

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI



PARSİYEL GÖMÜLÜ MANDİBULAR İKİNCİ MOLAR
DİŞİN FARKLI YÖNTEMLERLE DİKLEŞTİRİLMESİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Handan Göze OĞUZ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Samet ÖZDEN

Uzmanlık Tezi - 2024

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**PARSİYEL GÖMÜLÜ MANDİBULAR İKİNCİ MOLAR DİŞİN FARKLI
YÖNTEMLERLE DİKLEŞTİRİLMESİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

Handan Göze OĞUZ

**Ortodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Samet ÖZDEN**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2023-3398 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA
2024**

KABUL VE ONAY SAYFASI

T.C.

İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ortodonti Anabilim Dalı uzmanlık programı çerçevesinde yürütölmüş olan Arş. Gör. Handan Göze OĞUZ'un 'Parsiyel Gömölü Mandibular İkinci Molar Dişin Farklı Yöntemlerle Dikleştirilmesinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi'' konulu çalışması aşğıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez savunma tarihi:28.10.2024

Dr. Öğr. Üyesi Hande ERENER

(Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi)

Jüri Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi Samet ÖZDEN

(İnönü Üniversitesi)

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Sabahattin Bor

(İnönü Üniversitesi)

Jüri Üyesi

ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK

DEK

ETİK BEYANI

28/ 10 /2024

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi

ETİK BEYANI

İnönü Üniversitesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak Dr. Öğr. Üyesi Samet ÖZDEN danışmanlığında hazırlayıp sunduğum “Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Farklı Yöntemlerle Dikleştirilmesinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi” başlıklı Uzmanlık tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Handan Göze OĞUZ

İTHAF

Uzmanlık tezimi, 6 Şubat 2023 depremlerinde hayatını kaybeden çalışma arkadaşlarımıza ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xx
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ortodontik Diş Hareketi	4
2.1.1. Kuvvet.....	4
2.1.2. Direnç Merkezi	4
2.1.3. Rotasyon Merkezi	4
2.1.4. Moment.....	5
2.2. Gömülü Dişler	5
2.2.1. Diş Gömülülüğünün Etiyolojisi	5
2.2.2. Diş Gömülülüğünün Prevelansı.....	7
2.2.3. Diş Gömülülüğünün Tedavisi	8
2.2.3.1. İskeletsel Ankraj	8
2.2.3.1.1. Mini Vidalar.....	9
2.3. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişler.....	11
2.3.1. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Tedavisi	12
2.3.1.1. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Cerrahi Tedavisi	13
2.3.1.2. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Ortodontik Dikleştirilmesi	14
2.3.1.2.1. Dişlerden Ankraj Alınarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri	14
2.3.1.2.2. İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri.....	17
2.4. Stres Analizi Yöntemleri.....	22
2.4.1. Gerinim Ölçer Analizi.....	23
2.4.2. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi	23
2.4.3. Fotoelastik Stres Analizi	23
2.4.4. Lazer Işınlı Gerilme Analizi	24
2.4.5. Radyotelemetri Kuvvet Analizi	24
2.4.6. Termografik Kuvvet Analizi	24
2.4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA).....	24

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	25
2.5.1. Kuvvet.....	25
2.5.2. Gerilme (Stres).....	25
2.5.3. Eş Değer Stres (Von Mises Stres).....	25
2.5.4. Asal Stres	25
2.5.5. Gerinim	26
2.5.6. Young Modülü (Elastiklik Modülü).....	26
2.5.7. İzotropi ve Anizotropi.....	26
2.5.8. Homojen Cisim	26
2.5.9. Düğüm	26
2.5.10. Eleman (Element)	27
2.5.11. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma.....	27
2.5.12. Sınır Şartları.....	27
2.5.13. Poisson Oranı.....	27
2.6. Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılma Aşamaları.....	27
2.6.1. Hazırlık Aşaması.....	27
2.6.1.1. Geometrik Model Oluşturulması	27
2.6.1.2. Ağ Yapısı Oluşturma	28
2.6.2. Çözüm Aşaması	28
2.6.2.1. Malzeme Özelliklerinin Sisteme Girilmesi.....	28
2.6.2.2. Sınır Koşullarının Tanımlanması	28
2.6.3. İşlem Sonrası Aşama.....	29
2.6.3.1. Kuvvetin Uygulanması	29
2.6.3.2. Sonuçların Yorumlanması.....	29
2.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları.....	29
2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar.....	30
3. MATERYAL VE METOT	33
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	34
3.1.1. Mandibular Kompleks Dokularının Modellenmesi	34
3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Lıgamentin Modellenmesi	37
3.1.3. Molar Tüp, Mini Vida, Eyelet ve Kuvvet İletici Elemanların Modellenmesi	41
3.1.4. Mini Vida Destekli Ni-ti Open Coil Yöntemi ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi	44

3.1.5. Mini Vida Destekli Nienkemper Yöntemi ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi	47
3.1.6. Mini Vida Destekli Kantilever Spring ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi.....	51
3.1.7. Ramus Vidası ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi	57
3.1.8. Senaryoların Oluşturulması	61
3.2. Matematiksel modellerin oluşturulması.....	63
3.2.1. Ağ Yapının Oluşturulması.....	63
3.2.2. Materyal Özelliklerinin Yazılıma Tanıtılması.....	65
3.2.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması	66
3.2.4. Uygulanacak Kuvvetin Miktarı, Yönü ve Doğrultusunun Belirlenmesi	68
4. BULGULAR.....	77
4.1. Birinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	78
4.1.1. Mini Vida Çevresinde Oluşan Gerilmeler	78
4.1.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler	79
4.1.3. Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	80
4.2. İkinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular.....	83
4.2.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	83
4.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	84
4.2.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	85
4.3. Üçüncü Senaryoda Meydana Gelen Bulgular.....	88
4.3.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	88
4.3.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	89
4.3.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	90
4.4. Dördüncü Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	93
4.4.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	93
4.4.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler	94
4.4.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	95
4.5. Beşinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	98
4.5.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	98
4.5.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler	99
4.5.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	100
4.6. Altıncı Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	103

4.6.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	103
4.6.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	104
4.6.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	105
4.7. Yedinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	108
4.7.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	108
4.7.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	109
4.7.3. Dişte Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	110
4.8. Sekizinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	113
4.8.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	113
4.8.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	114
4.8.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	115
4.9. Dokuzuncu Senaryoda Meydana Gelen Bulgular.....	118
4.9.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	118
4.9.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	119
4.9.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	120
4.10. Onuncu Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	123
4.10.1. Ramus Vidası Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular	123
4.10.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	124
4.10.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	125
4.11. Onbirinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular.....	128
4.11.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular.....	128
4.11.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler	129
4.11.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	130
4.12. On ikinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular	133
4.12.1. Ramus vidası çevresindeki meydana gelen bulgular	133
4.12.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler	134
4.12.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	135
5. TARTIŞMA.....	138
5.1. Amacın Tartışılması	138
5.2. Materyal ve Metodun Tartışılması	139
5.3. Bulguların Tartışılması.....	148
5.3.1. Mini Vidalarda ve Çevresinde Oluşan Gerilmelerin Tartışılması.....	148
5.3.2. Köklerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	152
5.3.3. Dişlerde Oluşan Hareketlerin Tartışılması.....	155

