T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI İNTRÜZYON MEKANİKLERİNİN ALT KESİCİ DİŞLER VE ÇEVRE DOKULARI ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODUYLA KARŞILAŞTIRILMASI

ELNUR MASHIZADA

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ERSİN YILDIRIM

ORTODONTİ ANA BİLİM DALI
ORTODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

UZMANLIK TEZİ
ARALIK/2024

İTHAF

Bu tez çalışmamı, sevgili eşime ve aileme, değerli arkadaşlarıma ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini her zaman hissettiğim, bilgi birikimi, rehberliği, ve değerli katkılarıyla bana yol gösteren, her aşamada teşviklerini esirgemeyen kıymetli danışmanım Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'a,

Bu süreçte gösterdiği anlayış, sabır ve manevi desteğiyle her zaman yanımda olan sevgili eşime,

Her konuda destek ve yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarıma,

Beni bugünlere taşıyan, üzerimde sonsuz emeği olan kıymetli aileme teşekkür etmeyi borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ x
ŞEKİLLER LİSTESİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR xv
ÖZET xvii
ABSTRACT xix
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DERİN KAPANIŞIN TANIMI 3
2.2. DERİN KAPANIŞIN ETİYOLOJİSİ 4
2.2.1. Gelişimsel (Kalıtımsal) Derin Kapanış 4
2.2.1.1. Dişlerin Morfolojisi. 4
2.2.1.2. Dentoalveolar Düzensizlikler 4
2.2.1.3. İskeletsel Düzensizlikler 4
2.2.1.4. Kondiler Büyüme Paterni 5
2.2.2. Kazanılmış Derin Kapanış 5
2.2.2.1. Kas Alışkanlıkları: 5
2.2.2.2. Diş Pozisyonundaki Değişiklikler 5
2.2.2.3. Posterior Destek Dişlerin Kaybı 5
2.2.2.4. Lateral Dil İtme Alışkanlığı 5
2.2.2.5. Periodontal Destek Kaybı 6
2.3. TEDAVİ PLANLAMASINDA DERİN KAPANIŞIN DEĞERLENDİRİLMESİ 6
2.3.1. İskeletsel Değerlendirme 6
2.3.2. Dişsel Değerlendirme 6
2.3.2.1. Kron-Dişeti İlişkisi: 6
2.3.2.2. İnteroklüzal Mesafe: 7
2.3.2.3. Oklüzal Düzlem: 7
2.3.3. Büyümenin Değerlendirilmesi 7
2.3.4. Yumuşak Dokuların Değerlendirilmesi 8
2.3.4.1. Gülme Hattı 8
2.3.4.2. İnterlabial Aralık 9
2.3.4.3. Incision-Stamion Mesafesi 9

2.3.4.4. Dudak Uzunluğu 10
2.3.4.5. Dudak Tonusu 10
2.4. DERİN KAPANIŞIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ 10
2.4.1. Posterior Dişlerin Ekstrüzyonu 11
2.4.2. Posterior Dişlerin Ekstrüzyonu ile Birlikte Anterior Dişlerin İntrüzyonu 12
2.4.3. Cerrahi 12
2.4.4. Anterior Dişlerin İntrüzyonu 12
2.5. KESİCİ İNTRÜZYONUNDA KULLANILAN TEDAVİ MEKANİKLERİ 13
2.5.1. Burstone İntrüzyon Arkı (Devamlı İntrüzyon Arkı) 13
2.5.2. Üç Parçalı İntrüzyon Arkı 13
2.5.3. Utility Ark 14
2.5.4. Connecticut İntrüzyon Arkı 14
2.5.5. Spee Bükümlü Arklar 15
2.5.6. Mulligan'ın İntrüzyon Arkı 15
2.5.7. Begg Tekniği 16
2.5.8. J-Hook Headgear 16
2.5.9. Mini Vidalar 16
2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ 17
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları 19
2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları 20
2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar 20
2. GEREÇ VE YÖNTEM 23
2.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI 23
2.1.1 Mandibular Kemik Dokusunun Modelinin Oluşturulması 23
2.1.2. Dişler ve Periodontal Ligament Modelinin Oluşturulması 27
2.1.3. Braketlerin, Ark Telinin, Kapalı Ni-Ti Sarmal Yay Modelinin Oluşturulması 28
2.1.4. Mini Vida Modelinin Oluşturulması 30
2.1.5. Çalışma Modelleri ve Senaryoların Oluşturulması 31
2.1.6. Ağ Yapısının Oluşturulması 37
2.1.7. Materyal Özelliklerinin Tanımlanması 39
2.1.8. Sınır Koşullarının Tanımlanması 39
2.1.9. Kuvvet Uygulaması 40
3. BULGULAR 45
3.1. SENARYO 1'E AİT BULGULAR 46
3.1.1. Yer Değiştirme Bulguları 46
3.1.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 46
3.1.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 47

3.1.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 48
3.1.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 48
3.1.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 49
3.1.1.6. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler 50
3.2. SENARYO 2'YE AİT BULGULAR 51
3.2.1. Yer Değiştirme Bulguları 52
3.2.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 52
3.2.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 53
3.2.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 53
3.2.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 54
4.2.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 55
3.2.1.6. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler 56
3.3. SENARYO 3'E AİT BULGULAR 58
3.3.1 Yer Değiştirme Bulguları 58
3.3.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 58
3.3.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 59
3.3.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 60
3.3.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 60
3.3.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 61
3.3.1.6. Mini Vidadan Meydana Gelen Gerilmeler 62
3.4. SENARYO 4'E AİT BULGULAR 64
3.4.1. Yer Değiştirme Bulguları 64
3.4.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 64
3.4.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 65
3.4.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 65
3.4.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 66
3.4.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 67
3.5. SENARYO 5'E AİT BULGULAR 69
3.5.1. Yer Değiştirme Bulguları 69
3.5.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 69
3.5.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: 70
3.5.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 71
3.5.1.4. Verikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 72
3.5.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 72
3.6. SENARYO 6'YA AİT BULGULAR 74
3.6.1. Yer Değiştirme Bulguları 74
3.6.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler 74

3.6.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 75
3.6.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 76
3.6.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler 77
3.6.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler 77
5. TARTIŞMA 82
5.1. AMACIN TARTIŞILMASI 82
5.2. GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI 83
5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI 85
5.3.1. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması 85
5.3.2. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması 86
5.3.3. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması 89
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 90
KAYNAKLAR 92
EKLER 102

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Senaryolarda Kullanılan Eleman ve Düğüm Sayıları 38

Tablo 2.2: Çalışmada kullanılan materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları 39

Tablo 3.1: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirme değerleri (μm) 79

Tablo 3.2: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm) 79

Tablo 3.3: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm) 80

Tablo 3.4: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm) 80

Tablo 3.5: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerin periodontal ligamentinde meydana gelen en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 81

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Kemik dokusunun ayrıştırılması 24

Şekil 2. 2: Mandibular kortikal kemiğin 3 boyutlu görüntüsü 25

Şekil 2. 3: Mandibular kortikal kemiğin 3 boyutlu kesit görüntüsü 25

Şekil 2. 4: Mandibular trabeküler kemiğin 3 boyutlı görüntüsü 26

Şekil 2. 5: Mandibular trabeküler kemiğin 3 boyutlu kesit görüntüsü 26

Şekil 2. 6: Mandibular dişlerin model görüntüsü 27

Şekil 2. 7: Periodontal ligamentin modellenmiş görüntüsü 28

Şekil 2. 8: Modellenmiş braket görüntüsü 29

Şekil 2. 9: Birinci, ikinci ve üçüncü senaryoda kullanılacak modellenmiş bölümlü ark teli 29

Şekil 2. 10: Braket ve bölümlü ark teli uygulanmış modelin görüntüsü (1-3. senaryolar) . 29

Şekil 2. 11: Dördüncü, beşinci ve altıncı senaryoda kullanılacak modellenmiş bölümlü ark teli 30

Şekil 2. 12: Braket ve bölümlü ark teli uygulanmış modelin görüntüsü (4-6. senaryolar) . 30

Şekil 2. 13: Mini vida modelinin görüntüsü 31

Şekil 2. 14: Senaryo 1 32

Şekil 2. 15: Senaryo 2 33

Şekil 2. 16: Senaryo 3 34

Şekil 2. 17: Senaryo 4 35

Şekil 2. 18: Senaryo 5 36

Şekil 2. 19: Senaryo 6 37

Şekil 2. 20: Ağ yapısının görüntüsü 38

Şekil 2. 21: Modellerin sabitlenmesi ve sınır koşulunun tanımlanması görüntüsü 40

Şekil 2. 22: Senaryo 1'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü 41

Şekil 2. 23: Senaryo 2'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü 41

Şekil 2. 24: Senaryo 3'te kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü42

Şekil 2. 25: Senaryo 4'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü 43

Şekil 2. 26: Senaryo 5'te kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü43

Şekil 2. 27: Senaryo 6'da kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü 44

Şekil 3. 1: Senaryo 1.....46

Şekil 3. 2: Senaryo 1'de dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 47

Şekil 3. 3: Senaryo 1'de dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 47

Şekil 3. 4: Senaryo 1'de dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 48

Şekil 3. 5: Senaryo 1'de dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 49

Şekil 3. 6: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm).....50

Şekil 3. 7: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm).....50

Şekil 3. 8: Senaryo 1'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri 51

Şekil 3. 9: Senaryo 1'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm).....51

Şekil 3. 10: Senaryo 2.....52

Şekil 3. 11: Senaryo 2'de dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 53

Şekil 3. 12: Senaryo 2'de dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler.....53

Şekil 3. 13: Senaryo 2'de dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 54

Şekil 3. 14: Senaryo 2'de dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 55

Şekil 3. 15: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm) 56

Şekil 3. 16: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)..... 56

Şekil 3. 17: Senaryo 2'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri 57

Şekil 3. 18: Senaryo 2'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm)..... 57

Şekil 3. 19: Senaryo 3..... 58

Şekil 3. 20: Senaryo 3'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 59

Şekil 3. 21: Senaryo 3'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 59

Şekil 3. 22: Senaryo 3'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 60

Şekil 3. 23: Senaryo 3'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 61

Şekil 3. 24: Senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm) 62

Şekil 3. 25: Senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)..... 62

Şekil 3. 26: Senaryo 3'te mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri 63

Şekil 3. 27: Senaryo 3'te mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm)..... 63

Şekil 3. 28: Senaryo 4..... 64

Şekil 3. 29: Senaryo 4'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 65

Şekil 3. 30: Senaryo 4'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 65

Şekil 3. 31: Senaryo 4'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 66

Şekil 3. 32: Senaryo 4'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 67

Şekil 3. 33: Senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm) 68

Şekil 3. 34: Senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)..... 68

Şekil 3. 35: Senaryo 5 69

Şekil 3. 36: Senaryo 5'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 70

Şekil 3. 37: Senaryo 5'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 71

Şekil 3. 38: Senaryo 5'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 71

Şekil 3. 39: Senaryo 5'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 72

Şekil 3. 40: Senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm) 73

Şekil 3. 41: Senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm) 73

Şekil 3. 42: Senaryo 6 74

Şekil 3. 43: Senaryo 6'da dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler 75

Şekil 3. 44: Senaryo 6'da dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 76

Şekil 3. 45: Senaryo 6'da dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler 76

Şekil 3. 46: Senaryo 6'da dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler 77

Şekil 3. 47: Senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm) 78

Şekil 3. 48: Senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm) 78

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD : Computer Aided Design

CTA : Connecticut İntrüzyon Arkı

DICOM : Dijital Imaging and Communication in Medicine

Gb : Gigabayt

Ghz : Gigahertz

Gr : Gram

HU : Hounsfield Ünitesi

KIBT : Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

mA : Miliamper

mm : Milimetre

µm : Mikrometre

MPa : Megapascal

Ni-Ti : Nikel-Titanyum

N/mm^2 : Newton/milimetrekare

Pa : Pascal

PDL : Periodontal Ligament

SEA : Sonlu Elemanlar Analizi

TMA : Titanyum Molibdenum Alloy

° : Derece

FARKLI İNTRÜZYON MEKANİKLERİNİN ALT KESİCİ DİŞLER VE ÇEVRE DOKULARI ÜZERİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODUYLA KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, farklı kuvvet uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile gerçekleştirilen intrüzyon hareketi ile, farklı mini vida konumu ve kuvvet uygulama noktası ile yapılan kesici diş intrüzyonunun dişlerde ve çevre dokularda meydana getirdiği değişikliklerin karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Mandibular kemik, santral ve lateral kesici dişler, periodontal ligament, braket ve tellerin modellenmesinin ardından, yapıların birbirleri ile uygun konumda konumlandırılması ve entegrasyonu gerçekleştirilmiş ve çalışma modelleri elde edilmiştir. İlk üç çalışma modelinde mini vida konumu ve intrüzyon kuvveti uygulama noktası değiştirilmiş, diğer üç çalışma modelinde ise intrüzyon kuvvetinin üç bölümlü ark telinin anterior parçası üzerindeki kuvvet uygulama noktası değiştirilerek 6 farklı senaryo oluşturulmuştur. Oluşturulan tüm senaryolarda, aynı kuvvet miktarı kullanılarak dişlerin başlangıç yer değiştirmeleri, periodontal ligament ve mini vidalardaki gerilme miktarı sonlu elemanlar analizi metoduyla değerlendirilmiştir.

Bulgular: Santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de sagital ve vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler, diğer senaryolara göre fazla bulunmuştur. Üç parçalı intrüzyon arkı ile gerçekleştirilen intrüzyon senaryolarında insizal kenarın labiale doğru devrilme miktarı, mini vida ile gerçekleştirilen intrüzyon senaryolarındaki devrilme miktarından daha azdır. Periodontal ligamentte meydana gelen en yüksek von Mises gerilme değerleri, intrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da lateral kesici dişte görülmüştür. Mini vidalarda en yüksek gerilmeler vidanın ilk iki yivinde ve boyun kısmında meydana gelmiş ve bu gerilme miktarının titanyum materyaline sahip vidaların mukavemet sınırının altında olduğu ve dayanıklılık açısından risk taşımadığı tespit edilmiştir.

Sonuç: Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre, saf intrüzyona en yakın intrüzyon hareketi, kuvvetin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da gerçekleşmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, intrüzyon, mini vida, üç parçalı intrüzyon arkı

COMPARISON OF THE EFFECTS OF DIFFERENT INTRUSION MECHANICS ON MANDIBULAR INCISORS AND SURROUNDING TISSUES BY USING FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD

ABSTRACT

Aim: The aim of this study was to compare and evaluate the changes in teeth and surrounding tissues caused by intrusion movement performed with a three-piece segmented intrusion arch having different force application points and incisor intrusion performed with different mini screw positions and force application points.

Materials and Methods: After modeling the mandibular bone, central and lateral incisors, periodontal ligament, brackets and wires, the structures were positioned in the appropriate positions and integrated with each other, and then the study models were obtained. In the first three study models, 6 different scenarios were created by changing the mini-screw position and intrusion force application point, and in the other three study models, by changing the force application point of the intrusion force on the anterior part of the three-piece segmented intrusion arch. In all scenarios created, the initial displacements of the teeth, the amount of tension in the periodontal ligament and mini screws were evaluated using the finite element analysis method, using the same amount of force.

Results: In scenario 2, where the intrusion force was applied from the middle of the distance between the lateral and canine tooth brackets, with support from the mini screw between the roots of the central and lateral incisor teeth, the sagittal and vertical displacements were found to be higher than the other scenarios. In the intrusion scenarios performed with the three-piece segmented intrusion arch, the amount of tipping of the incisal edge toward the labial is less than the amount of tipping in the intrusion scenarios performed with the mini screw. The highest von Mises stress values occurring in the periodontal ligament were seen in the lateral incisor in scenario 6, where the intrusion force was applied to the distal extension of the arch wire of the force arm of the three-piece segmented intrusion arch, distal to the canine tooth. The highest stresses in the mini screws occurred in the first two grooves and the neck of the screw, and it was determined that this stress amount was below the strength limit of the screws with titanium material and did not pose a risk in terms of durability.

Conclusion: According to the findings obtained in our study, the intrusion movement closest to pure intrusion occurred in scenario 6, where the force was applied to the distal extension of the arch wire of the force arm of the three-piece segmented intrusion arch, distal to the canine tooth.

Key Words: Finite Element Analysis, Intrusion, Miniscrew, Three-piece Segmented Intrusion Arch

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Derin kapanış çok faktörlü bir etiyolojiye sahip olabilen ve bu nedenle ayrıntılı ve ayırıcı tanı gerektiren bir maloklüzyon türü olarak kabul edilmektedir. Bu malokluzyon, diş eti gülümsemesi gibi estetiği olumsuz etkileyen görüntü bozukluklarının yanı sıra mandibular büyümeyi kısıtlaması, temporomandibular eklem üzerindeki yıkıcı etkisi, periodontal sorunlara neden olması gibi birçok sorunla karşımıza çıkabilmektedir (1–9). Derin kapanışın düzeltilmesinde etkili bir tedavi prosedürü uygulandığında retansiyon sonrası dönemde nüks ihtimali en aza indirilerek etkili bir estetik sonuç elde edilebilmektedir (10).

Derin kapanışın cerrahi olmayan tedavisinde, posterior dişlerin ekstrüzyonu, kesici dişlerin intrüzyonu veya bunların kombinasyonu ve kesici dişlerin protrüzyonu gibi tedavi yöntemleri kullanılmaktadır (3,11–13).

Derin kapanışın kesici dişlerin intrüzyonu ile tedavisinde; Burstone intrüzyon arkı (devamlı intrüzyon arkı), üç parçalı intrüzyon arkı, utility ark, Connecticut intrüzyon arkı, spee bükümlü arklar ve ağız dışı apareyler gibi mekanikler kullanılmaktadır (11,14–17). Karmaşık bükümler gerektirmesi, kesici dişlerde istenmeyen protrüzyon meydana gelmesi, posterior dişlerden ankraj almaları sebebile bu dişlerde oluşan moment etkisiyle kökün meziale ve kronun distale devrilmesi gibi istenmeyen yan etkiler bu mekaniklerin etkinliğini sınırlamaktadır (3,18–21).

Mini vidaların intrüzyon mekaniklerine entegre edilmesi, ankrajın gerekli olduğu çeşitli ortodontik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen güncel bir teknik olmasına sebep olmuştur. Bu yöntemle, istenmeyen yan etkiler azaltılarak hasta iş birliğine ihtiyaç duyulmadan kesici dişler etkin bir şekilde intrüze edilebilmektedir (20,22).

Etkili bir tedavi için, mini vida destekli kesici diş intrüzyonunda, dişlerin hareket paterninin biyomekanik mekanizmalarını anlamak önemlidir.

Ortodontik diş hareketleri, kökün farklı bölgelerinde çeşitli mekanik stresler yaratmaktadır. Ortodontik kuvvetin yönü ve derecesi göz önüne alındığında, dişlerin hareket paterni ve miktarının yanında, destek dokuların da bu durum karşısındaki cevabı önem kazanmaktadır (23). İntrüzyon sırasında uygulanan kuvvetin apikal bölgede dar bir alanda yoğunlaşması dişler ve periodontal ligament (PDL) üzerinde olumsuz etkiler

yaratabilecek gerilmelere yol açabilmektedir (24–26). Minimum yan etki ile ideal bir diş hareketi sağlamak için, ortodontik kuvvetlerin dişler ve çevre dokular üzerindeki etkisinin yerleşimi ve büyüklüğünün doğru şekilde belirlenmesi oldukça önem kazanmaktadır (23,27,28).

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA), standart koşullar altında kullanılan biyomekaniklerin; incelenen yapılar üzerindeki etkilerini sayısal ve niteliksel olarak değerlendirmeyi mümkün kılmaktadır. Klinikte kullanılan kuvvet sistemlerini simüle ederek, çeşitli dış kuvvetlerin canlı yapılarda meydana getirdiği biyomekanik değişiklikleri üç boyutlu olarak inceleme olanağı sağladığından ortodontik çalışmalardaki önemi gittikçe artmaktadır (29,30).

Bu çalışmada, alt kesici dişlerde farklı mini vida konumu ve kuvvet uygulama noktası ile yapılan diş intrüzyonu ile farklı kuvvet uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile yapılan intrüzyonun dişlerde meydana getirdiği başlangıç yer değiştirmeleri ile çevre dokularda ve mini vidalarda meydana getirdiği gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DERİN KAPANIŞIN TANIMI

İdeal kapanışta alt kesici dişlerin insizal kenarı, üst kesici dişlerin singulumuna veya hemen üzerine temas etmekte olup overbite miktarı 1-2 mm olmaktadır (26). Mandibula sentrik okluzyondayken; alt kesici dişlerin üst kesici dişler tarafından vertikal olarak normalden fazla örtülmesi derin kapanış olarak tanımlanmaktadır (31).

Derin kapanışı tanımlayan overbite miktarı, araştırmacılar arasında farklılık göstermektedir. Proffit ve ark. ile Solberg ve ark. overbite'ın 3 mm'den fazla olduğu durumları derin kapanış olarak belirtmişlerdir (26,32). Beckman ve ark. ile Upadhyay ve Nanda 4 mm'den fazla; Bacetti ve ark., 4,5 mm'den fazla; Mohlin ve Kopp ise 5 mm'den fazla overbite'ın derin kapanış olarak tanımlanabileceğini bildirmişlerdir (33–36).

Bununla birlikte, üst ve alt kesici dişlerin kron boylarının, bireylerde önemli ölçüde değişiklik göstermesi sebebiyle bazı araştırmacılar derin kapanışı veya ideal overbite miktarını "yüzde" olarak tanımlamaktadır. Nilner, üst kesici dişlerin; alt kesici dişleri vertikal olarak %50 veya daha fazla örtmesini derin kapanış olarak bildirmiştir (37). Upadhyay ve Nanda, bu oranı; %5-25 arasında ise normal overbite, %25-40 ise artmış overbite, %40'tan daha fazla ise şiddetli derin kapanış olarak tanımlamışlardır (34). Bolton ise alt kesici dişlerin %31,3'ünün üst kesici dişler tarafından örtülmesini normal overbite olarak bildirmiştir (38). Angle da benzer şekilde, üst kesici diş kron boyunun 1/3 oranında alt kesici dişleri örtmesini normal kapanış ilişkisi olarak tanımlamıştır (39).

Derin kapanış, vertikal okluzal problemlerin %95'ini oluşturmaktadır (26). Derin kapanış prevalansı, etnik gruba ve cinsiyete bağlı olarak %8,4 ile %51,5 arasında değişiklik göstermektedir (40). Proffit ve ark., overbite'ın 5 mm'den fazla olduğu durumları ciddi derin kapanış olarak tanımlamış ve çocuklarda %20, erişkinlerde ise %13 oranında görüldüğünü bildirmişlerdir (26).

Orta şiddette olan örtülü kapanış (≥5 mm) çocuklarda %20, erişkinlerde %13 oranında görülürken, açık kapanış %1 den az oranda görülmektedir. Şiddetli örtülü kapanış beyaz ırkta, siyah ve latin ırka göre 2 kat daha fazla gözlenmektedir (26).

2.2. DERİN KAPANIŞIN ETİYOLOJİSİ

Derin kapanışa sebep olan etiyolojik faktörler gelişimsel (kalıtımsal) ve kazanılmış olmak üzere iki başlıkta incelenebilmektedir. Dişlerin morfolojisi, dentoalveolaer düzensizlikler, iskeletsel düzensizlikler, kondiler büyüme şekli gibi gelişimsel faktörler derin kapanışa sebep olabilmektedir. Kas alışkanlıkları, dişlerin pozisyonlarındaki değişiklikler, posterior destek dişlerin kaybı, dilin lateral itme alışkanlığı, periodontal destek kaybı gibi faktörler de derin kapanışın etiyolojisinde yer alan kazanılmış faktörler olarak sıralanabilir.

2.2.1. Gelişimsel (Kalıtımsal) Derin Kapanış

2.2.1.1. Dişlerin Morfolojisi: Uzun ve kısa kronlu dişlere sahip hastalarda, her iki durumda da kesici dişlerin temas ilişkisi aynı olsa bile, uzun kronlu anterior dişlerin, kısa kronlulara göre daha derin kapanışa sahip olduğu görülmektedir. Bu nedenle, derin kapanışın derecesinin ölçümü yalnızca kesici dişlerin örtüşme miktarından değil aynı zamanda karşıt dişin palatal yüzey üzerindeki temas noktasından da elde edilmelidir (41).

2.2.1.2. Dentoalveolar Düzensizlikler: Maksiller veya mandibuler veya her iki çenedeki kesici dişlerin ekstrüzyonları sonucunda derin kapanış meydana gelmektedir (32). Molar dişlerdeki sürme yetersizliği, alt kesicilerin uzamasına ve derin kapanışın gelişmesine sebep olmaktadır (39).

Overjetin artmış olduğu sınıf II bölüm 1 malokluzyona sahip hastalarda, mandibular kesici dişlerin, maksiller kesici dişlerinin 1/3 kesici kenar palatal yüzeyi ile iyi bir temas ilişkisi içinde olmaması nedeniyle sürmeye devam etmesi derin örtülü kapanışla sonuçlanmaktadır (32).

Sınıf II bölüm 2 malokluzyona sahip hastalarda, maksiller keserlerin dikleşmesi sonucunda derin örtülü kapanış ortaya çıkmaktadır (32,42).

2.2.1.3. İskeletsel Düzensizlikler: İskeletsel paterndeki farklı durumlar derin kapanışa sebep olabilmektedir. Bunlara örnek olarak; maksiller veya mandibular veya her iki anterior segmentin supraerüpsiyonu; süt dişlerinden daimi dişlenme dönemine geçiş döneminde alt çenenin aşağı ve öne doğru büyümemesi; ön dişlerin devam eden sürmesiyle birlikte ramus büyümesinin gecikmesi; çiğneme kaslarının yetersiz uzunluğu sebebiyle posterior dişlerin yetersiz sürmesine, diş arkları arasında ciddi uyumsuzluklar;

diş arklarındaki çapraşıklık ve darlık sonucu, posterior daimi dişlerin ve premolarların sürmesi sırasında dentoalveoler büyümenin olmaması gösterilebilir (43).

İskeletsel derin kapanış, yatay büyüme paterni ile karakterize olup ön yüz yüksekliği, özellikle yüzün alt üçte birlik kısmı kısa, arka yüz yüksekliği ise uzundur (44).

2.2.1.4. Kondiler Büyüme Paterni: Derin kapanışlı hastaların kondil büyüme yönüne bakıldığında, büyümenin yukarı ve öne doğru olduğu görülmektedir ve bu durum ön yüz yüksekliği miktarını azaltmaktadır. Kondiler büyüme, posterior dişler bölgesinin vertikal büyümesinden daha büyükse, mandibula saat yönünün tersine rotasyon yaparak kapanışın derinleşmesine neden olmaktadır (45,46).

2.2.2. Kazanılmış Derin Kapanış

2.2.2.1. Kas Alışkanlıkları: Şiddetli diş sıkma veya gıcırdatma alışkanlıkları veya çiğneme kaslarının hipertonisitesi posterior dişlerin harabiyetine neden olabilir. Posterior dişlerin fazla aşınması dikey yükseklik kaybına neden olarak derin kapanışa sebebiyet vermektedir (47).

2.2.2.2. Diş Pozisyonundaki Değişiklikler: Süt azı dişlerinin erken kaybı, birinci daimi azı dişlerinin meziale doğru kaymasına ve bunun sonucunda da premolar dişlerin gömülü kalmasına veya çapraşıklaşmasına neden olabilmektedir. Bu dişlerin posterior bölgedeki desteğinin öne doğru yer değiştirmesi, derin kapanışın gelişmesine yol açabilmektedir (48).

2.2.2.3. Posterior Destek Dişlerin Kaybı: Daimi dişlenme döneminde, azı veya küçük azı dişlerinin çekilmesi ve bu boşluğun kapatılmaması, komşu dişlerin boşluğa doğru kaymasına izin vermektedir. Bu tür bir yer değiştirme sıklıkla anormal eksen eğimlerine ve sonrasında kapanışın derinleşmesine neden olmaktadır. Posterior dişlerde destek kaybı yaşandığı için profilde çökme görülmektedir. Aynı zamanda bu durum sıklıkla üst kesici dişlere aşırı travma uygulanmasına neden olmakta ve bu dişlerin öne doğru yer değiştirmesine neden olabilmektedir (49).

2.2.2.4. Lateral Dil İtme Alışkanlığı: Lateral dil itimi şeklindeki bir fonksiyon bozukluğu posterior dişlerde infraoklüzyona neden olmakta ve bu da derin kapanışa yol

açmaktadır. Bu durumlarda free way space alanı genellikle geniş olmaktadır ve bu da fonksiyonel aparey tedavisi için uygundur (50).

2.2.2.5. Periodontal Destek Kaybı: Periodontal destek kaybı meydana geldiği zaman, okluzyon kuvvetleriyle korunmayan, migrasyonu önleyecek anteroposterior kontağı bulunmayan anterior dişler ekstrüze olmakta ve bu hastalarda derin kapanış görülmektedir (51).

2.3. TEDAVİ PLANLAMASINDA DERİN KAPANIŞIN DEĞERLENDİRİLMESİ

2.3.1. İskeletsel Değerlendirme

Yüz yüksekliği değerlendirilirken üst yüz yüksekliğinin alt yüz yüksekliğine olan oranının %45/%55 oranında olması optimal olarak kabul edilmektedir (52).

