil edilen bölgede lokalize olduğu görülmüştür. Bu durum, ortodontik kuvvetlerin doğrudan vida-kemik arayüzüne binen yükleri etkili şekilde aktardığını göstermektedir.



Şekil 4.1: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.1.1.2. Maksilladaki (infra zigomatik krest bölgesi) gerilme bulguları: En yüksek gerilme değeri farklı bölgelerde sırasıyla 1.220 MPa, 3.000 MPa ve 2.379 MPa olarak kaydedilmiştir.

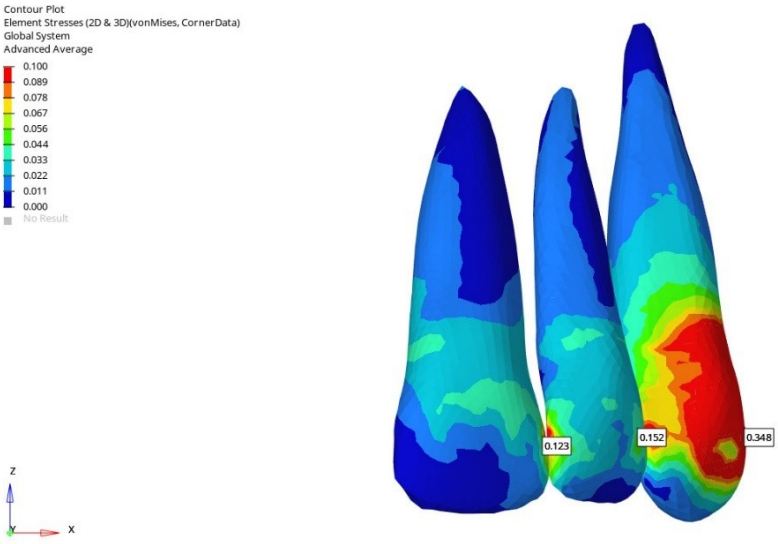
Bu değerler kemikte mini vida çevresinde stres konsantrasyonlarının oluştuğunu ve vida çapı/uzunluğu ile uygulanan kuvvetin kemik stres yanıtını etkilediğini göstermektedir.



Şekil 4.2: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

4.1.1.3. Anterior dişlerde (santral, lateral, kanin): Dişlerdeki maksimum Von Mises stres değerleri incelendiğinde, stresin en çok servikal bölgede toplandığı ve değerlerin sırasıyla 0.150 MPa, 0.134 MPa gibi seviyelere ulaştığı saptanmıştır.

Kırmızı bölgelerdeki bu konsantrasyon, ortodontik kuvvet uygulamalarının diş periodontal yapısında baskın stres noktaları oluşturduğunu göstermektedir (şekil)

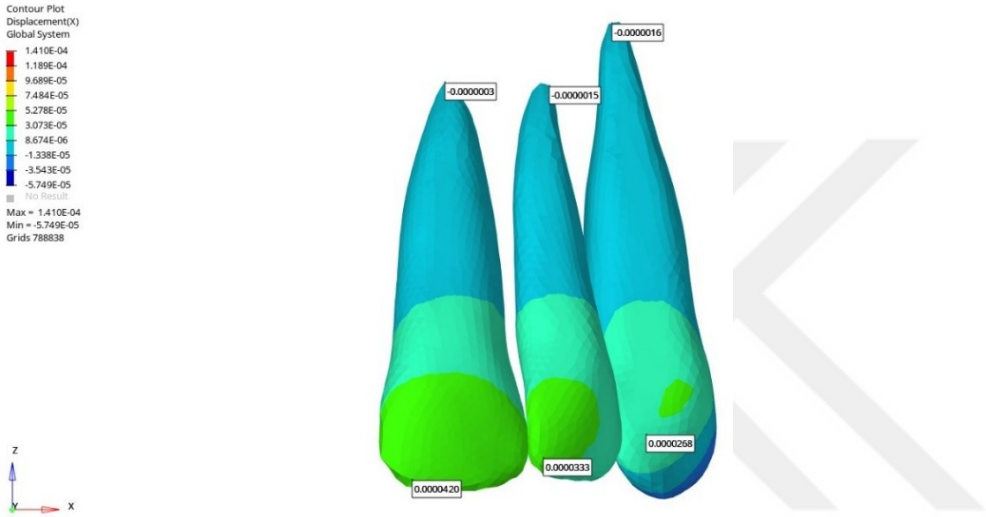


Şekil 4.3: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi

4.1.1. Yer Değiştirme Bulguları

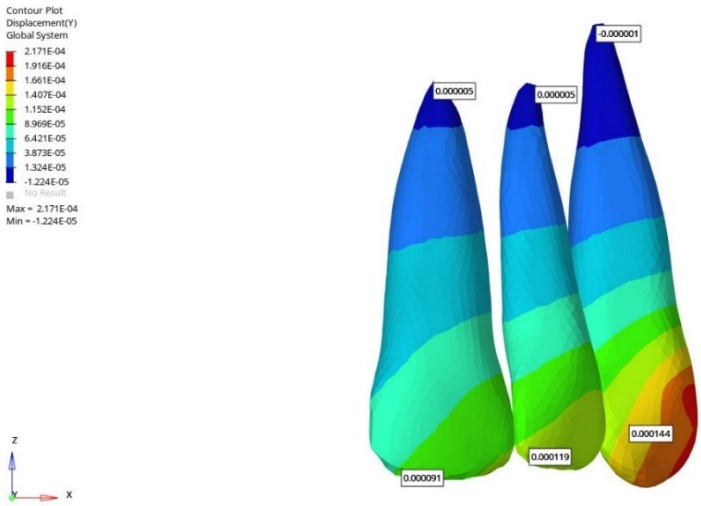
4.1.1.1. Anterior dişlere ait yer değiştirme bulguları: Analiz sonuçlarında X (transversal), Y (sagital) ve Z (vertikal) yönlerde diş hareketleri mikrometre (μm) cinsinden incelenmiştir:

Transversal Yönde (X Ekseninde): En yüksek yer değiştirme 0.000062 m (yaklaşık 62 μm) seviyesindedir. Bu yönlü hareketler genellikle meziodistal yönlü kuvvetlerin etkisini yansıtır.



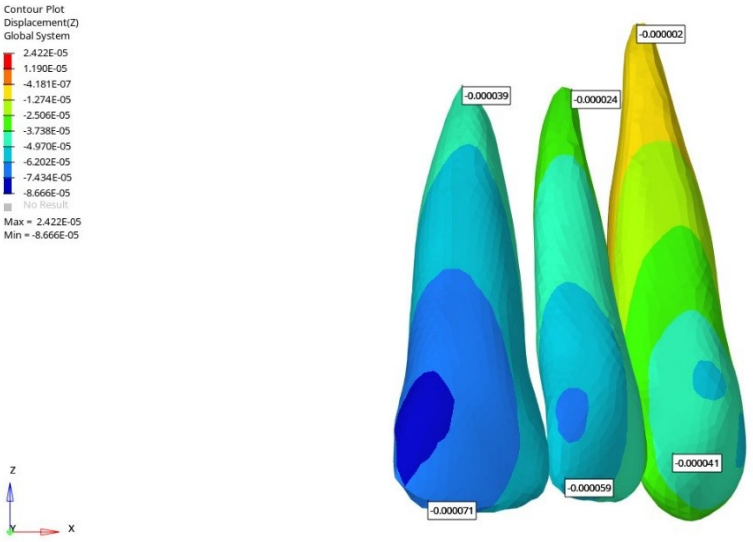
Şekil 4.4: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital Yönde (Y Ekseninde): Yer değiştirme değerleri genellikle 0.000031 – 0.000071 m (31–71 μm) arasında değişmektedir. Bu, labiolingual yöndeki itici/çekici ortodontik kuvvetlerin etkisiyle oluşmuştur.



Şekil 4.5: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

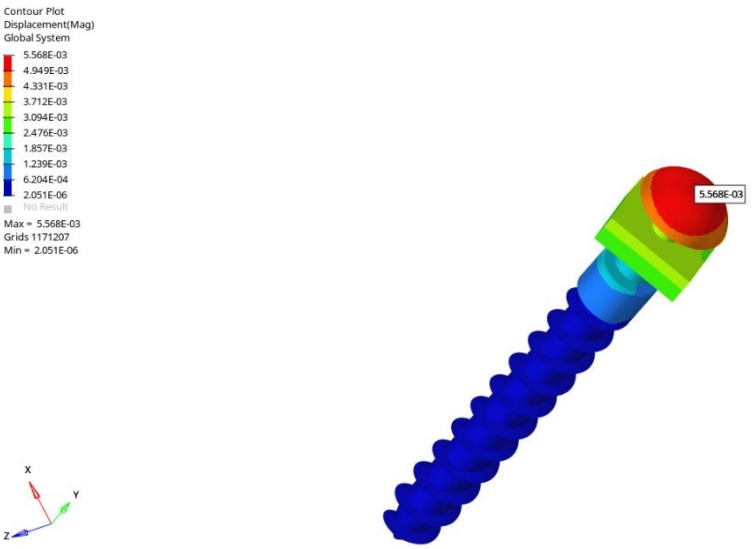
Vertikal Yönde (Z Ekseninde): Diş apeksi ve insizal kenarlarının yer değiştirmelerinde maksimum 0.000133 m (133 µm)'ye kadar çıkabilen vertikal hareketler gözlenmiştir. Bu, özellikle intrüzyon veya ekstrüzyon etkilerinin göstergesidir.



Şekil 4.6: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

4.1.1.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları: Mini vidanın yer değiştirme analizlerinde vida boynuna en yakın bölgede maksimum 0.005568 m düzeyinde yer değiştirme gözlemlenmiştir.

Vida boyunca renk skalasındaki geçişler, özellikle boyun ve gövde birleşiminde yüksek mobilite olduğunu göstermektedir. Bu durum, artan kuvvetle birlikte vidada mikro-hareket oluşma ihtimalini ortaya koymaktadır.



Şekil 4.7: Mini Vidadaki Yer Değiştirme Miktarı (Total)

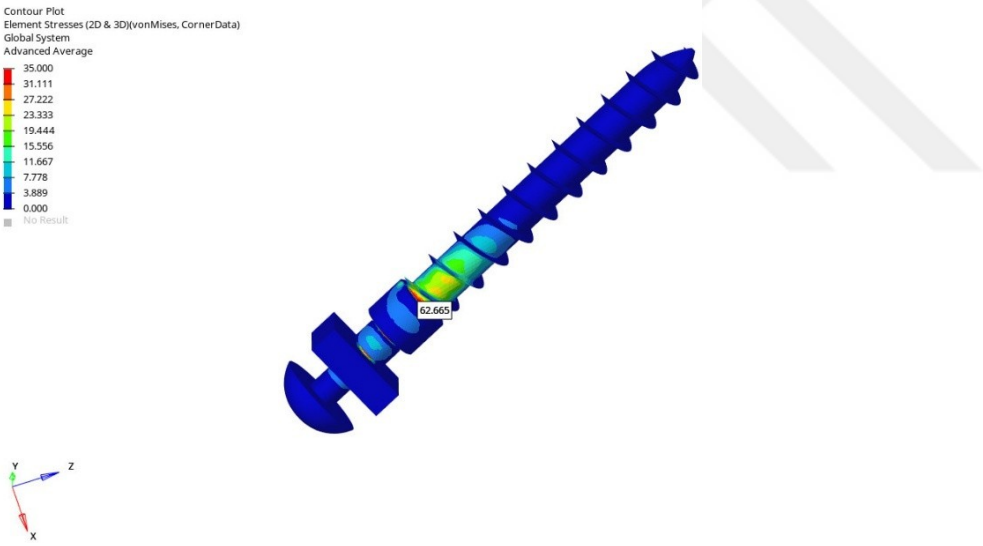
Genel olarak tüm yönlerdeki yer değiştirme değerlerinin renk skalası ile uyumlu biçimde dağıldığı ve hareketin en fazla servikalden insizal bölgeye doğru olduğu görülmüştür. Mavi alanlar minimal, sarı-turuncu-kırmızı alanlar ise maksimum yer değiştirme bölgelerini temsil etmektedir.

4.2. II. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.2.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

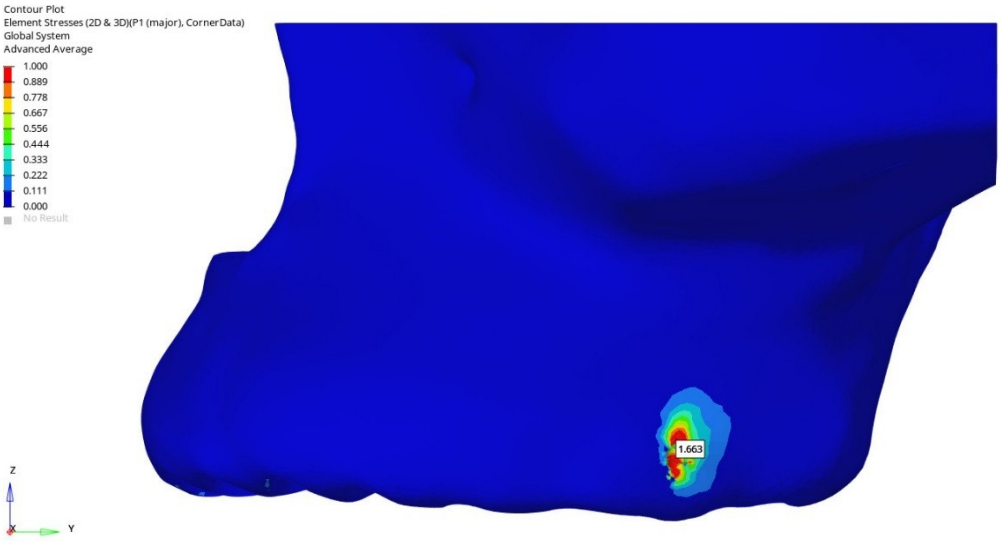
Bu senaryoda, farklı kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımı aşağıdaki şekilde gözlemlenmiştir:

4.2.1.1. Mini vidadaki gerilme bulguları : Vida üzerinde maksimum Von Mises gerilme değeri 62.665 MPa olarak tespit edilmiştir. Birinci senaryoya kıyasla belirgin bir artış görülmektedir. Gerilme vida orta gövdesi ve boyun bölgesinde yoğunlaşmış olup, bu bölgeler kırmızı renkle işaretlenmiştir.



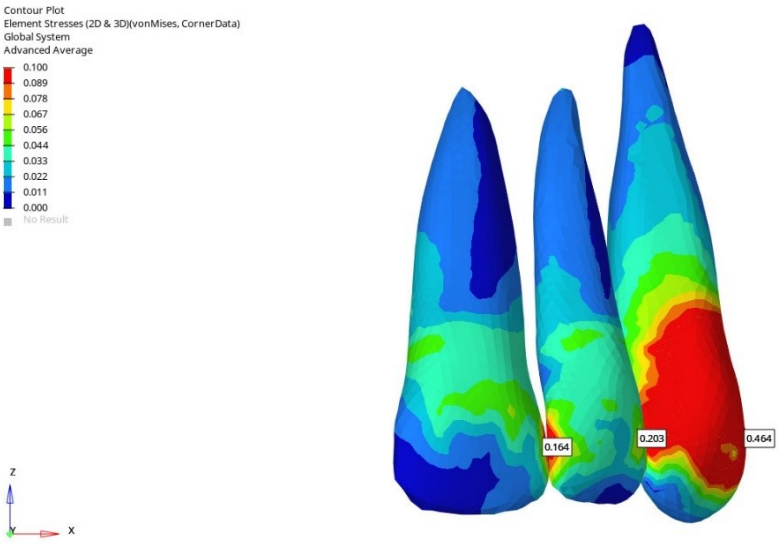
Şekil 4.8: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.2.1.2. Maksillada (IZC bölgesi) gerilme bulguları: Kemik üzerinde lokalize maksimum Von Mises gerilme değerleri sırasıyla 1.653 MPa, 5.700 MPa ve 4.371 MPa olarak ölçülmüştür. 1. Senaryoya kıyasla, bu senaryoda daha yüksek stres konsantrasyonları gözlemlenmiştir. Kuvvet artışı ile doğrudan ilişkili olarak kemiğin yükleme bölgesindeki stres miktarının arttığı görülmektedir.