5.3.3.1. Ni-Ti Open Coil, Nienkemper Yöntemi, Kantilever Spring ve Ramus Vidası ile Yapılan Mandibular İkinci Molar Dişi Dikleştirme Paterninin Eksenlere Göre Değerlendirilmesi.....	155
5.3.3.1.1. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Transversal Yöndeki (X Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Değerlendirilmesi	155
5.3.3.1.2. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Sagittal Yöndeki (Y Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Değerlendirilmesi	156
5.3.3.1.3. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Vertikal Yöndeki (Z Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Değerlendirilmesi	158
5.3.3.2. Ni-Ti Open Coil, Nienkemper Yöntemi, Kantilever Spring ve Ramus Vidası ile Yapılan Mandibular İkinci Molar Dişi Dikleştirme Paterninin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi.....	159
5.3.3.2.1. Trasversal Yöndeki (X Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi.....	160
5.3.3.2.2. Sagittal Yöndeki (Y Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi.....	161
5.3.3.2.3. Vertikal Yöndeki (Z Eksen) Yer Değiş-tirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi.....	161
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	164
KAYNAKLAR	169
EKLER	192
EK-1. Özgeçmiş.....	192
EK-2. Etik Onay	193

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanmasında bana rehberlik eden, her konuda bana destek olup ilgilenen değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Samet ÖZDEN'e;

Ortodonti eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerini samimiyetle paylaşan ve bana destek olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Sabahattin BOR'a;

Uzmanlık eğitimimi verimli ve güzel geçirmemi sağlayan başta eş kıdemlilerim; Dt. Mehman AMİRASLANLI, Dt. Mahmut Ayhan ÖNER ve Dt. Serhat TENTAŞ olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma;

Bir çok emek ve fedakarlıkla büyütüp beni bugünlere getiren, her zaman yanımda olan canım annem Zeycan AYDIN, babam Düzgün AYDIN' a ve her zaman desteklerini hissettiğim canım ablam Aynur ZİYAN ve kardeşim Kerem AYDIN'a;

Asistanlık süresince tüm zorlukları beraber atlattığım, hayat arkadaşım, sevgili eşim ve aynı zamanda canım eş kıdemlim olan Fırat OĞUZ'a;

Tüm samimiyetim ile sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Farklı Yöntemlerle Dikleştirilmesinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, mezioangüler pozisyonda parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesinde kullanılan iskeletsel ankrajlı dört farklı tedavi yönteminin sonuçlarını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir. Bu bağlamda dişte, kemikte, periodontal ligamentte ve vidalarda oluşan stresler ve dişte farklı yönlerde meydana gelen yer değiştirmeler incelenecektir.

Materyal ve Metot: Mandibular kompleks, mandibular dişler, periodontal ligament, alveoler proçes ve uygulanması planlanan mekanikler modellenip sonlu elemanlar analizine hazırlanmıştır. Dört farklı iskeletsel ankrajlı dikleştirme mekanizması (Open coil, Niemkemper, Kantilever, Ramus vidası) ile üç farklı gömülülük derecesinde (45°, 60°, 75°) toplamda on iki farklı senaryo oluşturulmuştur. Analiz sonucunda dişte, kemikte, periodontal ligamentte ve vidalarda oluşan stresler ve dişte üç farklı eksen (x,y,z) meydana gelen yer değiştirmeler incelenmiştir.

Bulgular: Transversal yönde (x eksen) en fazla yer değiştirme ramus vidasının uygulandığı dördüncü grupta, sagittal yönde (y eksen) en fazla yer değiştirme Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta, vertikal yönde (z eksen) en fazla yer değiştirme ise ramus vidasının uygulandığı dördüncü grupta meydana gelmiştir.

Sonuç: Kök rezorbsiyonu açısından en riskli iki yöntemin ramus vidası ve kantilever spring grupları olduğu tespit edilmiştir. Dikleşme ile birlikte distalizasyon hareketi de istenilen vakalarda Nienkemper yönteminin; distalizasyon istenilmeyen vakalarda ise kantilever spring yönteminin tercih edilmesi avantaj sağlayacaktır. Vertikal kontrolü en iyi mekanik olan Niemkemper yönteminin, özellikle dişlerde ekstrüzyon istenilmeyen vertikal büyüme paternine sahip hastaların tedavisinde fayda sağlayacağı düşünülmüştür. Şiddetli gömülülük vakalarında (75°), tedavinin ilk aşamalarında ramus vidası ile diş koronal yönde hareket verip görünür hale getirdikten sonra, kökte mezial hareketin en çok görüldüğü kantilever spring yöntemi ile tedaviye devam edilmesi önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: İskeletsel ankraj, Mandibular Molar Diş Dikleştirme, Mini Vida, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Investigation of Uprighting of Partially Impacted Mandibular Second Molar Tooth with Different Methods by Finite Element Analysis

Aim: This study aims to evaluate the results of four different skeletal anchorage treatment methods for uprighting partially impacted mandibular second molars in a mesioangular position using finite element analysis. It will analyze stresses in the tooth, bone, periodontal ligament, and screws, as well as tooth displacements in various directions.

Material and Method: The mandibular complex, including mandibular teeth, periodontal ligament, alveolar process, and planned mechanics, was modeled for finite element analysis. Twelve scenarios were created using four skeletal anchorage methods (Open Coil, Niemkemper, Cantilever, Ramus Screw) and three degrees of embedment (45°, 60°, 75°). The analysis focused on stresses in the tooth, bone, periodontal ligament, and screws, along with displacements in the x, y, and z axes.

Results: The highest displacement in the transversal direction (x) occurred in the fourth group in which the ramus screw was applied, the highest displacement in the sagittal direction (y) occurred in the second group in which the Nienkemper method was applied, and the highest displacement in the vertical direction (z) occurred in the fourth group in which the ramus screw was applied.

Conclusion: The ramus screw and cantilever methods were the riskiest for root resorption. The Niemkemper method is recommended for cases requiring distalization with uprighting, while the cantilever method is better when distalization is not needed. For severely impacted teeth (75°), it's advised to first move the tooth coronally with a ramus screw to make it visible, then continue with the cantilever method for effective mesial root movement.