Yüz yüksekliği artmış olan olan hastalarda, derin kapanışı düzeltmek için azı dişlerinin ekstrüzyonu tercih edilen tedavi değildir. Posterior dişlerin ekstrüzyonu ile yüz yüksekliği daha da artmakta ve bunu yumuşak dokularda istenmeyen değişiklikler takip etmektedir. Anterior dişlerin intrüzyonu bu hastalar için daha uygun tedavi yöntemidir (52).

Benzer şekilde, kısa dikey boyuta sahip hastalarda sıklıkla derin bir overbite ile birlikte sınıf II bölüm 2 maloklüzyon görülmektedir. Bu hastalarda kapanışı açmak için arka dişlerin ekstrüzyonu tercih edilen tedavi yöntemi olabilir. Posterior dişlerin ekstrüzyonu ile mandibulanın aşağı ve arkaya doğru rotasyon yapması dik yön boyutlarını artırarak derin kapanışı açarak, profili iyileştirmektedir (34).

2.3.2. Dişsel Değerlendirme

2.3.2.1. Kron-Dişeti İlişkisi: Santral keserler ve kaninler aynı hizada ve lateral kesici dişlerinden daha yüksek durumda olduğunda ideal kron-dişeti ilişkisi sağlanmaktadır. Anterior bölge dişlerinin dişetleri arsındaki bu hat dişeti çizgisi olarak adlandırılır ve gülümseme çizgisinin uyumunu oluşturmaktadır. Sınıf II divizyon 2 malokluzyonlarda bu ilişki genellikle bozulmuştur. Dört kesici dişin intrüzyonu ile bu durum etkili bir şekilde düzeltilebilmektedir. Daha büyük uyumsuzlukların mevcut olduğu hastalarda, öncelikle santral kesici dişler lateral kesicilerin seviyesine kadar

intrüze edilmektedir. Daha sonra, dört kesici dişin intrüzyonu ile derin kapanışın tedavisi sağlanarak kanin dişlerle uyumlu bir gingival ilişki oluşturulabilmektedir. Bazı durumlarda, ek olarak gingivektomi yapılması görünümü daha da iyileştirebilmektedir (13).

2.3.2.2. İnteroklüzal Mesafe: Derin kapanışlı bireylerde, normal veya azalmış interokluzal mesafe varlığında, posterior dişlerin ekstrüzyonu bu mesafenin daralmasına yol açmaktadır ve okluzyon kuvveti ile çiğneme kaslarının etkisi nedeniyle tedavi relapsa uğramaktadır. Ayrıca, bu durum temporomandibular eklemde patolojik sonuçlara yol açabilmektedir. Bu sebeple, azalmış interokluzal mesafeye sahip hastalarda kesici dişlerin intrüzyonu en uygun tedavi yöntemidir. (53).

2.3.2.3. Oklüzal Düzlem: Anterior ve posterior oklüzal düzlemler arasında keskin bir fark oluştuğunda, üst keserlerin oklüzal düzlemin altına sarkması nedeniyle üst keserlerin intrüzyonuna başvurulmaktadır. Üst keserlerin posterior dişlerin oluşturduğu fonksiyonel oklüzal düzleme kadar intrüze edilmesi önerilmektedir (54).

Okluzal düzlem posterior dişlerin doğal oklüzal düzlemi ile de örtüşmeli, düz bir düzlem elde edilmelidir. Bu düzlem üst keserlerin üst dudağın arkasından en fazla 3 mm görünmesine izin vermelidir (11).

Oklüzal düzlemin dikleşmesi durumunda, molarların ekstrüzyonu bu düzlemin saat yönüne doğru rotasyonuna neden olmaktadır. Bu hastalarda üst kesici dişlerin intrüzyonu tavsiye edilmektedir (14).

2.3.3. Büyümenin Değerlendirilmesi

Büyüme ve gelişim süreci devam eden hastalarda derin kapanış tedavisinin erişkin hastalara göre daha kolay ve stabil olduğu genel bir kabul görmektedir (55–57). Bu durum, kondiler büyüme sayesinde posterior dişlerin ekstrüzyonunun iskeletsel büyümeyi yönlendirmesi ve mandibulanın rotasyonunu sağlamasıyla ilişkili olmaktadır. Mandibulanın bu rotasyonu, kaslar ve temporomandibular eklemin yeniden şekillenmesine yardımcı olmakta ve anterior bölge gelişiminin inhibe edilmesi tedaviyi desteklemektedir. Böylece mandibula yeni pozisyonuna uyum sağlamakta ve tedavi sonucu daha stabil olmaktadır (56).

Posterior dişlerin ekstrüzyonu erişkin hastalarda ise alt yüz yüksekliğini artırmakta ve temporomandibular eklem, kaslar ve fonksiyon arasındaki dengeyi bozarak

relaps olasılığını artırmaktadır. Mandibulanın aşağı ve arkaya doğru rotasyonu, kasların gerilmesine ve fizyolojisinin değişmesine neden olmakta, bu da azalmış nöromusküler adaptasyon nedeniyle tedavi sonunda relaps riskini yükseltmektedir (34,56,58). Bu yüzden, posterior dişlerin ekstrüzyonu erişkin hastalarda en stabil olmayan hareket sayılmaktadır (59). Derin kapanışlı erişkin bireylerde bu sebeple keser intrüzyonu ya da ortognatik cerrahi tedavi alternatifi olarak düşünülmelidir (56).

Literatür incelendiğinde, mandibular düzlem açısının gelişimle birlikte çok az değiştiği ve herhangi bir değişiklik girişiminin orijinal değer yönünde relaps ile sonuçlanacağı görülmektedir (2).

McDowell ve Baker (56), erişkin bireylerde derin kapanışı adolesanlara göre daha az düzeltebilmiş, ancak mandibular düzlem açısındaki artışı erişkinlerde daha fazla bulmuşlardır. Araştırmacılara göre, adolesanlarda molar uzama miktarı daha fazla olmasına rağmen orijinal mandibular düzlem açısı korunabilirken, erişkinlerde iskeletsel büyüme olmaması nedeniyle adaptasyon kabiliyeti daha az olup, mandibulanın saat yönünde rotasyonuna yol açmaktadır. Molar uzamasıyla birlikte mandibulanın saat yönündeki rotasyonu kasların gerilmesine neden olmakta ve erişkinlerde nöromusküler adaptasyon kapasitesi az olduğu için relaps riski yükselmektedir (13,14,34,58).

Mandibular düzlem açısının korunabilmesi ve molar ekstrüzyonuyla elde edilen dentoalveolar büyümenin relaps riski oluşturmaması için kondiler büyüme gereklidir; bu da yalnızca büyüme ve gelişimi devam eden hastalarda mümkün olmakatdır. Bu nedenle, derin kapanışın büyüyen hastalarda düzeltilmesi büyümesi bitmiş hastalara göre daha kolay ve daha stabil sonuçlar vermektedir (11,41,55,58).

2.3.4. Yumuşak Dokuların Değerlendirilmesi

2.3.4.1. Gülme Hattı: Günümüzde gülümseme estetiğinin özellikle önem kazandığı ve dinamik gülümseme analizinin ortodontik tanı ve tedavi planlamasının temel unsurlarından biri haline geldiği bir paradigma değişimi meydana gelmektedir (60). Üst dudak, üst kesici dişler, alt dudak kontürü ve diş eti seviyesi, estetik bir gülümseme ile ilişkili olan faktörlerdir (61). Gülümseme arkı veya gülme hattı, sosyal gülümseme sırasında üst kesici ve kanin dişlerin insizal kenarlarının oluşturduğu eğri ile alt dudak eğrisi arasındaki ilişki olarak tanımlanır ve bu iki eğrinin idealde birbirine paralel olması

beklenir (60,62,63). Üst kesici dişlerin gülümseme arkasını bozacak şekilde aşağı sarkması durumunda, bu dişlerin intrüzyonun gerekli olduğu düşünülmektedir (26,62,64).

Gülümseme sırasında üst dudağın, üst santral kesici dişlerin diş eti kenarının yüksekliğinde olması ve üst kesici dişlerin tüm servikoinsizal uzunluğunun interproksimal diş eti ile birlikte görünmesi ideal kabul edilmektedir (65). Gülümseme sırasında 2 mm veya daha fazla diş eti görünümü, 'diş eti gülümsemesi' olarak adlandırılır ve istenmeyen bir durum olarak değerlendirilir (64). Kadınlarda, gülümseme sırasında diş ve diş eti görünümünün erkeklere oranla genellikle daha fazla olduğu belirtilmiştir (13,65,66). Kısa üst dudak ya da 'diş eti gülümsemesi' olan hastalarda, üst kesici dişlerin intrüzyonu estetik bir görünüm sağlayabilmektedir (26,53,67,68).

2.3.4.2. İnterlabial Aralık: Dudaklar istirahat halindeyken aralarındaki mesafenin 3-4 mm olması estetik açıdan ideal sayılmaktadır. Bu özelliklere sahip bir hastada, ekstrüziv mekanikler alt çeneyi ve dolayısıyla alt dudağı aşağı ve arkaya doğru rotasyona uğratarak interlabial aralığı artırmaktadır. Bu durum, hastanın dudaklarını gerilim olmaksızın kapatamamasına ve estetik görünümün kötüleşmesine neden olmaktadır (13). Ancak, alt ve üst dudakta sarkma görüldüğü veya hiç interlabial aralığı bulunmayan, artmış overbite'a sahip hastalarda posterior dişlerin ekstrüzyonu endike olmaktadır (34).

2.3.4.3. Incision-Stamion Mesafesi: Dudaklar istirahat halindeyken, maksiller santral kesici diş kronunun insizal kenarı ile üst dudak alt sınırı arasındaki mesafe incision-stamion mesafesi olarak adlandırılmaktadır. (69). Bu mesafenin 3-4 mm arasında olması estetik olarak kabul edilmektedir (58).

Yumuşak doku ilişkileriyle ilgili olarak, istirahat halinde diş görünümü, hasta konuşurken üst keser dişlerin görünümü, tedavi edilecek hastanın yaşı ve cinsiyeti tedavi seçimi için önem arz etmektedir (70). Genel olarak üst kesici dişlerin intrüzyon miktarına dudaklar istirahat halindeyken karar verilmesi gerektiği önerilmektedir (71). İstirahat halinde üst keser dişlerin görünümü yaşa bağlı olarak değişmektedir: çocuklarda en az 5 mm, adolesanlarda 4 mm, 20-30 yaşlarındaki genç erişkinlerde 3 mm, 30-40 yaşlarındaki bireylerde 2 mm, 40-50 yaş arası bireylerde 1 mm olup, 50 yaş ve sonrasında üst keser dişler genellikle görünmemektedir (13,72–74).

İstirahat halindeyken üst kesici dişlerin kesici kenarının stomion ile mesafesinin 2 mm'den az olduğu durumlarda üst keserlerin fazla gömülmesi dişsiz bir görünüm kazandırabilmektedir (67).

Aynı zamanda molar dişlerin ekstrüzyonu ile derin örtülü kapanışın tedavisi planlandığında incision-stamion mesafesinin artması kaçınılmaz olmaktadır. Bu durumda incision-stomion mesafesi ile birlikte interlabial aralıkta da artış gözlenmektedir. Eğer derin örtülü kapanışa sahip bir hastada normal bir incision-stomion mesafesi mevcutsa, kesici dişlerin intrüzyonu estetiği bozabilmektedir. Ancak, incision-stomion mesafesi genişse- ki buna genellikle yüksek gülme hattı ve 'diş eti gülümsemesi' eşlik eder- bu durumda üst keser dişlerin gömülmesi istenen estetik sonucu verecektir (61).

Eğer maksiller incision-stomion mesafesi normal olduğu halde istirahat pozisyonunda mandibular kesici dişler fazla görünüyorsa, bu dişlerin intrüzyonu istenilen tedavi sonucunu verebilmektedir (70).

2.3.4.4. Dudak Uzunluğu: Burstone, üst dudak uzunluğunu ortalama olarak kızlarda 20 mm, erkeklerde ise 24 mm olarak belirtmiştir (70). Genellikle, kısa üst dudak uzunluğu geniş interlabial aralık veya geniş incision-stomion mesafesine sebebiyet vermektedir. Kısa üst dudağa sahip derin kapanışlı hastalar için üst kesici diş intrüzyonu önemli bir tedavi alternatifi olmaktadır (52,66).

2.3.4.5. Dudak Tonusu: Dudak tonusu, derin örtülü kapanış tedavisinde karar verirken dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. Üst ve alt dudak kaslarının hiperaktif ve gergin olduğu hastalarda, üst veya alt kesici dişlerde aşırı protrüzyon olduğu durumlarda kas basıncından dolayı relaps yaşanma olasılığı yüksektir. Özellikle yetişkin hastalarda, üst ve alt kesici dişlerin aşırı geriye hareket ettirilmediği sürece, bu dişlerin protrüzyon ile tedavi edilmesi önerilmemektedir. Bu hastalarda uzun süreli veya kalıcı retansiyonun gerekli olduğu unutulmamalıdır (52).

2.4. DERİN KAPANIŞIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ

Derin kapanışa sahip olan hastaların tedavi planlaması, kişinin maloklüzyonunun etyolojik nedenleri, beklenen tedavi sonuçları, hastanın yaşı ve cinsiyeti göz önünde bulundurularak özenle yapılmalıdır. Tedavi planının amacı, öncelikle derin kapanışı

açmak, yumuşak dokularla uyumlu ve dengeli bir yüz görünümü elde etmek ve sonuçların kalıcılığını sağlamaktır (13). Derin kapanış tedavisi için kullanıulan yöntemler şunlardır;

1. Posterior dişlerin ekstrüzyonu
2. Anterior dişlerin intrüzyonu
3. Posterior dişlerin ekstrüzyonu ile birlikte anterior dişlerin intrüzyonu
4. Anterior dişlerin proklinasyonu
5. Cerrahi (75).

2.4.1. Posterior Dişlerin Ekstrüzyonu

Posterior dişlerin ekstrüzyonu, özellikle büyümesi transversal yönde olan ve büyüme potansiyeli devam eden hastalar için derin kapanışın düzeltilmesinde kullanılmaktadır (76). Transversal yönde büyüme gösteren bu hastalarda alt yüz yüksekliğinin azalması, Spee eğrisinin derinliğinin artması, az veya orta keser görünümü dikkat çekmektedir (52). Posterior dişler ekstrüze edilerek, alt yüz yüksekliği artırılır, mandibula aşağı ve arka yönde rotasyona zorlanır, böylece derin kapanış açılmış olur (77). Mandibulanın öne doğru rotasyon yaptığı ve fazla interokluzal aralığın olduğu hastalarda, arka dişlerin ekstrüze edilmesi hem profili iyileştirmekte hem de nüks riskini azaltmaktadır (15,78).

Posterior dişlerin ekstrüze edilmesi için, büyüme potansiyeli olan hastalarda bite plane (ısırma düzlemi), sved bite plane (eğimli ısırma düzlemi), modifiye ısırma düzlemleri, aktivatör, bionatör, fonksiyonel düzenleyici, Twin Force gibi miyofonksiyonel apareyler tercih edilmektedir (44,79–82).

Sabit modifiye Nance apareyi, cam iyonomerli sabit ısırma plağı ve maksiller kesici dişlerin palatal yüzeyinde kompozit reçineli (dolaylı teknik) bonded ısırma düzlemleri de posterior dişlerin ekstrüzyonu için kullanılabilmektedir (83–85).

Derin kapanışın tedavisinde posterior dişlerin ekstrüzyonu için kullanılan servikal headgearler birinci molar dişlerine yaklaşık 200-300 gramlık dikey olarak aşağıya doğru bir kuvvet bileşeni uygulayabilmektedir. Günde 14-16 saat süre uygulanan bu kuvvetle büyük azıların ekstrüzyonu ve derin kapanışın düzeltilmesi sağlanmaktadır (75).

Derin kapanışın posterior dişlerin ekstrüzyonu ile tedavisinde tersine ve/veya arttırılmış spee bükümlü ark telleri ile step up veya step down bükümlü ark telleri gibi yöntemler de kullanılmaktadır (57,86).

Hem büyümesi devam eden hem de erişkin hastalarda devamlı ark telleri ile arkın seviyelenmesi sırasında, molar bölgede ekstrüzyon meydana geldiği bildirilmiştir (56).

2.4.2. Posterior Dişlerin Ekstrüzyonu ile Birlikte Anterior Dişlerin İntrüzyonu

Posterior dişlerin ekstrüzyonu ile birlikte anterior dişlerin intrüzyonu da hedefleniyorsa, tersine spee bükümlü ark telleri kullanılabilmektedir (87).

Step bükümleri içeren ark telleri ile posterior dişlerin ekstrüzyonun yanı sıra, az da olsa keser intrüzyonu meydana gelmektedir (57).

2.4.3. Cerrahi

Derin kapanışa ve buna eşlik eden yüksek gülümseme çizgisine sahip olan, azalmış dikey yüz yüksekliği ve dentoalveoler problemler gösteren erişkin hastalarda tedavi süresi çok uzun olabilmektedir. Bu durumlarda hastaya sorunun ortognatik olarak düzeltilmesi seçeneği sunulmalıdır. Bu hastalarda derin kapanışın düzeltilmesine yönelik tedavi planı ağız, diş ve çene cerrahları ile birlikte yapılmalıdır (75).

2.4.4. Anterior Dişlerin İntrüzyonu

Kesici dişlerin intrüzyonu, hem ergenlik dönemindeki bireylerde hem de yetişkinlerde derin kapanışın düzeltilmesinde etkili bir yöntemdir (3,13,88). Normal veya artmış alt yüz yüksekliğine sahip derin kapanışlı hastalarda, posterior dişlerin ekstrüzyonuna bağlı olarak mandibulanın aşağıya ve geriye doğru dönmesinin istenmediği durumlarda, kesici dişlerin intrüzyonu tercih edilmektedir. İnterlabial aralığın genişlediği, kısa üst dudağa sahip, artmış diş eti gülümsemesi olan, kesicilerin oklüzal düzlemden aşağıya sarktığı, aşırı üst kesici diş görünümü olan, interokluzal mesafenin normal ya da azalmış olduğu, konveks yumuşak doku profiline sahip derin kapanışlı hastalarda kesici dişlerin intrüzyonu endikedir (11,34,67). Ayrıca, travmatik derin kapanışa sahip hastalarda, üst keser intrüzyonunun periodontal dokularda iyileşmeye yol açtığı bildirilmiştir (9).

2.5. KESİCİ İNTRÜZYONUNDA KULLANILAN TEDAVİ MEKANİKLERİ

2.5.1. Burstone İntrüzyon Arkı (Devamlı İntrüzyon Arkı)

Kesici dişlerin intrüzyonu için kullanılan Burstone intrüzyon arkı üç ana bölümden oluşmaktadır: posterior ankraj ünitesi, anterior segment ve intrüzyon arkı. Dişler seviyelendikten sonra, posterior segmentin ankrajını artırmak ve stabil hale getirmek amacıyla 0.018x0.025 veya 0.021x0.025 inç kalınlığında rijit ark telleri kullanılmaktadır. Anterior dişlerin seviyelenmesi tamamlandıktan sonra, bu dişler de kalın ve rijit ark teli ile birleştirilmektedir (11).

İntrüzyon arkı, 0.016x0.022 veya 0.017x0.025 inç Titanyum Molibdenum Alaşımdan (TMA) ya da 0.018x0.025 inç paslanmaz çelik telden bükülmektedir. Molar dişinde yer alan yardımcı tüpten geçen intrüzyon arkı, pasif durumdayken ark teline verilen kurvatür sayesinde kesici dişlerin gingival bölgesinden geçmektedir. İntrüzyon arkı, kesici diş braketlerine doğrudan bağlanmamakta olup, labial, insizal veya gingival bölgeden tek bir noktadan temas sağlamaktadır. Eğer kesici dişlerde intrüzyon ile birlikte protrüzyon da isteniyorsa, intrüzyon arkı santral dişlerin ortasından bağlanmaktadır. Kesici dişlerin saf intrüzyonu hedefleniyorsa, kuvvetin anterior segmentin direnç merkezinden geçmesi için ark teli lateral dişlerin distalinden bağlanabilmektedir (11).

İntrüzyon esnasında, molar dişlerde ekstrüzyon ve distale doğru devrilme meydana gelebilir. Burstone intrüzyon arkının olumsuz etkilerini engellemek amacıyla transpalatal ark, high pull headgear veya posterior segmentte çok rijit ark teli kullanılması tavsiye edilmektedir (11,14).

2.5.2. Üç Parçalı İntrüzyon Arkı

Derin kapanış ile birlikte kesici dişlerin protrüzyonu olduğu durumlarda, üç parçalı intrüzyon arkının kullanılması tercih edilmektedir. Bu yöntem, kesici dişlerin intrüzyonunu sağlarken aynı zamanda retraksiyonunu da mümkün kılmaktadır (89).

Bu ark, posterior dişler için stabil bir ankraj ünitesi sağlaması ve ayrı bir anterior segment gerektirmesi sebebile Burstone intrüzyon arkına benzemektedir. Molar dişlerin yardımcı tüpüne çift taraflı olarak yerleştirilen 0.017x0.025 inç TMA veya 2,5 heliksli 0.018x0.025 inç paslanmaz çelik tip back springler ile intrüzyon kuvveti

uygulanmaktadır. İntrüzyon springinin mezial ucu, anterior segmentin uzantısına yerleştirilir ve sistem aktive edildiğinde, intrüzyon kuvveti anterior segmentin direnç merkezinden geçmektedir. İntrüzyon kuvvet vektörü direnç merkezinden geçeceği için devrilme olmadan intrüzyon hareketine yol açmaktadır (90).

Protrüze kesici dişlerin bulunduğu durumlarda, molarlardan anterior segmentin distal uzantılarına distal yönlü bir kuvvet uygulanabilmektedir. Kapalı sarmal yay veya elastik zincir retraksiyon kuvveti için kullanılabilmektedir (76).

2.5.3. Utility Ark

Bioprogressive tekniğinde, kesici dişlerin intrüzyonu için Ricketts tarafından önerilen utility ark kullanımı vurgulanmaktadır (26). Bu ark genellikle 0.016x0.016 inç kalınlığında Blue Elgiloy telinden bükülmektedir ve bazen 0.016x0.022 inç kalınlığında da olabilmektedir. Utility ark, birinci molar dişlerin mezialine horizontal düzlemle 45° açıyla bükülen tip back ile aktive edilir ve kesici diş braketlerine, kanin ve premolar dişlere bağlanmadan yerleştirilmektedir (15). Bu şekilde, kesici dişlerde saat yönünde dönme momenti oluşturarak protrüzyon sağlanırken, molar dişlerde ekstrüziv kuvvet ile distal yönde devrilme gözlemlenmektedir. Kesici dişlerde protrüzyonu önlemek için labial kök torku uygulandığında, kesici dişlerdeki intrüzyon artarken molar dişlerde istenmeyen ekstrüzyon kuvveti görülebilmektedir.

Ayrıca, ark telinin molar tüpün distalinden kıvrılmasıyla molar dişlerde mezial yönlü kuvvet oluşabilmektedir, bu da protrüzyonu engellemeye yardımcı olmaktadır. Utility ark sistemleri statik olarak belirsiz sayılmaktadır ve dağılan kuvvetlerin miktarları hakkında kesin bilgiler bulunmamaktadır (14,18,26).

2.5.4. Connecticut İntrüzyon Arkı

Nanda ve diğerleri tarafından geliştirilen Connecticut intrüzyon arkı (CTA), Nikel-Titanyum (Ni-Ti) malzemeden üretilmiş olup, devamlı ve düşük kuvvet uygulama, esneklik ve şekil hafızası gibi avantajlara sahip olmaktadır (52).

CTA, utility arkın ve konvansiyonel intrüzyon arkının özelliklerini bir arada taşımaktadır ve 0.016x0.022 ile 0.017x0.025 inç olmak üzere iki farklı kalınlıkta mevcut olmaktadır. Diş dizisini lateral dişin distalinden başlayarak birinci molar dişin mezyaline kadar geçen bir yol izleyerek by-pass etmektedir. Molar dişin önünde bulunan V

şeklindeki bükümü ile yaklaşık 40-60 gr kuvvet uygulamaktadır. Ark aktive edildiğinde, anterior bölgede intrüzyon kuvveti sağlarken, posterior bölgede resiprokal bir moment oluşturmaktadır. CTA'nın, anterior bölgede santral ve lateral kesici diş arasından ligatüre edilmesi önerilmektedir. Kesici dişlerde protrüzyon istenmediğinde, molar tüpün distalinden çıkan ark telinin keskin bir şekilde bükülmesi, ark boyunun sabit kalmasına yardımcı olmakta ve molar dişlerde distale doğru tippinge neden olarak kesici dişlerde hafif bir retraksiyon sağlayabilmektedir (52,91).

2.5.5. Spee Bükümlü Arklar

Derin kapanışın düzeltilmesinde, üst çenede artırılmış ve alt çenede ters Spee bükümlü ark telleri tercih edilmektedir. Bu tür ark telleri kullanıldığında, kesici dişlerde intrüzyon sağlanırken, premolar ve molar dişlerde ekstrüzyon ve distal tipping gözlemlenmektedir (17,26,91).

Kesici dişlerdeki protrüzyonun, intrüzyon kuvvetinin direnç merkezinin labialinden geçmesiyle meydana geldiği belirtilmektedir (17,92,93). Üst kesici dişlerde bu etkinin daha belirgin olduğu, direnç merkezinin daha uzakta olmasıyla ilişkilendirilmektedir (25). Spee bükümlü ark telleri, kesici ve molar dişlerde sınırlı bir intrüziv etkiye sahip olmaktadır. Derin kapanışın düzeltilmesi sırasında genellikle premolar dişlerin ekstrüzyonu için tercih edilmektedir (25).

2.5.6. Mulligan'ın İntrüzyon Arkı

Mulligan'ın intrüzyon arkı ile, derin kapanış hastalarında hem kesici dişlerin intrüzyonu ve molar ekstrüzyonu sağlanabilmektedir. İntrüzyon arkında 0.016 inç yuvarlak paslanmaz çelik ark teli kullanılmaktadır. Tüm braketler başlangıç telleri ile seviyelendikten sonra 0.016 inç yuvarlak paslanmaz çelik tel braket slotlarına yerleştirilmektedir. Ark teli azı dişlerinin distalinden geriye doğru kıvrılmakta ve kesici dişler üzerinde intrüziv etki, azı dişleri üzerinde ekstrüziv etki için ark teline verilen 'V' bükümü yapılmaktadır. Büyümesi devam eden hastalarda kesici dişleri yerinde tutmak için hafif kuvvet uygulanmaktadır. Derin kapanışı olan erişkin hastalarda anterior dişlerin intrüzyonu için ise daha ağır intrüziv kuvvet kullanılmaktadır (94).

2.5.7. Begg Tekniği

Begg tekniğinin ilk aşamasında, örtülü kapanışın düzeltilmesi büyük önem taşımaktadır. Bu teknik, özellikle kapanışı kolayca düzeltebilme avantajına sahiptir. İlk aşamada, 0.016 inç kalınlığında Avustralya telinden yapılan ark teli kullanılarak, daimi birinci moların yanında çift taraflı ankraj bükümleri oluşturulmaktadır. Kapanışın düzeltilmesinde, bu ankraj bükümlerinin etkisi altında alt ve üst dişlerin intrüzyonu önemli rol oynar. Ayrıca, ankraj bükümleri sayesinde alt molar dişlerin ekstrüzyonu ve üst molar dişlerin distal yöne doğru hareket etmesi nedeniyle derin kapanış açılmaktadır (95).

2.5.8. J-Hook Headgear

J-Hook headgear, ağız dışından sağlanan ankraj ile birlikte devamlı arklarla maksiller kesici dişlerin intrüzyonunda kullanılmaktadır (20). İntrüzyon sürecinde, devamlı ve hafif kuvvetlerin tercih edilmesine rağmen, J-Hook headgear ile iletilen kuvvetin kesikli olması tedavi etkinliğini azaltabilmektedir. Kesici dişlere uygulanan kuvvet miktarının fazla olması kök rezorpsiyonuna yol açabileceği bildirilmiştir. Ayrıca, bu tedavi yönteminin hasta işbirliği gerektirmesi ve estetik açıdan kabul edilebilirliğinin düşük olması da dezavantajları arasında yer alır (14,20).

2.5.9. Mini Vidalar

Kesici dişlerin intrüzyonunda konvansiyonel yöntemler kullanıldığında, posterior dişlerde ekstrüzyon veya anterior dişlerde protrüzyon gibi istenmeyen yan etkiler ortaya çıkabilmektedir. Bu durum tedavinin etkinliğini kısıtlayabilir. Bu nedenle, kesici dişlerin intrüzyonu sırasında ankraj kontrolü büyük önem taşımaktadır. Mini vidalar, çeşitli çap ve uzunluklarda olmaları sayesinde maksiller kesici dişler arasındaki farklı interradiküler pozisyonlara kolayca yerleştirilebilir ve bu da kesici dişlerin intrüzyonunda sıklıkla tercih edilmelerini sağlamaktadır (96,97).

Mini implantların kesici dişlerin intrüzyonunda kullanımı ilk kez Kanomi tarafından bildirilmiş ve bu yöntemle 4 ayda 6 mm intrüzyon sağlanmıştır (98).