Şekil 4.9: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

4.1.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları: En yüksek Von Mises stres değerleri yaklaşık olarak 0.246 MPa ve 0.146 MPa olarak belirlenmiştir. Önceki senaryoya göre dişlerdeki stres düzeylerinde artış olduğu, bu artışın özellikle servikal bölgede yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

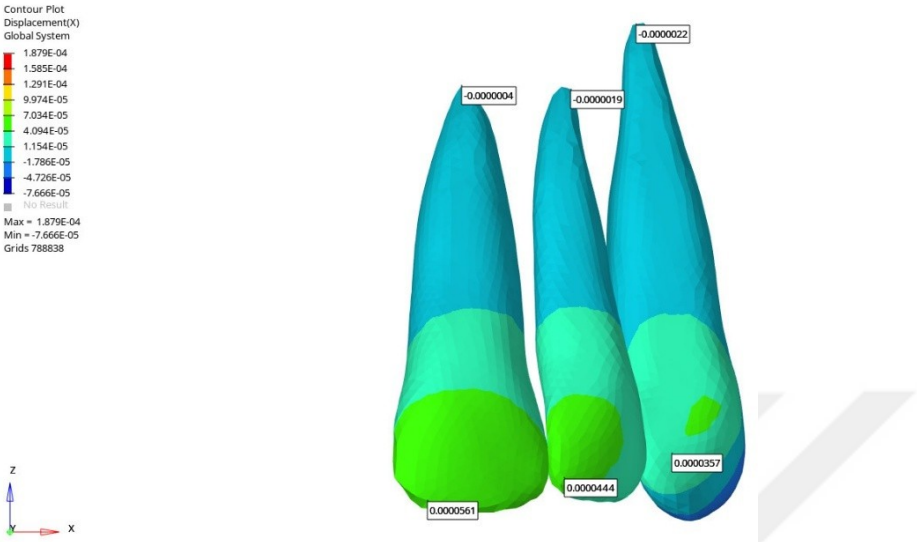


Şekil 4.10: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.2.1. Yer Değiştirme Bulguları

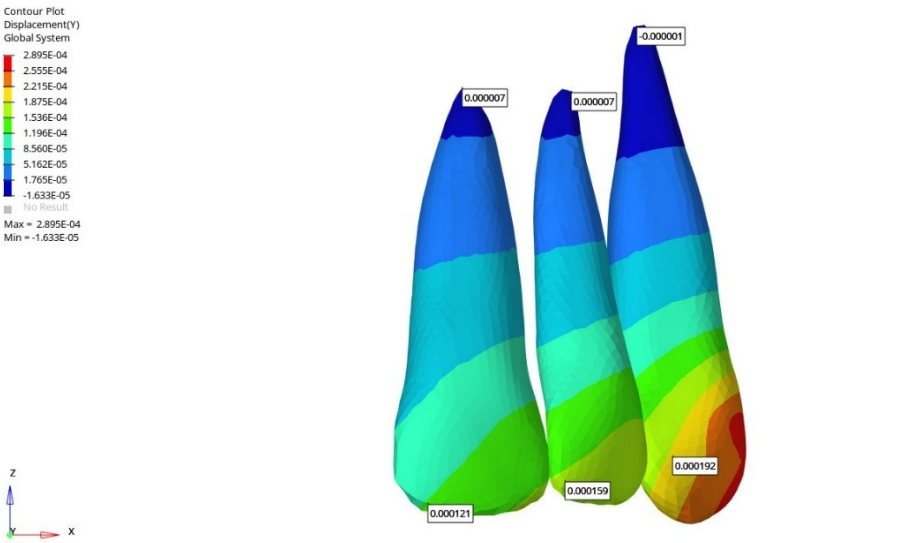
4.2.1.1. Dişlerde yer değiştirme: X, Y ve Z eksenlerindeki yer değiştirme sonuçları mikrometre cinsinden (μm) değerlendirilmiştir:

Transversal Yönde (X Ekseninde): Dişlerin meziodistal yönündeki yer değiştirme değerleri maksimum **0.000063 m (63 µm)** düzeyindedir. Bu, ilk senaryoya göre hafif artış göstermektedir.



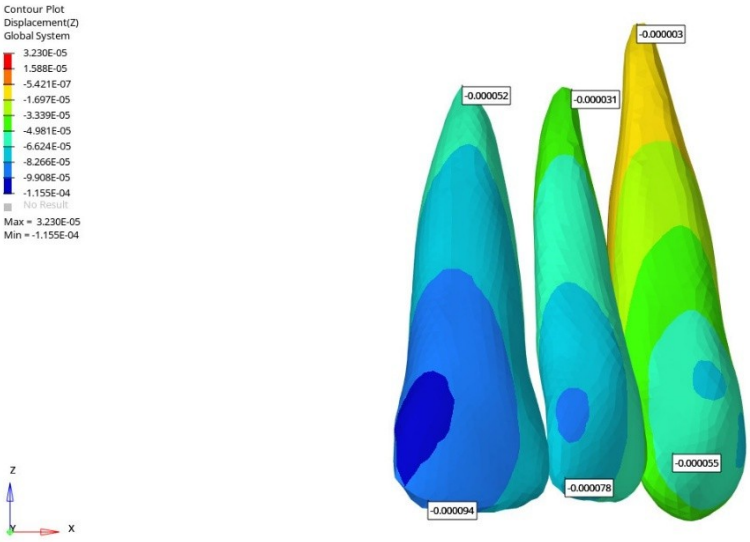
Şekil 4.11: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital Yönde (Y Ekseninde): Labiolingual yönde oluşan hareket miktarı yaklaşık 0.000092 m (92 µm) düzeyine ulaşmıştır. Bu yönlü değişim, artan kuvvetin anterior segment üzerindeki etkisini yansıtmaktadır.



Şekil 4.12: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

Vertikal Yönde (Z Ekseninde): Dişlerin apikoinsizal yönündeki yer değiştirmeleri maksimum 0.000133 m (133 µm) seviyesindedir. Değerler ilk senaryo ile benzerlik göstermektedir.

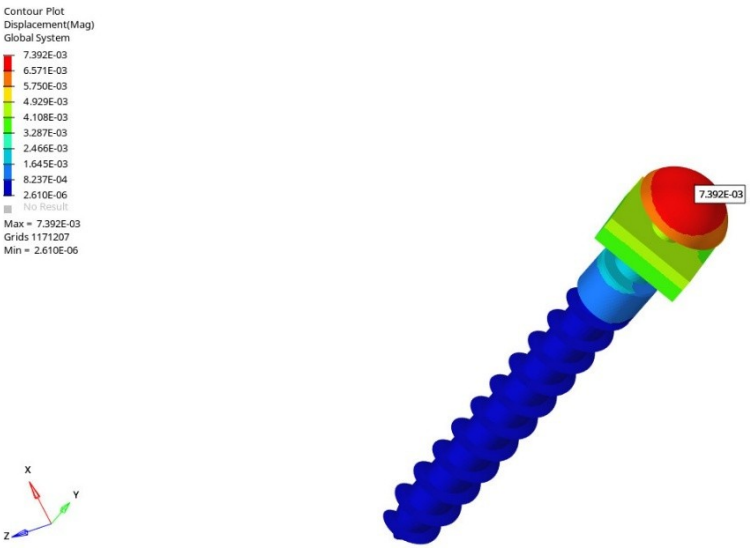


Şekil 4.13: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

Renk skalasında yine mavi renk minimum hareketi, kırmızı-sarı tonları ise maksimum hareket bölgelerini temsil etmektedir. Artan kuvvet ile yer değiştirme şiddetinin ve yayılımalanının genişlediği gözlemlenmiştir.

4.2.1.2. Mini vidadaki yer değiştirme: Mini vidanın yer değiştirme analizlerinde vida boynuna en yakın bölgede maksimum 0.000162 m (162 µm) düzeyinde yer değiştirme gözlemlenmiştir.

Vida boyunca renk skalasındaki geçişler, özellikle boyun ve gövde birleşiminde yüksek mobilite olduğunu göstermektedir. Bu durum, artan kuvvetle birlikte vidada mikro-hareket oluşma ihtimalini ortaya koymaktadır.

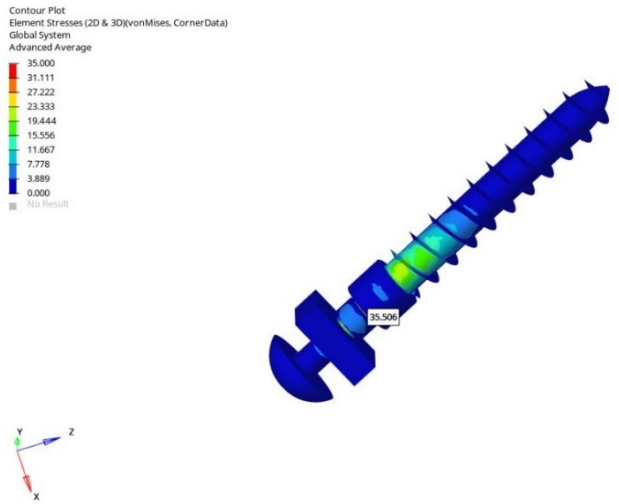


Şekil 4.14: Mini vidadaki yer değiştirme miktarı (total)

4.3. III. SENARYOYA AİT BULGULAR

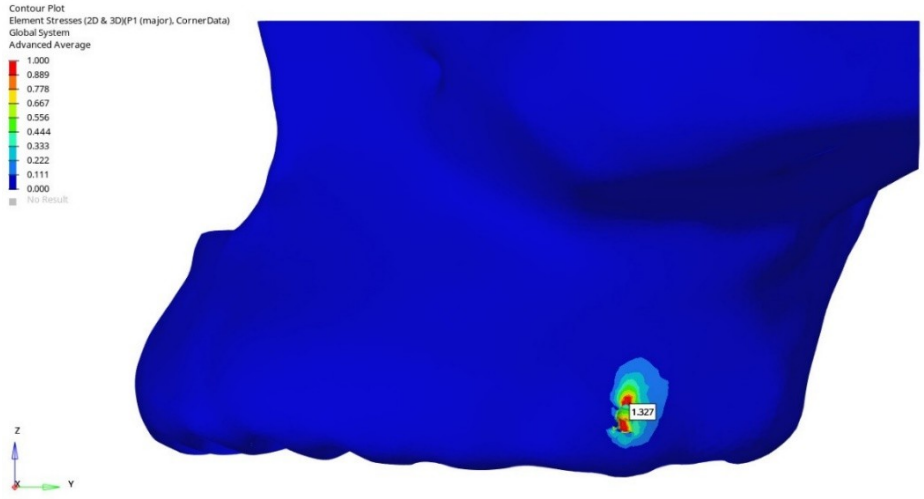
4.3.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.3.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları: Vida üzerinde maksimum Von Mises gerilme değeri 55.506 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme, vida orta gövdesinde ve boyun kısmında yoğunlaşmış olup, bu bölgelerde kırmızı renk baskındır. Bu da yük aktarımının bu bölgelere odaklandığını göstermektedir.



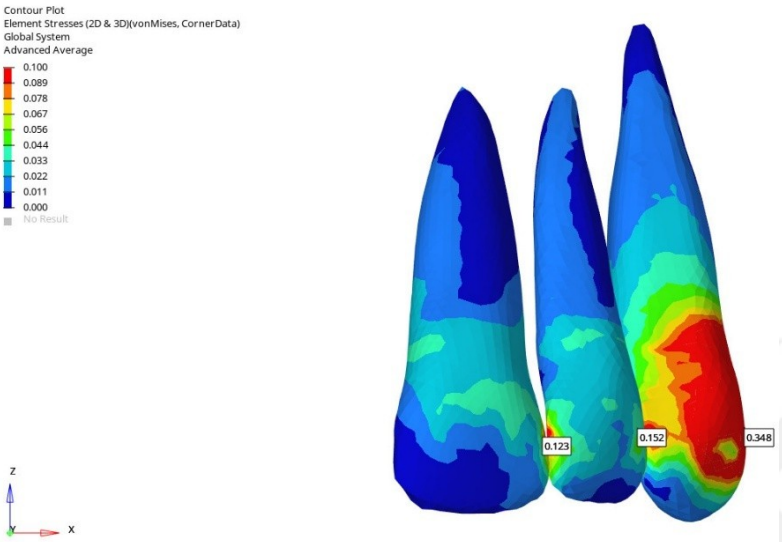
Şekil 4.15: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.3.1.2. Maksilla (IZC bölgesi) gerilme bulguları: Kemikte lokalize Von Mises stres değerleri sırasıyla 1.327 MPa, 5.417 MPa ve 3.014 MPa olarak belirlenmiştir. Önceki senaryolarda olduğu gibi stresin vida çevresinde toplandığı, ancak bu senaryoda maksimum değerlerin orta düzeyde kaldığı görülmektedir.



Şekil 4.16: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

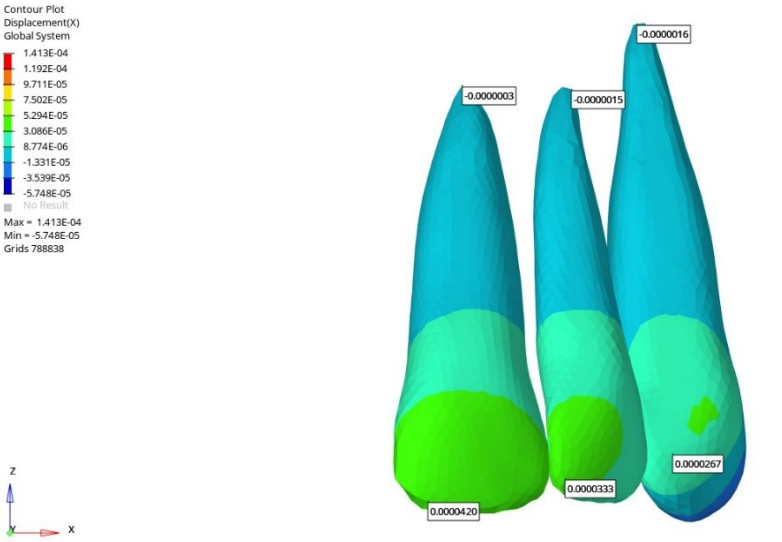
4.3.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları: Dişlerde ölçülen Von Mises gerilme değerleri yaklaşık 0.152 MPa, 0.127 MPa ve 0.134 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme dişin servikal bölgesine yoğunlaşmış, bu da kuvvet uygulamasının diş boynuna etkisini göstermektedir.