Key Words: Finite Element Analysis, Mandibular Molar Uprighting, Mini Screw, Skeletal Anchorage

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°	: Derece
”	: İnç
≤	: Küçük eşit
ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
d	: Uzaklık
DICOM	: Digital Imaging and Communication in Medicine
DOF	: Degree of Freedom
F	: Kuvvet
g	: Gram
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	: Kilovoltaj peak
mA	: Mili Amper
M	: Moment
M/F	: Moment Kuvvet
MBS	: Mandibular Bukkal Shelf
MBT	: McLaughlin Bennett Trevisi
mm	: Milimetre
N	: Newton
Ni-Ti	: Nikel Titanyum
OBS	: Ortho Bone Screw
oz	: Ons
PDL	: Periodontal Ligament
PTH1R	: Paratiroid Hormonu Reseptörü 1
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SS	: Paslanmaz Çelik
TMA	: Titanyum Molibden Alaşım
TME	: Temporomandibular Eklem

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Ni-ti open coil spring ile dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü.....	17
Şekil 2.2. Kantilever springle dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü	18
Şekil 2.3. Nienkemper metodu ile dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü	19
Şekil 2.4. Nienkemper yönteminde sıkıştırılmış ni-ti open coil mezial ve distal yönde kuvvetler üretir (yeşil oklar). Meydana gelen distal yönlü kuvvet vertikal bir kol aracılığıyla molar tüpüne ve distal tüberküllere aktarılır (mavi ok). Molar dişin direnç merkezi ile bukkolingual doğrultuda yerleştirilmiş tüp arasındaki mesafe (kesikli mavi doğru) ve üretilen kuvvet ile doğru orantılı olarak dişte dönme momenti meydana gelir (kırmızı dairesel ok)	19
Şekil 2.5. Nienkemper yönteminde dikleştirme mekanığı tarafından uygulanan bukkal eksantrik kuvvet molar diş üzerinde transversal düzlemde saat yönünde moment oluşturarak disto-lingual rotasyona neden olmaktadır	20
Şekil 2.6. Bir ramus vidasının ortalama 3 mm'lik kemik bağlantısına sahip olması gerekmektedir.....	22
Şekil 2.7. Ramus vidasının klinik örneği. Vida başı yumuşak dokunun yaklaşık 5 mm üzerinde konumlanmaktadır.....	22
Şekil 3.1. Activity 880 optik 3 boyutlu tarama cihazı	33
Şekil 3.2. KIBT ile elde edilen bir aksiyal kesit.....	34
Şekil 3.3. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun KIBT'den ayrıştırılması.....	35
Şekil 3.4. Kortikal kemiğin modellenmiş görüntüsü.....	36
Şekil 3.5. Spongioz kemiğin modellenmiş görüntüsü	37
Şekil 3.6. Mandibular dentisyonun modellenmiş görüntüsü.	38
Şekil 3.7. Mandibular dentisyonun PDL ile birlikte modellenmiş görüntüsü.	38
Şekil 3.8. 45° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.....	39
Şekil 3.9. 45° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.....	39

Şekil 3.10. 60° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.	40
Şekil 3.11. 60° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.	40
Şekil 3.12. 75° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.	41
Şekil 3.13. 75° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.	41
Şekil 3.14. MBT preskripsiyonlu molar tüpün geometrik model görüntüsü.	42
Şekil 3.15. 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki interradyiküler mini vidanın geometrik model görüntüsü.	42
Şekil 3.16. 2 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki OBS ramus vidasının geometrik model görüntüsü.	43
Şekil 3.17. Eyelet'in geometrik model görüntüsü	43
Şekil 3.18. Ni-ti open coil'in geometrik model görüntüsü	44
Şekil 3.19. Elastik zincirin geometrik model görüntüsü	44
Şekil 3.20. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	45
Şekil 3.21. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	45
Şekil 3.22. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	46
Şekil 3.23. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	46
Şekil 3.24. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	47
Şekil 3.25. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	47
Şekil 3.26. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	48

Şekil 3.27. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	49
Şekil 3.28. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	49
Şekil 3.29. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	50
Şekil 3.30. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü	50
Şekil 3.31. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü	51
Şekil 3.32. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü	52
Şekil 3.33. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü	52
Şekil 3.34. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü	53
Şekil 3.35. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü	53
Şekil 3.36. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü	54
Şekil 3.37. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü	54
Şekil 3.38. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü	55

Şekil 3.39. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü	55
Şekil 3.40. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü	56
Şekil 3.41. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü	56
Şekil 3.42. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü	57
Şekil 3.43. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü	57
Şekil 3.44. Ramus vidası ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü.....	58
Şekil 3.45. Ramus vidası ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü	59
Şekil 3.46. Ramus vidası ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü.....	59
Şekil 3.47. Ramus vidası ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü	60
Şekil 3.48. Ramus vidası ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü.....	60
Şekil 3.49. Ramus vidası ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü	61
Şekil 3.50. Ağ yapısının oluşturulması.....	63
Şekil 3.51. Algor yazılımının mesh yapısında kullandığı eleman çeşitleri	64
Şekil 3.52. Ni-ti open coil yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar).....	66
Şekil 3.53. Nienkemper yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar)	67
Şekil 3.54. Kantilever spring yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar).....	67
Şekil 3.55. Ramus vidalı yöntemde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar).....	68
Şekil 3.56. Birinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	69

Şekil 3.57. İkinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	69
Şekil 3.58. Üçüncü senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu	70
Şekil 3.59. Dördüncü senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	71
Şekil 3.60. Beşinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	71
Şekil 3.61. Altıncı senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu	72
Şekil 3.62. Yedinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	73
Şekil 3.63. Sekizinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu	73
Şekil 3.64. Dokuzuncu senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu	74
Şekil 3.65. Onuncu senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu	75
Şekil 3.66. On birinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	75
Şekil 3.67. On ikinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu.....	76
Şekil 4.1. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	78
Şekil 4.2. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri.....	79
Şekil 4.3. Birinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	80
Şekil 4.4. Birinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	81
Şekil 4.5. Birinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	82
Şekil 4.6. Birinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	82
Şekil 4.7. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	83
Şekil 4.8. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri.....	84
Şekil 4.9. İkinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	85
Şekil 4.10. İkinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	86
Şekil 4.11. İkinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	87
Şekil 4.12. İkinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	87
Şekil 4.13. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	88

Şekil 4.14. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	89
Şekil 4.15. Üçüncü senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	90
Şekil 4.16. Üçüncü senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	91
Şekil 4.17. Üçüncü senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	92
Şekil 4.18. Üçüncü senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi.....	92
Şekil 4.19. Dördüncü senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler.....	93
Şekil 4.20. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	94
Şekil 4.21. Dördüncü senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	95
Şekil 4.22. Dördüncü senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	96
Şekil 4.23. Dördüncü senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	97
Şekil 4.24. Dördüncü senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	97
Şekil 4.25. Beşinci senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler.....	98
Şekil 4.26. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	99
Şekil 4.27. Beşinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	100
Şekil 4.28. Beşinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	101
Şekil 4.29. Beşinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	102
Şekil 4.30. Beşinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	102
Şekil 4.31. Altıncı senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler	103