Ohnishi ve arkadaşları, derin örtülü kapanış ve yüksek gülme hattına sahip bir erişkin hastada, üst keserlerin mini vida desteği ile intrüzyonunu gerçekleştirmişlerdir. Kesici dişlerin arasına yerleştirdikleri bir mini implant üzerinden, 15 ay boyunca 20 gr'lık

kuvvet uygulayarak 5.5 mm intrüzyon elde etmişlerdir. Ayrıca, bu süreçte mandibulada molar dişlerde posterior rotasyon veya kök rezorpsiyonu gibi olumsuz etkiler gözlenmemiştir (99).

Kim ve arkadaşları, büyüme-gelişim çağındaki sınıf II, bölüm 2 malokluzyonlu bir hastada, mini implant kullanarak üst keserlerde intrüzyon sağladıktan sonra twin-block apareyi ile sagital ilişkiyi düzeltmişlerdir. İmplant intrüzyonu ile molarlarda ekstrüzyon olmadan keser intrüzyonu sağlanmış, ayrıca maksiller keserlerde bir miktar protrüzyon gözlemlenmiştir (100).

Polat Özsoy ve arkadaşları, yüksek gülme çizgisine sahip 11 erişkin hastanın derin kapanışını, sağ ve sol laterallerin distal kısmına yerleştirdikleri iki mini implanttan toplam 80 gr'lık kuvvet uygulayarak tedavi etmişlerdir. Bu tedavi sonunda 1.92 mm saf intrüzyon sağlanmış ve protrüzyon miktarı klinik olarak önemsiz bulunmuştur (22).

2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), karmaşık yapılardaki stresi ve deformasyonları hesaplamak için kullanılan bir mühendislik metodudur ve biyomedikal araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (101).

Azevedo'ya göre Ray Clough, 1960 yılında "sonlu elemanlar" adını kullanan en eski yazılı kaydın yazarıdır. 60'lı yıllar ve 70'li yılların başı, yöntemin mevcut yaygın kabul görmüş formatına ulaşmasını sağlayan SEA'nin geliştirilmesine yönelik önemli adımların dönüm noktası olarak kabul edilmektedir (102).

Ortodonti çalışmalarında, SEA kullanılarak her türlü materyal veya dentomaksillofasiyal yapılar şekillendirebilir ve analiz edebilir (103). SEA ilkesi, karmaşık bir yapının, ortodontik kuvvet gibi bir dış uyarana karşı tepkisini belirtmek için elastiklik modülü gibi fiziksel özelliklerin uygulandığı elemanlar adı verilen daha küçük bölümlere bölünmesine dayanmaktadır (104). Basitleştirme derecesinin kontrol edilebilmesi yöntemin önemli avantajlarından sayılmaktadır (105).

SEA ile uygulanan ortodontik mekaniklere karşı doku tepkilerini incelemek mümkündür. Diş hareketinin biyomekaniğini analiz etmek için kullanılan alternatif deneysel metodlar, modelin yalnızca yüzeyine odaklanarak periodontal ligament gibi internal yapıları geride bırakma dezavantajına sahiptirler (106).

Periodontal ligament ve alveol kemiği gibi dokularda meydana gelen fizyolojik tepkilere ilişkin matematiksel ve ayrıntılı veriler sağlayan, invaziv olmayan yöntem olması SEA'nin kullanım alanlarını artırmaktadır (107). Middleton ve arkadaşlarına göre, diş dokularında meydana gelen potansiyel stres ve gerilimlerin, çevre dokular arasındaki etkileşim ve bireysel tepkiler nedeniyle SEA dışında herhangi bir deneysel teknikle elde edilmesi zordur (108). SEA, tüm çalışma değişkenlerini kontrol ederken homojen bir örnek üzerinde çalışma olanağı sağlamaktadır (102).

Sonlu elemanlar analizinde, analiz edilecek yapı, sonlu sayıda parçalara ayrılmaktadır. Bu yapıya belirli yön ve şiddette kuvvet uygulandığında oluşan gerilme dağılımı ve miktarları ile yer değiştirmeler matematiksel olarak incelenmektedir (109).

Sonlu elemanlar analizinin uygulama aşamaları şunlardır (110):

I. **İncelenecek cismin geometrisinin oluşturulması:** İlk aşamada, analizde kullanılacak yapıların modellenmesi gerekir. Analiz sürecinde gerçeğe en yakın modelin oluşturulması, analiz sonuçlarının doğruluğunu artırmaktadır. Bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans ve üç boyutlu tarayıcılarla elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılır ve elde edilen görüntüler, bilgisayar ortamında CAD yazılımları veya benzer 3D modelleme programları kullanılarak. Bu sayede, gerçeğe en yakın geometrik model oluşturulur (111,112) .

II. **Matematiksel modellerin oluşturulması:** Geometrik modelin sonlu elemanlar analizine uygun hale getirilebilmesi için, yapı küçük alt birimlere (elemanlara) bölünerek ağ yapısı (mesh) oluşturulur. Bu süreç, yapıdaki gerilmelerin ve deformasyonların incelenmesi için gereklidir, çünkü her bir eleman, fiziksel özellikleri taşıyan bağımsız bir analiz birimidir. Elemanlar arasındaki birleşim noktaları düğüm (node) olarak adlandırılır ve bu noktalar, yapının tüm geometrik özelliklerini ve yük aktarım yollarını tanımlar. Bu mesh işlemi sırasında, elemanların boyutları ve dağılımı cismin geometrisine, boyutuna ve analiz gereksinimlerine göre ayarlanır. Daha küçük ve yoğun bir mesh, özellikle karmaşık bölgelerde daha doğru sonuçlar verebilir, ancak bu durumda hesaplama maliyeti artar. Oluşturulan bu bölünmüş yapı, matematiksel model olarak kabul edilir ve analiz sürecine dahil edilmek üzere hazırlanmış olur (113).

III. **Malzeme özelliklerinin tanımlanması:** Geometrik modeli oluşturan yapıların malzeme özellikleri, yani Poisson oranı ve Young modülü belirlenir. Malzeme özelliklerinin doğru seçimi, simülasyon sonuçlarının gerçek doku davranışlarını yansıtmasını sağlar. Diş, kemik ve çevre dokuların her biri için bu parametreler uygun şekilde belirlenerek modele tanımlanır (114).

IV. **Modelin sınır koşullarının tanımlanması:** Bir modele kuvvet uygulandığında, elemanlar serbestçe hareket etmeye eğilimlidir, ve bu durumda analiz denklemleri çözümsüz hale gelebilir veya sonsuz sayıda çözüm oluşabilir. Sınır koşulları, yapının belirli bölgelerindeki düğüm noktalarının belirli yönlerde hareketini sınırlandırarak bu sorunu çözer. Bu sınır koşulları genellikle şunları içerir: 1. Sabitlenmiş Düğümler: Belirli düğüm noktalarının tüm hareket bileşenleri (x, y, z yönlerinde) kısıtlanır. Örneğin, alt çene kemiğine ya da sabit bir diş yüzeyine tam destek sağlanarak buradaki düğümler hareket ettirilmez. 2. Kısmi Kısıtlamalar: Bazı durumlarda, düğümlerin yalnızca belirli yönlerde hareketi sınırlandırılır. Örneğin, bir yüzeyin sadece y ekseninde hareketinin serbest bırakılması gibi. Bu sınır koşulları, yapı üzerinde uygulanan kuvvetlerin gerçekçi bir şekilde dağıtılmasına ve analiz sonucunda fiziksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmesine olanak sağlar (110).

V. **Kuvvet uygulaması ve analizin çözümlenmesi:** Modelin analiz aşamasında belirli düğüm noktalarına kuvvetler uygulanarak yapının bu kuvvetler altında nasıl davranacağı incelenir. Bu kuvvetler, şiddet, yön ve açı gibi özelliklerle tanımlanarak gerçekçi bir yükleme durumu oluşturulur (115).

Tüm modelde oluşan yer değiştirme ve gerilme verileri elde edilir. Bu aşamalar, sonlu elemanlar analizinin temel adımlarıdır ve her biri, yapıların davranışını doğru bir şekilde anlamak için kritik öneme sahiptir.

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları

Girişimsel olmayan SEA yöntemi sayesinde, herhangi bir noktada oluşan gerçek gerilme miktarı matematiksel olarak ölçülebilmektedir (116). Diş, alveolar kemik,

periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler simüle edilerek, dişlerde meydana gelen yer değiştirmeler grafiksel olarak görselleştirilebilmektedir (107). Kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü ile malzeme özellikleri kolayca değiştirilebilir, bu da klinik durumu simüle etmeyi ve analizleri tekrarlamayı mümkün kılmaktadır (117).

SEA ile karmaşık geometriye sahip cisimlerin bile analizi kolayca yapılabilmektedir. SEA, olası yapı başarısızlıklarını simüle ederek, pahalı ve zaman alıcı gerçek deneyler ile prototip yapma ihtiyacını azaltır. Bu yöntem, araştırmacıların bazı etik ve metodolojik sınırlamaları aşmasına olanak tanır, insan materyaline ihtiyaç duyulmadan maksimum standardizasyon sağlar (118).

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları

Analizin doğruluğu, materyal özellikleri ile kuvvetlerin uygulama noktası, doğrultusu ve şiddeti gibi değişkenlerin doğru aktarımına ve analiz programının teknik detaylarının düzgün kullanılmasına bağlıdır. Bu analizlerin gerçekleştirilmesi için gereken bilgisayar donanımları ve yazılım programları genellikle yüksek maliyetlidir. Ayrıca, bu programları etkili bir şekilde kullanabilmek için profesyonel destek veya özel eğitim alınması gerekebilir (115,119).

2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar

Gerilme (Stres): Kuvvet uygulanan bir cismin birim alanındaki dış kuvvete karşı gösterdiği tepkiye gerilme veya stres denir. Bu, birim başına uygulanan kuvvet olarak da ifade edilebilir ve Pascal (Pa veya N/m^2) birimi ile ölçülür. Kuvvet uygulandığında cisimlerde sıkışma, kesme (makaslama) ve çekme gibi üç farklı gerilme türü oluşabilir. Ancak, genellikle cisimlerde tek tip gerilmenin oluşması zor olduğundan, bu üç gerilmenin birleştiği bileşik gerilme durumları ortaya çıkar (120).

Asal Gerilmeler: Üç boyutlu elemanlarda, tüm düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu durumlarda, yalnızca yüzeye dik olan çekme veya sıkışma gerilmeleri meydana gelir. Bu tür gerilmeler asal gerilme olarak adlandırılır. Elemanın içindeki saf çekme ve sıkışma durumlarını tanımlayan asal gerilmeler üçe ayrılmaktadır:

Maksimum Asal Gerilme: Eleman içinde en büyük çekme gerilmesini ifade eder ve pozitif bir değere sahiptir. Bu gerilme, cismin çekme kuvvetlerine en çok maruz kalan yönünü gösterir ve kırılma ya da çatlak oluşma riskini belirlemek için önemlidir.

Orta Asal Gerilme: Maksimum ve minimum asal gerilme arasında kalan, genellikle çekme veya sıkışma etkisinin daha düşük olduğu yönü ifade eder. Pozitif ya da negatif olabilir ve çoğu durumda diğer iki asal gerilme kadar kritik değildir.

Minimum Asal Gerilme: En yüksek sıkışma gerilmesini temsil eder ve negatif bir değere sahiptir. Minimum asal gerilme, yapının sıkışmaya en çok maruz kalan yönünü ifade eder ve bu bölgelerde malzeme deformasyonları veya bükülmeler oluşabilir. Maksimum asal gerilme en yüksek çekme gerilimini temsil eder ve pozitif bir değerdir, minimum asal gerilme ise en yüksek sıkışma gerilimini gösterir ve negatif bir değere sahiptir. Bu asal gerilme bileşenleri, üç boyutlu analizlerde cismin yapısal dayanıklılığını incelemekte kritik öneme sahiptir. (121).

Von Mises Gerilmesi: Elastikiyet sınırının aşıldığı noktayı ve kalıcı deformasyon sonuçlarını belirlemek için kullanılan bir ölçümdür. Von Mises gerilmesi, asal gerilme bileşenlerin dentüretilir ve skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı olarak ifade edilir. Von Mises gerilme değerleri, kuvvet uygulamasıyla cisimde meydana gelen gerilme dağılımlarını ve yoğunlaşma bölgelerini değerlendirmede kullanılmakta olup özellikle karmaşık yükleme durumlarında güvenilir sonuçlar sağlamaktadır (115).

Gerinim (Strain): Kuvvet uygulanan bir cisimde, birim boyuttaki boyutsal değişime gerinim denir. Gerilme, yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet iken, gerinim bir oran olup ölçü birimi yoktur. Gerinim, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (122).

Elastiklik Modülü (Young Modülü): Young modülü olarak da bilinen elastiklik modülü, gerilmenin gerinime oranıdır ve bir cismin elastikiyet sınırları içinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır. Her materyal için kendine özgü olan bu değer, cismin rijiditesi hakkında bilgi verir. Materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü de artar. Doğrusal elastik materyallerde sabit bir değerken, doğrusal olmayan materyallerde uygulanan yüke bağlı olarak değişkenlik gösterir (123).

Poisson Oranı: Basma ve çekme kuvvetleri uygulanan bir cismin, elastikiyet sınırı içinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranı Poisson oranı olarak adlandırılır. Çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda kısalma olurken, basma kuvvetleri altında cismin eni kalınlaşırken boyu kısalmaktadır (115,122).

İzotropi, Anizotropi ve Ortotropi: İzotropi, bir cismin kuvvetin uygulandığı yönden bağımsız olarak aynı fiziksel özellikleri göstermesidir; bu durumda materyali tanımlamak için Young modülü ve Poisson oranı gibi iki malzeme sabiti yeterlidir. Anizotropi, bir materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin her yönde farklılık göstermesidir ve anizotropik materyallerde analiz yapmak için tüm eksenlerde Young modülü ve Poisson oranlarının sisteme girilmesi gerekir. Ortotropik materyaller ise anizotropik materyallerin bir alt kümesi olup, karşılıklı üç yönde farklı fiziksel özellikler gösterirler (124–126).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda, derin kapanışlı hastalarda alt kesici dişlerin intrüzyonu için kullanılan 2 yöntem olan, üç parçalı intrüzyon arkı ve mini vida desteği ile gerçekleştirilen intrüzyonun diş ve çevre dokulardaki etkileri araştırılmıştır. Farklı konum ve kuvvet uygulama noktasına sahip mini vidalarla gerçekleştirilen intrüzyon ile farklı kuvvet uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile gerçekleştirilen intrüzyonun alt kesici dişlerde meydana getirdiği başlangıç yer değiştirmeleri, çevre dokularda ve mini vidalarda meydana getirdiği gerilme dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak değerlendirilmiştir.

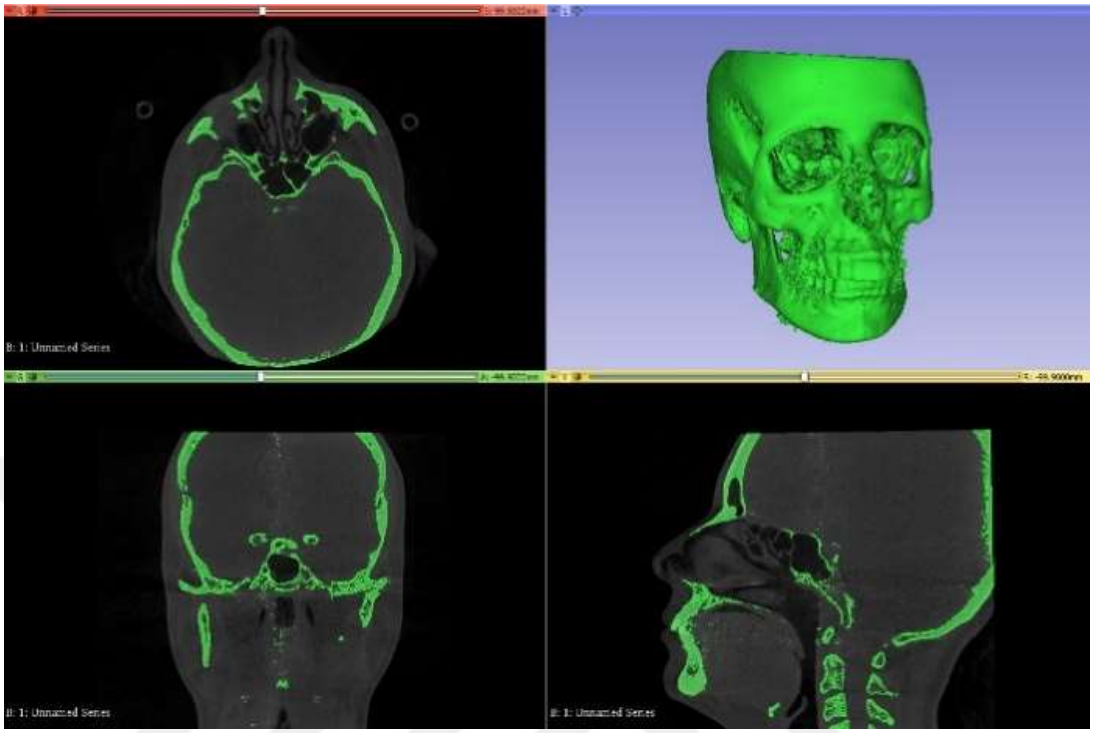
Tez çalışmamız için gerekli olan etik kurul onayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınmıştır (24/287 nolu-13.06.2024) (Ek-1)

Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliği ile gerçekleştirilmiştir.

2.1.GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI

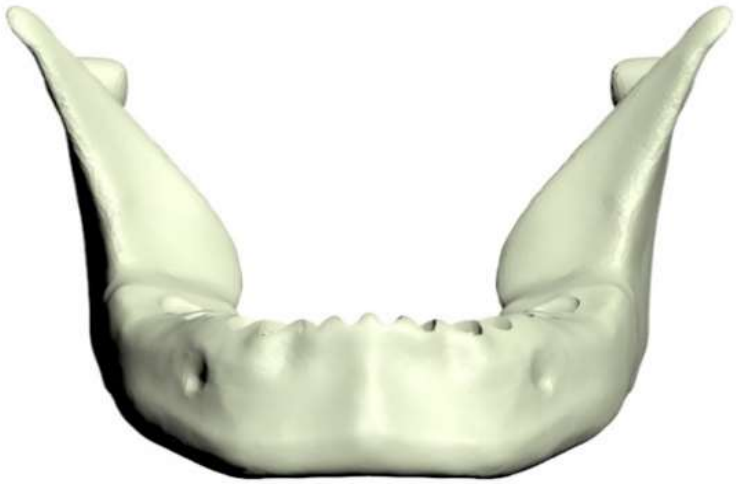
2.1.1 Mandibular Kemik Dokusunun Modelinin Oluşturulması

Mandibular kemik modelinin oluşturulması için Tinus Technologies firmasının veritabanında bulunan, kraniofasiyal deformiteye sahip olmayan erişkin bir hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülerinden faydalanılmıştır. KIBT cihazı (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) ile 120 kvp, 3,8 mA' de 40 saniye taranması ile elde edilen kesitlerin hacimsel verileri 0,1 mm kalınlığında rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) (.dcm) formatında 3DSlicer (MIT Artificial Intelligence Laboratory, ABD) yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki KIBT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield Ünitesi (HU) değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1: Kemik dokusunun ayrıştırılması

KIBT verisinden ayrıştırılan kesitlerden üç boyutlu modelin elde edilmesi 3DSlicer (MIT Artificial Intelligence Laboratory, ABD) yazılımında yapılmış, modeller Standard Triangle Language (.stl) formatında dışa aktarılmıştır. Mandibular kemik modeline 2 mm offset verilerek kortikal kemik modeli oluşturulmuş ve 2 mm kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir (Şekil 2.2-2.5).



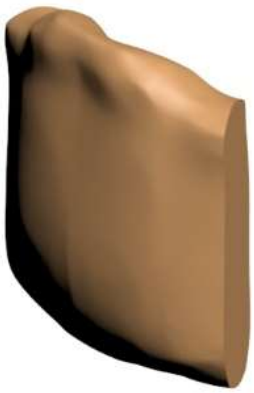
Şekil 2. 2: Mandibular kortikal kemiğin 3 boyutlu görüntüsü



Şekil 2. 3: Mandibular kortikal kemiğin 3 boyutlu kesit görüntüsü



Şekil 2. 4: Mandibular trabeküler kemiğin 3 boyutlı görüntüsü



Şekil 2. 5: Mandibular trabeküler kemiğin 3 boyutlu kesit görüntüsü

Elde edilen (.stl) formatındaki üç boyutlu model ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımına aktarılmıştır.

2.1.2. Dişler ve Periodontal Ligament Modelinin Oluşturulması

Kemik modelleme işleminden sonra mandibular dişler; mine, dentin tabakaları göz önünde bulundurulmadan homojen olarak modellenmiştir (Şekil 2.6).



Şekil 2. 6: Mandibular dişlerin model görüntüsü

Periodontal ligament modelinin oluşturulması için dişlerin dış yüzeyi referans alınmış ve 0.2 mm kalınlığına sahip olacak şekilde periodontal ligamentler modellenmiştir. Periodontal ligament, kortikal kemik ve diş kökleri arasında doğal bir uyum sağlanmıştır. Periodontal ligamentin modellenmesi için, santral ve lateral dişlerin kortikal kemik içindeki kalan kısımları "boolean" işlemiyle şekillendirilmiştir (Şekil 2.7).



Şekil 2. 7: Periodontal ligamentin modellenmiş görüntüsü

Hazırlanan tüm diş ve periodontal ligament modelleri mandibular kemik içerisine ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımında x, y ve z düzlemlerinde uygun koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

2.1.3. Braketlerin, Ark Telinin, Kapalı Ni-Ti Sarmal Yay Modelinin Oluşturulması

Mandibular santral ve lateral dişlere manuel olarak yerleştirilen 0.022x0.025 inç slota sahip braketler (American Orthodontics, Sheboygan, Washington, ABD) ve kapalı Ni-Ti sarmal yay ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımında modellenmiştir (Şekil 2.8). Braketler, dişlerin labial yüzeylerine; braket tabanının merkezi, dişin kron kısmının orta noktasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır.



Şekil 2. 8: Modellenmiş braket görüntüsü

ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımında, braketlerin slot bölgelerinden referans alınarak, 0.021x0.025 inç kalınlığında olan paslanmaz çelik bölümlü ark telleri modellenmiştir (Şekil 2.9-2.12).



Şekil 2. 9: Birinci, ikinci ve üçüncü senaryoda kullanılacak modellenmiş bölümlü ark teli



Şekil 2. 10: Braket ve bölümlü ark teli uygulanmış modelin görüntüsü (1-3. senaryolar)



Şekil 2. 11: Dördüncü, beşinci ve altıncı senaryoda kullanılacak modellenmiş bölümlü ark teli

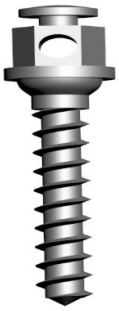


Şekil 2. 12: Braket ve bölümlü ark teli uygulanmış modelin görüntüsü (4-6. senaryolar)

Braket ve tel arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

2.1.4. Mini Vida Modelinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğuna sahip self drilling titanyum mini vidalar (Dentos, Taegu, Güney Kore) katalog verilerindeki ölçüler esas alınarak ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımında modellenmiştir (Şekil 2.13).

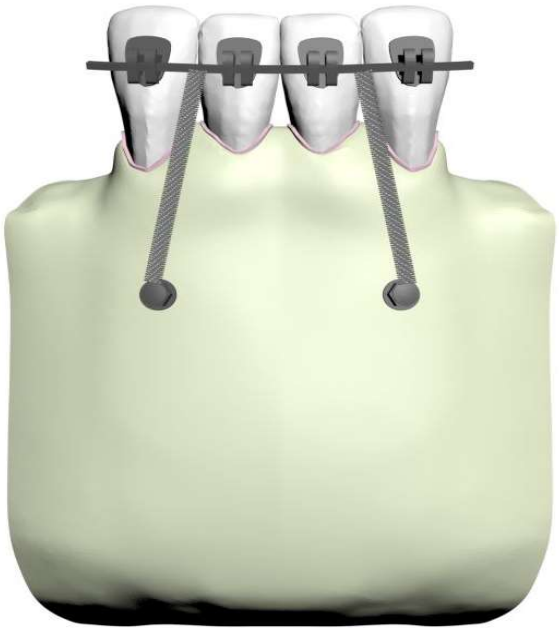


Şekil 2. 13: Mini vida modelinin görüntüsü

2.1.5. Çalışma Modelleri ve Senaryoların Oluşturulması

Mandibular kemik, mandibular santral ve lateral kesici dişler, periodontal ligament, braket ve tellerin modellenmesinin ardından, bu yapıların birbirleri ile uygun konumda konumlandırılması ve entegrasyonu gerçekleştirilmiş, sonuç olarak çalışma modelleri elde edilmiştir. İlk üç çalışma modelinde mini vida konumu ve kuvvet uygulama noktası değiştirilerek, diğer üç çalışma modelinde ise intrüzyon kuvvetinin üç bölümlü ark telinin anterior parçası üzerindeki uygulama noktası değiştirilerek 6 farklı senaryo oluşturulmuştur. Mini vida ile gerçekleştirilen intrüzyon senaryolarında kullanılacak olan mini vidalar mine-sement sınırından 8 mm apikale ve kortikal kemiğe 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Kesici dişler üzerine her bir yarım çenede 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır.

Senaryo 1: Bu senaryoda santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına, her yarım çenede bir adet olmak üzere, iki adet mini vida yerleştirilmiştir. Mini vidalardan, kapalı Ni-Ti sarmal yay aracılığı ile santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanarak simülasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.14).



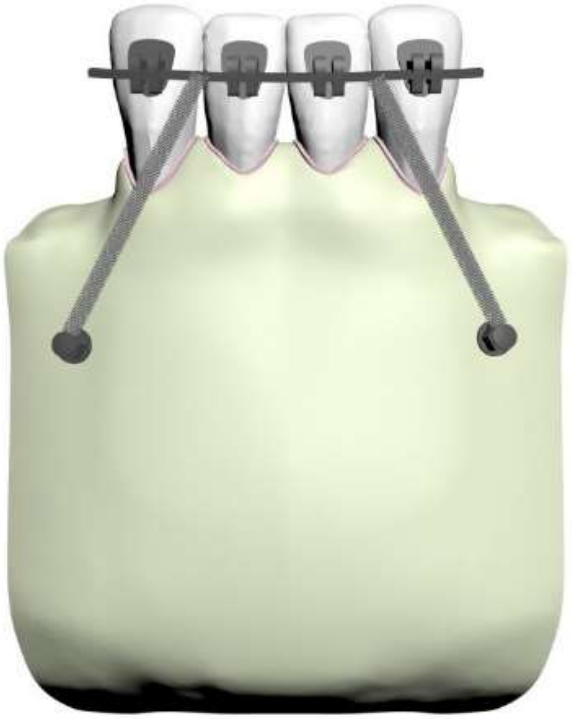
Şekil 2. 14: Senaryo 1

Senaryo 2: Her bir yarım çenede bir adet olmak üzere, santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına iki adet mini vida yerleştirilmiştir. Mini vidalardan, kapalı Ni-Ti sarmal yay aracılığı ile lateral kesici diş braketlerinin distalindeki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanarak simülasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.15).



Şekil 2. 15: Senaryo 2

Senaryo 3: Her bir yarım çenede bir adet olmak üzere, lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasına iki adet mini vida yerleştirilmiştir. Mini vidalardan, kapalı Ni-Ti sarmal yay aracılığı ile santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanarak simülasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.16).



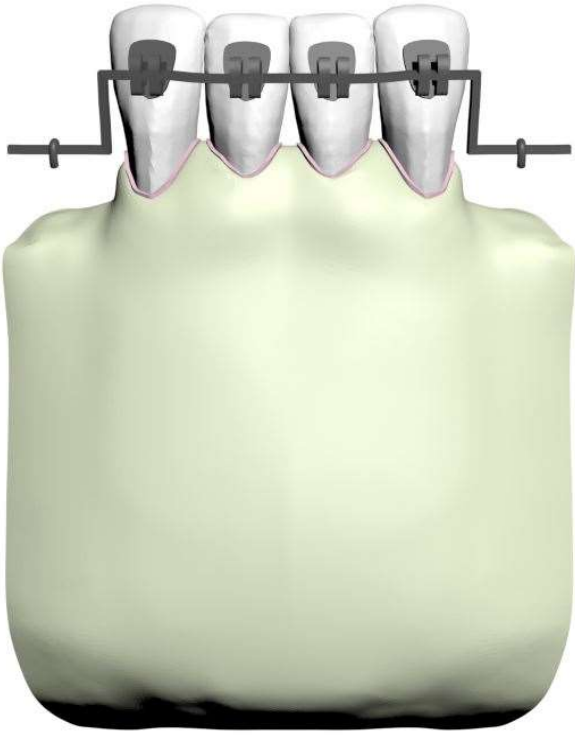
Şekil 2. 16: Senaryo 3

Senaryo 4: Bu senaryoda üç bölümlü intrüzyon arkının TMA yay uzantısı, her bir yarım çenede santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına 40 gr intrüzyon kuvveti olmak üzere toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır. Uygulanan intrüzyon kuvveti ark telinde kanin dişinin mezialine uygulanarak simülyasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 17).



Şekil 2. 17: Senaryo 4

Senaryo 5: Bu senaryoda üç bölümlü intrüzyon arkının TMA yay uzantısı, her bir yarım çenede santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına 40 gr intrüzyon kuvveti olmak üzere toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır. Uygulanan intrüzyon kuvveti ark telinde kanin dişinin orta hizasına uygulanarak simülyasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.18).