Şekil 4.17: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

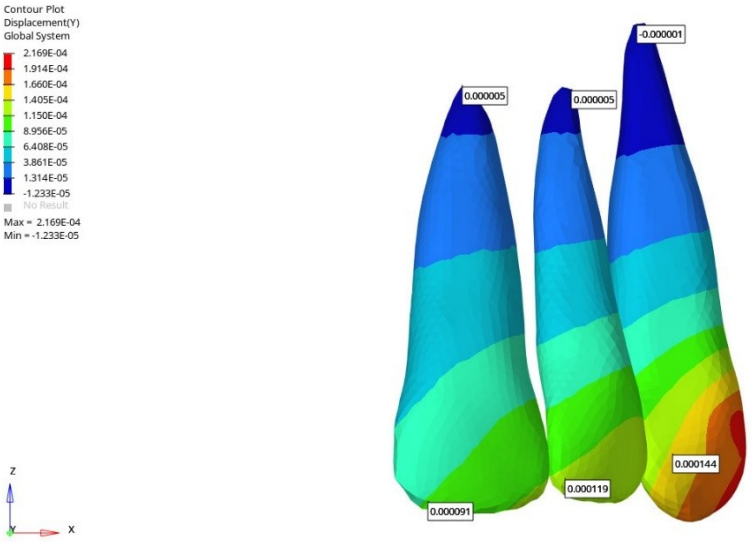
4.3.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.3.2.1. Dişlerde yer değiştirme: Transversal (X Ekseni): Meziodistal yönlü yer değiştirme değeri yaklaşık 0.000062 m (62 μm) olarak ölçülmüştür.



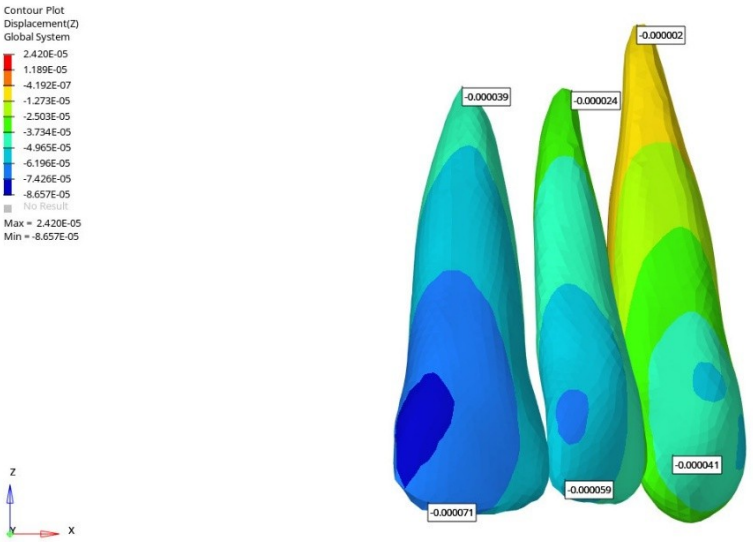
Şekil 4.18: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital (Y Ekseni): Labiolingual yönde maksimum yer değiştirme değeri 0.000093 m (93 µm) seviyesindedir.



Şekil 4.19: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

Vertikal (Z Ekseni): Apikoinsizal yer değiştirme maksimum 0.000129 m (129 µm) olarak ölçülmüştür.

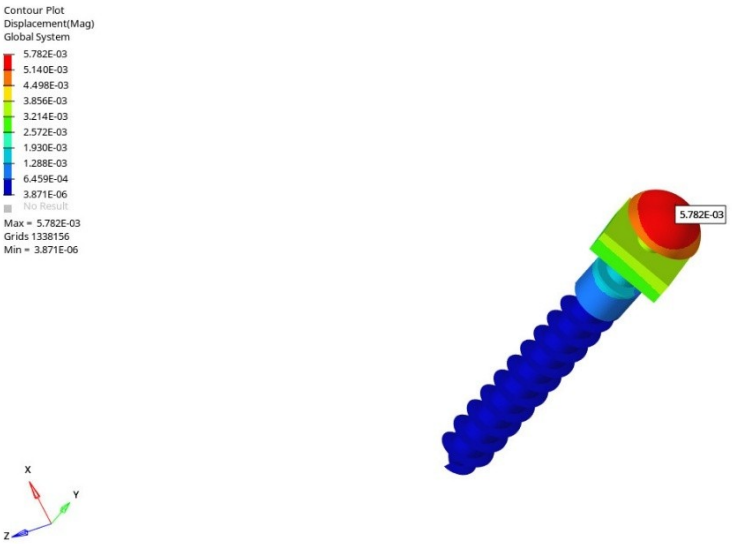


Şekil 4.20: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

4.3.2.2. Mini vida yer değiştirme: Mini vidada maksimum yer değiştirme değeri 0.000148 m (148 µm) düzeyinde kaydedilmiştir.

Renk skalasında bu yer değiştirme vida boyun bölgesinde kırmızı ile ifade edilmiştir. Bu durum, vida kemik içinde sabit olsa da uygulanan kuvvetin etkisiyle mikro düzeyde mobiliteye neden olabileceğini göstermektedir.

Bu bulgulara dayanarak, 3. senaryoda vida ve çevresindeki dokuların daha dengeli bir gerilme dağılımı gösterdiği; ancak mini vidanın hareketinin, diğer senaryolara göre daha düşük stresle birlikte orta düzeyde olduğu görülmektedir.



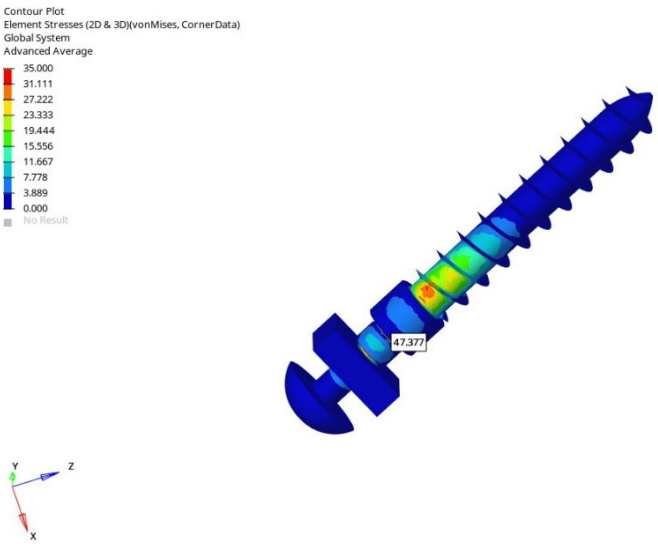
Şekil 4.21: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total)

4.4. IV. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.4.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.4.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum Von Mises gerilme değeri 52.024 MPa olarak belirlenmiştir.

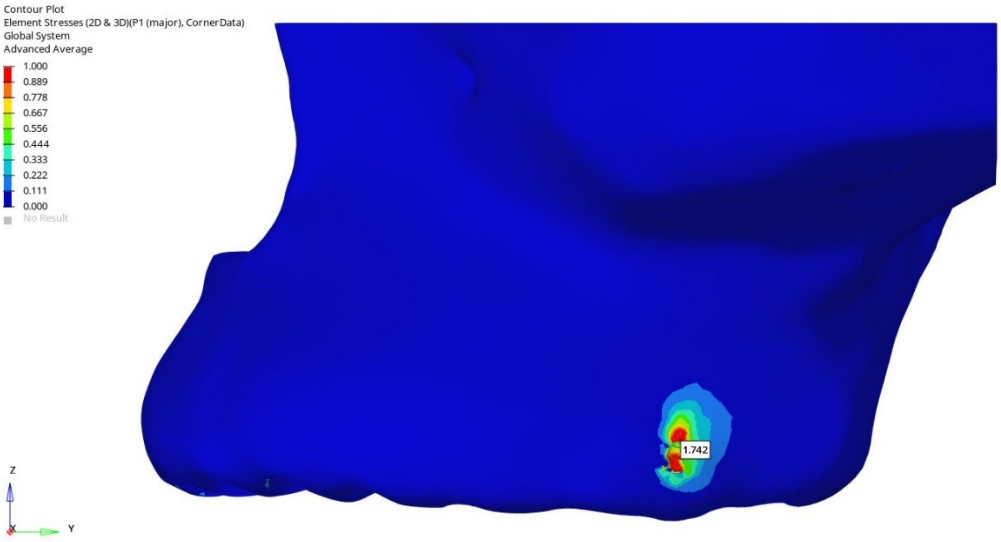
Gerilme dağılımı özellikle vida-boyun bölgesinde yoğunlaşmış ve kırmızı renkle belirtilmiştir. Bu, kuvvetin aktarıldığı kritik bölgelerden biri olarak değerlendirilebilir.



Şekil 4.22: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

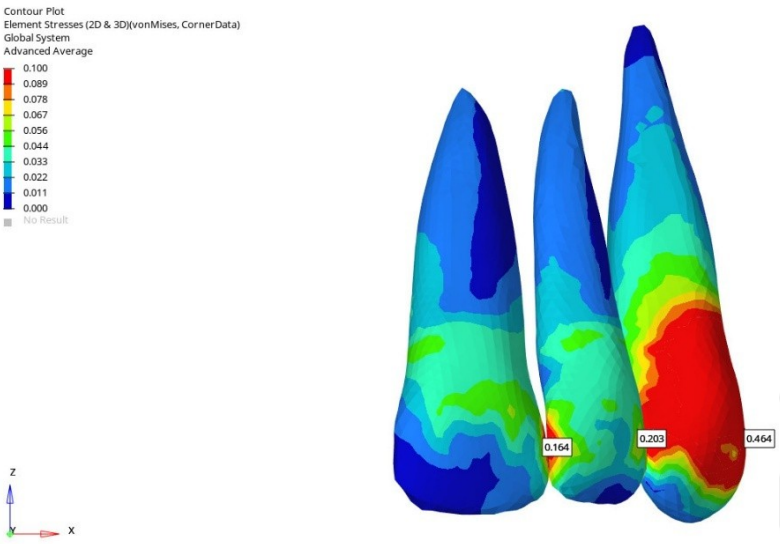
4.4.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları: Kemikteki Von Mises gerilme değerleri; 1.205 MPa, 2.913 MPa ve 4.684 MPa olarak ölçülmüştür.

Stresin vida çevresinde lokalize olduğu, kemikte özellikle kırmızı-turuncu geçiş bölgelerinde bu yüklenmenin daha yoğun olduğu görülmektedir.



Şekil 4.23: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

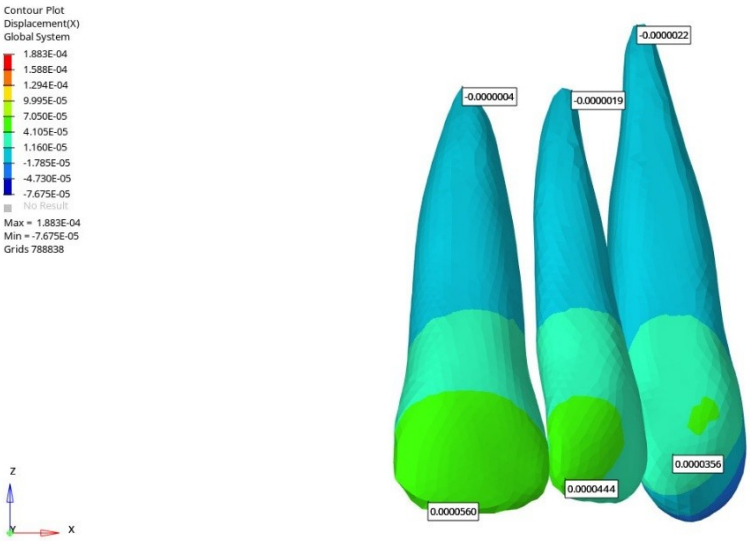
4.4.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları: Dişlerde Von Mises stres değerleri 0.172 MPa, 0.132 MPa, ve 0.143 MPa seviyelerindedir. Gerilmenin en çok servikal bölgede ve özellikle lateral kesici dişin disto-servikal kısmında toplandığı izlenmiştir.



Şekil 4.24: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi

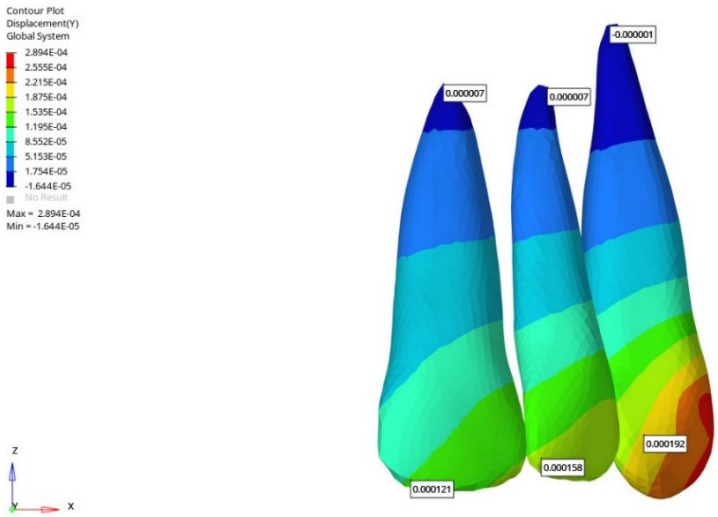
4.4.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.4.2.1. Dişlerde yer değiştirme: Transversal (X Ekseni): Maksimum yer değiştirme değeri 0.000063 m (63 µm) seviyesindedir.



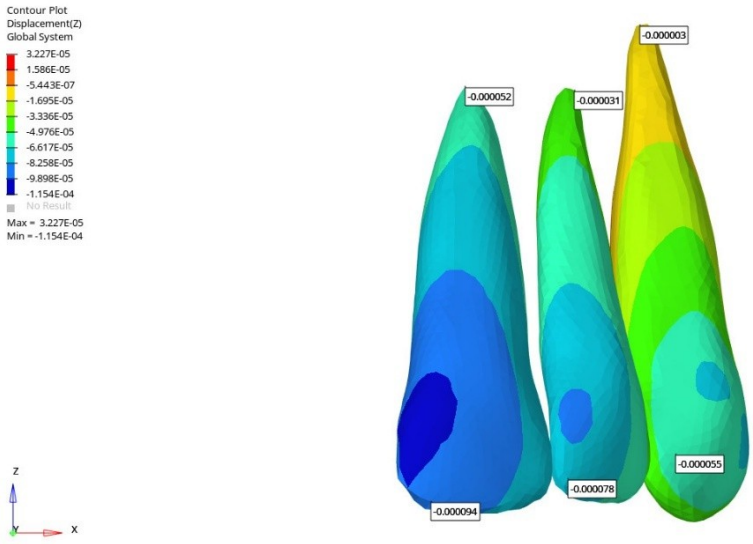
Şekil 4.25: Maksiller kesici dişlerin x eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital (Y Ekseni): Labiolingual yönlü hareket miktarı 0.000094 m (94 µm) olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.26: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

Vertikal (Z Ekseni): Dişlerin apikoinsizal yönünde maksimum yer değiştirme değeri 0.000134 m (134 µm)'ye ulaşmıştır.