Şekil 4.32. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	104
Şekil 4.33. Altıncı senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	105
Şekil 4.34. Altıncı senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	106
Şekil 4.35. Altıncı senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	107
Şekil 4.36. Altıncı senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi.....	107
Şekil 4.37. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	108
Şekil 4.38. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	109
Şekil 4.39. Yedinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	110
Şekil 4.40. Yedinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	111
Şekil 4.41. Yedinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	112
Şekil 4.42. Yedinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü	112
Şekil 4.43. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	113
Şekil 4.44. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	114
Şekil 4.45. Sekizinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	115
Şekil 4.46. Sekizinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	116
Şekil 4.47. Sekizinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	117
Şekil 4.48. Sekizinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	117
Şekil 4.49. Dokuzuncu senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler	118

Şekil 4.50. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	119
Şekil 4.51. Dokuzuncu senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	120
Şekil 4.52. Dokuzuncu senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	121
Şekil 4.53. Dokuzuncu senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	122
Şekil 4.54. Dokuzuncu senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi.....	122
Şekil 4.55. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	123
Şekil 4.56. Ramus vidası çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	124
Şekil 4.57. Onuncu senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	125
Şekil 4.58. Onuncu senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	126
Şekil 4.59. Onuncu senaryonda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	127
Şekil 4.60. Onuncu senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	127
Şekil 4.61. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	128
Şekil 4.62. Ramus vidası gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	129
Şekil 4.63. Onbirinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler	130
Şekil 4.64. Onbirinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	131
Şekil 4.65. Onbirinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	132
Şekil 4.66. Onbirinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	132
Şekil 4.67. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler.....	133

Şekil 4.68. Ramus vidası gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri	134
Şekil 4.69. On ikinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler.....	135
Şekil 4.70. On ikinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	136
Şekil 4.71. On ikinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü	137
Şekil 4.72. On ikinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi.....	137



TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları	65
Tablo 3.2. Modellerdeki mevcut yapıların elastisite modülü (MPa) ve Poisson oranı v değerleri	66
Tablo 4.1. Birinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değiştirmeler	81
Tablo 4.2. İkinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	86
Tablo 4.3. Üçüncü senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	91
Tablo 4.4. Dördüncü senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değiştirmeler	96
Tablo 4.5. Beşinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	101
Tablo 4.6. Altıncı senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	106
Tablo 4.7. Yedinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değiştirmeler	111
Tablo 4.8. Sekizinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler.....	116
Tablo 4.9. Dokuzuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	121
Tablo 4.10. Onuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler.....	126
Tablo 4.11. Onbirinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	131
Tablo 4.12. On ikinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler	136

1.GİRİŞ

Gömülülük, sürme yolundaki fiziksel bir engel veya dişin anormal konumu nedeniyle dişin alveol kemiği içerisinde sürememesi olarak tanımlanmaktadır (1). Çene içerisinde her tarafı kemikle veya bir kısmı kemik, bir kısmı dişetiyle ya da sadece dişetiyle örtülü olan gömülü dişler ‘tam gömülü’ olarak adlandırılırken, kısmen sürmüş olan dişler ‘yarı gömülü’ olarak tanımlanmaktadır (2). En sık etkilenen dişler üçüncü molar dişler olup bunu maksiller kanin dişler ve mandibular ikinci premolar dişler takip etmektedir (3). Daimi ikinci molar dişin gömülülüğü nadir görülmek ile beraber mandibular arkta bu oran %0,06-0,3 arasındadır (4-6). Mandibular ikinci molar dişlerin gömülü kalması genel popülasyonda her 1000 kişiden 3'ünde ve her 100 ortodonti hastasından 2 veya 3'ünde görülmektedir (4, 7). Erkek bireylerde daha sık görülmek ile birlikte genellikle tek taraflı olarak mandibulanın sağ tarafında meydana gelmektedir (7).

Mandibular ikinci molar dişlerin normal şekilde sürememesinin birçok sebebi bulunmaktadır. Bunlara; ark uzunluğunun yetersiz olması, anormal sürme açısı, mandibular üçüncü molar dişlerin erken sürmesi, mandibular birinci molar dişlerin erken kaybı, diş folikülü veya periodontal ligamentteki (PDL) değişiklikler ve çeşitli iatrojenik faktörler örnek verilebilir (8-10).

Gömülü bir molar diş için tedavi seçenekleri arasında gömülü dişin çekimi, ortodontik düzeltme, cerrahi düzeltme, transplantasyon, cerrahi-ortodontik yaklaşım ve diş implantının yerleştirilmesi yer almaktadır (11-15).

Mezioanguler pozisyonda gömülü molar dişler uygun şekilde tedavi edilmediği takdirde karşıt dişlerin uzaması, etkilenen dişlerin mezial tarafında periodontal problemler, sürmemiş molar dişlerde çürük ve kötü ağız hijyeni gibi olumsuzluklar oluşabilecektir (3, 16, 17). Uygun oklüzyonu sağlayarak fonksiyonu idame ettirmek ve ileride oluşabilecek bu tip problemleri önlemek için, mezioangüler şeklindeki molar dişlerin ortodontik olarak dikleştirilmesi önerilen tedavi yöntemidir. Bu tedavi için en iyi zaman, daimi ikinci molar dişlerin kök gelişiminin henüz tamamlanmadığı 11 ile 14 yaş arasındadır (18).

Gömülü molar dişlerin dikleştirilmesi için birçok ortodontik uygulama ve teknik önerilmiştir. Bu uygulama ve tekniklere; dikey bir lingual sheat içine sabitlenmiş bir spring ile bağlı bonded ataşman, push coil springler, nikel titanyum (ni-ti) coil springler,

arklar arası vertikal lastikler, uprighting springli hareketli bir aparey, mini vidalar ve mini plaklar örnek gösterilebilir (3),(19-22).

Ortodontik dikleştirme için uygulanan geleneksel yöntemler ortodontistler için zorluk teşkil etmektedir çünkü anterior ankraj ünitelerinin istenmeyen hareketinin sadece sagittal değil; dikey ve yatay yönlerde de kontrol edilmesi güçtür (23, 24). Günümüzde iskeletsel ankraj sistemi, dental ankraj ünitelerinin istenmeyen hareketlerini azaltması, ortodontik apareyleri basitleştirip kuvveti hedef dişe veya segmente doğrudan uygulayarak kısa sürede etkili diş hareketi sağlaması açısından ortodontik alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (25-28).