Şekil 2. 18: Senaryo 5

Senaryo 6: Bu senaryoda üç bölümlü intrüzyon arkının TMA yay uzantısı, her bir yarım çenede santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına 40 gr intrüzyon kuvveti olmak üzere toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır. Uygulanan intrüzyon kuvveti ark telinde kanin dişinin distaline uygulanarak simülyasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.19).



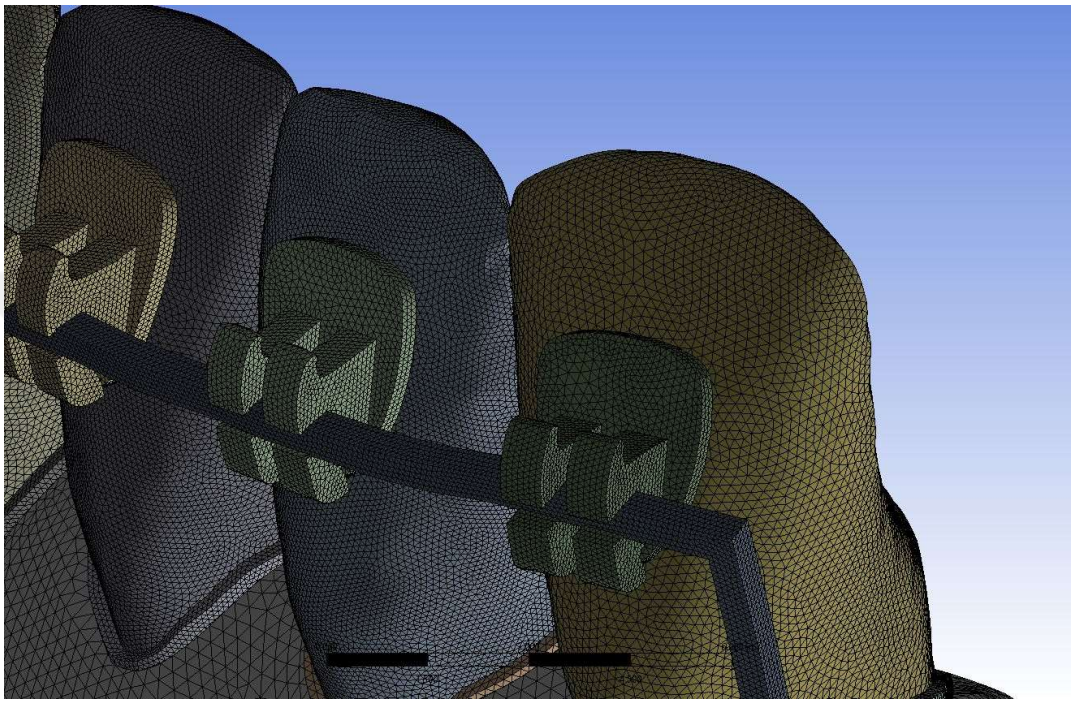
Şekil 2. 19: Senaryo 6

2.1.6. Ağ Yapısının Oluşturulması

Modellerin üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench (ANSYS INC., Canonsburg, Pensilvanya, ABD) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA (LSTC, Livermore, Kaliforniya, ABD) çözücüsü kullanılmıştır.

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

Matematiksel modeller, geometrik modellerin “mesh” adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşturulmaktadır (Şekil 2.20).



Şekil 2. 20: Ağ yapısının görüntüsü

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar verebilmesi için programın izin verdiği ölçüde, modellerin boyutları göz önüne alınarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Tablo 2.1’de senaryolara ait modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları gösterilmiştir.

Tablo 2.1: Senaryolarda Kullanılan Eleman ve Düğüm Sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Senaryo 1	549628	2117827
Senaryo 2	545353	2099617
Senaryo 3	527321	2023545
Senaryo 4	498197	1906681
Senaryo 5	498197	1906681
Senaryo 6	498197	1906681

2.1.7. Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

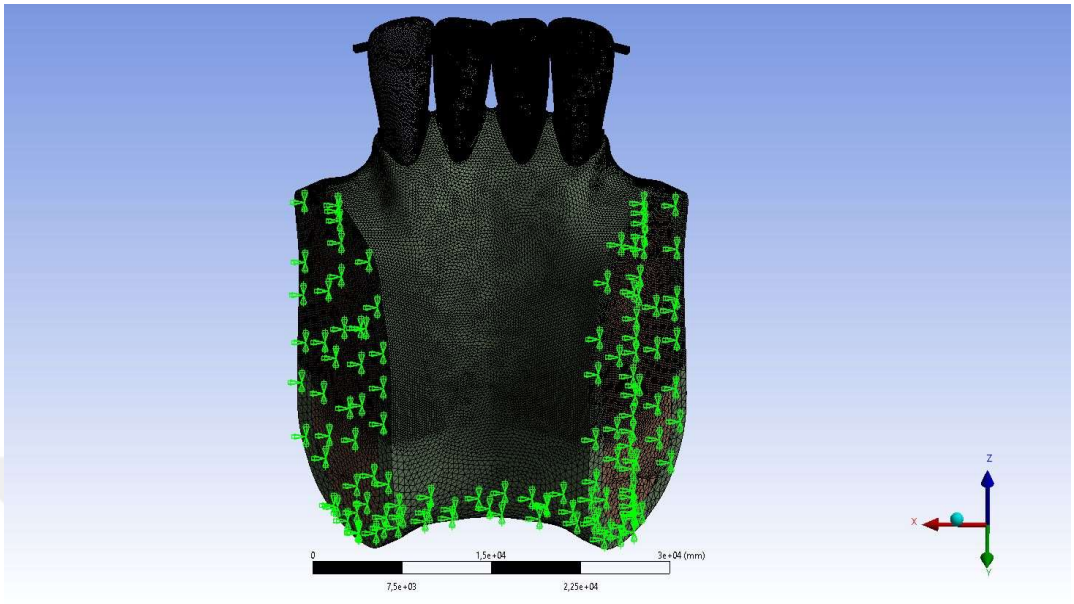
Analizlerde kullanılan modellerdeki tüm yapılar, homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak kabul edilmiştir. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlayan elastiklik modülü (Young modülü) ve Poisson oranı değerleri daha önce yapılan çalışmalardan alınmıştır (124–126). Tablo 2.2'de analizde kullanılan materyal özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 2.2: Çalışmada kullanılan materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları

Materyal	Young Modülü [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Diş	20000	0.3
Periodontal Ligament	0.68	0.45
Nikel-Titanyum	110000	0.33
Paslanmaz Çelik	200000	0.3
Mini Vida	110000	0.35

2.1.8. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Modeller kemiğin inferior ve posterior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri (Degree of freedom) kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; x ekseni normalinde, y ve z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 2.21).



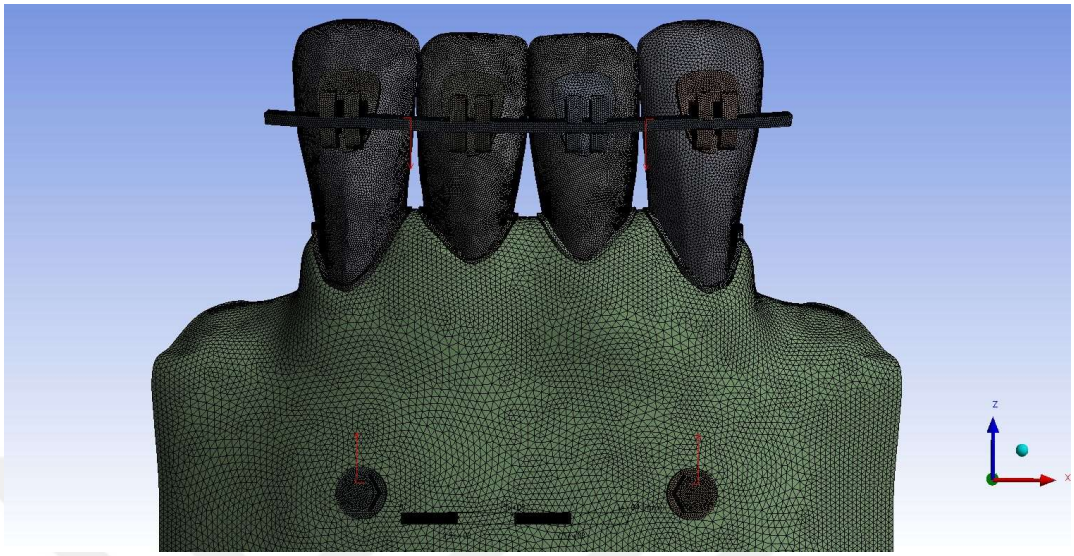
Şekil 2. 21: Modellerin sabitlenmesi ve sınır koşulunun tanımlanması görüntüsü

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerçekleştirilmiştir. Temas eden komponentler arasında ise "bonded" tipi kontak tanımı uygulanmıştır. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında toplam 6 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.

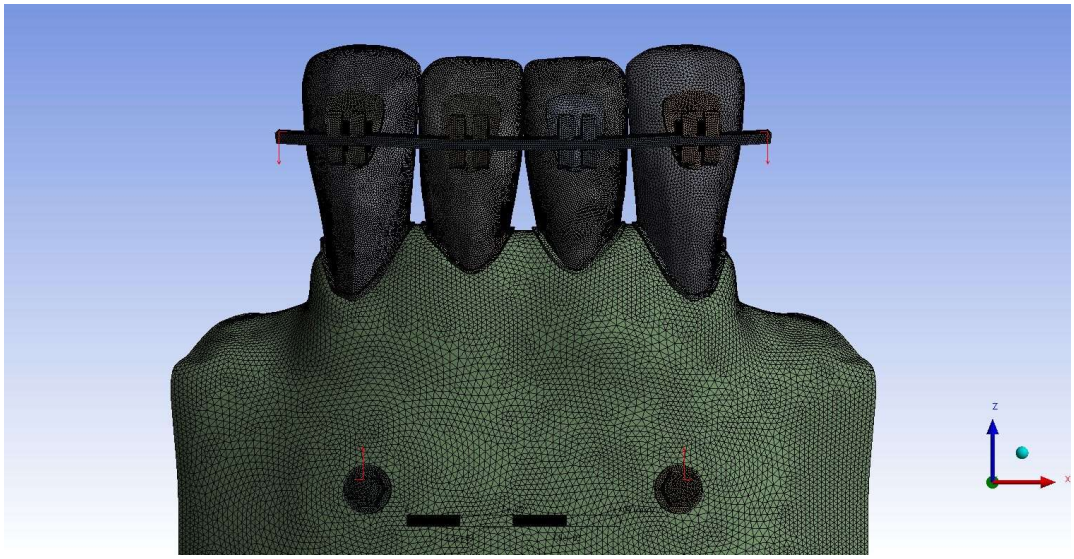
2.1.9. Kuvvet Uygulaması

Senaryo 1'de; santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına yerleştirilen mini vidalardan, santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.22).



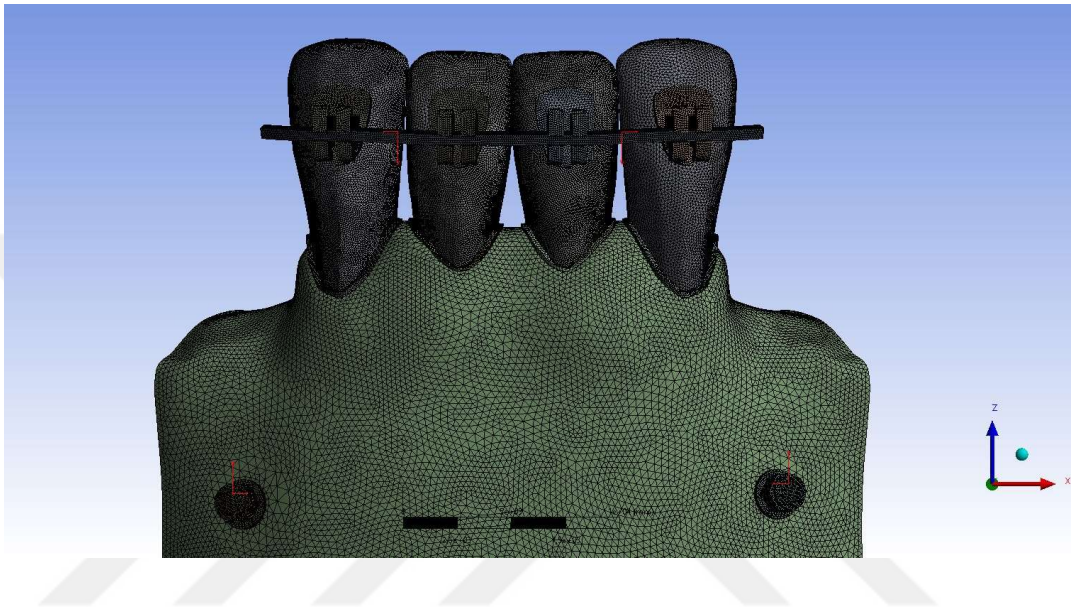
Şekil 2. 22: Senaryo 1'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

Senaryo 2'de; santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına yerleştirilen mini vidalardan, lateral kesici ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.23).



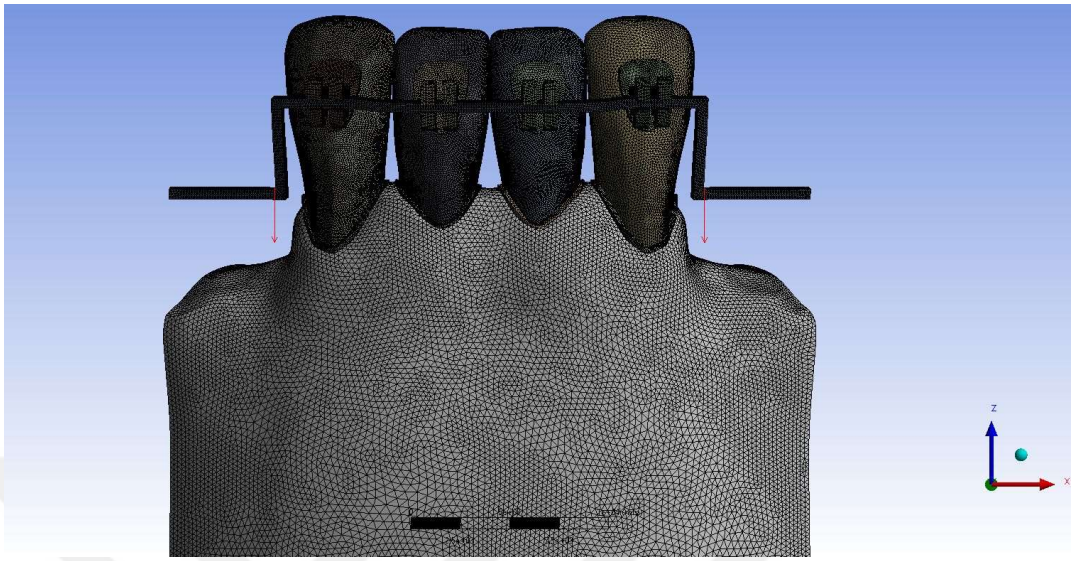
Şekil 2. 23: Senaryo 2'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

Senaryo 3'te; lateral kesici ve kanin dişlerin kökleri arasına yerleştirilen mini vidalardan, santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline, her bir tarafta 40 gram olmak üzere, toplamda 80 gram intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.24).



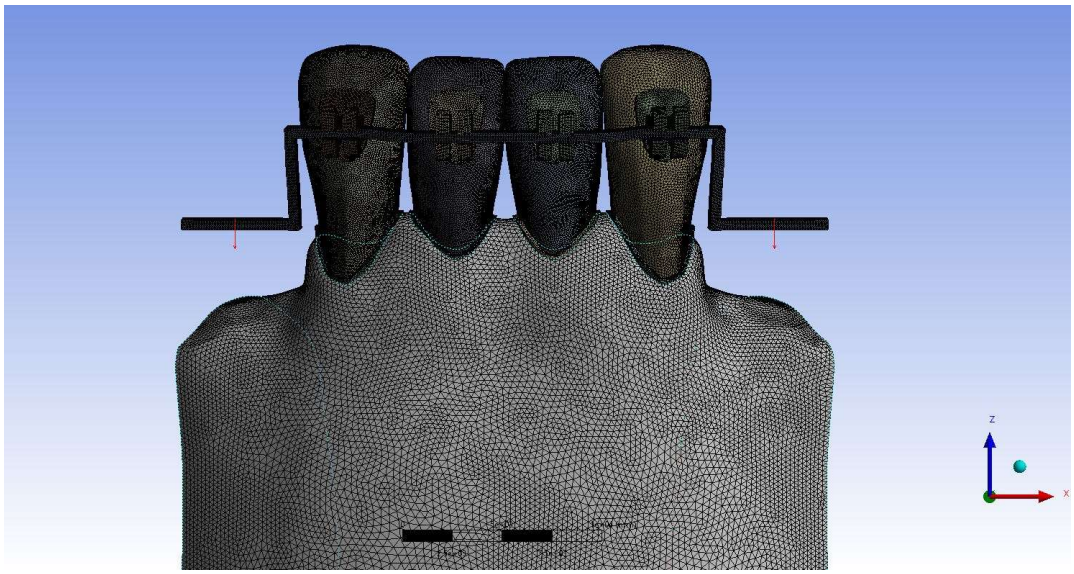
Şekil 2. 24: Senaryo 3'te kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

Senaryo 4'te santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına kanin dişinin mesiali hizasından her bir tarafta 40 gr olmak üzere, toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır (Şekil 2.25).



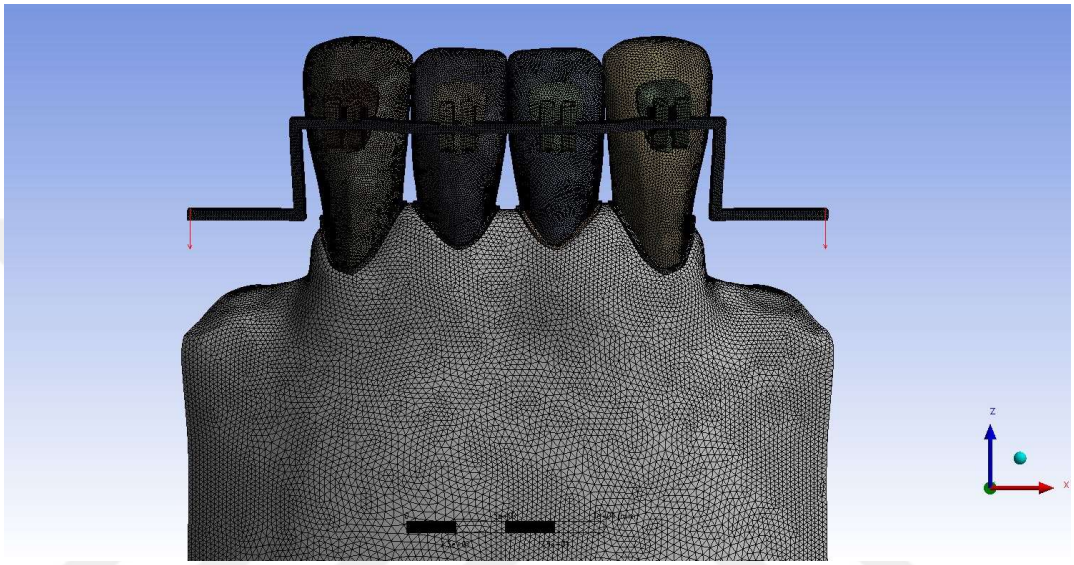
Şekil 2. 25: Senaryo 4'de kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

Senaryo 5'te santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına kanin dişinin braketinin orta hizasından her bir tarafta 40 gr olmak üzere, toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır (Şekil 2.26).



Şekil 2. 26: Senaryo 5'te kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

Senaryo 6'da santral ve lateral kesici dişler üzerindeki ark telinin distal uzantısına kanin dişinin distali hizasından her bir tarafta 40 gr olmak üzere, toplamda 80 gr intrüzyon kuvveti uygulamıştır (Şekil 2.27).



Şekil 2. 27: Senaryo 6'da kullanılan kuvvetin yönü ve doğrultusunun ağ yapısı görüntüsü

3. BULGULAR

Tez çalışmamızda, derin kapanışlı hastalarda alt kesici dişlerin intrüzyonu için kullanılan 2 yöntem olan, mini vida desteği ve üç parçalı intrüzyon ile gerçekleştirilen intrüzyonun diş ve çevre dokulardaki etkileri değerlendirilmektedir. Üç parçalı intrüzyon arkında kuvvetin uygulanma noktasının, mini vida konumunun ve kuvvetin uygulanma noktasının değiştirilerek oluşturulduğu 6 farklı senaryo sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiş ve uygulama anında meydana gelen aşağıdaki parametreler incelenmiştir:

Mandibular santral ve lateral kesici dişlerin; insizal kenarlarının orta noktasının ve apekslerinin transversal, sagital ve vertikal yönlerdeki yer değiştirme değerleri;

Gerilme değerleri:

- Mandibular santral ve lateral kesici dişlerin periodontal ligamentinde meydana gelen en von Mises gerilme değerleri
- Mini vidalarda meydana gelen von Mises gerilme değerleri

Gerilme bulguları MPa (megapascal) cinsinden, yer değiştirme bulguları ise μm (mikrometre) cinsinden ifade edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen von Mises gerilmeleri ve dişlerdeki yer değiştirme değerleri, renk skalası kullanılarak görselleştirilmektedir. Von Mises gerilmelerinin gösterildiği görsellerde, kırmızı renkli alanlar yüksek von Mises gerilmelerini, mavi renkli alanlar ise düşük von Mises gerilmelerini temsil eder.

Çalışmadaki yer değiştirmeleri gösteren şekillerde 'X' ekseni, transversal yönü temsil etmekte olup mezio-distal yöndeki yer değiştirmeyi; 'Y' ekseni, sagital yönü temsil etmekte olup labio-lingual yöndeki yer değiştirmeyi; 'Z' ekseni ise vertikal yönü temsil etmekte olup apiko-insizal yöndeki yer değiştirmeyi göstermektedir. Mandibular arkın sol yarısını dikkate aldığımızda, kesici dişlerde 'X' eksenindeki pozitif (+) değerler distal, negatif (-) değerler mezial hareketi; 'Y' eksenindeki pozitif (+) değerler linguale, negatif (-) değerler labiale hareketi; 'Z' eksenindeki pozitif (+) değerler insizal, negatif (-) değerler ise apikal yöndeki hareketi göstermektedir. Kırmızı alanlar, incelenen eksen doğrultusunda maksimum yer değiştirmeyi; mavi alanlar ise bu eksenin ters yönündeki

maksimum yer değiştirmeyi belirtmektedir. Yeşil veya sarı renkli alanlar ise incelenen eksen yönündeki minimum yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

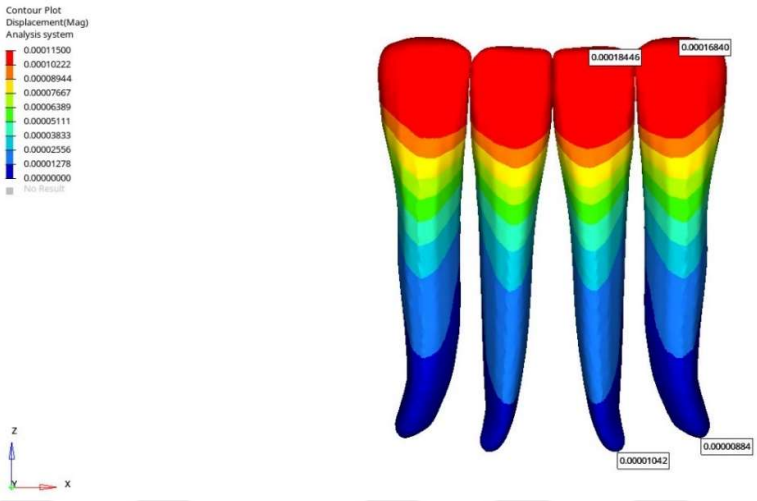
3.1. SENARYO 1'E AİT BULGULAR



Şekil 3. 1: Senaryo 1

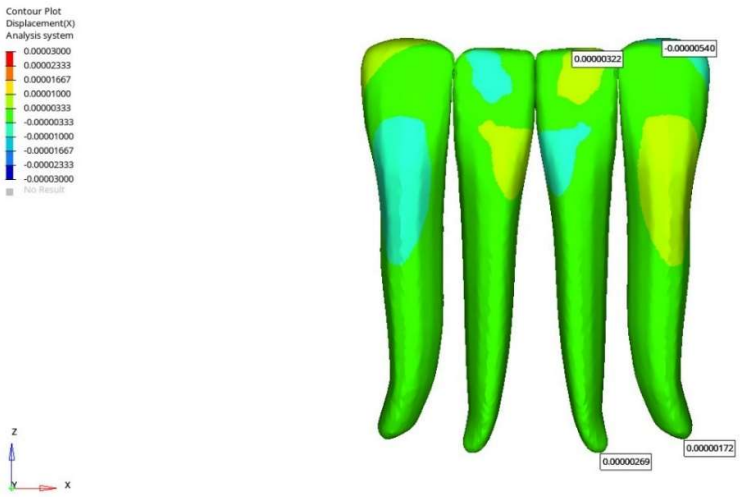
3.1.1. Yer Değiştirme Bulguları

3.1.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler: Çalışmamızdaki birinci senaryoda; santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin uygulandığı ilk anda, mandibular kesici dişlerde meydana gelen üç boyuttaki yer değiştirmelerin bileşke değerleri, şekil 3.2'de gösterilmektedir. Buna göre en fazla yer değiştirme, santral kesici dişin insizal kenarında meydana gelmiştir (0,1844 μm). İnsizal kenardan apekse doğru gittikçe, yer değiştirme miktarı azalmaktadır. En düşük yer değiştirme, lateral kesici dişin apeksinde meydana gelmiştir (0,0088 μm).



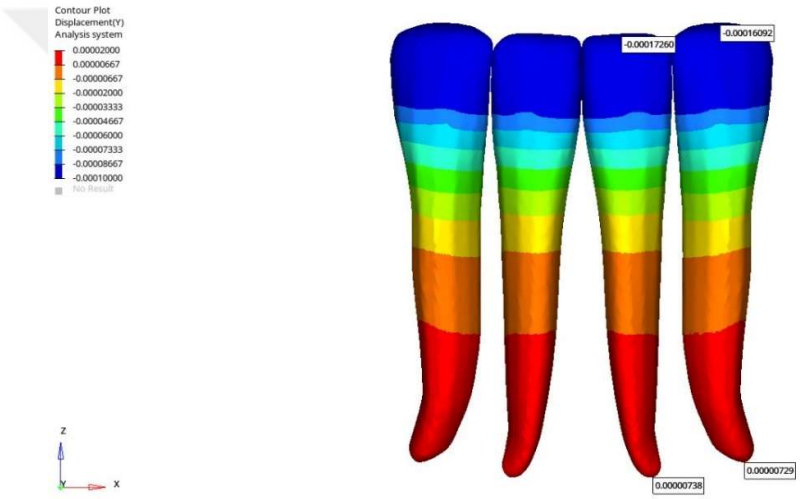
Şekil 3. 2: Senaryo 1'de dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

3.1.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Transversal yönde (X ekseni) en fazla yer değiştirme, lateral kesici dişin insizal kenarında meydana gelmiştir. İnsizal kenarda 0,0054 µm mezyal yönde (-x) yer değiştirme görülmekte olup, apeks ise 0,0017 µm distal (+x) yönde hareket etmiştir. Santral kesici dişte görülen yer değiştirme ise insizal kenarda 0,0032 µm, apekste 0,0026 µm olup, distal yöndedir (Şekil 3.3).



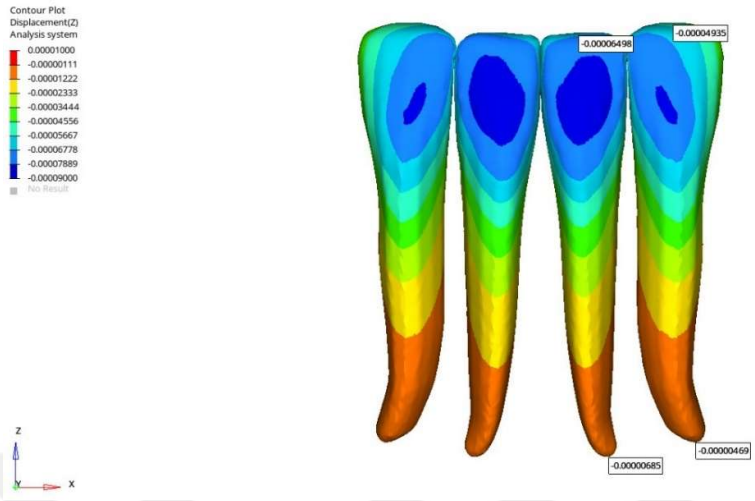
Şekil 3. 3: Senaryo 1'de dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.1.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Sagital yönde (Y ekseni) en fazla yer değiştirme, santral kesici dişin insizal kenarında ve labial yönde (-y) meydana gelmiştir. (0,1726 µm). Santral kesici dişin apeksinde ise lingual yönde (+y) 0,0073 µm yer değişme meydana gelmiştir. Lateral kesici dişlerdeki bulgular da santral kesici dişlere yakın değerde bulunmuştur. Lateral dişin insizal kenarı labial yönde (-y) 0,609 µm, apeksi lingual yönde (+y) 0,0072 µm hareket yer değiştirme göstermiştir (Şekil 3.4).