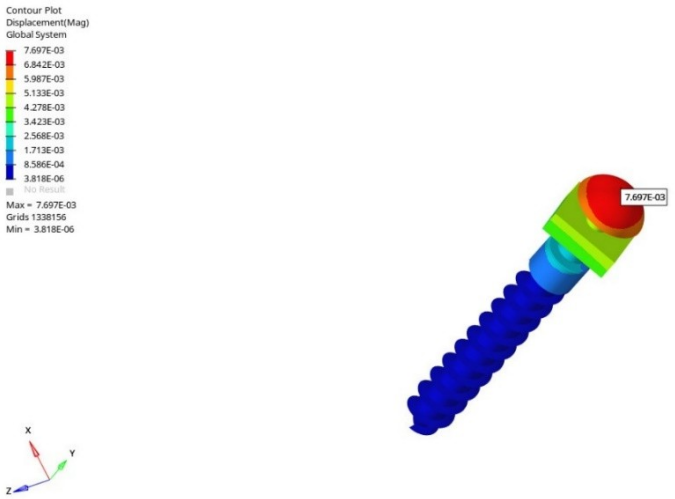


Şekil 4.27: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

4.4.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme: Mini vidada yer değiştirme miktarı analiz edildiğinde, maksimum yer değiştirme değeri 0.000143 m (143 µm) olarak ölçülmüştür.

Renk dağılımı, vida gövdesinden başlık kısmına doğru değişkenlik göstermekte ve kırmızı-sarı bölgelerde mikro-hareketlerin yoğunlaştığını göstermektedir.

Bu senaryo sonuçları, önceki senaryolarla karşılaştırıldığında gerilme değerlerinin orta seviyelerde olduğu ancak mini vida yer değiştirme değerlerinin dikkat çekici şekilde yüksek seyrettiği bir senaryo olarak öne çıkmaktadır.



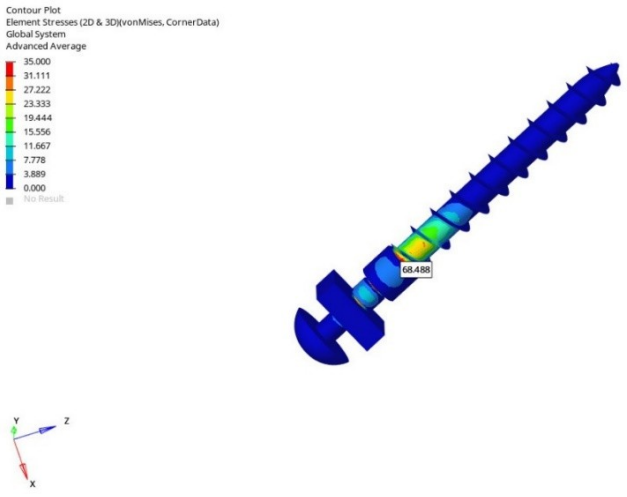
Şekil 4.28: Mini vidadaki yer değiştirme miktarı (total)

4.5. V. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.5.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.5.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları: Vida üzerinde maksimum Von Mises gerilme değeri **58.488 MPa** olarak kaydedilmiştir.

Gerilme en yoğun şekilde vida gövdesi ve boyun geçiş bölgesinde gözlemlenmiştir. Bu, yüksek kuvvet aktarımıyla birlikte bu bölgelerin yüklenmeye en hassas kısımlar olduğunu göstermektedir.

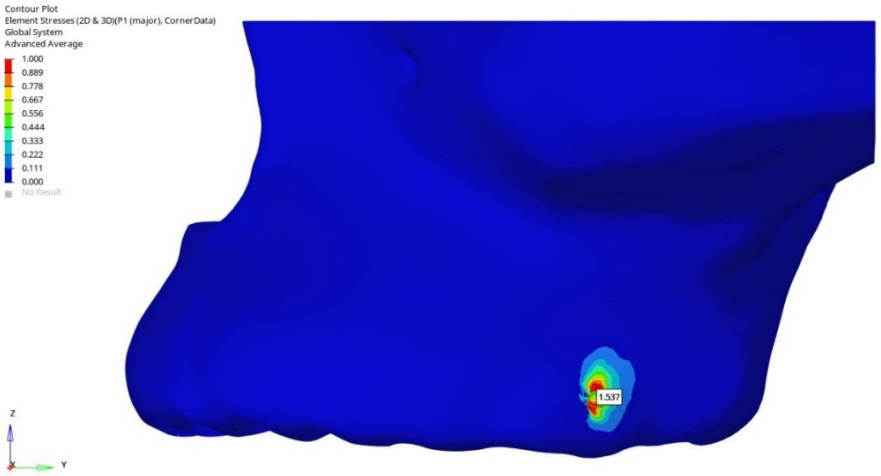


Şekil 4.29: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.5.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları: Kemikteki maksimum Von Mises gerilme değerleri sırasıyla:

1.537 MPa (mavi-yeşil alan), 4.464 MPa (turuncu-kırmızı alan), 4.199 MPa (kırmızı merkezli bölge) olarak belirlenmiştir.

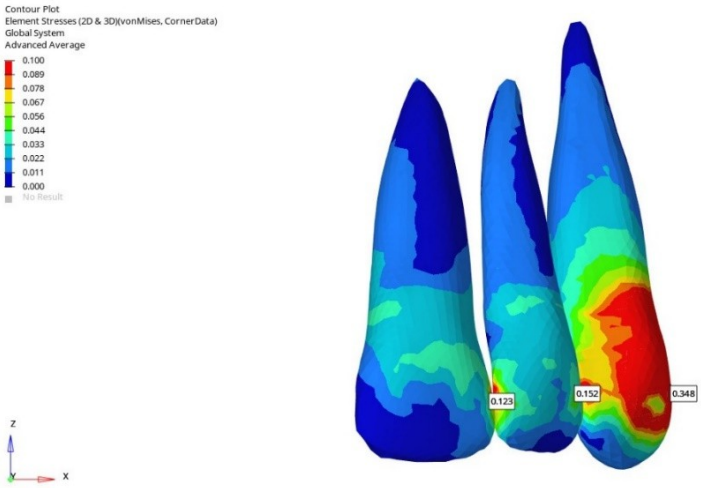
Gerilmenin vida çevresinde lokalize olduğu ve yoğun stresin kemik-vida temas noktasında meydana geldiği görülmektedir.



Şekil 4.30: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

4.5.1.3. Anterior dişlerde gerilme bulguları: Dişlerdeki maksimum Von Mises gerilme değerleri: 0.152 MPa, 0.172 MPa, ve 0.134 MPa civarındadır.

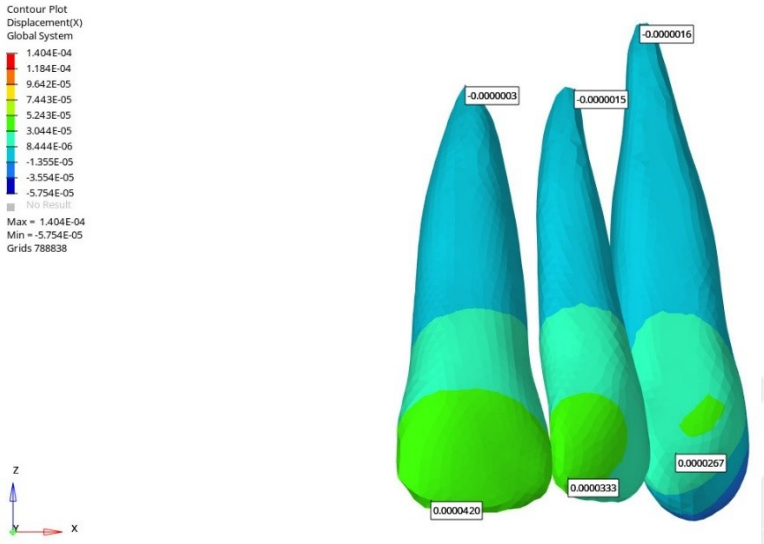
Özellikle servikal bölgede kırmızı renk yoğunluğu dikkat çekicidir ve bu alanların kuvvete karşı en hassas bölgeler olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 4.31: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi

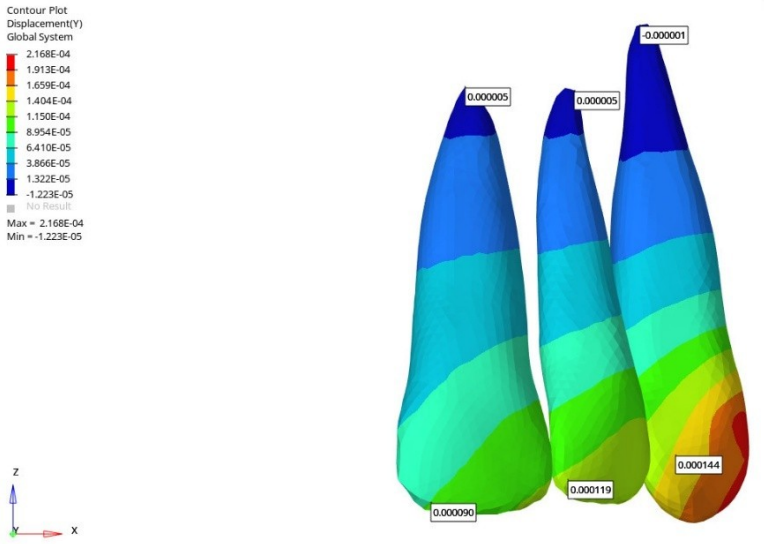
4.5.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.5.2.1. Dişlerde yer değiştirme: Transversal (X Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000063 m (63 µm)



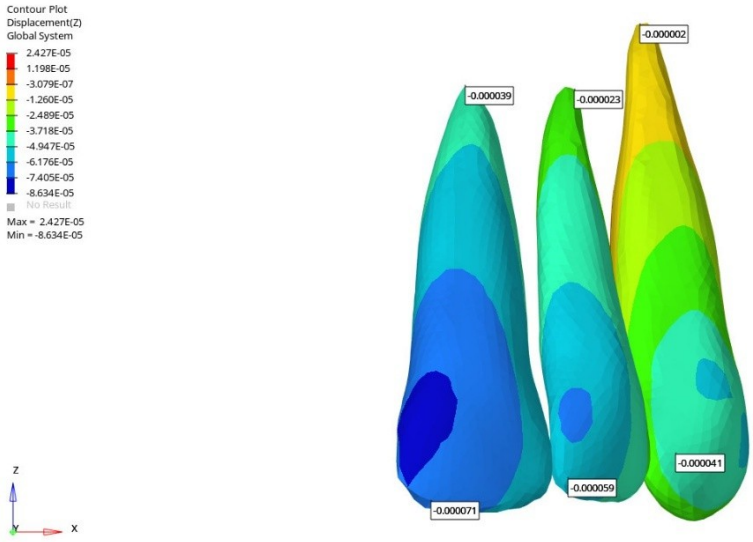
Şekil 4.32: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital (Y Ekseni) :Maksimum yer değiştirme: 0.000091 m (91 µm)



Şekil 4.33: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

Vertikal (Z Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000131 m (131 µm)



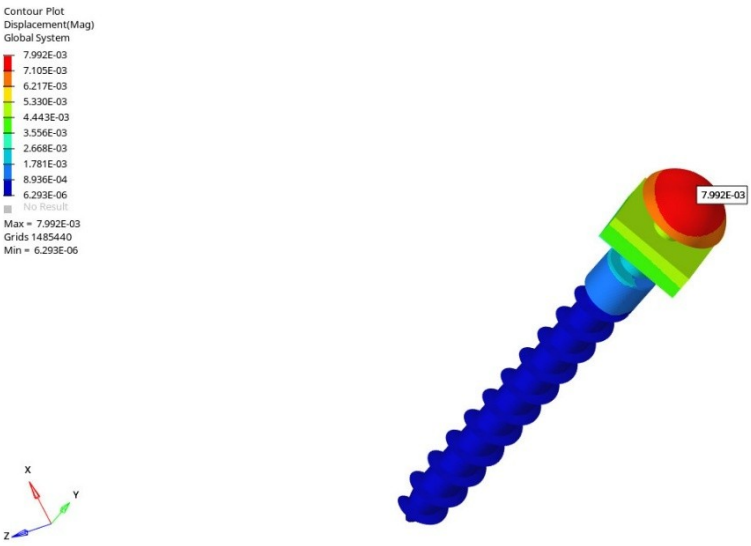
Şekil 4.34: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

Diş hareketleri, önceki senaryolarla benzer düzeylerde kalmış; ancak bu senaryoda renk geçişlerinin daha geniş alana yayıldığı ve kırmızı alanın biraz daha baskın olduğu görülmüştür.

4.5.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme: Mini vidanın maksimum yer değiştirme değeri 0.000151 m (151 μm) olarak ölçülmüştür.

En fazla yer değiştirme, vida boynuna ve başlık bölgesine yakın noktalarda meydana gelmiştir. Renk skalasında kırmızıdan yeşile doğru geçiş gözlemlenmiş, bu da kuvvet transferinin yoğunluğunu yansıtmaktadır.

Bu senaryo, mini vidada en yüksek Von Mises stres (64.686 MPa) ve en yüksek ikinci yer değiştirme miktarı (~151 μm) ile dikkat çekmektedir. Bu, hem vida materyali üzerinde gerilme birikimi hem de vida stabilitesi açısından sınır değerlere yaklaşıldığını göstermektedir.

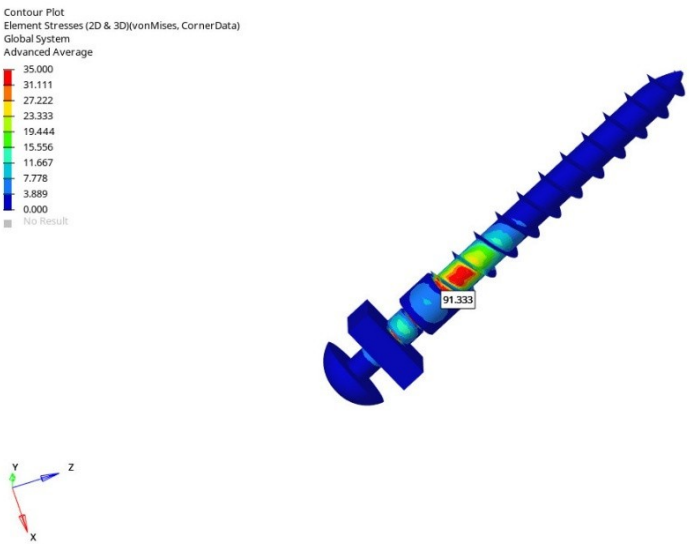


Şekil 4.35: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total)

4.6. VI. SENARYOYA AİT BULGULAR

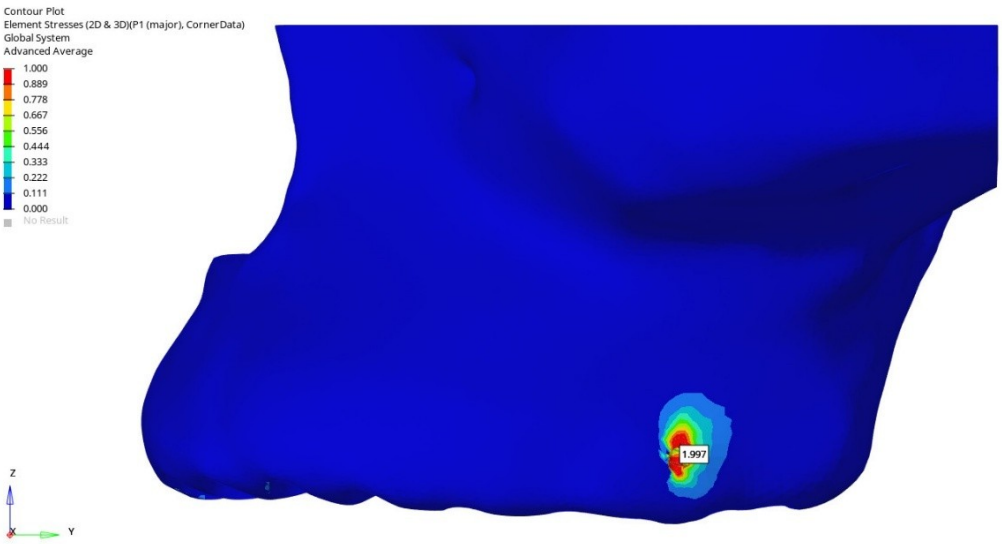
4.6.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.6.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri 91.333 MPa olarak ölçülmüştür. Bu, önceki tüm senaryolara kıyasla en yüksek değer olup, vidada ciddi yapısal zorlanma olduğunu göstermektedir. Gerilme en çok vida-boyun birleşiminde yoğunlaşmıştır.