Molar dişlerde ortodontik dikleştirme işlemi için genellikle 50-80 gram kuvvet gereklidir. Distal yönde oluşturulan itme kuvveti ve meydana gelen moment sonucunda diş dik konuma gelir (29). Mini vida gibi geçici iskeletsel ankrajların kullanıldığı yöntemlerde, bir itme kuvveti oluşturmak için vida devrilmiş molar dişin mezial tarafına yerleştirilebilir. Bu bölge vida yerleşimi için en güvenilir alanlardan olan birinci ve ikinci premolar dişlerin kökleri arası (30) veya ikinci premolar ile birinci molar dişlerin köklerinin arasındır (29).

Chang ve ark. mandibular bukkal shelf (MBS), zigomatik proçes ve mandibular ramus gibi ekstra alveoler bölgelere uygun, paslanmaz çelik (SS) kemik vidası geliştirmiştir (31). Ramus vidasının, ortalama 3 milimetrelik (mm) kemik bağlantısına sahip olması gerekmektedir. Ağız hijyenini kolaylaştırmak için vida başı yumuşak dokudan yaklaşık 5 mm dışarıda kalmalıdır. Yeterli kemik penetrasyonunun elde edilebilmesi ve anterior ramus bölgesinin anatomik özelliklerine en iyi uyumun sağlanabilmesi için bu bölgede 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğunda vidalar kullanılmaktadır (31-33). Ramus vidasının yerleşimi için en uygun bölge, mandibular oklüzal düzlemin yaklaşık 5-8 mm yukarısında, yükselen ramusun internal ve eksternal oblik sırtlarının ortasındaki bölgedir (31). Ekstra alveoler ramus vidalarının başarısızlık oranı (%5), mandibular bukkal shelf kemik vidalarından (%7,2) daha azdır. İnterradiküler vidalarda ise bu başarısızlık oranı maksillada yaklaşık %12, mandibulada yaklaşık %19'dur (34, 35).

Ortodontik diş hareketi, kuvvet sistemleri dişlere iletildiğinde meydana gelir ve periodonsiyumda farklı türde yer değiştirmelere neden olur. Periodontal ligamentte biriken stres hücresel reaksiyonu başlatır, bu da alveol kemiğinin rezorpsiyonu ve apozisyonuyla sonuçlanır ve dişin yer değiştirmesine yol açar (36). Bir ortodontik kuvvet

uygulandığında, bu kuvvete karşılık dişlerin ve destek dokuların bir reaksiyonu meydana gelir.

Bu reaksiyonu tahmin edebilen birçok yöntem vardır ancak her çalışma yönteminin kendine özgü eksiklikleri saptanmıştır. Sonlu elemanlar analizi (SEA), bu alanda yapılan en gelişmiş ve güvenilir yöntemlerden biridir. Bu analiz yöntemi, gerilimlerin ve yer değiştirmelerin tanımlanmasına olanak tanıyan sayısal bir analiz şeklidir (36). Sonlu elemanlar analizi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanmaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Bu yöntemin ilk ve en geniş uygulama alanı "gerilme analizi" olup ısı analizi, akışkan analizi, piezoelektrik analizi, elektrik analizi gibi alanlarda da kullanılmaktadır (37). Sonlu elemanlar analizi, non-invaziv ve tekrarlanabilir bir tekniktir. Bu nedenle, yapısal ve biyomekanik sorunların çözümünde etkili bir araç olarak tanıtılmıştır (38). Ortodontide sonlu elemanlar analizinden; mini vida gibi materyallerin araştırılması, çeşitli diş hareketlerinin biyolojik dokularda oluşturduğu yanıtların incelenmesi gibi farklı birçok alanda yararlanılmaktadır. Bu sayede oluşabilecek yan etkiler önceden görülerek kullanılacak mekanikler yeniden düzenlenebilmektedir (39).

Bu çalışmanın amacı, mezioangüler şekilde parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesinde kullanılan iskeletsel ankrajlı çeşitli tedavi yöntemlerinin sonuçlarını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir. Bu bağlamda dişte, kemikte, periodontal ligamentte ve vidalarda oluşan stresler ve dişte farklı yönlerde meydana gelen yer değiştirmeler incelenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodonti, dişlerin alveol kemiği içerisindeki hareketlerinin araştırılması ve uygulanmasına adanmış özel bir bilim alanıdır. Dişlerin dentoalveoler kompleks boyunca hareket ettirilmesi, fiziksel olayların ve biyolojik dokuların yeniden yapılanmasının sinerjik bir dizisidir. Ortodontik kuvvet nedeniyle oluşan diş hareketinin fiziksel davranışı Newton (N) kanunlarına dayanmaktadır. Dişler, kuvvetin büyüklüğü, uygulama süresi ve yönündeki değişikliklere, kemiği yeniden şekillendiren ve ortodontik diş hareketini sağlayan reseptör hücreleri ve sinyal basamakları aracılığıyla tepki vermektedir (40).

Ortodontik kuvvetler sonucunda periodonsiyumda stres gerilimi meydana gelmektedir. Bu durum osteoblastik ve osteoklastik hücrelerin toplanması ile alveoler kemiğin yeniden şekillenmesine katkı sağlayarak diş hareketine neden olmaktadır (41-44).

2.1.1. Kuvvet

Kuvvet, uzaydaki bir cismin yerini veya şeklini değiştirmesine neden olan etkidir. Ortodontide kuvvet gram (g), ons (oz) veya Newton (N) cinsinden ölçülür. Kuvvet; etki çizgisi, yön, büyüklük ve uygulama noktası özelliklerine sahip bir vektördür (45).

2.1.2. Direnç Merkezi

Her nesnenin veya serbest cismin mükemmel şekilde dengelenebileceği bir nokta vardır. Bu nokta ağırlık merkezi olarak bilinmektedir (46). Tek köklü bir dişin direnç merkezi kök uzunluğunun üçte biri ile yarısı arasında bulunmaktadır (47). Çok köklü bir diş için direnç merkezi ise köklerin arasında, furkasyonun 1 veya 2 mm apikalindedir (48).

2.1.3. Rotasyon Merkezi

Rotasyon merkezi, dişin etrafında döndüğü varsayılan noktadır. Bu noktanın konumu dişe uygulanan kuvvet sistemine yani moment kuvvet (M/F) oranına bağlıdır (45).

2.1.4. Moment

Moment (M), bir kuvvetin dişte dönme veya devrilme yaratması eğilimidir. Kuvvetin büyüklüğünün (F), direnç merkezinden bu kuvvetin etki noktasına dik uzaklığı (d) ile çarpılmasıyla ifade edilmekte olup ($M = F \times d$) ortodontide genellikle gram-milimetre veya gram x milimetre anlamına gelen g-mm cinsinden ölçülmektedir (45).

2.2. Gömülü Dişler

Diş sürmesi, diş organı hücrelerini ve çevresindeki alveol kemiğini içeren karmaşık bir süreçtir. Sürmemiş dişin alveol kemiğiyle kaplı olduğu göz önünde bulundurulduğunda, sürme yolu oluşturmak için kemik rezorpsiyonunun biyolojisinin anlaşılması, diş sürmesinde esas konudur (49).