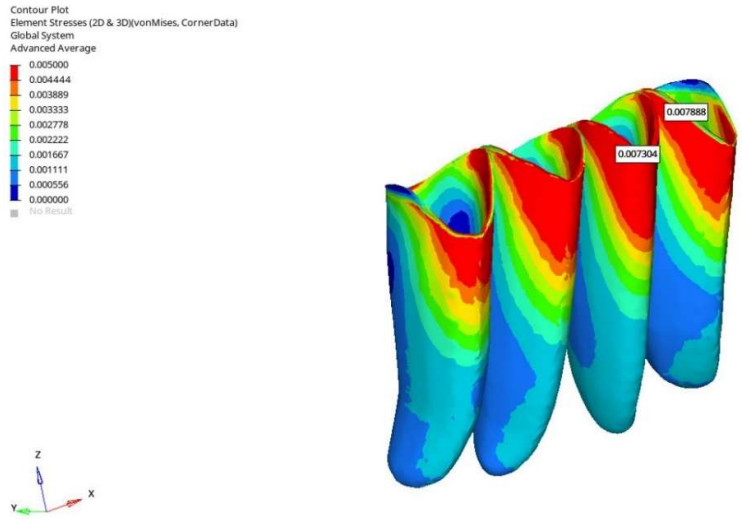
Şekil 3. 4: Senaryo 1'de dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.1.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: Kuvvetin ilk uygulama anında; vertikal yönde (Z ekseni), her iki dişte apikale doğru (-z) yer değiştirme meydana gelmiştir. İnsizal kenarlarda meydana gelen yer değiştirmeler, apekslerde meydana gelen yer değiştirmelerden daha fazladır. Apikal yönde yer değiştirme miktarının, santral kesici dişin insizal kenarında 0,0649 µm ile en yüksek değeri aldığı görülmektedir. Santral kesici dişin apeksinde apikal yönde yer değiştirme 0,0068 µm bulunmuştur. Lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0493 µm apeksinde ise 0,0046 µm apikal yönde yer değiştirme meydana gelmiştir (Şekil 3.5).

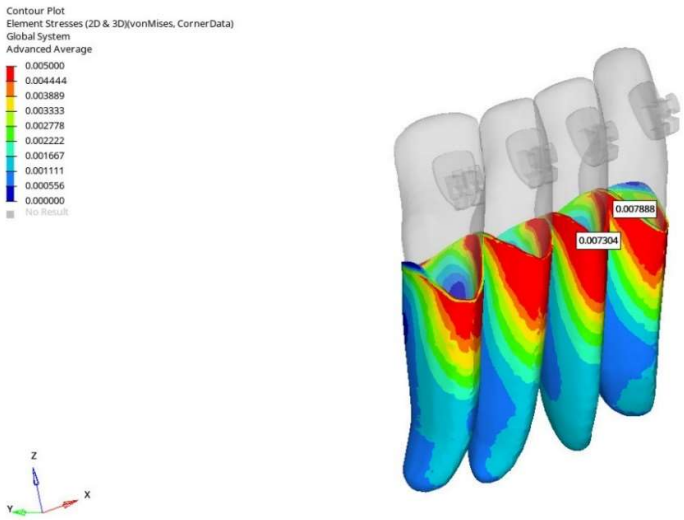


Şekil 3. 5: Senaryo 1'de dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.1.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.6 ve şekil 3.7'de gösterilmektedir. Hem santral hem de lateral kesici dişin servikal üçlüsünde yüksek gerilme alanları izlenmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 7,304 MPa olarak ölçülmüştür. Lateral kesici dişte izlenen en yüksek von Mises gerilme miktarı daha fazla olup 7,888 MPa olarak izlenmektedir.

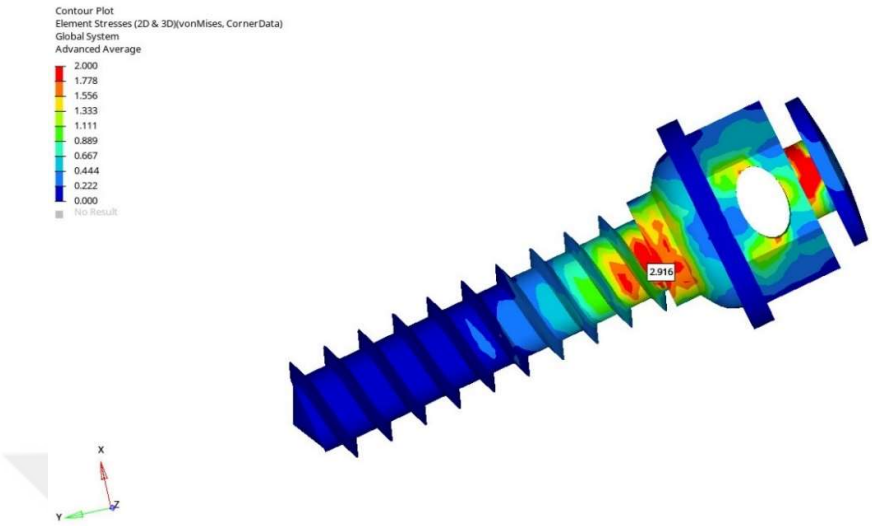


Şekil 3. 6: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)

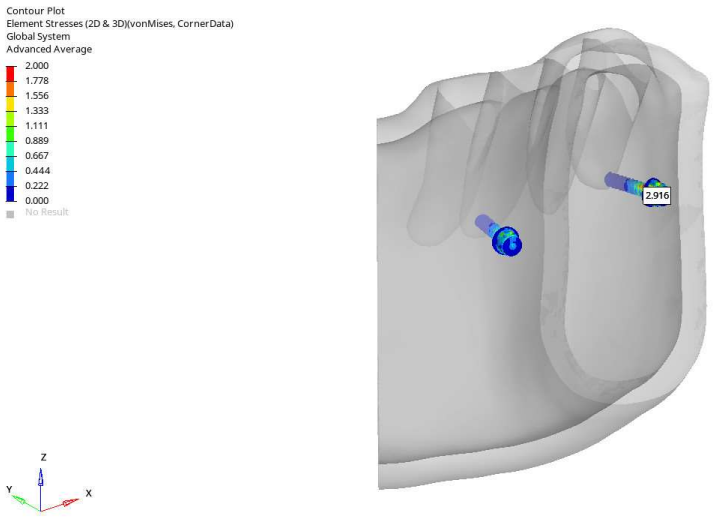


Şekil 3. 7: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

3.1.1.6. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 1'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri şekil 3.8. ve şekil 3.9'da gösterilmektedir. Mini vidanın boyun kısmının yivli kısımla birleşim bölgesinde, birinci ve ikinci yivinde, kapalı sarmal Ni-Ti yayın mini vidaya temas ettiği bölgede von Mises gerilmelerinin yüksek olduğu görülmektedir. Mini vidanın ikinci yivinden itibaren apeksine doğru gerilim miktarı azalarak, apekste sıfıra ulaştığı görülmektedir. En yüksek von Mises gerilme mini vidanın birinci yivi bölgesinde gözlenmekte olup, gerilme değeri 2916 MPa olarak ölçülmüştür.

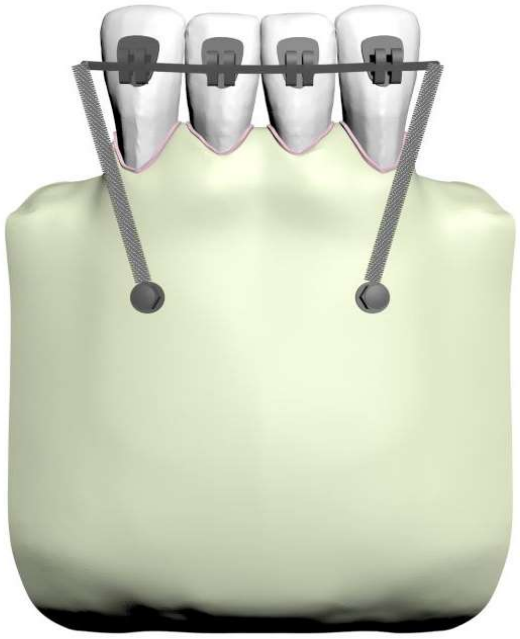


Şekil 3. 8: Senaryo 1'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri



Şekil 3. 9: Senaryo 1'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm)

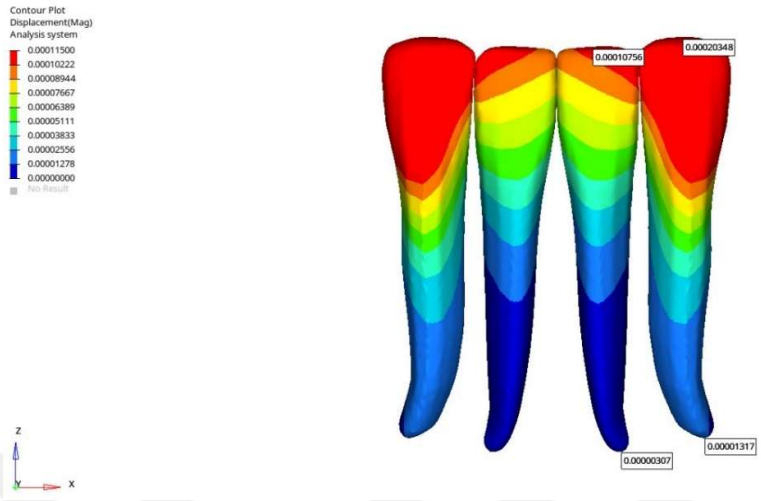
3.2. SENARYO 2'YE AİT BULGULAR



Şekil 3. 10: Senaryo 2

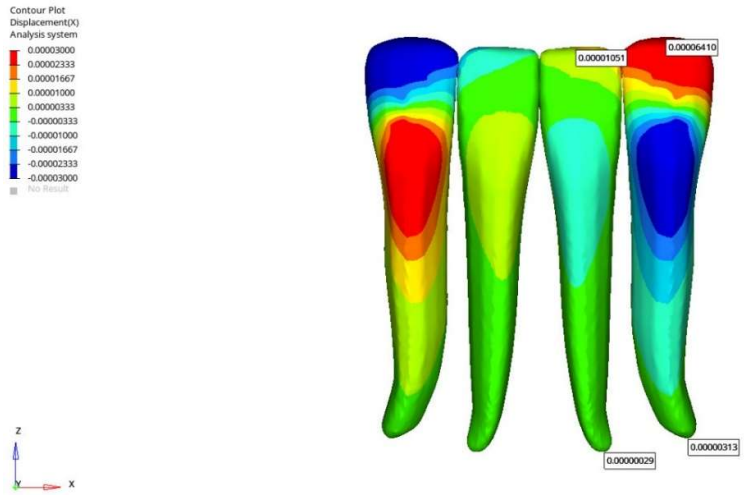
3.2.1. Yer Değiştirme Bulguları

3.2.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler : Mini vidanın santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına yerleştirildiği ve kuvvetin lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de; en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizalinde gözlenmiştir (0,1075 μm). En az yer değiştirme ise santral kesici dişin apeksinde gözlenmiştir (0,003 μm)(Şekil 3.11).



Şekil 3. 11: Senaryo 2'de dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

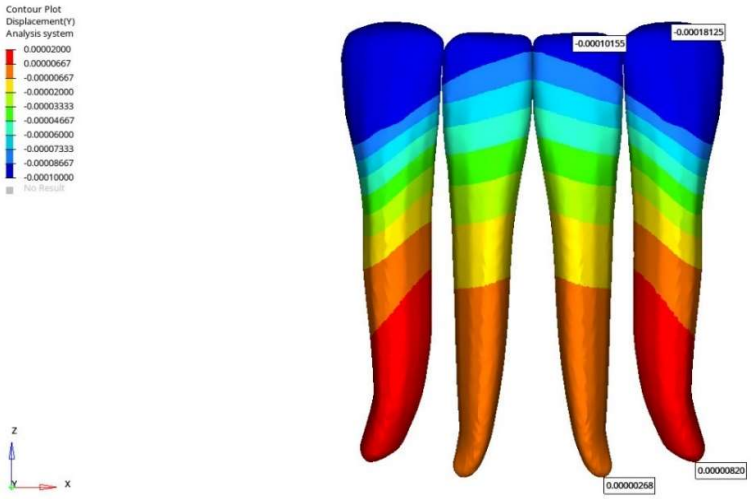
3.2.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Transversal yönde (X ekseni); lateral kesici dişin insizal kenarı, distal yönde (+x) 0,0641 µm yer değiştirirken, santral kesici dişdeki yer değişme minimumdur (0,0105 µm). En az yer değiştirme ise santral kesici dişin apeksinde gtözlenmiştir (0,003 µm)(Şekil 3.12).



Şekil 3. 12: Senaryo 2'de dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

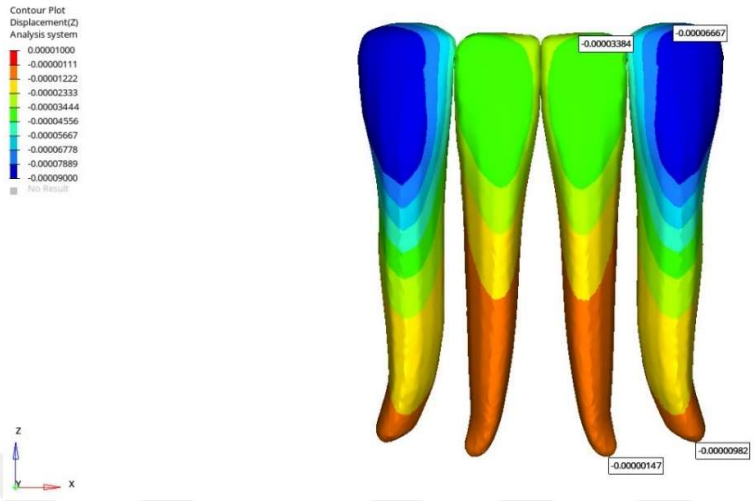
3.2.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Sagital yönde (Y ekseni), santral ve lateral kesici dişlerde benzer yer değiştirmeler meydana gelmiştir. Her iki dişte, insizal kenarlar labiale; apeksler ise linguale doğru yer değiştirmiştir. Santral kesici dişin insizal kenarında 0,1015 µm labial yönde (-y), apeksinde ise 0,0026

µm lingual yönde (+y) yer değiştirme meydana gelmiştir. Lateral kesici dişte insizal kenarda 0,1812 µm labial yönde (-y), apeksinde ise 0,0082 µm lingual yönde (+y) hareket gözlenmiştir (Şekil 3.13).



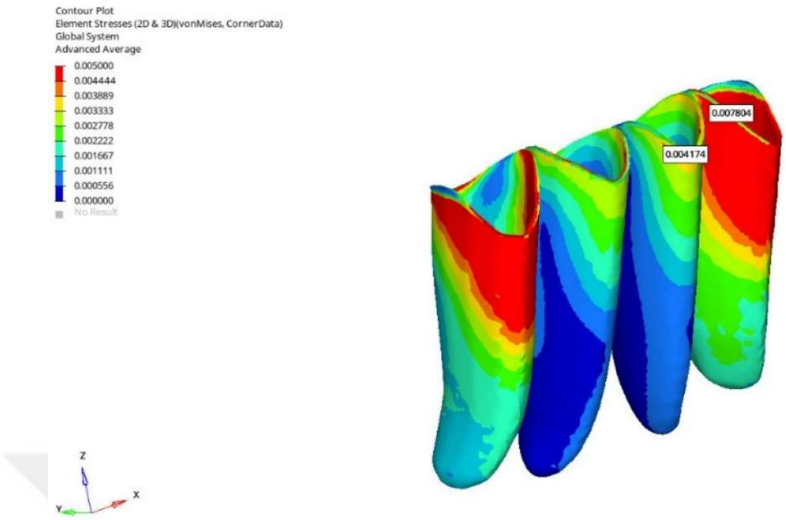
Şekil 3. 13: Senaryo 2'de dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.2.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: İntrüzyon kuvveti uygulaması ile senaryo 2'de, vertikal yönde (Z ekseni) meydana gelen yer değiştirmeler incelendiğinde; lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0666 µm, apeksinde ise 0,0098 µm apikal yönde (-z) yer değiştirme gözlenmiştir. Santral kesici dişte de benzer yer değiştirmeler meydana gelmiştir (insizal kenarda: 0,0338 µm, apektes: 0,0014 µm) (Şekil 3.14).

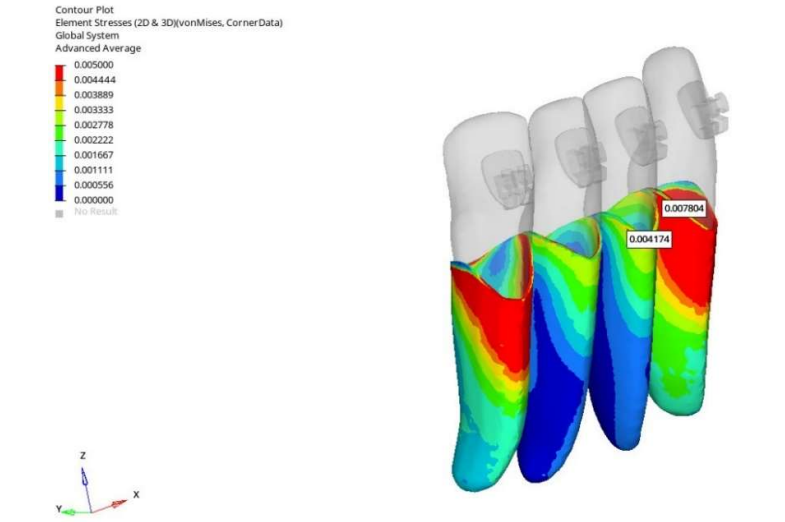


Şekil 3. 14: Senaryo 2'de dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

4.2.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 2'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.15 ve şekil 3.16'da gösterilmektedir. Lateral kesici dişte servikal bölgeden apikale doğru ilerledikçe gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 7,804 MPa olarak ölçülmüştür. Santral kesici dişteki von Mises gerilme miktarı ise lateral kesici dişten çok daha azdır ve en yüksek gerilme miktarı 4,174 MPa'dır.



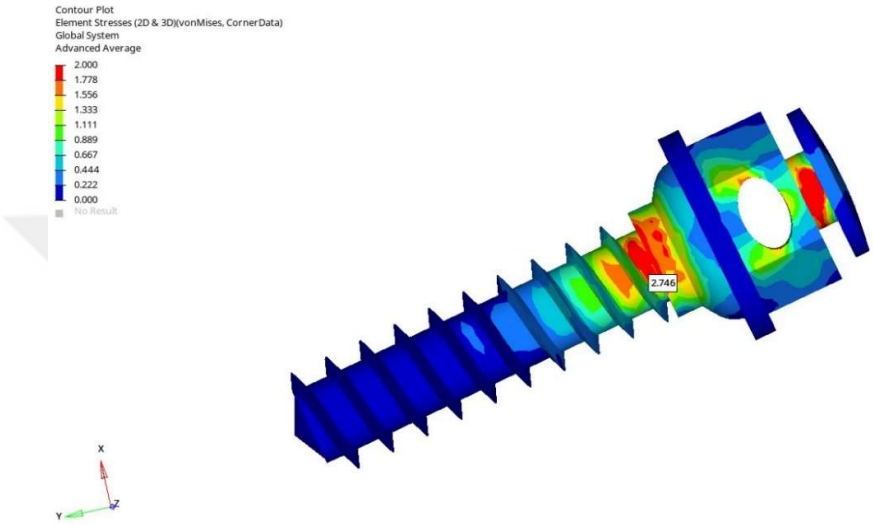
Şekil 3. 15: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)



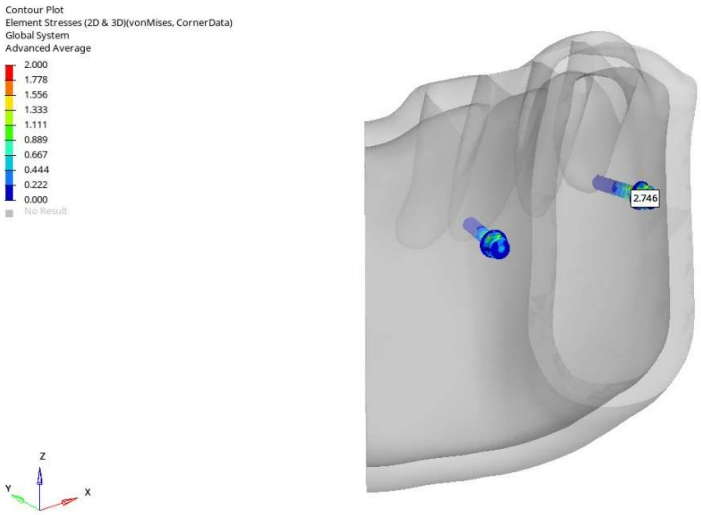
Şekil 3. 16: Senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

3.2.1.6. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 2'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri şekil 3.17 ve şekil 3.18'te gösterilmektedir. Mini vidanın boyun kısmının yivli kısımla birleşim bölgesinde, birinci ve ikinci yivinde ve kapalı sarmal Ni-Ti yayın mini vidaya temas ettiği bölgede von Mises gerilmelerinin yüksek olduğu görülmektedir. Mini vidanın ikinci yivinden itibaren apeksine doğru

gerilim miktarı azalarak, apekste sıfıra ulaşmıştır. En yüksek von Mises gerilme miktarı mini vidanın birinci yivi bölgesinde gözlenmekte olup, gerilme değeri 2746 MPa olarak ölçülmüştür.

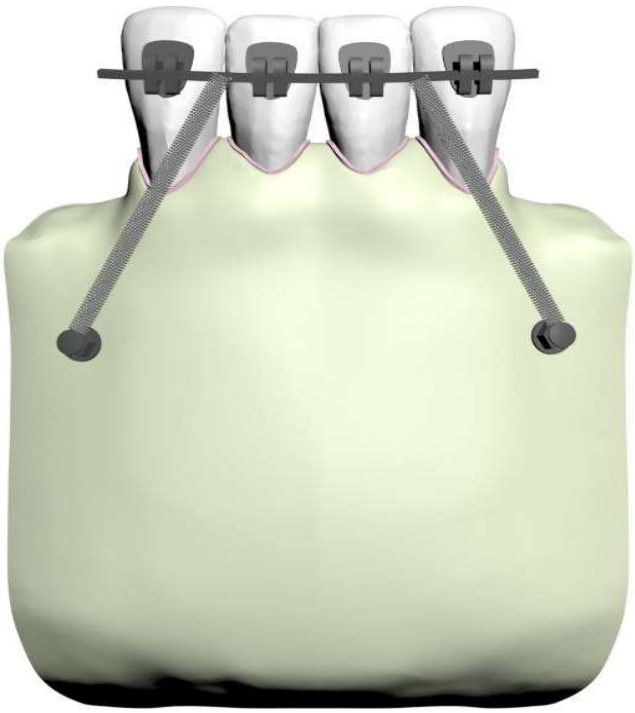


Şekil 3. 17: Senaryo 2'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri



Şekil 3. 18: Senaryo 2'de mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm)

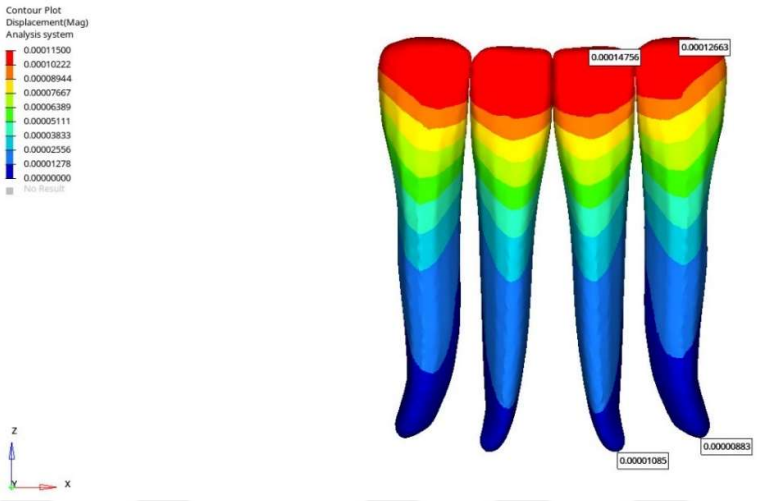
3.3. SENARYO 3'E AİT BULGULAR



Şekil 3. 19: Senaryo 3

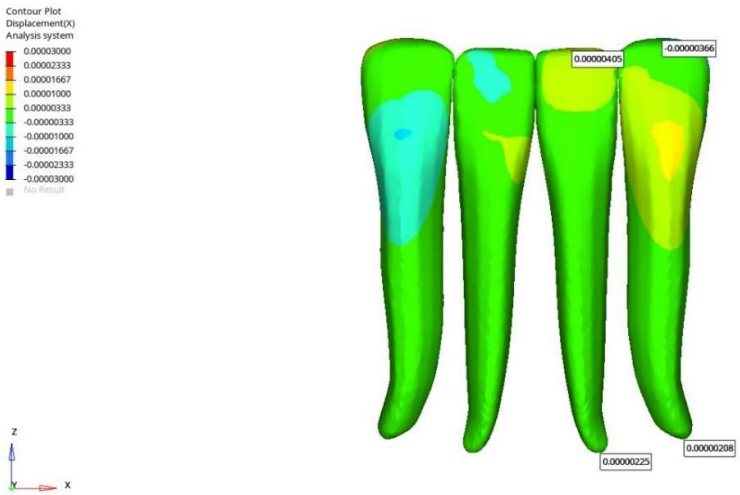
3.3.1 Yer Değiştirme Bulguları

3.3.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler: Mini vidaların lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasına yerleştirildiği ve kuvvetin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı Senaryo 3'te en fazla yer değiştirme, santral kesici dişin insizal kenarında meydana gelmiştir. (0,1475 μm) Lateral kesici dişte meydana gelen yer değiştirme, santral dişe oranla daha az olup insizal kenarda 0,1266 μm olmuştur. Apeksteki yer değiştirmeler ise santral dişte 0,0108 μm, lateral kesici dişte 0,0088 μm hesaplanmıştır (Şekil 3.20).



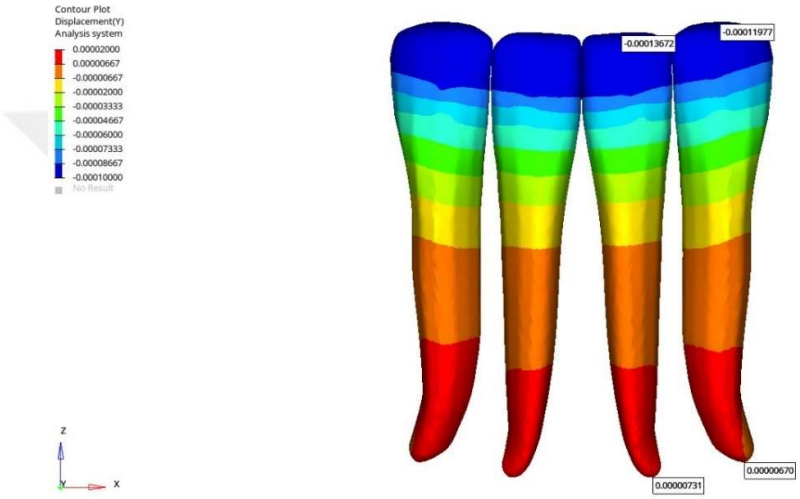
Şekil 3. 20: Senaryo 3'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

3.3.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Santral kesici dişte hem insizal kenarda hem de apekste transversal yönde (X ekseni) meydana gelen hareket minimumdur. Yer değiştirme, santral kesici dişin insizal kenarında distal yönde (+x) olup 0,004 µm, lateral kesici dişin insizal kenarında ise mezial yönde (-x) olup 0,0036 µm değerini aldığı görülmektedir (Şekil 3.21).



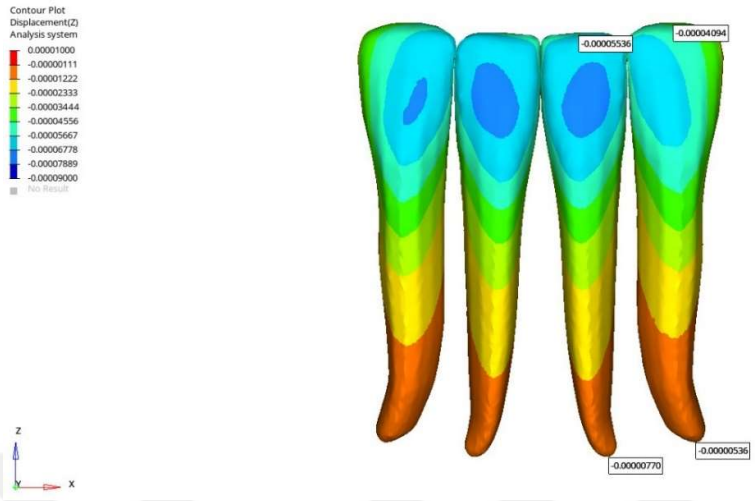
Şekil 3. 21: Senaryo 3'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.3.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Sagital yönde (Y ekseni), santral kesici dişin insizal kenarında yer değiştirme labial yönde (-y) 0,1367 µm olarak belirlenmiştir. Lateral kesici dişin insizal kenarında 0,1367 µm labial yönde (-y) hareket etmiştir. Santral kesici dişin apeksinde meydana gelen yer değiştirme lingual yönde (+y) 0,0073 µm, lateral kesici dişin apikalinde 0,0067 µm olmuştur (Şekil 3.22).