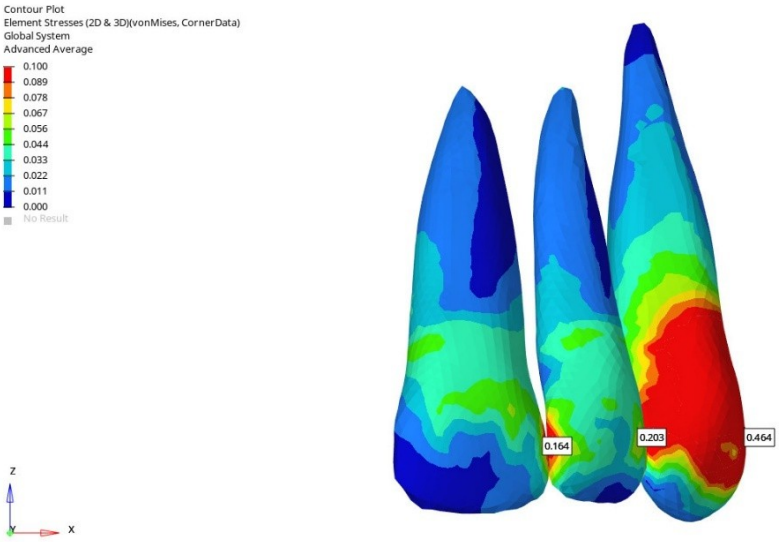
Şekil 4.36: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

4.6.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları: Kemikte gözlemlenen Von Mises stres değerleri: 1.997 MPa (min. lokal maksimum), 4.117 MPa (orta düzey), 5.504 MPa (yüksek lokal stres) olarak ölçülmüştür. Kırmızı bölgeler, vidanın kemik içine uyguladığı yükün lokalize olduğu alanlarda daha yaygın hale gelmiştir.



Şekil 4.37: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

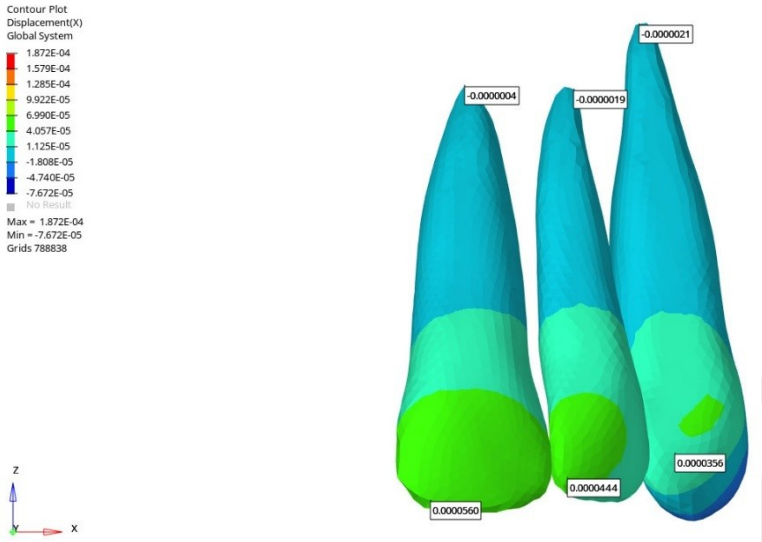
4.6.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları: Maksimum Von Mises stres değerleri: 0.164 MPa, 0.209 MPa, 0.164 MPa Bu değerler, önceki senaryolara kıyasla biraz daha yüksek seviyededir ve servikal bölgede yoğunluk kazanmıştır.



Şekil 4.38: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

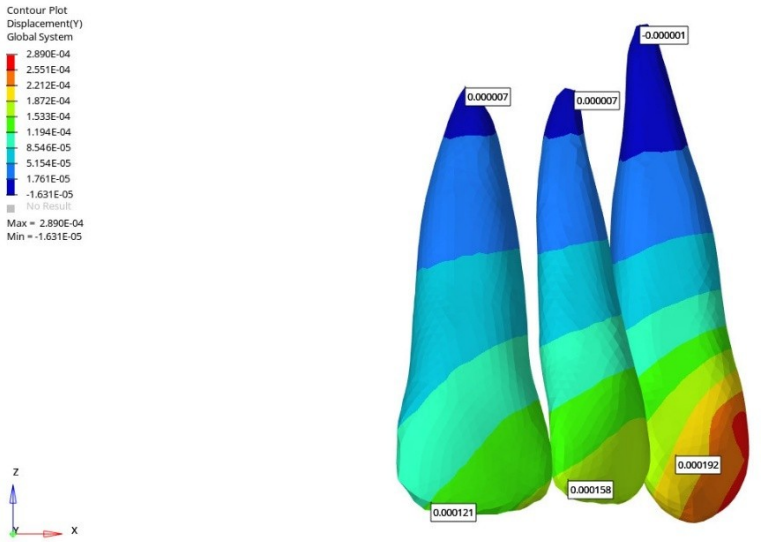
4.6.2. Yer Değiştirme (Displacement) Bulguları

4.6.2.1. Dişlerde yer değiştirme bulguları: Transversal (X Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000066 m (66 µm)



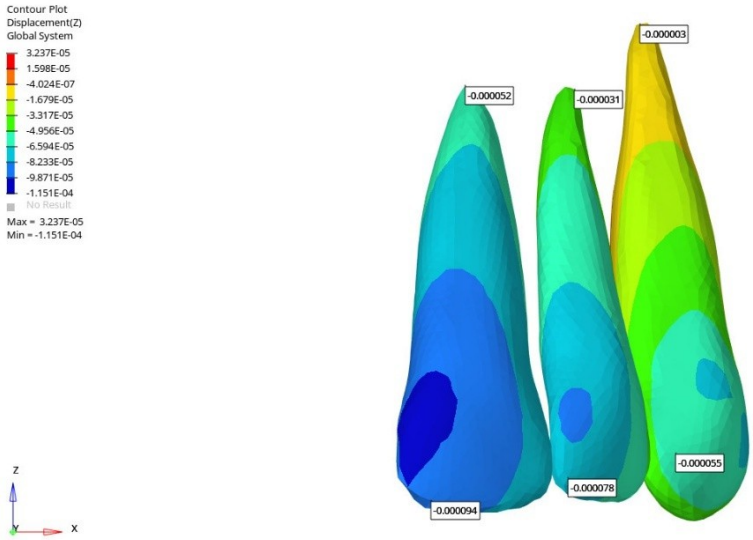
Şekil 4.39: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital (Y Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000097 m (97 µm)



Şekil 4.40: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

Vertikal (Z Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000139 m (139 µm)



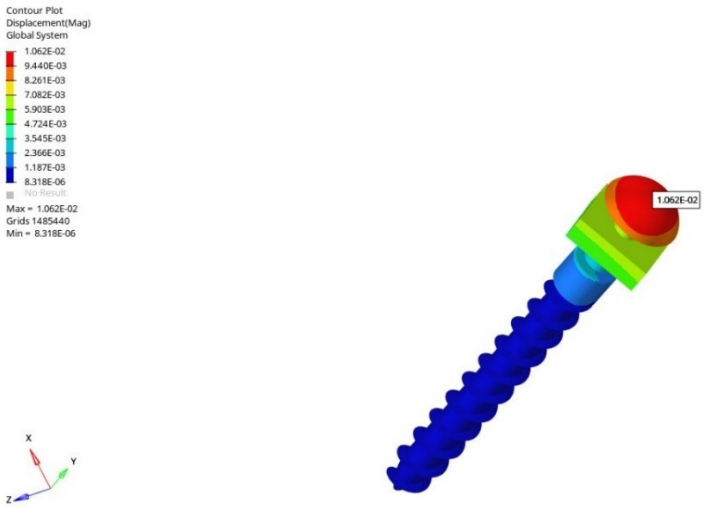
Şekil 4.41: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

Bu değerler, 5. senaryoya göre yer değiştirme açısından daha yüksektir. Dişlerdeki hareketin daha geniş alana yayıldığı ve kırmızı renkli stres alanlarının daha baskın olduğu izlenmiştir.

4.6.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları: Mini vidada maksimum yer değiştirme: 0.000162 m (162 μm) olarak ölçülmüştür.

Bu değer, bugüne kadar yapılan senaryolardaki en yüksek mini vida yer değiştirmesidir. Renk skalasında kırmızı ve turuncu alanlar vida başına yakın bölgelerde belirginleşmiştir. Bu durum, artan kuvvetin vida stabilitesini olumsuz yönde etkileyebileceğini göstermektedir.

Bu senaryo, hem vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri (91.333 MPa) hem de mini vida yer değiştirme miktarı (162 μm) açısından en yüksek yükleme durumunu yansıtmaktadır. Dişlerdeki yer değiştirme ve stres değerleri de yükselmiştir.

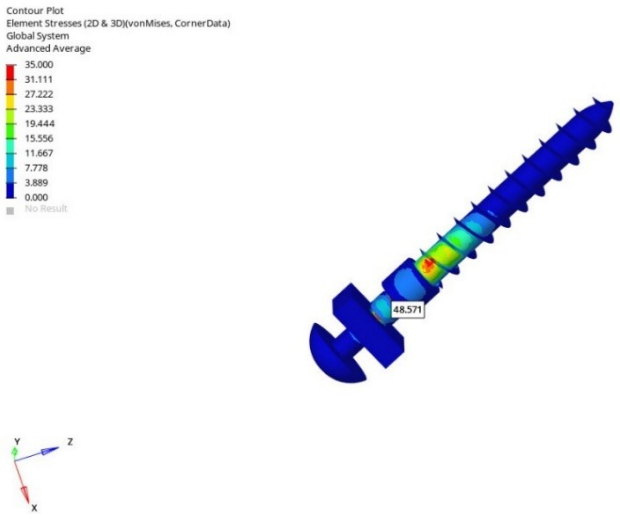


Şekil 4.42: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total)

4.7. VII. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.7.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

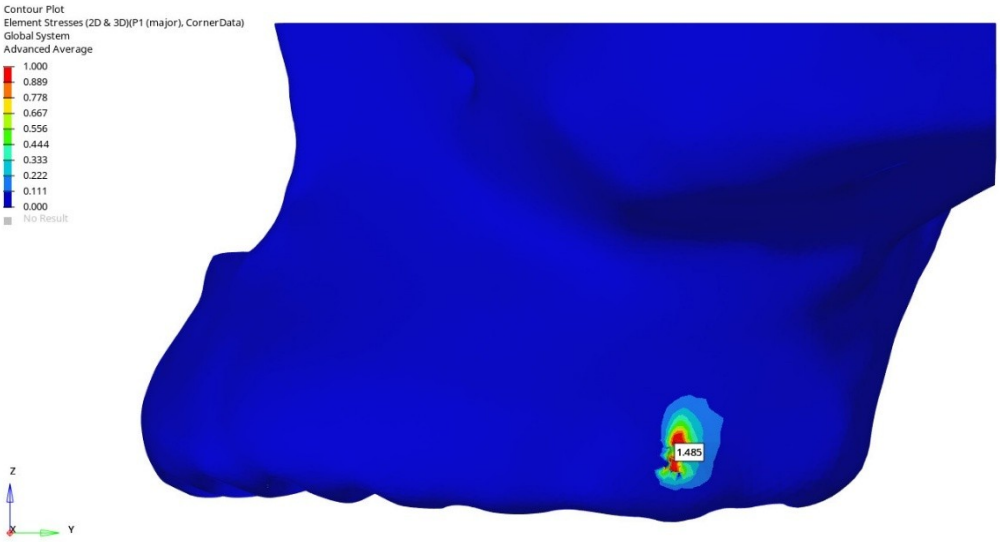
4.7.1.1. Mini vida bölgesinde gerilme bulguları: Vida üzerinde maksimum Von Mises stres değeri **48,571 MPa** olarak saptanmıştır. Gerilme dağılımı vida gövdesi ve boyun birleşiminde belirginleşmiş, bu bölgeler kırmızıyla temsil edilmiştir.



Şekil 4.43: Mini vidadaki gerilme bulgularinin renklerle ve matematiksel ifadesi

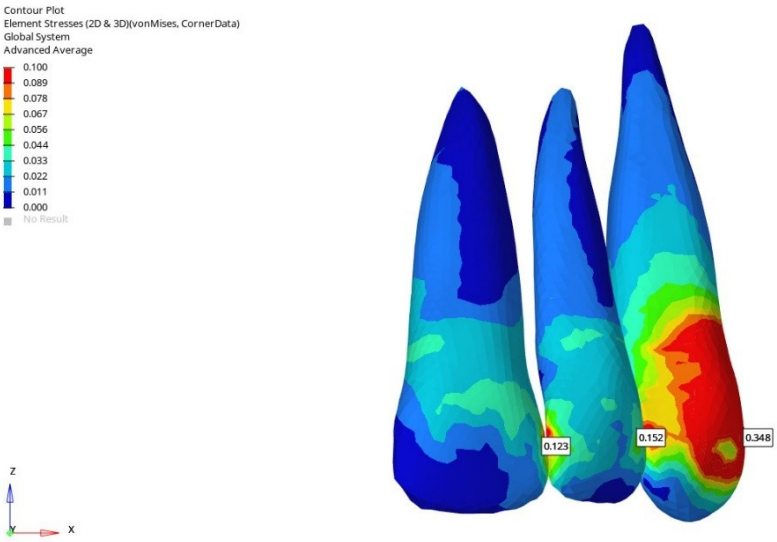
4.7.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları: Kemikteki Von Mises stres değerleri:1.485 MPa, 3.949 MPa, 3.239 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu değerler, kemik içerisindeki yüklenmenin lokalize ancak yoğun bir

şekilde oluştuğunu ve vida çevresindeki stres konsantrasyonunun yüksekliğini göstermektedir.