Sürme mekanizması; osteoblastlar, osteoklastlar ve dental folikül arasında farklı transkripsiyon faktörleri, protoonkogenleri ve çözülebilen faktörleri regüle eden genlerin etkileşimleri ile gerçekleşmektedir (49).

Gömülü dişler, sürmeyen veya uygun bir fonksiyonel konuma gelemeyen dişler olup bir patolojiyle ilişkili olabilmektedir (50-52). Dişlerin gömülü kalmasına sebep olan pek çok neden vardır ve alt çenede sürecekt dişler için yeterli alanın olmaması en sık karşılaşılan sebeplerdendir (50, 53).

En sık gömülü kalan dişler mandibular üçüncü molar dişlerdir (50-52) . Bunu maksiller kanin dişler ve mandibular ikinci premolar dişler takip etmektedir (3).

2.2.1. Diş Gömülüğünün Etiyolojisi

Gömülüğ, çeşitli sistemik ve lokal faktörlerle ilişkilidir (54). Kalıtım etiyolojik bir faktör olarak belirtilmektedir. Son zamanlarda yapılan araştırmalara göre, diş sürmesinin gerçekleşmediği birçok ailesel vakada paratiroid hormonu reseptörü 1'de (PTH1R) mutasyonlar tespit edilmiştir (55, 56).

Sürme başarısızlığı ile ilgili olan lokal faktörler arasında süt dişlerindeki maloklüzyon bozuklukları, komşu dişlerin konumu, dental arkta yer eksikliği, molar dişlerin ankilozu, idiyopatik faktörler, fazla sayıda diş, odontomalar veya odontojenik kistler bulunmaktadır (3, 5, 6, 54, 57).

Fiziksel obstrüksiyon, en az bir dişte görülen gömülüğün yaygın bir lokal nedenidir. Bu obstrüksiyonlar çok sayıda diş, mukozal bariyer, skar dokusu ve tümörler gibi birçok farklı nedenden kaynaklanabilmektedir (58).

Gömülülüğün, süpernümerer dişleri olan beyaz ırktaki bireylerin %28 ile %60'ında meydana geldiği rapor edilmektedir (58). Süpernümerer dişler, ilgili oldukları dişlerin çapraşıklığına, yer değiştirmesine, dönmesine, gömülü kalmasına veya geç sürmesine neden olabilmektedir (59, 60).

Andreasen ve ark. sürme bozuklukları için üç ana neden öne sürmektedir (61). Bunlar:

1. Ektopik pozisyon,
2. Sürme yolundaki engeller
3. Sürme mekanizmasındaki arızalardır.

Odontomalar ile diğer tümörlerin de süt dişleri ve daimi dişlerin gömülü kalmasına sebep oldukları rapor edilmektedir (62-67).

‘Hayalet dişler’ olarak da adlandırılan bölgesel odontodisplazi, somatik bir mutasyondan veya odontojenik epiteldeki latent bir virüsten kaynaklanabilen bir anomalidir. Etkilenen dişlerin sürmesinde gecikme veya gömülü kalma durumu görülebilmektedir (60, 68).

Mukozal bariyer, gömülülük için etyolojik bir faktördür (67, 69-71). Sürmekte olan diş folikülünün mukoza ile birleşmesinde meydana gelen bir başarısızlık, mukozanın parçalanmasında gecikmeye sebep olarak dişlerin sürmesinde bir engel oluşturmaktadır (69).

Süt dişlerinde meydana gelen travmalar da daimi dişlerdeki gömülülüğün bir nedeni olarak gösterilmektedir (72).

Ark uzunluğu yetersizliği, sıklıkla dişlerde çapraşıklık ve gömülülüğün etiyolojik bir faktörü olarak dile getirilmektedir (1, 61).

Beslenme de sürme üzerinde etkili olup diğer faktörlerle karşılaştırıldığında daha az önem arz etmektedir (73-75). Bununla birlikte, diş sürmesinde gecikmenin rapor edildiği hastalar bazı temel besin maddelerinden yoksundur. Büyüyen dokulardaki yüksek metabolik talep, sürmeyi etkileyebilmektedir (74, 75).

Endokrin bezlerinin bozulması dişler dahil olmak üzere tüm vücut üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Hipotiroidizm, hipopituitarizm, hipoparatiroidizm ve psödohipoparatiroidizm sürmede gecikme ile ilişkili en sık görülen endokrin bozukluklardır (76-78).

Prematüre bebeklerde diş büyümesi ve gelişiminin gecikmesi Seow (79) tarafından incelenmiş ve sürme bozukluğunun bir nedeni olarak tanımlanmıştır.

Sürme gecikmesinde periodontal doku gelişiminin rol oynadığını gösteren önemli kanıtlar bulunmaktadır. Bazı sendromlarda olduğu gibi periodontal dokulardaki anormallikler sürme gecikmesinde bir faktör olabilmektedir. Kleidokraniyal displazide hücrel sement eksikliği bulunmuştur (80, 81). Gardner sendromunda sement benzeri proliferasyonlar ve periodontal ligament boşluğunun obliterasyonu ile sonuçlanan ankiloz kaydedilmiştir. Bununla birlikte Apert sendromunda (82, 83), Kleidokranial displazide (84) ve Gardner sendromunda diş sürmesinin gecikmesinde supernumerer dişlerin de sorumlu olabileceği belirtilmektedir (85).

Diş sürmesi ayrıca epidermal büyüme faktörü (86), dönüştürücü büyüme faktörü, interlökin-1 ve koloni uyarıcı faktör-1 (86-88) dahil olmak üzere çeşitli sitokinler tarafından da düzenlenmektedir. Uygun inflamatuvar yanıtın olmaması, bazı sitokinlerin yetersiz salgılanması ve kemik yoğunluğunun artması ile rezorpsiyonun engellenmesinin sürme gecikmesinde etkili faktörler olduğu kaydedilmiştir. Osteopetroz (89, 90), Sklerosteo (91), Carpenter sendromu (92), Apert sendromu (82, 93), Kleidokraniyal displazi (94), Piknodisostoz gibi hastalıklarda kemik rezorpsiyonundaki ve diğer çalışma mekanizmalarındaki kusurlar sürme gecikmesinden sorumlu olabilmektedir (60).

Bazen bazı sendromlar veya genetik bozukluklar çenelerde oluşan birden fazla tümör veya kist ile ilişkili olup sürme gecikmesine yol açabilmektedir. Gorlin sendromu, Cherubizm ve Gardner sendromu, bu sendromlara örnek verilebilmektedir (95).

Gömülülüğün diğer bir nedeni ise bazen fazla miktarda boşluk olmasıdır, ikinci molar dişlerin sürmesinin, birinci molar dişlerin kökleri tarafından yönlendirilmesi gerekmektedir. Örneğin; maksiller ark ortodontik olarak genişletildiğinde, iki diş arasında çok fazla boşluk olmasına rağmen bu durum sürme sorunlarına yol açabilmektedir (96).