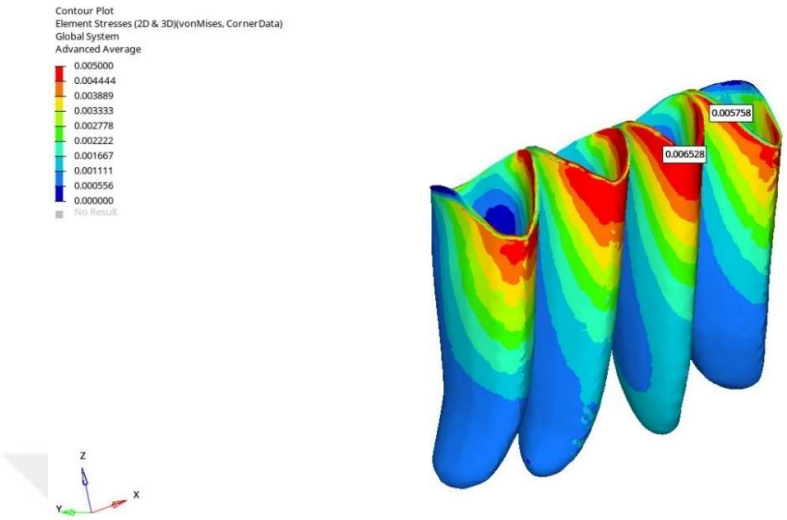
Şekil 3. 22: Senaryo 3'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.3.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: İntrüzyon kuvveti uygulaması ile senaryo 2'de, vertikal yönde (Z ekseni) meydana gelen yer değiştirmeler incelendiğinde; lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0409 µm, apeksinde ise 0,0053 µm apikal yönde (-z) yer değiştirme gözlenmiştir. Santral kesici dişte de benzer yer değiştirmeler meydana gelmiştir (insizal kenar: 0,0553 µm, apeks: 0,0077 µm)(Şekil 3.23).

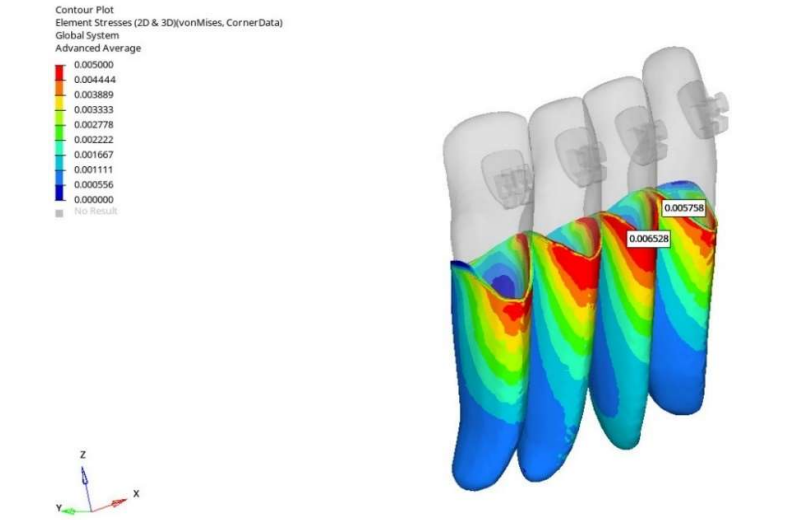


Şekil 3. 23: Senaryo 3'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.3.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.24 ve şekil 3.25'te gösterilmektedir. Hem santral hem de lateral kesici dişin servikal üçlüsünde yüksek gerilme alanları izlenmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 6,528 MPa olarak ölçülmüştür. Lateral kesici dişte izlenen en yüksek von Mises gerilme miktarı daha az olup 5,758 MPa olarak izlenmektedir.



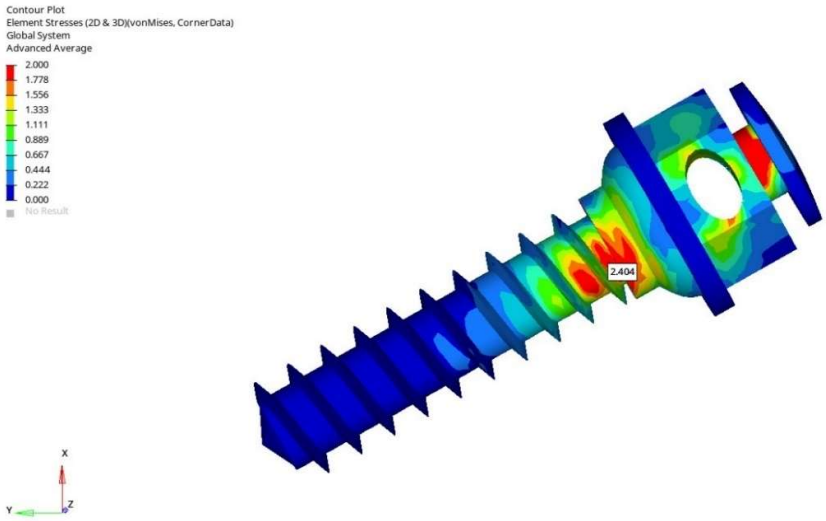
Şekil 3. 24: Senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)



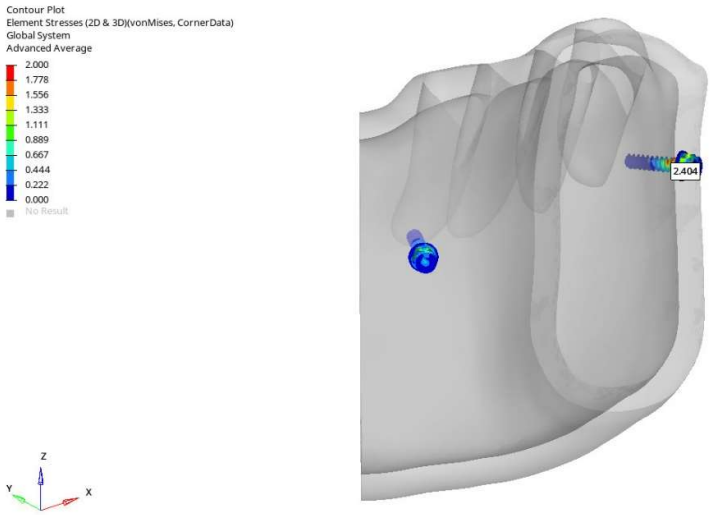
Şekil 3. 25: Senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

3.3.1.6. Mini Vidadan Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 3'te mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri şekil 3.26 ve şekil 3.27'de gösterilmektedir. Mini vidanın boyun kısmının yivli kısımla birleşim bölgesinde, birinci ve ikinci yivinde ve kapalı sarmal Ni-Ti yayın mini vidaya temas ettiği bölgede von Mises gerilmelerinin yüksek olduğu görülmektedir. Mini vidanın ikinci yivinden itibaren apeksine doğru

gerilim miktarı azalarak, apekste sıfıra ulaşmıştır. En yüksek von Mises gerilme miktarı mini vidanın birinci yivi bölgesinde gözlenmekte olup, gerilim değeri 2404 MPa olarak ölçülmüştür.

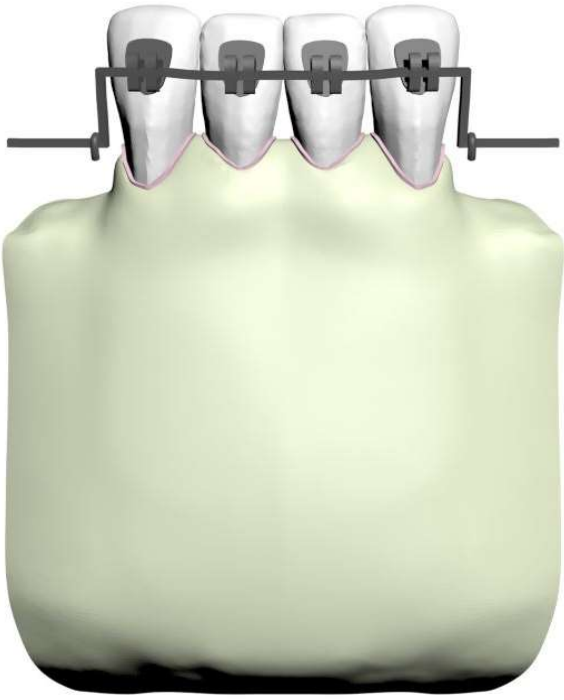


Şekil 3. 26: Senaryo 3'te mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri



Şekil 3. 27: Senaryo 3'te mini vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (kemik içi görünüm)

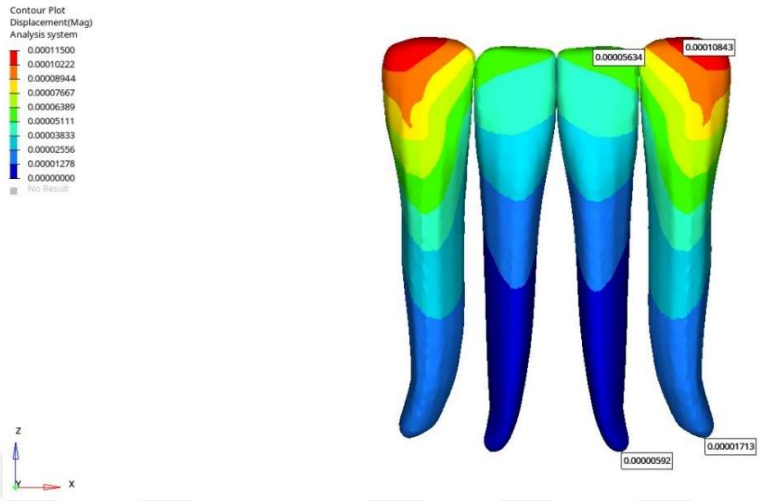
3.4. SENARYO 4'E AİT BULGULAR



Şekil 3. 28: Senaryo 4

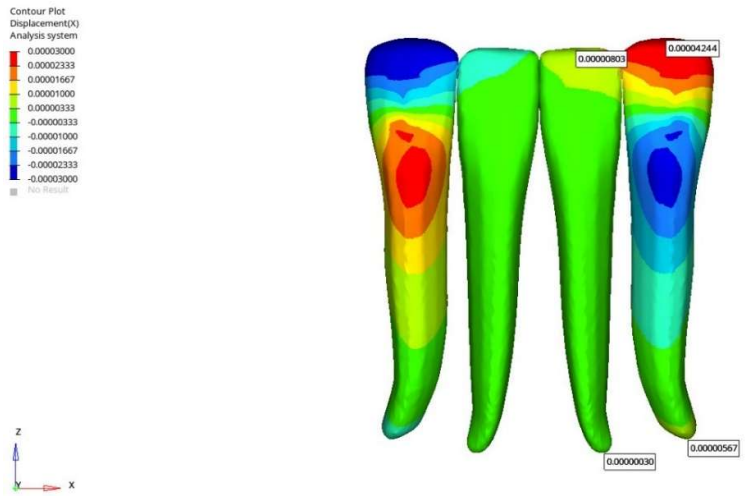
3.4.1. Yer Değiştirme Bulguları

3.4.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler : Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin mesialine uygulanması ile gerçekleşen intrüzyon senaryosunda, kuvvetin uygulandığı ilk anda en çok yer değiştirme lateral kesici dişlerin insizal kenarında gözlemlenmiştir (0,1084 μm). En az yer değiştirme ise santral kesici dişlerin apeksinde meydana gelmiştir (0,0059 μm)(Şekil 3.29).



Şekil 3. 29: Senaryo 4'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

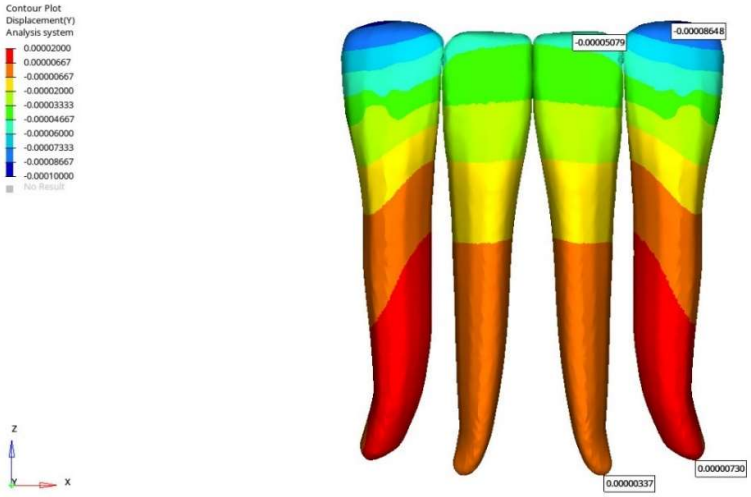
3.4.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Senaryo 4'te transversal yönde en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında distal yönde (+x) 0,0424 µm gerçekleşmiştir. Santral kesici dişin apeksinde minimum bir yer değiştirme görülmüştür (distal yönde (+x) 0,0059 µm)(Şekil 3.30).



Şekil 3. 30: Senaryo 4'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

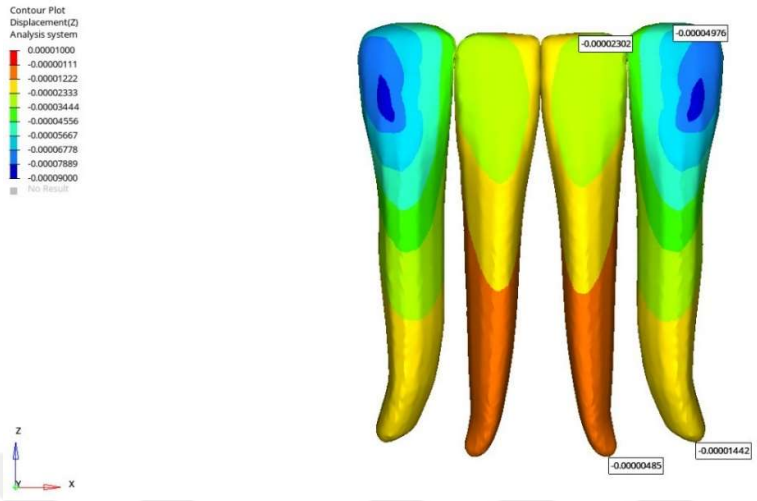
3.4.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin mesialine

uygulanması ile gerçekleşen intrüzyon senaryosunda, y düzleminde lateral kesici dişin apeksi 0,0073 µm lingual yönde hareket etmiştir. Santral kesici dişin apeksinde ise bu değer 0.0033 µm olarak belirlenmiştir. Santral ve lateral kesici dişlerin insizal kenarında ise labial yönde yerdeğişme gözlenmiştir (sırasıyla 0,0507 µm ve 0,0864 µm)(Şekil 3.31).



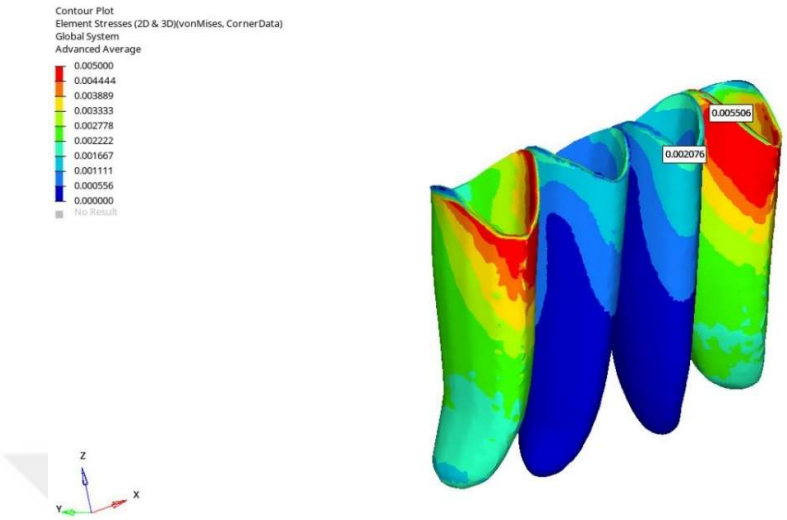
Şekil 3. 31: Senaryo 4'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.4.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: Senaryo 4'te vertikal yöndeki değerleri incelediğimizde hem kesici kenarda hem de apekste apikal yönde hareket gözlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0497 µm gerçekleşmiştir. Santral kesici dişin apeksinde minimum bir yer değiştirme görülmüştür (0,0048 µm)(Şekil 3.32).

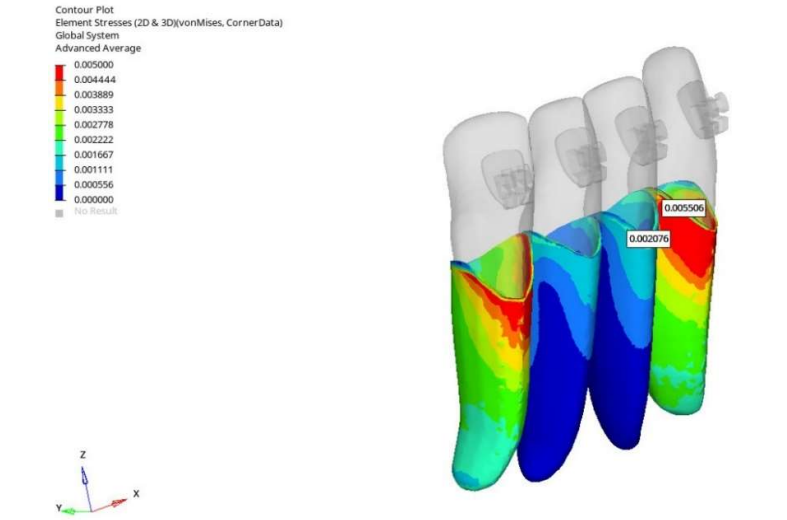


Şekil 3. 32: Senaryo 4'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.4.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.33 ve şekil 3.34'te gösterilmektedir. Lateral kesici dişte servikal bölgeden apikale doğru ilerledikçe gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 5,506 MPa olarak ölçülmüştür. Santral kesici dişteki von Mises gerilme miktarı ise lateral kesici dişten çok daha azdır ve en yüksek gerilme miktarı 2,076 MPa'dır. Santral kesici dişin apikalinde gerilme miktarı minimumdur.

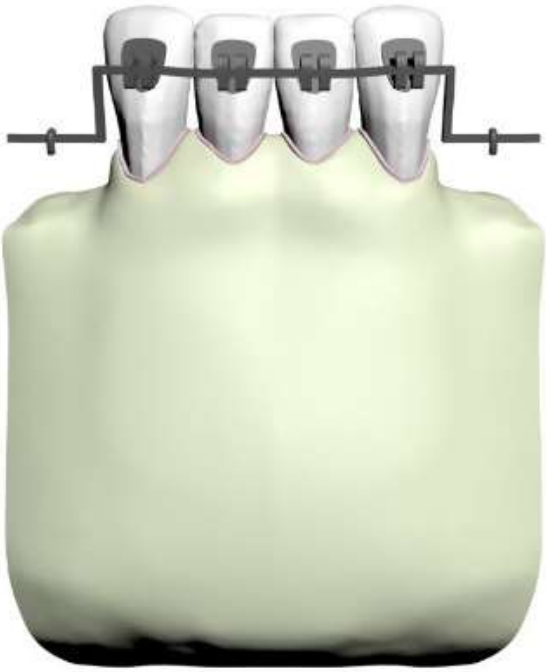


Şekil 3. 33: Senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)



Şekil 3. 34: Senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

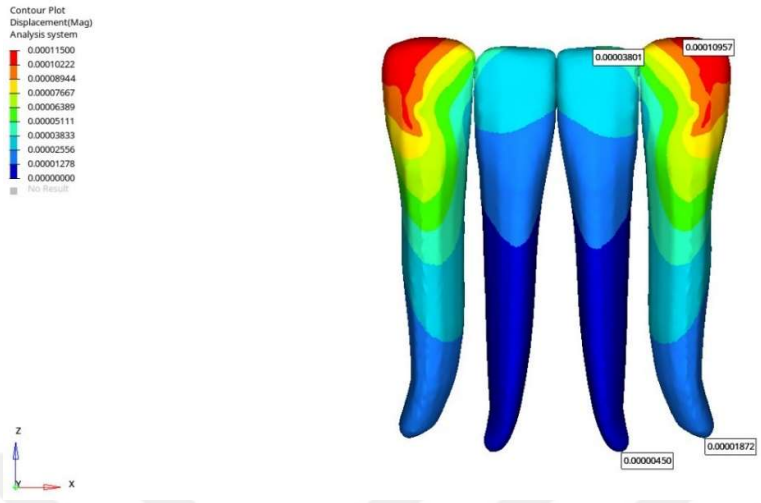
3.5. SENARYO 5'E AİT BULGULAR



Şekil 3. 35: Senaryo 5

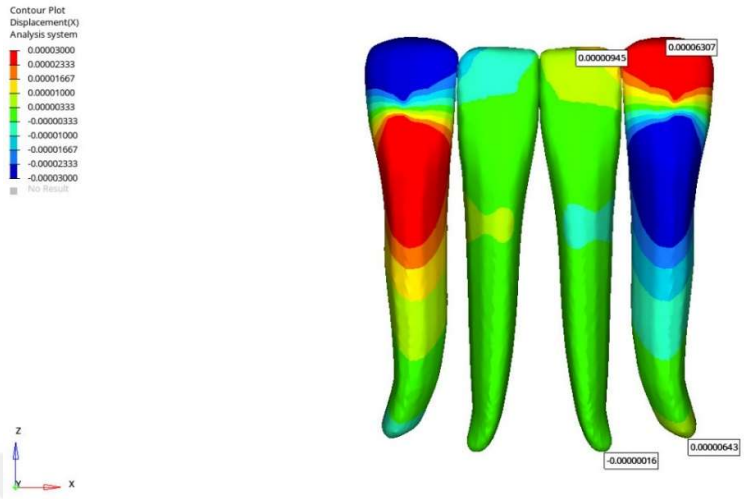
3.5.1. Yer Değiştirme Bulguları

3.5.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler : Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişi braketinin orta hizasına uygulanarak gerçekleştirilen intrüzyon senaryosunda, en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında görülmektedir (0,1095 μm). En düşük yer değiştirme miktarı ise santral kesici dişin apeksinde gözlenmiştir (0,0045 μm)(Şekil 3.36).



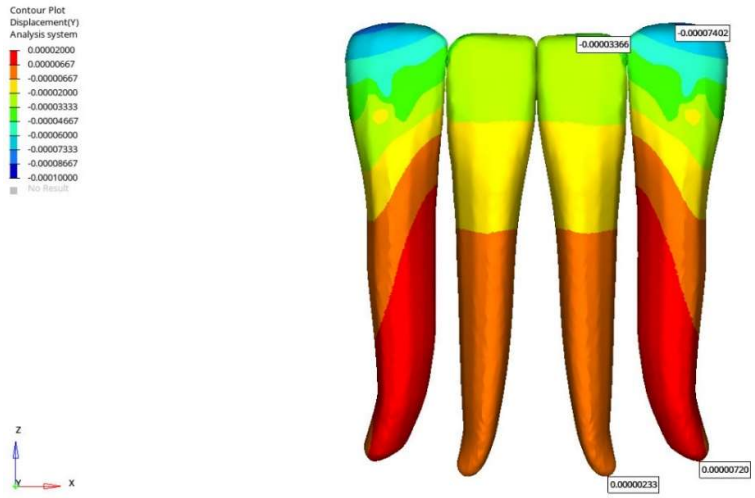
Şekil 3. 36: Senaryo 5'te dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

3.5.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Senaryo 5'te kuvvet uygulanması sonrasında transversal düzlemde ilk anda gerçekleşen yer değiştirme miktarı incelendiği zaman, santral ve lateral kesici dişlerde insizal kenarda distal yönde (+x) yer değiştirme izlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişte gözlenmiştir (0,063 μm). Santral kesici dişin apikal kenarında ise mezial yönde (-x) yer değiştirme gözlenmiştir (0,0001 μm). Lateral kesici dişin apikal kenarında ise distal yönde (+x) yer değiştirme meydana gelmiştir (0,0064 μm)(Şekil 3.37).



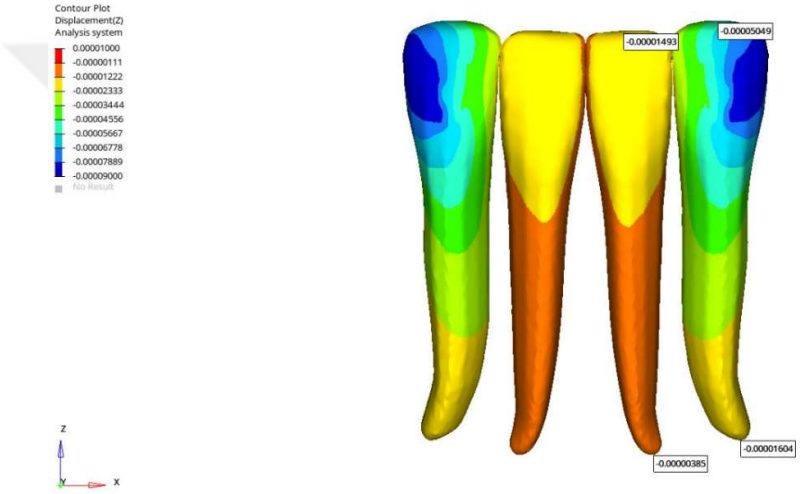
Şekil 3. 37: Senaryo 5'te dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.5.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişi braketinin orta hizasına uygulanarak gerçekleştirilen intrüzyon senaryosunda, sagital yöndeki (y) yer değiştirmeler incelendiğinde kesici dişlerin insizal kenarında labial yönde (-y) yer değiştirme gözlenmektedir. Bu değer santral kesici dişin insizal kenarında 0,0336 µm, lateral kesici dişin insizal kenarında ise 0,074 µm ölçülmüştür. Kesici dişlerin apeksinde ise lingual yönde (+y) yer değiştirme görülmektedir (santral kesici: 0,0023 µm, lateral kesici 0,0072 µm)(Şekil 3.38).



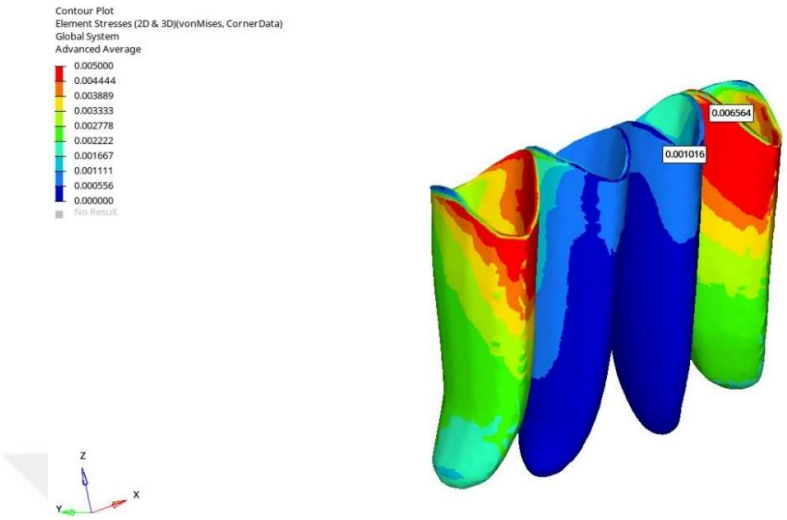
Şekil 3. 38: Senaryo 5'te dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.5.1.4. Verikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: Senaryo 5'te vertikal yöndeki değerleri incelediğimizde hem kesici kenarda hem de apekste apikal yönde hareket gözlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0504 µm gerçekleşmiştir. Santral kesici dişin apeksinde minimum bir yer değiştirme görülmüştür (0,0038 µm)(Şekil 3.39).

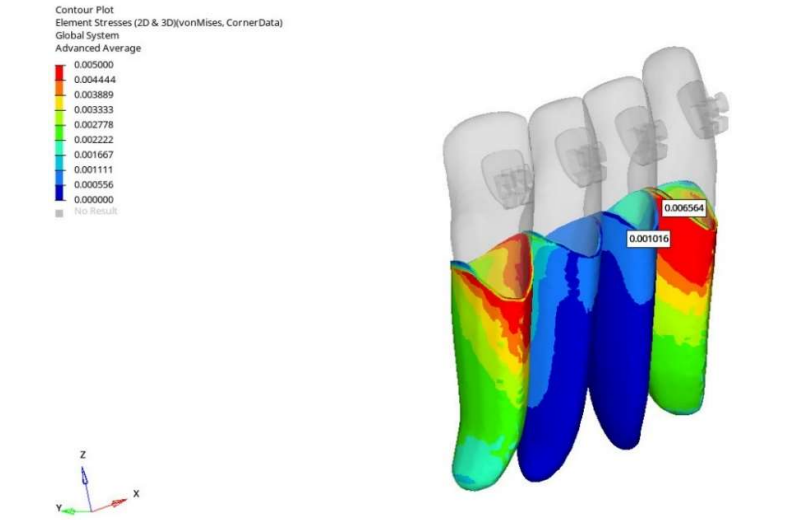


Şekil 3. 39: Senaryo 5'te dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.5.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.40 ve şekil 3.41'de gösterilmektedir. Lateral kesici dişte servikal bölgeden apikale doğru ilerledikçe gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 6,564 MPa olarak ölçülmüştür. Santral kesici dişteki von Mises gerilme miktarı ise lateral kesici dişten 6 kat daha azdır ve en yüksek gerilme miktarı 1,016 MPa'dır. Santral kesici dişin apikalinde gerilme miktarı sıfıra yakındır.