Şekil 4.44: Maksilladaki maksimum gerilme kuvvetinin matematiksel ve renklerle ifadesi

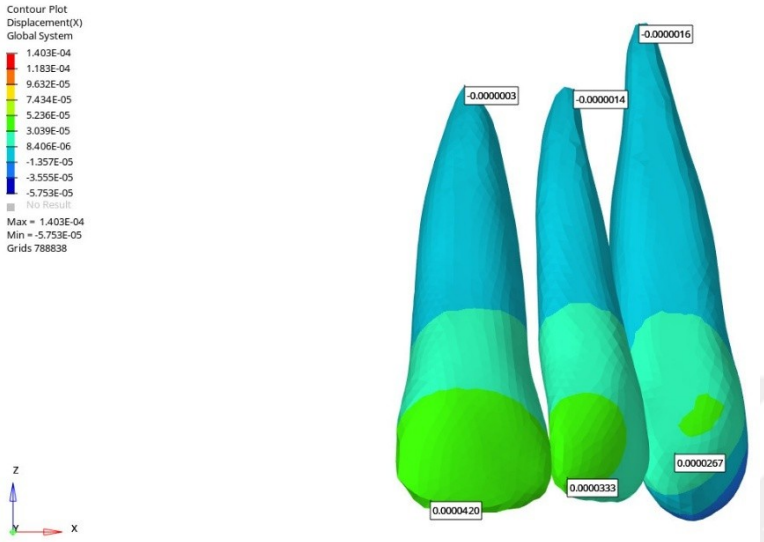
4.7.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları: Dişlerde gözlemlenen maksimum Von Mises stres değerleri: 0.123 MPa, 0.152 MPa, 0.348 Mpa olarak ölçülmüştür. Gerilme, özellikle serviko-distal bölgelerde yoğunlaşmıştır.



Şekil 4.45: Maksiller keser dişlerdeki gerilme bulgularının renklerle ve matematiksel ifadesi

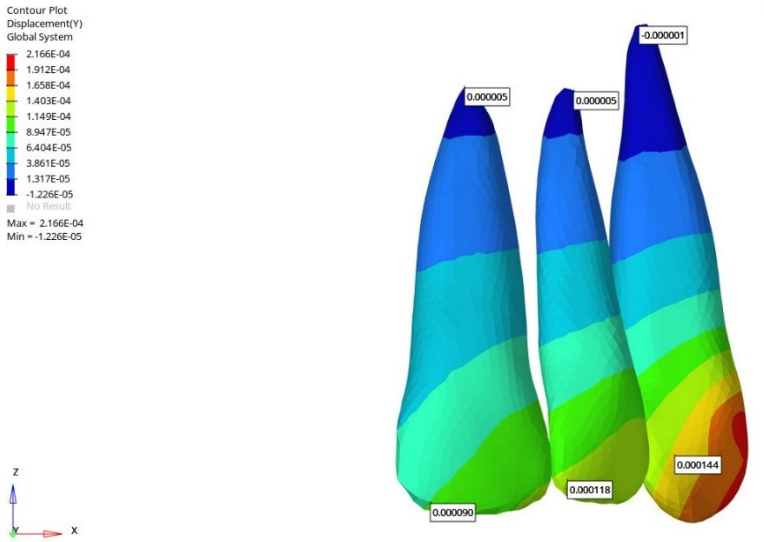
4.7.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.7.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları: Transversal (X Ekseni): Maksimum yer değiştirme değeri: 0.0005715 m (5715 µm)



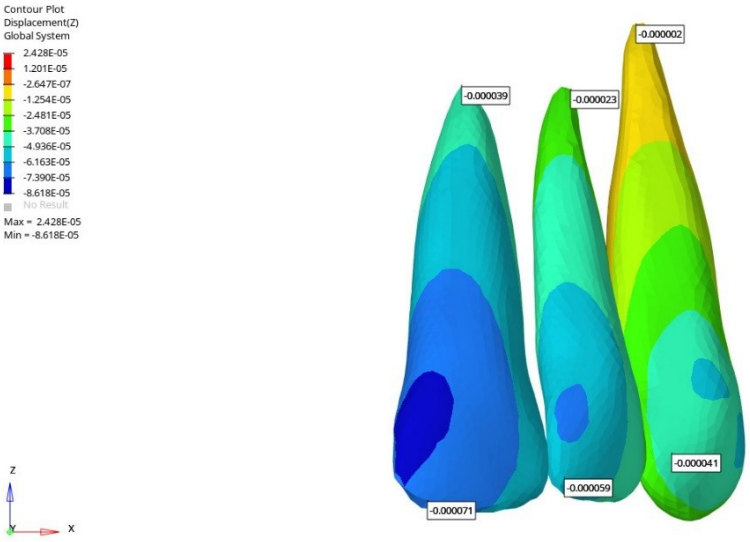
Şekil 4.46: Maksiller kesici dişlerin X eksenindeki yer değiştirmeleri

Sagital (Y Ekseni):Maksimum yer değiştirme değeri: 0.0001237m (1237µm)



Şekil 4.47: Maksiller kesici dişlerin Y eksenindeki yer değiştirmeleri

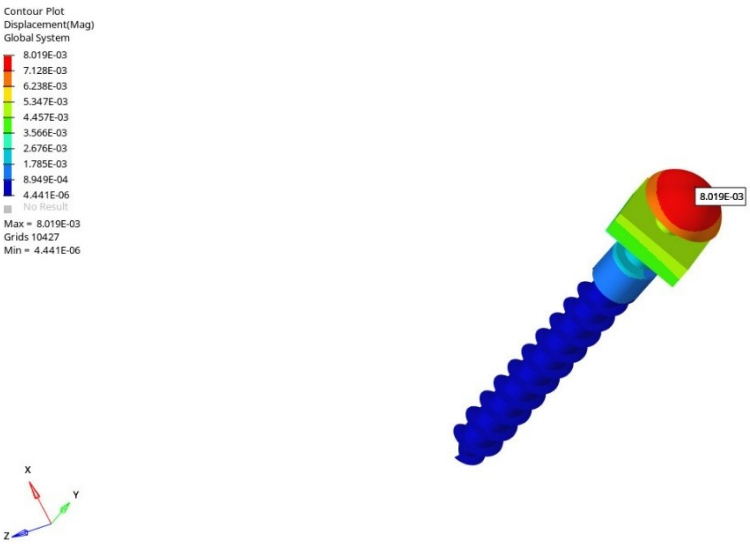
Vertikal (Z Ekseni): Maksimum yer değiştirme değeri: 0.0002109m (2109µm)



Şekil 4.48: Maksiller kesici dişlerin Z eksenindeki yer değiştirmeleri

Diş yer değiştirme dağılımı bu senaryoda dengeli bir şekilde dağılmış, ancak vertikal yöndeki hareketin daha belirgin olduğu görülmüştür.

4.7.2.2. Mini vida yer değiştirme: Mini vida üzerinde ölçülen maksimum yer değiştirme değeri 0.0008019 m (8019 µm) olarak hesaplanmıştır. Renk haritasına göre bu hareketin en fazla vida başlığı ve boyun bölgesinde meydana geldiği anlaşılmaktadır. Kırmızı-sarı bölgeler, bu bölgelerdeki mikromobiliteyi açıkça göstermektedir.



Şekil 4.49: Mini vidadaki yer değiştirme miktari (total)

4.8. VIII. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.8.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.8.1.1. Mini vida bölgesindeki gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri 64.784 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu stres vida-boyun geçiş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Renk skalasında kırmızı ve turuncu bölgeler bu gerilmenin etkili olduğu alanları göstermektedir.

4.8.1.2. Maksilla (infra zigomatik krest) bölgesinde gerilme bulguları: Kemikte ölçülen Von Mises stres değerleri:1.360 Mpa. 5.300 Mpa, 4.286 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu değerler kemikte lokalize fakat yüksek seviyede stres birikimi olduğunu göstermektedir.

4.8.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları: Dişlerde gözlemlenen maksimum Von Mises stres değerleri: 0.204 MPa, 0.230 MPa, 0.144 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu stresler daha çok servikal bölgede, özellikle lateral kesici dişin disto-servikal kısmında yoğunlaşmıştır.

4.8.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.8.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları: Transversal (X Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000067 mm (67 μm)

Sagital (Y Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000098 mm (98 μm)

Vertikal (Z Ekseni): Maksimum yer değiştirme: 0.000140 mm (140 μm) olarak ölçülmüştür.

4.8.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum yer değiştirme: **0.000156 m (156 μm)** olarak ölçülmüştür. Vida başlığı ve boyun bölgesinde kırmızı tonların baskın olması, mikrohareketin bu alanlarda yoğunlaştığını göstermektedir.

4.9. IX. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.9.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.9.1.1. Mini vida bölgesindeki gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri **69.153 MPa** olarak tespit edilmiştir. Bu stres vida-boyun geçiş

bölgesinde yoğunlaşmıştır. Renk skalasında kırmızı ve turuncu bölgeler bu gerilmenin etkili olduğu alanları göstermektedir.

4.9.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları: Kemikteki Von Mises stres değerleri:1.990 MPa, 3.479 MPa, 6.556 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu değerler, kemik içerisindeki yüklenmenin lokalize ancak yoğun bir şekilde oluştuğunu ve vida çevresindeki stres konsantrasyonunun yüksekliğini göstermektedir.

4.9.1.3. Anterir dişlerdeki gerilme bulguları: Dişlerde gözlemlenen maksimum Von Mises stres değerleri: 0.346 MPa olarak ölçülmüştür. Bu stresler daha çok servikal bölgede, özellikle lateral kesici dişin disto-servikal kısmında yoğunlaşmıştır.

4.9.3. Yer Değiştirme Bulguları

4.9.3.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları

- X Ekseninde: -0.00042 mm
- Y Ekseninde: 0.00035 mm
- Z Ekseninde: -0.00342 mm

Kanin dişlerinde özellikle Z ekseninde anlamlı bir yer değiştirme gözlenmiş, bu da çekim yönündeki ortodontik kuvvetin etkili olduğunu göstermektedir.

4.9.3.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum yer değiştirme **0.1306 µm** olarak ölçülmüştür. Vida başlığı ve boyun bölgesinde kırmızı tonların baskın olması, mikrohareketin bu alanlarda yoğunlaştığını göstermektedir.

4.10. X. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.10.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.10.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri **92.290 MPa** olarak tespit edilmiştir. Bu stres vida-boyun geçiş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Renk skalasında kırmızı ve turuncu bölgeler bu gerilmenin etkili olduğu alanları göstermektedir.

4.10.1.2. Maksilla (infrazigomatik krest) bölgesindeki gerilme bulguları: Kemikteki Von Mises stres değerleri: 2.091 MPa, 9.953 MPa, 8.799 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değerler, kemik içerisindeki yüklenmenin lokalize ancak yoğun bir

şekilde oluştuğunu ve vida çevresindeki stres konsantrasyonunun yüksekliğini göstermektedir.

4.10.1.3. Anterior dişlerdeki gerilme bulguları: Dişlerde gözlemlenen maksimum Von Mises stres değerleri: **0.248 MPa** olarak ölçülmüştür. Bu stresler daha çok servikal bölgede, özellikle lateral kesici dişin disto-servikal kısmında yoğunlaşmıştır.

4.10.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.10.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları:

- X Ekseninde: -0.0000585 mm
- Y Ekseninde: 0.0000785 mm
- Z Ekseninde: -0.000205 mm

Kanin dişlerinde özellikle Z ekseninde anlamlı bir yer değiştirme gözlenmiş, bu da çekim yönündeki ortodontik kuvvetin etkili olduğunu göstermektedir.

4.10.2.2. Mini vidadaki yer değiştirme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum yer değiştirme **0.000385 mm** olarak ölçülmüştür. Vida başlığı ve boyun bölgesinde kırmızı tonların baskın olması, mikrohareketin bu alanlarda yoğunlaştığını göstermektedir.

4.11. XI. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.11.1. Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.11.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri **71.431 MPa** olarak tespit edilmiştir. Bu stres vida-boyun geçiş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Renk skalasında kırmızı ve turuncu bölgeler bu gerilmenin etkili olduğu alanları göstermektedir.

4.11.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları

- Maximum Stress (MPa):1.748 MPa
- Minimum Stress (MPa): -6.731 MPa
- Von Mises Stress (MPa):5.727 MPa

Kemikte oluşan bu birleşik gerilme, orta-yüksek seviyededir. Vidanın kemik yapısına ilettiği stresin belirgin olduğunu göstermektedir

4.11.1.3. Dişlerdeki gerilme bulguları: Dişteki Von Mises Gerilme (MPa) **0.458 MPa** olarak ölçülmüştür. En fazla stres kesici kenara yakın bölgelerde toplanmış.

4.11.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.11.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları

- X Ekseninde: 0.000268 mm
- Y Ekseninde: 0.000144 mm
- Z Ekseninde: 0.000041 mm

Kanin dişlerinde özellikle Z ekseninde anlamlı bir yer değiştirme gözlenmiş, bu da çekim yönündeki ortodontik kuvvetin etkili olduğunu göstermektedir.

4.11.2.2. Minividadaki yer değiştirme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum yer değiştirme **0.00052 mm** olarak ölçülmüştür. Vida başlığı ve boyun bölgesinde kırmızı tonların baskın olması, mikrohareketin bu alanlarda yoğunlaştığını göstermektedir.

4.12. XII. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.12.1 Gerilme Analizi (Von Mises Gerilmesi) Bulguları

4.12.1.1. Minivida bölgesindeki gerilme bulguları: Vida üzerindeki maksimum Von Mises gerilme değeri **94.331 MPa** olarak tespit edilmiştir. Bu stres vida-boyun geçiş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Renk skalasında kırmızı ve turuncu bölgeler bu gerilmenin etkili olduğu alanları göstermektedir.

4.12.1.2. Maksilla (IZC) bölgesindeki gerilme bulguları

Maximum Stress (MPa):2.263 MPa

Minimum Stress (MPa): -5.809 MPa

Von Mises Stress (MPa):8.991 MPa

Kemikte oluşan bu birleşik gerilme, orta-yüksek seviyededir. Vidanın kemik yapısına ilettiği stresin belirgin olduğunu göstermektedir

4.12.1.3. Dişlerdeki gerilme bulguları: Dişteki Von Mises Gerilme (MPa) **0.465 MPa** olarak ölçülmüştür. En fazla stres kesici kenara yakın bölgelerde toplanmış.

4.12.2. Yer Değiştirme Bulguları

4.12.2.1. Dişlerdeki yer değiştirme bulguları

- X Ekseninde: 0.000246 mm
- Y Ekseninde: 0.000456 mm
- Z Ekseninde: 0.000041 mm

4.12.2.2. Minividadaki yer değiştirme bulguları: Mini vida üzerinde maksimum yer değiştirme **0.00982 mm** olarak ölçülmüştür. Vida başlığı ve boyun bölgesinde kırmızı tonların baskın olması, mikrohareketin bu alanlarda yoğunlaştığını göstermektedir

5. TARTIŞMA

5.1. AMACIN TARTIŞILMASI

Maksiller molar distalizasyonu, Sınıf II maloklüzyonun çekimsiz tedavisinde sıklıkla tercih edilen etkili bir ortodontik yöntemdir. Bu yaklaşım, Sınıf I molar ve kanin ilişkilerinin elde edilmesini hedefler (55). Ancak tedavinin başarısı, çoğunlukla uygun ankrajın sağlanmasına bağlıdır (56). Yetersiz ankraj, istenmeyen diş hareketleri, olumsuz oklüzal ilişkiler ve yetersiz tedavi sonuçlarına neden olabilmektedir (57). Bu nedenle, ankrajın kontrolü Sınıf II maloklüzyon tedavisinde temel öneme sahiptir (57).