2.2.2. Diş Gömülülüğünün Prevalansı

Bir dişin sürmesi geciktiğinde ve sürmesine izin vermeyen radyografik veya klinik engeller olduğunda diş gömülü olarak kabul edilmektedir. Gömülü dişlerin prevalansına ilişkin istatistikler büyük farklılıklar göstermekte olup ırklara göre görülme sıklığının değiştiği kaydedilmektedir (97).

Gömülü dişlerin prevalansı genel popülasyonda %1 ile %3,5 arasında değişmekte olup (98) %23'e kadar çıkabilmektedir (99). Mandibular üçüncü molar dişler en sık gömülü dişler olup, bunu maksiller üçüncü molar dişler, maksiller kaninler, mandibular premolar dişler ve maksiller kesici dişler takip etmektedir (100). Gömülü maksiller kanin dişlerin prevalansının genel popülasyonda %0,8 ile %2 arasında değiştiği

bildirilmektedir. Maksiller kaninlerin çoğu (%85) palatinal olarak gömülü bulunmaktadır (101). Gömülü dişler kadınlarda (%70) erkeklere kıyasla daha sık görülmekte olup (102), Asya ve Afrika toplumunda yaşayan bireyler gömülü diş açısından en az prevalansa sahipken, Yunanistan ve Türkiye'de yaşayanlar ise yüksek prevalansa sahiptir (103).

2.2.3. Diş Gömülüğünün Tedavisi

Gömülü dişler için tedavi seçenekleri gözlem, müdahale etme, relokasyon ve gömülü dişin çekilmesi olarak dörde ayrılmaktadır. Gözlem, çekim öncesi ve çekim sonrası dönemlerde belli bir süre boyunca hiçbir tedavinin yapılmaması anlamına gelmektedir. Müdahale etme, çapraşıklığı ortadan kaldırmak amacıyla kısa süreli ortodontik tedaviden veya dişlerin (süt ve/veya daimi) çekilmesinden oluşmaktadır. Relokasyon ise, gömülü bir dişin cerrahi veya ortodontik olarak yeniden konumlandırılmasını ifade etmektedir (57).

Proffit (104), gömülü dişlerin tedavisini cerrahi olarak açığa çıkarma, ataşman yerleştirme ve ortodontik hareket olmak üzere 3 bölüme ayırmıştır. Gömülü bir dişin kronunu ortaya çıkarmak ve ortodontik bir ataşman yerleştirmek için açık veya kapalı cerrahi yaklaşım kullanılabilir. Gömülü dişin alveol içindeki konumu hangi yaklaşımın kullanılacağını belirlemektedir. Açık yaklaşımda, bir dişeti flebi uygulanır veya yumuşak doku eksize edilir ve kronun üzerindeki kemik kaldırılır. Flepteki yumuşak doku eksize edilerek dişin kronunu ortaya çıkarmak için bir pencere oluşturulur. Flep yeniden yaklaştırılır ve pencerenin kapanması önlenerek ortodontik bir ataşman yerleştirilir. Kapalı yaklaşımda, gömülü dişin kronunu açığa çıkaran bir dişeti flebi uygulanır. Kronu kaplayan kemik kaldırılır ve ortodontik bir ataşman yerleştirilir. Flep, ataşmandan ağız boşluğuna uzanan bir zincir veya tel ile tekrar yerleştirilir.

Gömülü molar dişler için tedavi seçenekleri arasında gömülü dişin çekimi, ortodontik düzeltme, cerrahi düzeltme, transplantasyon, cerrahi-ortodontik yaklaşım ve diş implantının yerleştirilmesi yer almaktadır (11-15). Ortodontik dikleştirme, bu yöntemler arasında en az invaziv olup hastalar için daha kabul edilebilirdir (105).

2.2.3.1. İskeletsel Ankraj

Ortodontide iskeletsel ankraj aygıtları ortodontistler tarafından çeşitli klinik uygulamalar için kullanılmaktadır. Bunlara molar dişlerin distalizasyonu, intrüzyonu, protraksiyonu ve dikleştirilmesi; keser dişlerin intrüzyonu; cross bite ve scissors bite düzeltimi örnek olarak gösterilebilmektedir (106-112).

Branemark ve ark. 1969 yılında, osseointegre olan diş implantlarını tanıtmıştır (113). Mutlak ankraj elde etmek için kemiğe sabitlenmiş vidaların kullanılması fikri, Gainsforth ve Higley'in kanin dişleri retrakte etmek için altı köpeğin ramus bölgesine vitalium vidalar yerleştirdiği 1945 yılına kadar uzanmaktadır (114). Literatürde bildirilen ilk klinik kullanım, 1983 yılında Creekmore ve Eklund'un derin kapanışı olan bir hastayı tedavi etmek için anterior nazal spinaya yerleştirilen Vitallium kemik vidasını kullanmasıyla gerçekleşmiştir (115). Robert ve ark. retromolar implantları (116), Wehrbein ve Merz ise palatal implantları ankraj amaçlı kullanmıştır (117).

Block ve Hoffman, 1995 yılında ortodontik implantları tanıtmıştır (118). Ortodontik ankraj amaçlı yerleştirilen 1,2 mm çaplı 6 mm uzunluğundaki mini vidalar ilk kez 1997 yılında Kanomi (119) tarafından kullanılmıştır. 1998'de Costa ve ark. braket başlı mini vida tasarımını sunmuştur (120). Sonrasında her biri farklı tasarım ve özellikler içeren mini vidalar piyasaya sürülmüştür.

İskeletsel ankraj cihazları kökenlerine göre iki ana kategoriye ayrılabilir (121). İlk kategorinin kökeni osseointegre diş implantlarına dayanır ve ortodontik mini implantları, retromolar implantları ve palatal implantları içerir. İkinci kategorinin kökeni, Creekmore ve Eklund tarafından kullanılanlar (115) ve daha sonra Kanomi (119) ve Costa ve ark. tarafından kullanılan cerrahi mini vidalardan gelmektedir (120). İki kategori arasındaki ana farklar, ikinci kategorideki mini vidaların çapının daha küçük olması, pürüzsüz yüzeylere sahip olması ve yerleştirildikten kısa süre sonra yüklenecek şekilde tasarlanmış olmasıdır (121).

Benzer şekilde, Cope (122) mevcut iskeletsel ankraj yöntemlerini biyolojik olarak uyumlu veya biyolojik nitelikte olanlar şeklinde sınıflamıştır. Biyolojik grup ankiloze ve dilasere dişleri içerirken biyoyumlu grup geçici ankraj cihazlarını içermektedir.

2.2.3.1.1. Mini Vidalar

Mini vidalar direkt ve indirekt olacak şekilde iki farklı tipte ankraj sağlayabilir. Direkt ankraj için kullanıldığında ankraj ünitesi görevi görerek reaktif kuvvetleri doğrudan alır. İndirekt ankrajda ise teller aracılığıyla reaktif üniteye bağlanırlar (106).