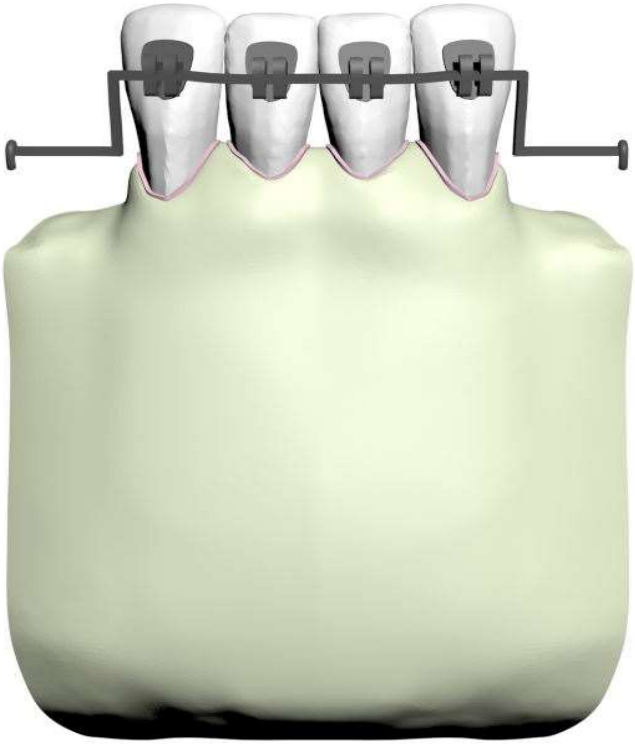


Şekil 3. 40: Senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)



Şekil 3. 41: Senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

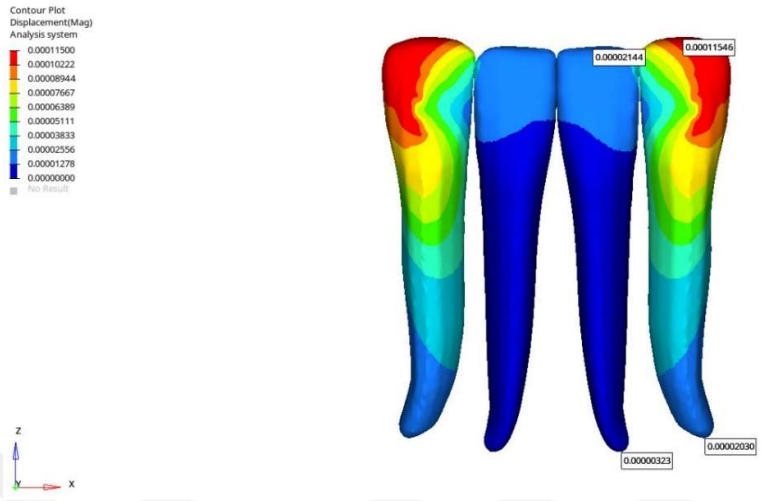
3.6. SENARYO 6'YA AİT BULGULAR



Şekil 3. 42: Senaryo 6

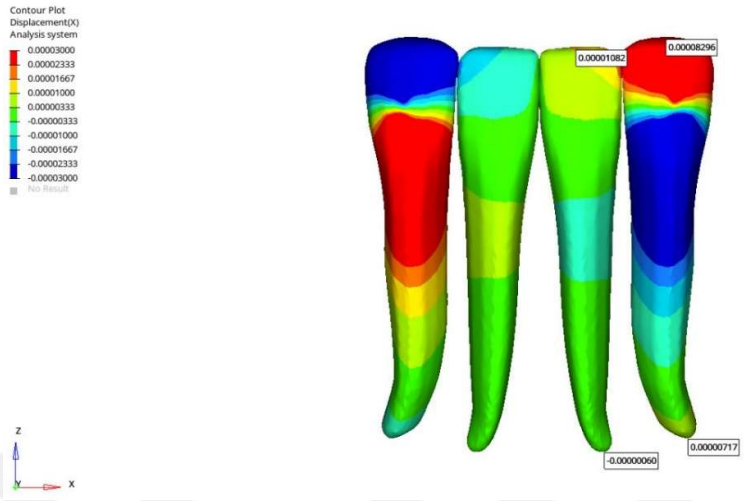
3.6.1. Yer Değiştirme Bulguları

3.6.1.1. Bileşke Yer Değiştirmeler : Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulanması ile gerçekleşen intrüzyon senaryosunda en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında görülmektedir (0,1154 μm). Santral kesici dişin insizal kenarında ise minimum yer değişme gözlenmektedir (0,0214 μm). En düşük yer değiştirme miktarı ise santral kesici dişin apeksinde gözlenmiştir (0,0032 μm)(Şekil 3.43).



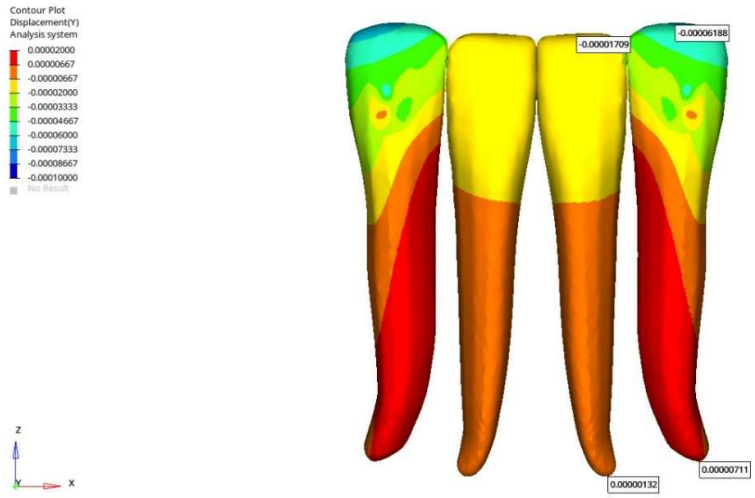
Şekil 3. 43: Senaryo 6'da dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirmeler

3.6.1.2. Transversal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Senaryo 6'da kuvvet uygulanması sonrasında transversal düzlemde ilk anda gerçekleşen yer değiştirme miktarı incelendiği zaman, santral ve lateral kesici dişlerde insizal kenarda distal yönde (+x) yer değiştirme izlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişte gözlenmiştir (0,0829 μm). Santral kesici dişin insizal kenarında distal yönde (+x) minimal bir yer değiştirme meydana gelmiştir (0,0108 μm). Santral kesici dişin apikal kenarında ise mezial yönde (-x) yer değiştirme gözlenmiştir (0,0006 μm). Lateral kesici dişin apikal kenarında ise distal yönde (+x) yer değiştirme meydana gelmiştir (0,0071 μm)(Şekil 3.44).



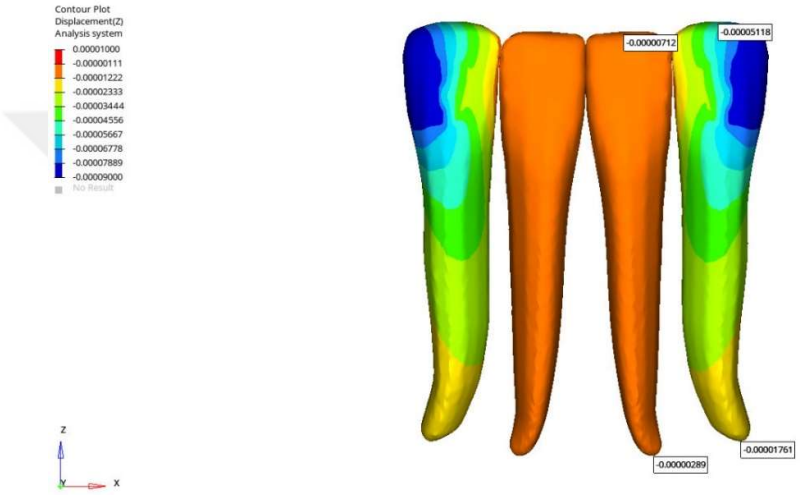
Şekil 3. 44: Senaryo 6'da dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.6.1.3. Sagital Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler : Üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişi braketinin orta hizasına uygulanarak gerçekleştirilen intrüzyon senaryosunda, sagital yöndeki (y) yer değiştirmeler incelendiğinde kesici dişlerin insizal kenarında labial yöne (-y) yer değiştirme gözlenmektedir. Bu değer santral kesici dişin insizal kenarında 0,017 µm, lateral kesici dişin insizal kenarında ise 0,0618 µm ölçülmüştür. Kesici dişlerin apeksinde ise lingual yönde (+y) yer değiştirme görülmektedir (santral kesici: 0,0013 µm, lateral kesici 0,0071 µm)(Şekil 3.45).



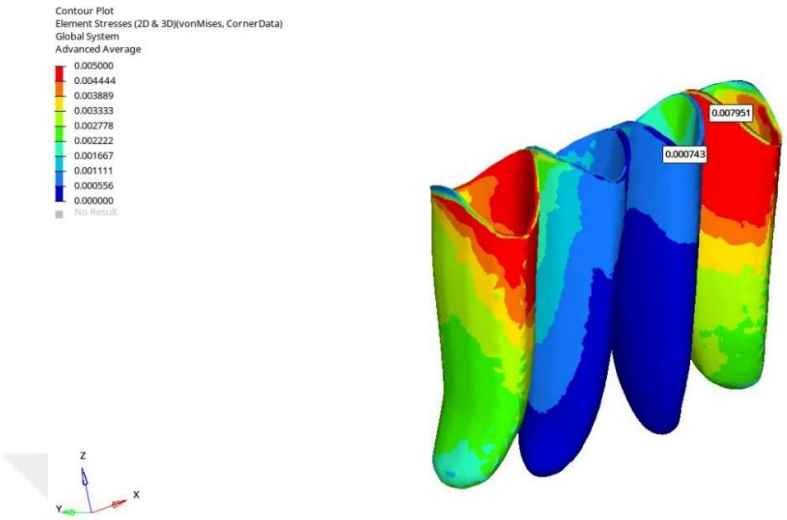
Şekil 3. 45: Senaryo 6'da dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.6.1.4. Vertikal Yönde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler: Senaryo 6'da vertikal yöndeki değerleri incelediğimizde hem kesici kenarda hem de apekste apikal yönde hareket gözlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında 0,0511 µm gerçekleşmiştir. Santral kesici dişin apeksinde minimum bir yer değiştirme görülmüştür (0,0028 µm)(Şekil 3.46).

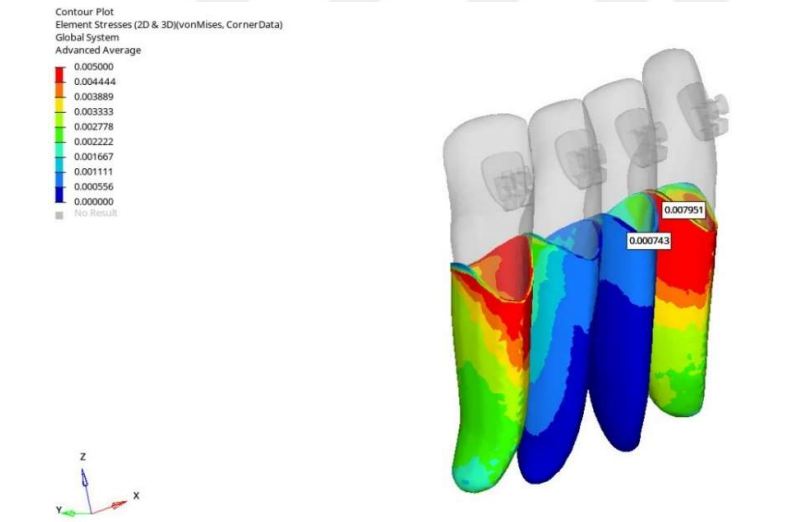


Şekil 3. 46: Senaryo 6'da dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirmeler

3.6.1.5. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmeler: Senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri, detaylı izlenebilmesi için 0-0,5 N/mm² aralığındaki skala ile şekil 3.47 ve şekil 3.48'de gösterilmektedir. Lateral kesici dişte servikal bölgeden apikale doğru ilerledikçe gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı 7,951 MPa olarak ölçülmüştür. Santral kesici dişteki von Mises gerilme miktarı ise lateral kesici dişten 10 kat daha azdır ve en yüksek gerilme miktarı 0,743 MPa'dır. Santral kesici dişin apikalinde gerilme miktarı sıfıra yakındır.



Şekil 3. 47: Senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişsiz görünüm)



Şekil 3. 48: Senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri (dişli görünüm)

Tablo 3.1'de, oluşturlan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirme değerleri gösterilmektedir.

Tablo 3.1: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde meydana gelen bileşke yer değiştirme değerleri (μm)

Senaryolar	Seçilen düğüm noktası	Santral kesici diş	Lateral kesici diş
Senaryo 1	İnsizal kenar	0,1844	0,1684
	Apeks	0,0104	0,0088
Senaryo 2	İnsizal kenar	0,1075	0,2034
	Apeks	0,003	0,0131
Senaryo 3	İnsizal kenar	0,1475	0,1266
	Apeks	0,0108	0,0088
Senaryo 4	İnsizal kenar	0,0563	0,1084
	Apeks	0,0059	0,0171
Senaryo 5	İnsizal kenar	0,038	0,1095
	Apeks	0,0045	0,0187
Senaryo 6	İnsizal kenar	0,0214	0,1154
	Apeks	0,0032	0,0203

Tablo 3.2'de, oluşturlan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri gösterilmektedir.

Tablo 3.2: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde transversal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm)

Senaryolar	Seçilen düğüm noktası	Santral kesici diş	Lateral kesici diş
Senaryo 1	İnsizal kenar	0,0032	-0,0054
	Apeks	0,0026	0,0017
Senaryo 2	İnsizal kenar	0,0105	0,0641
	Apeks	0,0002	0,0031
Senaryo 3	İnsizal kenar	0,004	-0,0036
	Apeks	0,0022	0,002
Senaryo 4	İnsizal kenar	0,008	0,0424
	Apeks	0,003	0,0056
Senaryo 5	İnsizal kenar	0,0094	0,063
	Apeks	-0,0001	0,0064
Senaryo 6	İnsizal kenar	0,0108	0,0829
	Apeks	-0,0006	0,0071

Tablo 3.3'te, oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri gösterilmektedir.

Tablo 3.3: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde sagital yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm)

Senaryolar	Seçilen düğüm noktası	Santral kesici diş	Lateral kesici diş
Senaryo 1	İnsizal kenar	-0,1726	-0,1609
	Apeks	0,0073	0,0072
Senaryo 2	İnsizal kenar	-0,1015	-0,1812
	Apeks	0,0026	0,0082
Senaryo 3	İnsizal kenar	-0,1367	-0,1197
	Apeks	0,0073	0,0067
Senaryo 4	İnsizal kenar	-0,0507	-0,0864
	Apeks	0,0033	0,0073
Senaryo 5	İnsizal kenar	-0,0336	-0,074
	Apeks	0,0023	0,0072
Senaryo 6	İnsizal kenar	-0,0017	-0,0618
	Apeks	0,0013	0,0071

Tablo 3.4'te, oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri gösterilmektedir.

Tablo 3.4: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerde vertikal yönde meydana gelen yer değiştirme değerleri (μm)

Senaryolar	Seçilen düğüm noktası	Santral kesici diş	Lateral kesici diş
Senaryo 1	İnsizal kenar	-0,0649	-0,0493
	Apeks	-0,0068	-0,0046
Senaryo 2	İnsizal kenar	-0,0338	-0,0666
	Apeks	-0,0014	-0,0098
Senaryo 3	İnsizal kenar	-0,0553	-0,0409
	Apeks	-0,0077	-0,0053
Senaryo 4	İnsizal kenar	-0,023	-0,0497
	Apeks	-0,0048	-0,0144
Senaryo 5	İnsizal kenar	-0,0149	-0,0504
	Apeks	-0,0038	-0,016
Senaryo 6	İnsizal kenar	-0,0071	-0,0511
	Apeks	-0,0028	-0,0176

Tablo 3.5'de, oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerin periodontal ligamentinde meydana gelen en yüksek von Mises gerilme değerleri gösterilmektedir.

Tablo 3.5: Oluşturulan tüm senaryolarda santral ve lateral kesici dişlerin periodontal ligamentinde meydana gelen en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

Senaryolar	Santral kesici diş	Lateral kesici diş
Senaryo 1	7,304	7,888
Senaryo 2	4,174	7,804
Senaryo 3	6,528	5,758
Senaryo 4	2,076	5,506
Senaryo 5	1,016	6,564
Senaryo 6	0,743	7,951

5. TARTIŞMA

5.1. AMACIN TARTIŞILMASI

İntrüzyon, kökün geometrik merkezinin oklüzal düzleme veya dişin uzun eksenine göre apikale doğru hareketi olarak tanımlanmaktadır (11).

Diş hareketinin etkinliğini belirleyen temel faktör, kuvvetin etki çizgisi ile dişin direnç merkezi arasındaki ilişkidir. Kuvvetin yönü ve büyüklüğü dikkate alındığında, dişlerin hareket şekli ve miktarının yanı sıra, çevresel destek dokuların bu kuvvetlere verdiği tepki de büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, minimum yan etki ile istenilen diş hareketini sağlayan mekaniklerin doğru kullanımı, hedeflenen tedavi sonuçlarına ulaşmada kritik bir rol oynar.

Bu bağlamda, kullanılan mekaniklerin dişler ve çevre dokular üzerindeki etkilerinin detaylı bir şekilde anlaşılması, başarılı bir tedavi için gereklidir. Saf alt çene kesici diş intrüzyonunun elde edilmesinin önemi, fremitusun önlenmesi (126), periodontal ataşman kaybı geliştirme riskinin azaltılması (90) ve ortodontik tedavi stabilitesinin artırılması ile ilişkilendirilmiştir (127).

Sınıf II hastalarda, saf alt çene kesici diş intrüzyonu, maksiller ön dişlerin yeterli retraksiyonuna izin verecek yeterli overjet bırakırken bu dişlerin proklinasyonunu önleyecektir (128).

Ortodontistlerin çoğunluğunun intrüzyon gerektiren hastaları tedavi ederken karşılaştıkları bir diğer önemli komplikasyon apikal kök rezorpsiyonudur (128). Chiqueto ve ark. tersine Spee bükümlü arkların kesici dişleri üzerindeki rezorbsiyon etkisini araştırmış ve bu intrüzyon yaklaşımı ile tedavi edilen hastalarda kontrol grubuna göre daha fazla kök rezorbsiyonu gerçekleştiğini vurgulamışlardır (25). Costopulas ve Nanda'nın yaptığı bir diğer çalışmada ise intrüzyon mekaniklerinin yalnızca ihmal edilebilir miktarda kök rezorbsiyonuna sebep olduğu açıklanmaktadır (129). Çalışmalar arsındaki temel fark intrüzyon için uygulanan kuvvet miktarıdır. Spee mekaniği ile kesici dişler üzerine 100-150 gram kuvvet uygulanırken, Burstone intrüzyon arkı diş başına sadece 15 gram kuvvet uygulamıştır. SEA kök rezorbsiyonunun değerlendirilmesine izin vermese de kök rezorbsiyonunun etyolojilerine dayanarak düşük kuvvetlerle intrüzyon elde edildiğinde oluşan homojen streslerle ilgili bilgi sunabilmektedir. Oluşan bu

streslerin kesici dişler üzerindeki etkileri göz önünde bulundurularak rezorbsiyon gelişme riski azaltabilir.

Bu çalışmada, farklı kuvvet uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile, farklı mini vida konumu ve kuvvet uygulama noktası ile yapılan kesici diş intrüzyonun dişlerde meydana getirdiği başlangıç yer değiştirmeleri ile çevre dokularda ve mini vidalarda meydana getirdiği gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Literatürde konvansiyonel mekaniklerle alt kesici intrzüyonunun etkilerini inceleyen çeşitli çalışmalar bulunmasına rağmen, mini vida ve üç parçalı intrüzyon arkının kesici intrüzyonundaki etkinliklerini sonlu elemanlar anlizi yöntemi ile değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır.

5.2.GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI

Ortodontik kuvvetlerin uygulanmasıyla dişlerde gerçekleşen hareketlerin yanı sıra, bu kuvvetlerin destek dokulara iletilmesi sonucu oluşan stresin miktarını ve dağılımını klinik ortamda tespit etmek ve değerlendirmek oldukça zordur. Bu nedenle, bu tür değişiklikleri analiz etmek amacıyla farklı stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (130).

Kuvvet sistemlerini modellemek amacıyla ortodontide sıkça başvurulan Sonlu Elemanlar Analizi yöntemi ile, alveolar kemik, periodontal ligament ve diş gibi dokulardaki stres ve yer değiştirmeleri tahmin edilebilmektedir (30). Bu analiz yöntemi, farklı mekanik uygulamaların dokular üzerindeki gerilme dağılımlarını ve yer değiştirme modellerini klinik açıdan değerlendirmeye olanak tanımaktadır (131).

İn vivo koşullarda bireysel farklılıkları ortadan kaldırmak veya standardizasyonu sağlamak zor olduğundan, farklı biyomekanik özellikleri karşılaştırmak amacıyla sonlu elemanlar analizinden yararlanılmaktadır. Dişlerin boyut, şekil, eğim, açı ve rotasyonu gibi birçok parametrenin yanı sıra kemik kalınlığı ve yapısını klinik olarak standart hale getirmenin zorluğu nedeniyle, bu çalışmada sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiş ve farklı alt kesici diş intrüzyon mekaniklerinin etkilerini incelemek için üç parçalı intrüzyon arkının ve mini vidanın konumu, ayrıca kuvvet uygulama noktaları

değiştirilerek, dişlerin hareketleri ile çevre dokularda ve mini vidalarda oluşan gerilme dağılımı değerlendirilmiştir.

Mini vidalar, ankrajı güçlendirmek ve derin kapanışın düzeltilmesi sırasında istenmeyen yan etkileri en aza indirmek için kullanılmaktadır (132–135).

Şenışık ve ark., derin kapanış hastalarının tedavisinde mini vidaların ve Burstone intrüzyon arklarının maksiller kesici dişlerin intrüzyonundaki etkilerini karşılaştıran klinik prospektif çalışma gerçekleştirmiştir (136). Bu yazarlar tarafından bulunan sonuçlar, her iki mekaniğin de intrüzyon gerçekleştirirken kesici dişlerin proklinasyonunu da indüklediğini göstermiştir. Tez çalışmamızda, alt çene kesici dişlerinin intrüzyonunu elde etmek için ideal kuvvet uygulama noktasını belirlemek üzere 6 farklı senaryo değerlendirilmiştir. Simülasyonlar, ideal kuvvet uygulama noktası kullanıldığında labial veya lingual eğim olmadan saf alt çene kesici diş intrüzyonunun elde edilebileceğini ortaya koymaktadır.

Çalışma modellerimizde her iki alt çene köpek dişi posterior ankraj segmentlerinin bir parçası olarak kabul edilmiştir. Posterior dişler, daha önceki çalışmalarda önerildiği gibi, kesici dişlerin intrüzyonu öncesinde seviyelendirilmiş ve hizalandırılmıştır (137). Köpek dişlerinin de aynı anda intrüze edilmesi için gereken kuvvet miktarının daha fazla olması ve posterior dişlerde büyük bir hareket kaydedilmesi simülasyonun sadece kesici dişlerin intrüze edilmesini tercih etmemize sebep olmuştur. Köpek dişlerinin aynı anda intrüze edileceği simülasyonda posterior dişlerin geriye doğru devrilme hareketi, anterior dişlerin intrüzyonundan daha hızlı gerçekleşecektir. Ankraj ünitesi kanin dişlerinin dahil edilmesi ile güçlendirilmiş ve posteriror dişlerdeki devrilme hareketinin minimuma indirilmesi amaçlanmıştır.

Sonlu eleman simülasyonları, strese maruz kalan materyallerin yer değiştirmelerini ve stres dağılımlarını değerlendirmek için uygun bir yöntem sunmaktadır. Bu çalışmada, yalnızca periodontal ligamentteki ilk diş hareketini ve stres dağılımını simüle eden statik sonlu eleman analizleri kullanılmıştır. Dişler hareket ettirildiğinde, kuvvet sistemleri değiştirilebilir ve beklenen sonuçları elde etmek için tedavi sırasında yeni mekanik ayarlamalar yapılmalıdır.

5.3.BULGULARIN TARTIŞILMASI

5.3.1. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasındaki ark teline uygulandığı senaryo 1'de meydana gelen yer değiştirmeler değerlendirildiğinde, en fazla yer değiştirmenin santral kesici dişin insizal kenarında meydana geldiği görülmüştür. Santral kesici dişin hem insizal hem de apikal kenarı distal yönde hareket etmiş, lateral kesici dişin ise insizal kenarı mezial, apikal kenarı ise distal yönde hareket etmiştir. Dişlerin insizal kenarlarının labial, apikal kenarlarının lingual yönde hareket ettiğinin görülmesi dişlerde devrilmelerin meydana geldiğini göstermektedir. Santral kesici dişin insizal kenarındaki apikal yöndeki yer değiştirme miktarı, lateral kesici dişin insizal kenarındaki yer değiştirme miktarından daha fazla bulunmuştur.

Santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de meydana gelen yer değiştirmeler değerlendirildiğinde, en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizalinde gözlenmiştir. Lateral kesici dişin insizal kenarı, distal yönde yer değiştirirken, santral kesici dişdeki yer değişme minimumdur. Her iki dişte de insizal kenarlar labiale; apeksler ise linguale doğru yer değiştirmiştir. Lateral kesici dişin insizal kenarındaki apikal yönde yer değiştirme miktarı, santral kesici dişin insizal kenarının apikal yöndeki hareket miktarından 2 kat fazla bulunmuştur.

Lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 3'te en fazla yer değiştirme, santral kesici dişin insizal kenarında meydana gelmiştir. Santral ve lateral kesici dişte hem insizal kenarda hem de apekste transversal yönde meydana gelen hareket miktarı minimumdur. Kesici dişlerin insizal kenarları labial, apikal kenarları ise lingual yönde yer değiştime göstermiştir.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin mesialine uygulandığı senaryo 4'te en fazla yer değiştirme lateral kesici dişlerin insizsal kenarında gözlemlenmiştir. Transversal yönde en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında distal yönde görülmüş, dişlerin

apekslerinde ise minimum bir yer değiştirme meydana gelmiştir. Santral ve lateral kesici dişlerin insizal kenarında labial yönde, apikal kenarında ise lingual yönde yer değişme gözlenmiştir. Apikal yönde en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında görülmektedir. Lateral kesici dişin apeksindeki apikal yöndeki yer değiştirme miktarının santral kesici dişin apikal kenarındaki yer değiştirmeden çok daha fazla olduğu gözlenmektedir.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişi braketinin orta hizasına uygulandığı senaryo 5'te en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında görülmektedir. Santral ve lateral kesici dişlerde insizal kenarda distal yönde yer değiştirme izlenmiştir. Santral kesici dişin apikal kenarında ise mezial yönde, lateral kesici dişin apikal kenarında ise distal yönde yer değiştirme meydana gelmiştir. Kesici dişlerin insizal kenarında labial yönde, apeksinde ise lingual yönde yer değiştirme görülmektedir. Labio-lingual yöndeki yer değiştirmeler lateral kesici dişlerde, santral kesici dişlerden daha fazladır. Apikal yönde en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında gerçekleşmiştir. Santral kesici dişin apeksinde ise apikale doğru minimum bir yer değiştirme görülmüştür.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında görülmektedir. En düşük yer değiştirme miktarı ise santral kesici dişin apeksinde gözlenmiştir. Lateral kesici dişin insizal kenarında santral kesici dişten çok daha fazla distal yönde yerdeğişme gözlenmiştir. Santral kesici dişin apikal kenarında meziale doğru, lateral kesici dişin apikal kenarında ise distal yönde yer değiştirme görülmektedir. Kesici dişlerin insizal kenarında labial yöne doğru yer değiştirme gözlenmektedir. Bu değer santral kesici dişin insizal kenarında, lateral kesici dişin insizal kenarında olduğundan daha fazladır. Kesici dişlerin apeksinde ise lingual yönde minimal yer değiştirme gözlenmiştir. Apikal yönde en fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında, en az yer değiştirme ise santral kesici dişin apeksinde görülmüştür.

5.3.2. Periodontal Ligamentte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta

noktasındaki ark teline uygulandığı senaryo 1'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde, hem santral hem de lateral kesici dişin servikal üçlüsünde yüksek gerilme alanları gözlenmiştir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Lateral kesici dişte izlenen en yüksek von Mises gerilme miktarının, santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarından daha fazla olduğu gözlenmektedir.

Santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde, gerilim alanlarının lateral kesici dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Her iki dişte apikale doğru ilerledikçe gerilmelerin azaldığı izlenmiştir. Ark telindeki kuvvet uygulama noktasının lateral kesici dişe yakınlığı sebebi ile yüksek gerilim alanları daha çok lateral kesici dişte gözlemlenmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı, santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarından çok daha fazladır.

Lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 3'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde hem santral hem de lateral kesici dişin servikal üçlüsünde yüksek gerilme alanları izlenmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı, lateral kesici dişte izlenen en yüksek von Mises gerilme miktarından daha fazladır.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin mesialine uygulandığı senaryo 4'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde gerilim alanlarının lateral kesici dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Santral kesici dişin apeksinde gerilme miktarı sıfırdır. Ark telindeki kuvvet uygulama noktasının lateral kesici dişe yakınlığı sebebi ile yüksek gerilim alanları daha çok lateral kesici dişte gözlemlenmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarından çok daha fazladır.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişi braketinin orta hizasına uygulandığı senaryo 5'te periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde gerilim alanlarının lateral kesici dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Ark telindeki kuvvet uygulama noktasının lateral kesici dişe yakınlığı sebebi ile yüksek gerilim alanları daha çok lateral kesici dişte gözlemlenmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarından 6 kat daha fazladır.

İntrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da periodontal ligamentte meydana gelen von Mises gerilmeleri detaylı incelendiğinde gerilim alanlarının lateral kesici dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Apekse doğru ilerledikçe her iki dişte de gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Santral kesici dişin apeksinde gerilme miktarı sıfırdır. Ark telindeki kuvvet uygulama noktasının lateral kesici dişe yakınlığı sebebi ile yüksek gerilim alanları daha çok lateral kesici dişte gözlemlenmektedir. Lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarı santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme miktarından 10 kat daha fazladır.

Farklı mini vida konumu ve uygulama noktası ile intrüzyon gerçekleştirilen ilk üç senaryoda en yüksek von Mises gerilmesi senaryo 1 ve senaryo 2'de lateral kesici dişlerde görülmüştür. Farklı uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile intrüzyon gerçekleştirilen üç senaryoda en yüksek von Mises gerilmesi senaryo 6'da gözlenmiştir. Kuvvetin ark teli üzerindeki uygulama noktasına uzak dişlerin periodontal ligamentinde daha düşük gerilme değerleri meydana gelmesi, kuvvetin uygulama noktasının diş üzerindeki periodontal ligament bölgesine olan etkisini açıklamaktadır. Kuvvetin uygulandığı noktadan uzaklaştıkça, periodontal ligament üzerindeki gerilme miktarı azalmaktadır. Bu fenomen, kuvvetin uygulandığı yere en yakın bölgede daha yüksek gerilme oluşturması, ancak uzak bölgelerde kuvvetin yayılmasıyla gerilme seviyesinin düşmesiyle açıklanabilir.

Lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin

ortasından uygulandığı senaryo 3'te gerilmelerin, santral ve lateral kesici dişler arasında dengeli dağıldığı görülmüş ve bu bulgu, Gonzalez ve ark.'ın çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir (111). Sadece senaryo 3'te lateral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme değerleri santral kesici dişteki en yüksek von Mises gerilme değerlerinden düşük bulunmuştur.

Santral ve lateral kesici dişlerdeki en yüksek von Mises değerleri arasındaki en büyük fark, intrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da izlenmiştir.

5.3.3. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Tez çalışmamızda ilk üç senaryoda mini vida destekli intrüzyon gerçekleştirilmiş ve mini vidalardaki von Mises gerilim dağılımları incelenmiştir. Tüm senaryolarda mini vidaların boyun kısmının yivli kısımla birleşim bölgesinde, kapalı sarmal Ni-Ti yayın mini vidaya temas ettiği bölgede, ilk ve ikinci yivlerde von Mises gerilmelerinin yüksek olduğu görülmektedir. En yüksek gerilim değerleri mini vidaların birinci yivlerinde gözlenmektedir. Mini vidanın ikinci yivi sonrasında gerilim değerleri keskin şekilde azalmış ve apekste sıfır olarak ölçülmüştür.

Tez çalışması bulgularımız, en yüksek gerilmelerin mini vidanın ilk yivlerinde gerçekleştiğini gösteren daha önceki çalışmalarla benzerlik göstermektedir (138–141). Mini vidaların kortikal kemik içerisine denk gelen ilk iki yivinde gerilme miktarının fazla olması bu bölgenin mini vidalarda stres açısından en önemli bölge olduğunu göstermektedir. Mini vidaların spongioz kemik içerisine denk gelen ikinci yivlerinin ardından gerilme miktarının sert bir şekilde azalması, özellikle kortikal kemik-mini vida ilişkisinin stres birikimindeki önemini göstermekte olup, bu bulgular daha önceki çalışmalarla uyumludur (142,143).

Çalışmamızda 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğuna sahip self drilling titanyum mini vidalar kullanılmıştır. İntrüzyon için kullanılan mini vidaların çaplarının küçük olması, mini vidaların dayanıklığı açısından sorun oluşturmamaktadır. Tez çalışması bulgularımızda, mini vidaların ilk yivlerinde bulunan en yüksek von Mises gerilim değerlerinin, Hirai ve ark.'nın belirttiği titanyum mini vidaların dayanıklılık değerlerinin (880 MPa) çok altında olduğu görülmektedir (144).

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tez çalışmamızda farklı mini vida konumu ve uygulama noktası ile gerçekleştirilen alt kesici diş intrüzyonu ile, farklı uygulama noktasına sahip üç parçalı intrüzyon arkı ile gerçekleştirilmiş alt kesici diş intrüzyonunun dişler ve çevre dokular üzerindeki etkileri sonlu elemanlar analizi metoduyla değerlendirilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Meziodistal yöndeki yer değiştirme miktarının, intrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. En fazla yer değiştirme hareketi lateral kesici dişin insizal kenarında ve distal yönde gerçekleşmiştir.
- Tüm senaryolarda meziodistal yönde lateral kesici dişte, santral kesici dişten daha fazla yer değiştirme meydana gelmiştir.
- Labiolingual yöndeki yer değiştirme miktarının, santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. En fazla yer değiştirme lateral kesici dişin insizal kenarında gerçekleşmiştir.
- Tüm senaryolarda dişlerin insizal kenarında labiale doğru devrilme hareketi gözlemlenmiş, dişlerin apeksinde ters yönde linguale doğru devrilme gerçekleşmiştir.
- Üç parçalı intrüzyon arkı ile gerçekleştirilen intrüzyon senaryolarında insizal kenarın labiale doğru devrilme miktarı, mini vida ile gerçekleştirilen intrüzyon senaryolarındaki devrilme miktarından daha azdır.
- Dişlerin insizal kenarının labiale doğru devrilmesi en az, kuvvetin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da gerçekleşmiş, saf intrüzyona en yakın intrüzyon hareketi meydana gelmiştir.
- Dişlerin hem kesici kenarları hem de apeksleri tüm senaryolarda apikale doğru yer değiştirmiştir.
- Vertikal yönde en fazla yer değiştirme miktarının, santral ve lateral kesici dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin

lateral ve kanin diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 2'de gerçekleştiği görülmüştür. Santral kesici dişte apikal yönde en fazla yer değiştirme ise mini vidanın santral ve lateral kesici dişlerin kökleri arasına yerleştirildiği ve kuvvetin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin orta noktasından uygulandığı senaryo 1'de gerçekleşmiştir.

- Periodontal ligamentte meydana gelen en yüksek von Mises gerilme değerleri, intrüzyon kuvvetinin üç parçalı intrüzyon arkının kuvvet kolunun ark telinin distal uzantısına, kanin dişinin distaline uygulandığı senaryo 6'da lateral kesici dişte görülmüştür. Senaryo 6'da santral kesici dişte en düşük von Mises gerilme değerleri meydana gelmiştir.
- Lateral kesici ve kanin dişlerinin kökleri arasındaki mini vidadan destek alınarak intrüzyon kuvvetinin santral ve lateral kesici diş braketleri arasındaki mesafenin ortasından uygulandığı senaryo 3 dışındaki tüm senaryolarda, lateral kesici dişlerin periodontal ligamentindeki von Mises gerilme değerleri, santral kesici dişlerindeki değerlerden daha fazladır.
- Santral ve lateral kesici dişlerin periodontal ligamentlerindeki en yüksek von Mises gerilme değerleri, senaryo 1'de daha fazla benzerlik göstermektedir.
- Mini vidalarda en yüksek gerilmeler vidanın ilk iki yivinde ve boyun kısmında meydana gelmiş ve tüm senaryolarda gerilme miktarı benzerlik göstermiştir. Bu gerilme miktarının titanyum materyaline sahip vidaların mukavemet sınırının altında olduğu ve dayanıklılık açısından risk taşımadığı sonucuna varılmıştır.

Tez çalışması sonuçları, ortodontistlerin alt çene kesici dişlerin intrüzyonu sırasında tercih edeceği intrüzyon mekaniği seçiminde iyi bir referans olabilir. Dişlerde ve çevre dokularda meydana gelen değişikliklerin sayısal dağılımlarının sonlu elemanlar analizi metodu ile incelenmesi, intrüzyonun yıkıcı etkilerinin azaltılması açısından klinisyenlere kolaylık sağlayabilir. Ancak, kesici dişlerin farklı boyutları, başlangıçtaki labio-lingual eğimleri ve alveolar kemik seviyeleri gibi bireysel hasta farklılıkları ideal kuvvet uygulama noktasını değiştirebilmektedir. Bu değişkenler uygulama noktası seçimi açısından büyük önem taşımaktadır.

KAYNAKLAR

1. Alexander TA, Gibbs CH, Thompson WJ. Investigation of chewing patterns in deep-bite malocclusions before and after orthodontic treatment. Am J Orthod. 1984 Jan;85(1):21–7.
2. Björk A, Skieller V. Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. Eur J Orthod. 1983 Feb;5(1):1–46.
3. Otto RL, Anholm JM, Engel GA. A comparative analysis of intrusion of incisor teeth achieved in adults and children according to facial type. Am J Orthod. 1980 Apr;77(4):437–46.
4. Janzen EK. A balanced smile--a most important treatment objective. Am J Orthod. 1977 Oct;72(4):359–72.
5. Nasry HA, Barclay SC. Periodontal lesions associated with deep traumatic overbite. Br Dent J. 2006 May 27;200(10):557–61; quiz 588.
6. Ngom PI, Diagne F, Benoist HM, Thiam F. Intraarch and interarch relationships of the anterior teeth and periodontal conditions. Angle Orthod. 2006 Mar;76(2):236–42.
7. Perry HT. Mandibular function: an orthodontic responsibility. Am J Orthod. 1975 Mar;67(3):316–23.
8. van Gastel J, Quirynen M, Teughels W, Carels C. The relationships between malocclusion, fixed orthodontic appliances and periodontal disease. A review of the literature. Aust Orthod J. 2007 Nov;23(2):121–9.
9. Zimmer B, Seifi-Shirvandeh N. Changes in Gingival Recession Related to Orthodontic Treatment of Traumatic Deep Bites in Adults. Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie. 2007 May;68(3):232–44.
10. Brito HHA, Leite H de R, Machado AW. Sobremordida exagerada: diagnóstico e estratégias de tratamento. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial. 2009 Jun;14(3):128–57.
11. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod. 1977 Jul;72(1):1–22.
12. Lindauer SJ, Lewis SM, Shroff B. Overbite Correction and Smile Aesthetics. Semin Orthod. 2005 Jun;11(2):62–6.
13. Nanda R. Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Elsevier; 2005.
14. Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. Angle Orthod. 1997;67(6):455–61; discussion 462.
15. Ricketts R. M. Bioprogressive therapy: Book 1. Am J Orthod [Internet]. 1980;78. Available from: https://api.semanticscholar.org/CorpusID:68383705
16. Nanda R, Marzban R, Kuhlberg AJ. The Connecticut Intrusion Arch. J Clin Orthod [Internet]. 1998;32 12:708–15. Available from: https://api.semanticscholar.org/CorpusID:29587622

17. Clifford P. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. The European Journal of Orthodontics. 1999 Jun 1;21(3):213–22.
18. Davidovitch M, Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems utility arches: a two-couple intrusion arch. Semin Orthod. 1995 Mar;1(1):25–30.
19. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients—a clinical study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1996 Dec;110(6):647–52.
20. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008 May;133(5):654–60.
21. van Steenbergen E, Burstone CJ, Prahl-Andersen B, Aartman IHA. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. Angle Orthod. 2005 Sep;75(5):730–5.
22. Polat-Ozsoy O, Arman-Ozcirpici A, Veziroglu F. Miniscrews for upper incisor intrusion. Eur J Orthod. 2009 Aug;31(4):412–6.
23. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2001 Apr;71(2):127–31.
24. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. Eur J Orthod. 2001 Feb;23(1):35–49.
25. Chiqueto K, Martins DR, Janson G. Effects of accentuated and reversed curve of Spee on apical root resorption. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008 Feb;133(2):261–8.
26. Proffit W, Fields Jr HW, R. Sarver DM. Contemporary orthodontics. 4th. Elsevier Health Sciences.; 2006.
27. Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. Br J Orthod. 1998 May 16;25(2):109–15.
28. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. The European Journal of Orthodontics. 2002 Feb 1;24(1):21–33.
29. Nihara J, Gielo-Perczak K, Cardinal L, Saito I, Nanda R, Uribe F. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. The European Journal of Orthodontics. 2015 Feb;37(1):95–100.
30. Feng Y, Kong WD, Cen WJ, Zhou XZ, Zhang W, Li QT, et al. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2019 Aug;156(2):210–9.
31. Graber T.M., Swain B.F. Current orthodontic concepts and techniques. Graber T.M., Swain B.F., editors. Philadelphia: WB Saunders Company,; 1975.

32. Solberg WK, Bibb CA, Nordström BB, Hansson TL. Malocclusion associated with temporomandibular joint changes in young adults at autopsy. Am J Orthod. 1986 Apr;89(4):326–30.
33. Beckmann SH, Kuitert RB, Prahl-Andersen B, Segner D, The RPS, Tuinzing DB. Alveolar and skeletal dimensions associatedwith overbite. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1998 Apr;113(4):443–52.
34. Upadhyay M, Nanda R. Etiology, Diagnosis, and Treatment of Deep Overbite. In: Current Therapy in Orthodontics. Elsevier; 2010. p. 186–98.
35. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Longitudinal growth changes in subjects with deepbite. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011 Aug;140(2):202–9.
36. Mohlin B, Kopp S. A clinical study on the relationship between malocclusions, occlusal interferences and mandibular pain and dysfunction. Swed Dent J. 1978;2(4):105–12.
37. Nilner M. Prevalence of functional disturbances and diseases of the stomatognathic system in 15-18 year olds. Swed Dent J. 1981;5(5–6):189–97.
38. Bolton WA. Disharmony In Tooth Size And Its Relation To The Analysis And Treatment Of Malocclusion. Angle Orthod. 1958;28(3):113–30.
39. Angle EH. Classification of malocclusion. Dental Cosmos. 1899 Mar;41(3):248–64.
40. Danz JC, Greuter C, Sifakakis I, Fayed M, Pandis N, Katsaros C. Stability and relapse after orthodontic treatment of deep bite cases--a long-term follow-up study. The European Journal of Orthodontics. 2014 Oct 1;36(5):522–30.
41. Björk A. Prediction of mandibular growth rotation. Am J Orthod. 1969 Jun;55(6):585–99.
42. Isaacson JR, Isaacson RJ, Speidel TM, Worms FW. Extreme variation in vertical facial growth and associated variation in skeletal and dental relations. Angle Orthod. 1971 Jul;41(3):219–29.
43. Lewis P. Correction of deep anterior overbite. A report of three cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987 Apr;91(4):342–5.
44. Graber T. M., Rakosi T., Petrovic A. G. Dentofacial orthopedics with functional appliances. 2nd ed. St. Louis: Mosby Co; 1997.
45. Schudy F. F. The rotation of the mandible resulting from growth: Its implication in orthodontic treatment. The Angle Orthod. 1965 Jan;35:36–50.
46. Schudy FF. The control of vertical overbite in clinical orthodontics. Angle Orthod. 1968 Jan;38(1):19–39.
47. Moyers R. E. Handbook of Orthodntics. Chicago: Mosby Co; 1988.
48. Barton KA. Overbite changes in the Begg and edgewise techniques. Am J Orthod. 1972 Jul;62(1):48–55.
49. Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bio-progressive therapy. J Clin Orthod. 1977 Oct;11(10):661–71, 674-82 contd.
50. OGATA Y. Nonextraction class II, division 2 treatment. Am J Orthod. 1974;65:67–75.
51. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989 Sep;96(3):232–41.

52. Nanda R. Correction of deep overbite in adults. Dent Clin North Am. 1997 Jan;41(1):67–87.
53. Cvvr sreedhar, baratam sreenivas. Deep overbite—A review (Deep bite, Deep overbite, Excessive overbite). ANNALS AND ESSENCES OF DENTISTRY. 2009 Jun 20;I(1):8–25.
54. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part I. Am J Orthod. 1976 Sep;70(3):241–68.
55. Simons ME, Joondeph DR. Change in overbite: A ten-year postretention study. Am J Orthod. 1973 Oct;64(4):349–67.
56. McDowell EH, Baker IM. The skeletodental adaptations in deep bite correction. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1991 Oct;100(4):370–5.
57. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending—The force system from step and V bends. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1988 Jan;93(1):59–67.
58. Bell WH, Jacobs JD, Legan HL. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. Am J Orthod. 1984 Jan;85(1):1–20.
59. Baxi S, Bhatia V, Tripathi A, Prasad Dubey M, Kumar P, Mapare S. Temporary Anchorage Devices. Cureus. 2023 Sep;15(9):e44514.
60. Sarver DM, Ackerman MB. Dynamic smile visualization and quantification: Part 1. Evolution of the concept and dynamic records for smile capture. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Jul;124(1):4–12.
61. Nanda R. The differential diagnosis and treatment of excessive overbite. Dent Clin North Am. 1981 Jan;25(1):69–84.
62. Sarver DM. The importance of incisor positioning in the esthetic smile: The smile arc. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001 Aug;120(2):98–111.
63. Sarver DM, Ackerman MB. Dynamic smile visualization and quantification: part 2. smile analysis and treatment strategies. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Aug;124(2):116–27.
64. Zachrisson BU. Esthetic Factors Involved in Anterior Tooth Display and the Smile, Vertical Dimension. Journal of Clinical Orthodontics. 1998;32:432–5.
65. Sabri R. The eight components of a balanced smile. J Clin Orthod. 2005 Jul;39:155–67; quiz 154.
66. Miron H, Calderon S, Allon D. Upper lip changes and gingival exposure on smiling: Vertical dimension analysis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2012 Jan;141(1):87–93.
67. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type “segmented arch” on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod. 1986 Mar;89(3):251–63.
68. Estevanell Tavares CA, Allgayer S, Dinato JC. Mini-implants for the management of a gummy smile. J World Fed Orthod. 2013 Jun;2(2):e99–106.
69. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod. 1984 Apr;85(4):294–307.
70. Burstone CJ. Lip posture and its significance in treatment planning. Am J Orthod. 1967 Apr;53(4):262–84.

71. Zachrisson BU. Esthetics in Tooth Display and Smile Design. In: Esthetics and Biomechanics in Orthodontics. Elsevier; 2015. p. 54–73.
72. Dong JK, Jin TH, Cho HW, Oh SC. The esthetics of the smile: a review of some recent studies. Int J Prosthodont. 1999;12(1):9–19.
73. Peck S, Peck L, Kataja M. Some vertical lineaments of lip position. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992 Jun;101(6):519–24.
74. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007 Sep;104(3):395–401.
75. Daokar S, Agrawal G. Deep Bite Its Etiology, Diagnosis and Management: A Review. Journal of Orthodontics & Endodontics. 2016;02(04).
76. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. Semin Orthod. 2001 Mar;7(1):26–33.
77. Ghafari JG, Macari AT, Haddad R V. Deep bite: Treatment options and challenges. Semin Orthod. 2013 Dec;19(4):253–66.
78. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type “segmented arch” on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod. 1986 Mar;89(3):251–63.
79. Hirschfeld L, Geiger A. Minor tooth movement in general practice. 3rd ed. St. Louis: Mosby Co.; 1974.
80. Pinheiro F. Twin block functional therapy: Applications in dentofacial orthopedics, 3rd ed. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2015 May;147(5):636.
81. Bhalajhi S.I. Orthodontics: The Art and Science. 3rd ed. New Delhi: Arya (Medi) Publishing House; 2006.
82. Uzma DI. Management of Deep bite: Review. journal of Medical Science And clinical Research. 2019 Mar 31;7(3).
83. Jackson S, Sandler PJ. Fixed biteplanes for treatment of deep bite. J Clin Orthod. 1996 May;30(5):283–7.
84. Northcutt ME. The bite-plate Nance appliance. J Clin Orthod. 1995 Dec;29(12):760–1.
85. Philippe J. Treatment of deep bite with bonded biteplanes. J Clin Orthod. 1996 Jul;30(7):396–400.
86. Bhardwaj A, patel shalini, Mishra K. DEEP BITE AND ITS TREATMENT MODALITIES WITH FIXED ORTHODONTICS. Int J Curr Res. 2020 Jun;11:4901–7.
87. Ball J V., Hunt NP. The effect of Andresen, Harvold, and Begg treatment on overbite and molar eruption. The European Journal of Orthodontics. 1991 Feb 1;13(1):53–8.
88. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type “segmented arch” on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod. 1986 Mar;89(3):251–63.
89. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995 Feb;107(2):136–43.

90. Yared KFG, Zenobio EG, Pacheco W. Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Jul;130(1):6.e1-8.
91. Schwertner A, de Almeida RR, de Almeida-Pedrin RR, Fernandes TMF, Oltramari P, de Almeida MR. A prospective clinical trial of the effects produced by the Connecticut intrusion arch on the maxillary dental arch. Angle Orthod. 2020 Jul 1;90(4):500–6.
92. Shannon KR, Nanda RS. Changes in the curve of Spee with treatment and at 2 years posttreatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004 May;125(5):589–96.
93. AlQabandi AKh, Sadowsky C, BeGole EA. A comparison of the effects of rectangular and round arch wires in leveling the curve of Spee. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1999 Nov;116(5):522–9.
94. Mulligan TF. Common sense mechanics. J Clin Orthod. 1980 May;14(5):336-42 contd.
95. Begg PR, Kesling PC. The differential force method of orthodontic treatment. Am J Orthod. 1977 Jan;71(1):1–39.
96. Vela-Hernández A, Gutiérrez-Zubeldia L, López-García R, García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Gandía-Franco JL, et al. One versus two anterior miniscrews for correcting upper incisor overbite and angulation: a retrospective comparative study. Prog Orthod. 2020 Dec 7;21(1):34.
97. Sosly R, Mohammed H, Rizk MZ, Jamous E, Qaisi AG, Bearn DR. Effectiveness of miniscrew-supported maxillary incisor intrusion in deep-bite correction: *A systematic review and meta-analysis*. Angle Orthod. 2020 Mar 1;90(2):291–304.
98. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. 1997 Nov;31(11):763–7.
99. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. Angle Orthod. 2005 May;75(3):444–52.
100. Kim TW, Kim H, Lee SJ. Correction of deep overbite and gummy smile by using a mini-implant with a segmented wire in a growing Class II Division 2 patient. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Nov;130(5):676–85.
101. Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. Angle Orthod. 1994;64(5):343–50.
102. Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015;20(2):119–25.
103. Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ÊT, Landre Júnior J. Scientific aplication of finite element method. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial. 2006 Apr;11(2):35–43.
104. Shaw AM, Sameshima GT, Vu H V. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthod Craniofac Res. 2004 May;7(2):98–107.
105. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod. 2001 Mar;28(1):29–38.

106. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod. 1974 Mar;65(3):250–9.
107. Kamble RH, Lohkare S, Hararey P V, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012 Sep;82(5):799–805.
108. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996 Feb;109(2):155–62.
109. Taşkınsel E, Gümüş HÖ. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ VE RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015 Feb 11;8(8).
110. Konda P, Sa T. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. J Pharm Biomed Sci. 2012;16(16):1–8.
111. González del Castillo McGrath M, Araujo-Monsalvo VM, Murayama N, Martínez-Cruz M, Justus-Doczi R, Domínguez-Hernández VM, et al. Mandibular anterior intrusion using miniscrews for skeletal anchorage: A 3-dimensional finite element analysis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2018 Oct;154(4):469–76.
112. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. J Oral Biol Craniofac Res. 2014 Sep;4(3):200–3.
113. Romanyk DL, Vafaeian B, Addison O, Adeeb S. The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. Semin Orthod. 2020 Sep;26(3):162–73.
114. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite Element Method – An Effective Research Tool for Dentistry. Journal of Clinical Pediatric Dentistry. 2010 Apr 1;34(3):281–5.
115. KÜÇÜKKURT S. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ İLE İLGİLİ YAPILAN ARAŞTIRMALAR. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2018 Jul 18;
116. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. Angle Orthod. 2003 Feb;73(1):12–20.
117. Dos SANTOS MBF, Da SILVA NETO JP, CONSANI RLX, MESQUITA MF. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. J Oral Rehabil. 2011 Sep 30;38(9):691–6.
118. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. Indian Journal of Dental Research. 2010;21(3):425.
119. GÜMRÜKÇÜ Z, KURT S. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2018 Jul 26;2017(2017).
120. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Dişhek Derg. 2010;11:18–23.

121. Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook, Volume 1: Materials and Engineering Mechanics,. 4th ed. Vol. 1. New Jersey: JOHN WILEY & SONS, INC.; 2015.
122. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences. 14th. Mosby Co.; 2019.
123. Uhlir R, Mayo V, Lin PH, Chen S, Lee YT, Hershey G, et al. Biomechanical characterization of the periodontal ligament: Orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2017 Mar 1;87(2):183–92.
124. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Oct;130(4):452–9.
125. Rozzi M, Mucedero M, Pezzuto C, Lione R, Cozza P. Long-term stability of curve of Spee levelled with continuous archwires in subjects with different vertical patterns: a retrospective study. Eur J Orthod. 2019 May 24;41(3):286–93.
126. Sondhi A. Anterior interferences: their impact on anterior inclination and orthodontic finishing procedures. Semin Orthod. 2003 Sep;9(3):204–15.
127. TWEED CH. The Frankfort-mandibular plane angle in orthodontic diagnosis, classification, treatment planning, and prognosis. Am J Orthod Oral Surg. 1946 Apr;32:175–230.
128. de Brito GM, Brito HH de A, Marra GGM, Freitas LRP, Hargreaves BO, Magalhães PAA, et al. Pure mandibular incisor intrusion: A finite element study to evaluate the segmented arch technique. Materials. 2019;12(7).
129. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996 May;109(5):543–8.
130. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1987 Dec;92(6):499–505.
131. Papageorgiou SN, Keilig L, Vandevska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C. Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. Prog Orthod. 2017 Dec 27;18(1):6.
132. Jung MH. Vertical control of a Class II deep bite malocclusion with the use of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2019 Feb;155(2):264–75.
133. Pisek P, Manosudprasit M, Wangsrimongkol T, Keinprasit C, Wongpetch R. Treatment of a severe Class II Division 1 malocclusion combined with surgical miniscrew anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2019 Apr;155(4):572–83.
134. El Namrawy MM, Sharaby F El, Bushnak M. Intrusive Arch versus Miniscrew-Supported Intrusion for Deep Bite Correction. Open Access Maced J Med Sci. 2019 Jun 15;7(11):1841–6.
135. Ishihara Y, Kuroda S, Sugawara Y, Balam TA, Takano-Yamamoto T, Yamashiro T. Indirect usage of miniscrew anchorage to intrude overerupted mandibular incisors in a Class II patient with a deep overbite. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 Apr;143(4 Suppl):S113-24.
136. Senışık NE, Türkkahraman H. Treatment effects of intrusion arches and mini-implant systems in deepbite patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Jun;141(6):723–33.

137. Nayar S, Dinakarsamy V, Santhosh S. Evaluation depth of the curve of Spee in class I, class II, and class III malocclusion: A cross sectional study. J Pharm Bioallied Sci. 2015;7(5):92.
138. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey P V. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: A finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. J Orthod. 2012 Dec 16;39(4):249–55.
139. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. Angle Orthod. 2008 Nov 1;78(6):1065–70.
140. Sana S, Reddy R, Talapaneni AK, Hussain A, Bangi SL, Fatima A. Evaluation of stability of three different mini-implants, based on thread shape factor and numerical analysis of stress around mini-implants with different insertion angle, with relation to en-masse retraction force. Dental Press J Orthod. 2020 Dec;25(6):59–68.
141. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. The European Journal of Orthodontics. 2009 Feb 1;31(1):12–20.
142. Kuroda S, Nishii Y, Okano S, Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: a finite element study analysis. J Orthod. 2014 Dec 16;41(4):275–84.
143. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011 Jan;139(1):e59–71.
144. HIRAI Y, WATANABE K, DEGUCHI T, UEDA K, HAMADA K, TANAKA E. Influence of insertion depth on stress distribution in orthodontic miniscrew and the surrounding bone by finite element analysis. Dent Mater J. 2021 Sep 25;40(5):2020–400.

EKLER

EK-1.Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 01.07.2024-28710

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

Toplantı Tarihi : 13.06.2024
Toplantı Sayısı : 2024/7
Karar Sayısı : 7/15

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunulan Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'ın sorumlu, Dt. Elnur MASHİZADA'nın yardımcı araştırmacı olduğu 24/287 kayıt numaralı ***"Farklı İntrüzyon Mekaniklerinin Alt Kesici Dişler ve Çevre Dokuları Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Metoduyla Karşılaştırılması"*** başlıklı proje önerisi kurulumuzun 13.06.2024 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Yasemin AYDIN KARTAL
Başkan

Prof. Dr. Derya BÜYÜKKAYHAN
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Abubekir ELTAS
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Günseli GÜVEN POLAT
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Papatya KELEŞ
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Eray Metin GÜLER
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Erhan ALABAY
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Selda RIZALAR
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Gamze TEMİZ
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Esra ÇİKLER
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan DEMİRCİ
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Banu BAYRAM
Etik Kurul Üyesi

14.06.2024 Memur

Feyzanur SEZGİN

Evrakı Doğrulamak İçin : https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSALF5VV7K&eS=28710

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