Ankrajı güçlendirmek amacıyla hem ekstraoral hem de intraoral apareyler uzun süredir kullanılmaktadır. Ancak bu yaklaşımlar çeşitli sınırlamalara sahiptir (58). Ekstraoral cihazlar hasta iş birliğine bağlı olduğundan uyum sorunları yaratabilirken, intraoral yöntemler çoğu zaman istenmeyen ankraj kaybına yol açabilir (59). Bu gibi zorluklar, daha etkili ve hasta uyumuna daha az bağımlı ankraj yöntemlerinin geliştirilmesini gerekli kılmıştır (60).

Bu ihtiyaca yanıt olarak, intraoral distalizasyon cihazları ile birlikte kullanılan iskeletsel ankraj sistemleri ön plana çıkmıştır. Kuvvetlere karşı direnç göstermeleri ve ortodontik yükleme sonrasında uzun süreli stabilite sağlamaları mini vidaları cazip hale getirmektedir (60). Ancak, mini vidaların yerleştirilmesi ve çıkarılması için gerekli invaziv cerrahi işlemler, bu sistemlerin günlük ortodontik uygulamalarda yaygın kullanımını kısıtlamaktadır (61).

Mini vida destekli ortodontik aygıtlar, bukkal bölgede dişler arası boşluklara, palatal olarak retromolar bölgeye ya da zigomatik alana yerleştirilebilmektedir (62). Bu bölgelerdeki kemik yapılar, ortodontik kuvvetlere karşı yeterli direnç sağlayarak stabilite açısından avantaj sunar (6). Bununla birlikte, bu anatomik bölgeler çoğunlukla daha kısa boyda mini vida kullanımını gerektirir (63).

Literatürde mini vidaların stabilite ve stres dağılımı üzerine etkileri çeşitli yönlerden değerlendirilmiştir. Ancak, IZC bölgesine farklı boyutlarda yerleştirilen mini vidaların hem diş hareketi hem de çevre kemik doku gerilimleri üzerindeki etkilerini bir arada değerlendiren çalışmalar sınırlıdır. Bu bağlamda, çalışmamız SEA destekli modeller aracılığıyla mini vida boyutunun sadece vida stabilitesini değil, aynı zamanda

ön segmentteki yer değiştirme miktarını da etkilediğini göstererek literatüre önemli bir katkı sağlamaktadır.

5.2. GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI

Ortodontik kuvvetlerin dişlere uygulanmasıyla birlikte yalnızca diş hareketi değil, aynı zamanda bu kuvvetlerin çevre dokulara iletilmesiyle ortaya çıkan stresin büyüklüğü ve dağılımı da önem kazanmaktadır. Ancak, bu biyomekanik etkilerin klinik ortamda doğrudan gözlemlenmesi ve nicel olarak değerlendirilmesi oldukça güçtür. Bu nedenle, oluşan gerilme ve deformasyonların analiz edilebilmesi için çeşitli stres analiz yöntemlerine başvurulmaktadır (64).

Bireyler arası anatomik ve biyomekanik farklılıkların ortadan kaldırılması ya da tam bir standardizasyonun sağlanması in vivo çalışmalarda oldukça güçtür. Dişlerin boyutu, şekli, eğimi, açısal konumu ve rotasyonu gibi çok sayıda değişkenin yanı sıra, alveolar kemiğin kalınlığı ve yapısal özelliklerinin de bireyler arasında belirgin farklılıklar göstermesi, klinik karşılaştırmaları sınırlayıcı bir unsur oluşturmaktadır. Bu nedenle, bu çalışmada farklı biyomekanik senaryoları güvenilir biçimde karşılaştırabilmek amacıyla SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Ortodontik biyomekanik çalışmalarında SEA, en etkin dijital simülasyon tekniklerinden biridir. Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu geometrik modeller, yüksek çözünürlüklü tomografi verilerinden elde edilmiş ve bu modellerde kortikal kemik, trabeküler yapı ve periodontal ligament ayrı ayrı tanımlanmıştır. Gerçekçi yükleme senaryoları tanımlanarak sabit distalizasyon kuvvetleri uygulanmıştır. Bu metodoloji, daha önce Oğuz ve Özden tarafından yapılan bir çalışmada da benimsenmiş ve IZC bölgesine yerleştirilen mini vidalarla yapılan distalizasyonun biyomekanik etkileri FEA ile değerlendirilmiştir (5). Oğuz ve Özden'in çalışmasında farklı uygulama bölgelerinin stres dağılımı üzerindeki etkileri vurgulanırken, bizim çalışmamız vida boyutunun bu etkiyi nasıl değiştirdiğini ortaya koymaktadır (5).

Ayrıca, FEA'nın geçerliliği ancak model doğrulamasıyla mümkündür. Bu bağlamda Zhao ve arkadaşları, in vitro test sonuçları ile SEA sonuçlarının karşılaştırılarak modelin geçerliliğinin mutlaka sınanması gerektiğini savunmuştur (65). Ancak bu çalışmada deneysel doğrulama yapılmamış olması, yorumları dikkatli yapmayı gerektirir.

Avantajlarına rağmen, SEA'nın biyolojik cevabı modelleyememesi önemli bir sınırlılık oluşturmaktadır. Özellikle kemik rejenerasyonu ve osteointegrasyon süreçleri gibi canlı dokulara özgü dinamikler bu simülasyonda gösterilememektedir. Bu nedenle, elde edilen sonuçların kliniğe aktarımında dikkatli olunmalıdır (65). Bizim çalışmamızda da kullanılan izotropik ve lineer elastik malzeme varsayımları, gerçek biyolojik dokuların kompleks davranışlarını tam yansıtamamaktadır. Qian ve arkadaşlarının bildirdiği üzere, özellikle periodontal ligament gibi dokuların viskoelastik özelliklerinin hesaba katılmaması, sonuçların gerçeğe göre basitleştirilmiş olmasına neden olabilmektedir (66).

5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI

Bu çalışmada, çekimli ortodontik tedavi vakalarında IZC bölgesine yerleştirilen mini vidaların farklı boy ve çap kombinasyonlarının; anterior segmentteki diş yer değiştirmesi, periodontal ligament üzerindeki gerilme dağılımı ve mini vida yapısındaki Von Mises gerilmeleri üzerindeki etkileri SEA ile değerlendirilmiştir. Bulgular, mini vida tasarımının yalnızca mekanik stabiliteyi değil, aynı zamanda biyolojik dokular üzerindeki yük dağılımını da anlamlı şekilde etkilediğini göstermektedir.

5.3.1. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Anterior segmentte gözlemlenen yer değiştirme miktarları, mini vida boyu ve çapındaki artışa bağlı olarak azalma göstermiştir. Özellikle kısa (6 mm) ve ince çaplı (1.4 mm) mini vidaların kullanıldığı modellerde yer değiştirme miktarının anlamlı derecede arttığı saptanmıştır. Bu durum, mini vida stabilitesinin azalmasına bağlı olarak sabit ankrajın sağlanamamasından kaynaklanmaktadır. Kısa ve ince çaplı mini vidalarla uygulanan sabit kuvvetler, kesici ve kanin dişlerde daha fazla mezial yer değiştirmeye neden olmuştur. Bu durum, yeterli ankrajın sağlanamaması sonucu anterior segmentin istenmeyen şekilde ilerlemesiyle açıklanabilir.

Bu bulgu, Kumar ve arkadaşları tarafından yapılan SEA ile yer değiştirme analizi çalışmasıyla paralellik göstermektedir. Kumar ve arkadaşları da yaptıkları çalışmalarında mini vida özelliklerinin ankraj başarısı üzerindeki etkisini göstererek, anterior dişlerde beklenenden fazla retraksiyon ve vertikal yer değişimi olabileceğini gözlemlemişlerdir (67).

Benzer şekilde, Rakhshan ve arkadaşları, tam ark intruzyonu amaçlayan mini vida sistemlerinin yerleştirilme biçimi ve boyutsal özelliklerinin, maksiller kesicilerdeki yer

değiştirme paternlerini değiştirdiğini göstermişler; özellikle anterior segmentin kontrolünde uzun ve kalın çaplı mini vidaların daha başarılı olduğu saptanmıştır (68).

Ayrıca, bizim bulgularımız, daha kısa mini vidaların stabiliteyi sağlayamaması nedeniyle anterior segmentte distale yönelik kontrollü hareketten sapmalar olduğunu ve bu durumun özellikle kesici dişlerde rotasyonel dengesizlik yarattığını rapor eden Jin ve arkadaşlarının bulguları ile de uyumludur (69).

Tian Xiaot ve arkadaşları da mini vida stabilitesinin azalmasının yalnızca hareket miktarını değil, hareketin yönünü de değiştirebildiğini ve bu nedenle vida boyutunun sabit ankraj elde edilmesinde doğrudan etkili olduğunu göstermiştir (70).

Tüm bu literatür bulgularına parallel olarak, vida boyunun artmasıyla anterior segmentteki yer değiştirmenin anlamlı biçimde azaldığı, bizim çalışmamızda tespit edilmiştir.

5.3.2. Gerilme Bulgularının Tartışılması

Von Mises gerilmesi, üç boyutlu yükleme koşullarında meydana gelen birleşik gerilmeyi ifade eden ve implant biyomekaniğinde yaygın olarak kullanılan bir parametredir (35). Bizim çalışmamızda, 1.4 mm çap ve 6 mm boyundaki mini vida modellerinde, vidanın kortikal kemikle temas eden boyun bölgesinde ve diş yönlü yüke maruz kalan kısmında Von Mises stresin belirgin şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır. Bu durum, kısa ve ince vida modellerinin hem eğilme momentine hem de doğrudan çekme kuvvetlerine daha duyarlı olduğunu göstermektedir.

Oğuz ve Özden tarafından yapılan çalışmada da özellikle IZC yerleşiminde mini vidaların boyun bölgesinde Von Mises stresinin diğer bölgelere kıyasla anlamlı düzeyde yüksek olduğu bildirilmiş; bu bölgeye yönelik yüklemelerde mini vidalar; eğilme, rotasyon ve tensil yüklerine maruz kalmasının bu artışın sebebi olduğu vurgulanmıştır (5).

Çalışmamızda kullanılan 2.0 mm çap ve 10 mm boyundaki vida modellerinde ise Von Mises stres değerlerinin hem daha düşük hem de daha homojen dağıldığı görülmektedir. Bu bulgu, uzun ve kalın çaplı vidaların eğilme ve burulma gibi komplike yüklemelere karşı daha dirençli olduğunu, bu nedenle daha sabit ankraj sağladığını desteklemektedir.

Von Mises gerilmesi ortodontide, biyolojik dokuların ve implant malzemelerinin dayanım sınırlarıyla kıyaslama yapılmasına olanak tanır. Periodontal ligament, sınırlı elastikiyete ve viskoelastik özelliklere sahip bir bağ dokusu olduğu için, bu alanda meydana gelen yüksek Von Mises stres birikimi, kök rezorpsiyonu, dokusal deformasyon ya da vasküler dolaşımın bozulması gibi biyolojik komplikasyonlara neden olabilir (71).

Lu ve arkadaşları mini vidaların kök uçlarına yakın yerleştirildiği durumlarda, periodontal ligament çevresinde oluşan Von Mises stresin anlamlı düzeyde arttığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan kısa mini vida modellerinde gözlemlenen yüksek stres değerleri bu bulgu ile tutarlıdır ve kortikal kemiğe temas eden yüzey alanı azaldıkça, yükün büyük kısmının direkt diş köklerine yönlendiğini göstermektedir (72).

Çalışmamızda uzun ve kalın çaplı mini vidalarla yapılan modellerde periodontal ligament üzerindeki Von Mises gerilmesinin daha dengeli dağıldığı ve maksimum değerlerin azaldığı görülmektedir. Bu bulgu, stabilitenin yalnızca mini vida başarısı için değil, aynı zamanda çevre yumuşak dokularının korunması için de önemli bir parametre olduğunu ortaya koymaktadır. Bahraini ve arkadaşları da bu doğrultuda, çapı artırılan mini vidaların stabilitesi ile birlikte periodontal ligament üzerindeki stresinin düştüğünü rapor etmiştir (73).

İmplant biyomekaniği literatüründe, titanyum alaşımlı mini vidalarda elastik sınırın genellikle 450–600 MPa civarında olduğu bildirilmiştir (74). Bu sınırın aşıldığı bölgelerde, mikro çatlak oluşumu, vida deformasyonu veya kemikle olan arayüzde mikromobilite meydana gelebilir (74). Çalışmamızda düşük boy ve çaplı vida modellerinde Von Mises stresin 180–220 MPa seviyelerine ulaştığı görülmektedir. Her ne kadar bu değer, kopma sınırının altında kalsa da uzun süreli yüklemede bu tür gerilme alanlarının yorulma hasarına neden olabileceği unutulmamalıdır.

Gerilme analizinde yalnızca vida boyutu ve çapı değil, aynı zamanda yerleşim açısı da önemlidir. Kanase ve arkadaşları tarafından yapılan mini vida destekli ameliyatsız üst çene genişletme sistemlerine dair çalışmada, yerleştirme açısı 60°'den küçük olduğunda kortikal temas alanının azaldığı ve gerilmenin daha konsantre hale geldiği belirtilmiştir. Bu da mini vidanın gövde kısmında lokal stres artışı ile sonuçlanmıştır (75)

Çalışmamızda da eğimli yerleştirilen mini vidaların kortikal kemiğe daha fazla temas sağladığı ve stresin boyun bölgesine daha az yansıdığı gözlemlenmiştir. Kısa ve ince mini vidaların (1.4 mm çap – 6 mm boy) özellikle boyun bölgesinde yüksek Von Mises stres değerlerine maruz kaldığı görülmüştür.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre:

- Kısa ve ince mini vidalar kullanıldığında, uygulanan kuvvetin etkisiyle anterior segmentte daha fazla miktarda yer değiştirme meydana gelmektedir,
- Kısa ve ince vidalarda, özellikle boyun bölgesinde vidanın mikromobiliteye açık hale gelmesine ve implant başarısızlığına neden olabilecek seviyede Von Mises gerilmesi birikimi gözlenmiştir,
- Uzun ve kalın vidalarda ise bu stresin daha dengeli dağıldığı ve daha düşük seviyelerde kaldığı belirlenmiştir.
- Vida çapı ve boyunun, sabit ankraj başarısını doğrudan etkilediği, biyomekanik kontrol açısından kısa ve ince vidaların yetersiz kaldığı ortaya konmuştur. Özellikle 2.0 mm çap ve 10 mm uzunlukta kullanılan vidalar, stres dağılımı açısından en güvenli profil olarak belirlenmiştir.
- Periodontal ligament üzerinde belirlenen yüksek Von Mises gerilmesi, biyolojik dokuların adaptasyon sınırlarını aşmakta; bu durum, özellikle genç bireylerde kök rezorpsiyonu riskini artırabilir. Bu nedenle sabit ankraj planlamasında yalnızca mekanik değil biyolojik etkiler de göz önünde bulundurulmalıdır.
- Vida yerleştirme açısının 60–75° aralığında tutulmasının, implant-kortikal temas alanını artırarak gerilmenin yayılmasına katkı sağladığı gösterilmiştir.

Bu çalışma temel olarak statik bir analiz yapmaktadır. Canlı dokularda zaman içinde oluşabilecek adaptasyon, remodelasyon ve stres dönüşüm süreçlerinin modellenmesi için uzun süreli in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca gelecekte, titanyum dışında farklı biyo-uyumlu veya hibrit malzemelerin mini vida stabilitesi ve stres dağılımına etkisinin incelendiği; hatta, kişiye özgü modelleme sistemlerinin de kullanıldığı bireyselleştirilmiş SEA ile yapılacak çalışmalar da bu konudaki bigi birikimimizi ve klinik öngörümüzü artırabilir.

KAYNAKLAR

1. Melsen, B. (2005). Mini-implants: Where are we now? *Journal of Clinical Orthodontics, 39*(9), 539–547.
2. Graber, T. M., Vanarsdall, R. L., & Vig, K. W. L. (2017). *Orthodontics: Current principles and techniques* (6th ed.). Elsevier.
3. Schwertner, A., de Almeida-Pedrin, R. R., Poleti, T. M. F. F., Oltramari, P., de Castro Conti, A. C. F., Cotrim-Ferreira, F. A., de Almeida, G., Flores-Mir, C., & de Almeida, M. R. (2024). Biomechanical analysis of total arch maxillary distalization using infrazygomatic crest miniscrews: A finite element analysis study. *Progress in Orthodontics, 25*(1), 10. https://doi.org/10.1186/s40510-024-00509-3
4. Khan, J., Goyal, M., Kumar, M., Kushwah, A., Kaur, A., & Sharma, M. (2021). Comparative evaluation of displacement and stress distribution pattern during maxillary arch distalization with infrazygomatic screw: A three-dimensional finite element study. *International Orthodontics, 19*(2), 291–300.
5. Oğuz, F., & Özden, S. (2025). Finite element analysis of maxillary arch distalization using skeletal anchorage at three different application regions. *Scientific Reports, 15*, 24073. https://doi.org/10.1038/s41598-025-10035-9
6. Ye, C., Zhihe, Z., Zhao, Q., & Ye, J. (2013). Treatment effects of distal movement of lower arch with miniscrews in the retromolar area compared with miniscrews in the posterior area of the maxillary. *Journal of Craniofacial Surgery, 24*(6), 1974–1979.
7. Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2013). *Contemporary orthodontics* (5th ed.). Elsevier Mosby.
8. Masella, R. S., & Meister, M. (2006). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 129*(4), 458–468. https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.12.013
9. Li, B., Wang, L., & He, H. (2025). Autophagy in orthodontic tooth movement: Advances, challenges, and future perspectives. *Molecular Medicine, 31*(1), 245. https://doi.org/10.1186/s10020-025-01299-y
10. Tosun, Y. (1999). *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi.
11. Burstone, C. J., & Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics, 77*(4), 396–409.
12. Burstone, C. J., & Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics, 77*(4), 396–409.
13. Okeson, J. P. (2013). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Mosby.
14. Nanda, R., & Kaplan, N. (1989). Principles of biomechanics. *Orthodontic Treatment Modalities, 45*(2), 123–134.
15. McNamara, J. A. (2002). *Orthodontics and dentofacial orthopedics*. Ann Arbor, MI: Needham Press.
16. Turpin, D. L. (2006). Managing orthodontic problems with fixed appliances: Current strategies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 129*(2), 145–148.
17. Baik, U. B., Kim, K. H., & Lee, S. H. (2010). Use of mini-implants as orthodontic anchorage: Success rates and stability factors. *Journal of Clinical Orthodontics, 44*(1), 39–47.
18. Chen, Y., Kyung, H. M., Gao, L., & Zhao, W. (2016). The use of infrazygomatic crest mini-implants for orthodontic anchorage. *Clinical Oral Implants Research, 27*(8), 965–973.
19. Bruni, A., Serra, F. G., Abate, A., Ugolini, A., Maspero, C., Silvestrini Biavati, F., & Lanteri, V. (2024). Dental implants and orthodontic mini-screws in a patient with undiagnosed Von Willebrand's disease: A case report. *Dentistry Journal, 12*(12), 381. https://doi.org/10.3390/dj12120381

20. Uyanık, F. (2006). Ankraj sistemlerine genel bakış: Ortodontide mikroimplant ankraj sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 9*(1), 68–75.

21. Esenlik, E. (2012). Ortodontide iskeletsel ankraj yöntemlerinin risk ve komplikasyonları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi, 6*(3), 1259–1266.

22. Çakmak, B., & Rübendüz, M. (2022). Geçmişten günümüze ortodontide ankraj. *ADO Klinik Bilimler Dergisi, 11*(2), 193–201.

23. Melsen, B. (2005). Mini-implants: Where are we now? *Journal of Clinical Orthodontics, 39*(9), 539–547.

24. Park, H. S., & Cho, J. H. (2017). The use of orthodontic mini-implants. *Seminars in Orthodontics, 13*(2), 114–125.

25. Krishna, G., & Manjith, C. M. (2019). Biomechanical aspects of orthodontic mini-implants: A comprehensive review. *Journal of Orthodontic Research, 7*(3), 121–128.

26. Chen, Y., Gao, L., & Zhao, W. (2014). Biomechanical analysis of mini-implant anchorage for orthodontic intrusion. *Clinical Oral Implants Research, 25*(7), 771–778.

27. Wilmes, B., Drescher, D., & Nienkemper, M. (2008). Mini-implants in orthodontic treatment. *Journal of Orofacial Orthopedics, 69*(1), 1–10.

28. Baek, S. H., Kim, B. H., & Kyung, S. H. (2010). The clinical application of orthodontic mini-implants. *Journal of Clinical Orthodontics, 44*(2), 91–98.

29. Moon, C. H., Kim, J. S., & Lee, J. K. (2007). Clinical applications of mini-implants. *Korean Journal of Orthodontics, 37*(1), 16–23.

30. Lee, K. J., Park, Y. C., & Choi, J. H. (2015). Stability of mini-implants in orthodontic treatment. *Angle Orthodontist, 85*(6), 915–921.

31. Knop, L., Gandini, L. G., Shintcovsk, R. L., & Gandini, M. R. E. A. S. (2015). Scientific use of the finite element method in orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics, 20*(2), 119–125.

32. Sameshima, G. T., & Melnick, M. (1994). Finite element-based cephalometric analysis. *Angle Orthodontist, 64*(5), 343–350.

33. Lotti, R. S., Machado, A. W., Mazzieiro, Ê. T., & Landre Júnior, J. (2006). Scientific application of the finite element method. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, 11*(2), 35–43.

34. Kamble, R. H., Lohkare, S., Hararey, P. V., & Mundada, R. D. (2012). Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: A finite element study. *Angle Orthodontist, 82*(5), 799–805.

35. Taşkınsel, E., & Gümüş, H. Ö. (2015). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8*(8).

36. González del Castillo McGrath, M., Araujo-Monsalvo, V. M., Murayama, N., Martínez-Cruz, M., Justus-Doczi, R., Domínguez-Hernández, V. M., et al. (2018). Mandibular anterior intrusion using miniscrews for skeletal anchorage: A three-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 154*(4), 469–476.

37. Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, 4*(3), 200–203.

38. Romanyk, D. L., Vafaeian, B., Addison, O., & Adeeb, S. (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Seminars in Orthodontics, 26*(3), 162–173.

39. Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method – An effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 34*(3), 281–285.

40. Konda, P., & Sa, T. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmacy and Biomedical Sciences, 16*(16), 1–8.

41. Küçükkurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 29*(4), 701–710. https://doi.org/10.17567/ataunidfd.328138

42. Jafari, A., Shetty, K. S., & Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces: A three-dimensional FEM study. *Angle Orthodontist, 73*(1), 12–20.

43. Kamble, R. H., Lohkare, S., Hararey, P. V., & Mundada, R. D. (2012). Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: A finite element study. *Angle Orthodontist, 82*(5), 799–805.

44. Dos Santos, M. B. F., Da Silva Neto, J. P., Consani, R. L. X., & Mesquita, M. F. (2011). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *Journal of Oral Rehabilitation, 38*(9), 691–696.

45. Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research, 21*(3), 425.

46. Gümrükçü, Z., & Kurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 29*(3), 534–541. https://doi.org/10.17567/ataunidfd.296433

47. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi, 11*, 18–23.

48. Kutz, M. (2015). *Mechanical engineers' handbook, volume 1: Materials and engineering mechanics* (4th ed., Vol. 1). John Wiley & Sons.

49. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2019). *Craig's restorative dental materials* (14th ed.). Mosby.

50. Uhlir, R., Mayo, V., Lin, P. H., Chen, S., Lee, Y. T., Hershey, G., et al. (2017). Biomechanical characterization of the periodontal ligament: Orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist, 87*(2), 183–192.

51. Kojima, Y., & Fukui, H. (2006). A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 130*(4), 452–459.

52. Sondhi, A. (2003). Anterior interferences: Their impact on anterior inclination and orthodontic finishing procedures. *Seminars in Orthodontics, 9*(3), 204–215.

53. Sondhi, A. (2003). Anterior interferences: Their impact on anterior inclination and orthodontic finishing procedures. *Seminars in Orthodontics, 9*(3), 204–215.

54. Rozzi, M., Mucedero, M., Pezzuto, C., Lione, R., & Cozza, P. (2019). Long-term stability of curve of Spee levelled with continuous archwires in subjects with different vertical patterns: A retrospective study. *European Journal of Orthodontics, 41*(3), 286–293.

55. Fontana, M., Cozzani, M., & Caprioglio, A. (2012). Non-compliance maxillary molar distalizing appliances: An overview of the last decade. *Progress in Orthodontics, 13*(2), 173–184.

56. Yin, Y., Wang, Z., Huang, L., Zhao, Y., Guan, Q., Xu, H., & Han, X. (2021). Orthodontic maximum anchorages in malocclusion treatment: A systematic review and network meta-analysis. *Journal of Evidence-Based Medicine, 14*(4), 295–302. https://doi.org/10.1111/jebm.12453

57. Feldmann, I., & Bondemark, L. (2006). Orthodontic anchorage: A systematic review. *Angle Orthodontist, 76*(3), 493–501.

58. Jambi, S., Thiruvenkatachari, B., O'Brien, K. D., & Walsh, T. (2013). Orthodontic treatment for distalising upper first molars in children and adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews, 2013*(10), CD008375.

59. Odman, J., Lekholm, U., Jemt, T., Brånemark, P. I., & Thilander, B. (1988). Osseointegrated titanium implants: A new approach in orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics, 10*(2), 98–105.

60. Huang, L. H., Shotwell, J. L., & Wang, H. L. (2005). Dental implants for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 127*(6), 713–722.

61. Wehrbein, H., Feifel, H., & Diedrich, P. (1999). Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 116*(6), 678–686.

62. Lee, J. S., Kim, D. H., Park, Y. C., Kyung, S. H., & Kim, T. K. (2004). The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthodontist, 74*(5), 711–714.

63. Seres, L., & Kocsis, A. (2009). Closure of severe skeletal anterior open bite with zygomatic anchorage. *Journal of Craniofacial Surgery, 20*(2), 478–482.

64. Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 92*(6), 499–505.

65. Zhao, L., Wang, X., Li, Y., & Zhang, Q. (2019). Validation of finite element analysis in orthodontics using in-vitro models. *Angle Orthodontist, 89*(2), 312–319.

66. Qian, H., Chen, J., Katona, T. R., & Chen, J. (2017). The importance of non-linear properties of periodontal ligament in finite element modeling of orthodontic tooth movement. *Medical & Biological Engineering & Computing, 55*(10), 1759–1771.

67. Namburi, M., Nagothu, S., Kumar, C. S., Chakrapani, N., Hanumantharao, C. H., & Kumar, S. K. (2017). Evaluating the effects of consolidation on intrusion and retraction using temporary anchorage devices: A FEM study. *Progress in Orthodontics, 18*(1), 2. https://doi.org/10.1186/s40510-016-0155-8

68. Mazhari, M., Khanehmasjedi, M., Mazhary, M., Atashkar, N., & Rakhshan, V. (2022). Dynamics, efficacies, and adverse effects of maxillary full-arch intrusion using temporary anchorage devices (miniscrews): A finite element analysis. *BioMed Research International, 2022*, 6706392. https://doi.org/10.1155/2022/6706392

69. Jin, X., Tian, X., Lee Zhi Hui, V., Zhang, Y., & Chen, X. (2024). The effect of enhanced structure in the posterior segment of clear aligners during anterior retraction: A three-dimensional finite element and experimental model analysis. *Progress in Orthodontics, 25*, 3. https://doi.org/10.1186/s40510-023-00502-2

70. Xiao, T., Su, J. Y., Lei, J., Zhang, X., Yu, J., Nie, X. P., Ying, Q. H., Hou, J. X., & Guo, J. (2024). Effectiveness of different intrusion modes of maxillary anterior teeth with mini-implants in clear aligner treatment: A three-dimensional finite element analysis. *BMC Oral Health, 24*(1), 758. https://doi.org/10.1186/s12903-024-04537-7

71. Qian, H., Chen, J., Katona, T. R., & Chen, J. (2017). The importance of non-linear properties of PDL in FEA. *Medical & Biological Engineering & Computing, 55*(10), 1759–1771. https://doi.org/10.1007/s11517-017-1625-0

72. Shan, L. H., Guo, N., Zhou, G. J., Qie, H., Li, C. X., & Lu, L. (2015). Finite element analysis of bone stress for miniscrew implant proximal to root under occlusal force and implant loading. *Journal of Craniofacial Surgery, 26*(7), 2072–2076. https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000001969

73. Zarif Najafi, H., Pakshir, H. R., & Bahraini, F. (2025). Stress distribution and tooth displacement analysis of maxillary molar distalization by different designs of jig in a finite element study. *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran), 26*(1), 33–47. https://doi.org/10.30476/dentjods.2024.100556.2230

74. Reynders, R., Ronchi, L., & Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 135*(5), 564.e1–564.e19. https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.026

75. Gupta, V., Rai, P., Tripathi, T., & Kanase, A. (2023). Stress distribution and displacement with four different types of MARPE on craniofacial complex: A three-dimensional finite element analysis. *International Orthodontics, 21*(4), 100813. https://doi.org/10.1016/j.ortho.2023.100813

EKLER

EK-1.Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 01.05.2024-27427

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Tarihi : 18.04.2024
Toplantı Sayısı : 2024/5
Karar Sayısı : 5/17

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunulan Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'ın sorumlu, Dt. Ali Kağan AKKAYA'nın yardımcı araştırmacı olduğu 24/288 kayıt numaralı ***"Çekimli Tedavilerde Infrazigomatik Kreste Farklı Boy ve Çaplarda Uygulanan Mini Vidaların Çevre Dokular ve Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Metoduyla Karşılaştırılması"*** başlıklı proje önerisi kurulumuzun 18.04.2024 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Yasemin AYDIN KARTAL
Başkan

Doç. Dr. Muzaffer AKDOĞAN
Başkan Yardımcısı

Prof. Dr. Derya BÜYÜKKAYHAN
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Abubekir ELTAS
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Papatya KELEŞ
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Selda RIZALAR
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Eray Metin GÜLER
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Erhan ALABAY
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Gamze TEMİZ
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Esra ÇİKLER
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan DEMİRCİ
Öğretim Üyesi

22.04.2024 Memur

Feyzanur SEZGİN

Evrakı Doğrulamak İçin : https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSCL8RCJE7&eS=27427

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.