Ortodontik literatürde mini vidalar, mini vida implantları ve mini implantlar terimleri birbirinin yerine kullanılabilmektedir (123).

Mini vidaların takılma ve çıkarılmasındaki kolaylığı, uygun maliyeti, biyoyumluluğu ve ortodontik kuvvetlere dayanabilmesi gibi özellikleri sayesinde ortodontide kullanımları çok yaygındır (124, 125).

Mini vidalardan destek alınarak protraksiyon, retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, dikleştirme hareketleri ve dişlerin indirekt ankraj amacı ile stabilizasyonu sağlanabilmektedir (126).

Mini vidaların etkili olabilmesi için ortodontik kuvvet uygulandığında sabit kalmaları gerekmektedir. Kemiğe mekanik olarak bağlanıp osseointegrasyona sahip olmadıkları için stabilite açısından sorun yaşanmaktadır (34).

Mini vidaların başarısı; tasarımına, hastaya ve klinisyene bağlı olmaktadır (34). Hastayla ilgili başarıyı etkileyen faktörlere; kötü ağız hijyeni, sigara kullanımı, mini vidaların yerleştirilme yeri ve mukoza türü (keratinize ve non keratinize) örnek gösterilebilmektedir (121, 127, 128). Genel olarak mini vidalar maksiller bölgeye ve keratinize diş eti içerisine yerleştirildiğinde iyi bir başarı oranı ortaya çıkmaktadır (34, 128, 129).

Mini vidaların çapının 1.1 ile 1.6 mm arasında olması başarı oranını arttıran ve tasarım ile ilgili olan faktörlerden biridir (130). Benzer şekilde 5-8 mm'den uzun mini vidalar kısa olanlara göre daha stabildir (128, 130). Klinisyenin deneyimi, sterilizasyon ve asepsi, mini vidaların yüklenme protokolü, yerleştirilme torku ve yerleştirilme açısının tümü, mini vidaların başarısını önemli ölçüde etkileyebilecek ve klinisyenle ilgili olan faktörlerdendir (131-134).

Mini vidaların; tasarım olarak küçük olmaları, anatomik sınırlamaların minimal olması, geleneksel diş implantlarına kıyasla yerleştirilme ve çıkarılma prosedürlerinin basit olması, hemen kuvvet uygulanabilmesi, minimum hasta kooperasyonu gerektirmesi ve ucuz olması gibi birçok avantajları bulunmaktadır. Bunların yanı sıra yumuşak doku iritasyonuna neden olmaları, kökte ve kan damarlarında travma yaratabilmeleri, sinirde hasar riski, sinüs perforasyonu oluşturabilmeleri gibi dezavantajları da mevcuttur (135).

Mini vidaların imalatında kullanılan alaşım veya metal, dişli kısımlarının çapı, vidanın uzunluğu ve başlığının tasarımı mini vidalar arasındaki farkları belirleyen faktörlerdendir. Paslanmaz çelikten üretilen ortodontik mini implantlar dışındaki tüm implant sistemleri V. sınıf titanyum alaşımından oluşturulmuştur (136).

Schnelle ve ark. bir mini vidanın güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için kökler arasındaki boşluğun en az 3 mm olması gerektiğini öne sürmüştür (137). Lee ve ark. yaptığı çalışmada mandibulada birinci ve ikinci premolar dişlerin kökleri arasındaki boşluğun 3 mm'den büyük olarak görüldüğü mine-sement sınırının 4 mm apikalindeki bölgenin mini vidaların yerleştirilmesi için uygun olduğunu belirtmiştir (138).

Mini vidaların başarı oranlarıyla alakalı literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Luzi ve ark. 2007 yılında, 140 adet mini vida kullanımında %9.3 başarısızlık ve %6.4 kısmi başarısızlık oranını bulmuştur (139). Aynı yıl Kuroda ve ark. mini vida kullanımında %88.6 başarı oranı bildirmiştir (140). Benzer sonuçlar 2008 yılında Moon ve ark. tarafından 209 hastaya yerleştirilen mini vidaların %83,8'lik başarı oranını kaydeden (35) ve 2009 yılında Viwattanatipa ve ark. tarafından 6 aylık gözlemden sonra %85'lik başarı oranı bildiren bir çalışmada gözlemlenmiştir. Ancak bu yazarlar, mini vida yerleştirmesinden bir yıl sonra başarısızlık oranının %57'ye yükseldiğini gözlemlemiştir (141). 2001-2003 yılları arasında yerleştirilen 378 mini vidanın retrospektif değerlendirmesinde Lim ve ark. (2009) genel başarı oranını %83,6 olarak bildirmiştir (142). Beş yıllık mini vida deneyiminde mini vida kullanımına ilişkin retrospektif verileri rapor eden başka bir çalışmada %93,43 gibi çok yüksek bir başarı oranı belirtilmiştir (143).

2.3. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişler

Mandibular ikinci molar gömülülüğü nispeten nadir olup görülme sıklığı yaklaşık olarak % 0,3'tür (5, 144). Erkek bireylerde daha sık görülmekte olup genellikle tek taraflı olarak mandibulanın sağ tarafında görülmektedir (7). Mandibular ikinci molarların mezial, distal ve vertikal olmak üzere 3 farklı gömülülik açısı olduğu rapor edilmiştir. En sık mezial açıda gömülü bulunmakla beraber, distal ve vertikal gömülülikleri daha az görülmektedir (5, 7).

Mandibular ikinci molar dişlerin normal şekilde sürememesinin birçok sebebi bulunmaktadır. Ark uzunluğunun yetersiz olması, anormal sürme açısı, mandibular üçüncü molar dişlerin erken sürmesi, mandibular birinci molar dişlerin erken kaybı, diş folikülü veya periodontal ligamentteki değişiklikler ve çeşitli iatrojenik faktörler bu sebeplere örnek verilebilir (8-10).

İkinci molar dişlerin sürme anomalilerinin ana nedeni yer darlığıdır. Mandibulada ikinci moların sürmesi için gereken alan, mandibular ramusun ön sınırının yeniden şekillenmesine yol açan normal büyümenin tipik rezorpsiyon ve apozisyon süreçlerinden kaynaklanmaktadır (145).

Alt çenenin büyüme ve gelişimi sırasında, mandibular birinci molar dişlerin distalindeki molar diş tomurcukları, mandibular ramusun ön sınırı rezorbe olduğu için genellikle kendiliğinden düzelebilen mezial bir eğime sahiptir. Bununla beraber, birinci molar dişlerin meziale drifti, mandibular ikinci molar dişlerin sürmesi için yaklaşık 2.7

mm'lik boşluk yaratır. Bu doğal sürecin fonksiyonel olarak bozulması, yetersiz ark uzunluğuna sebep olacağından ikinci molar dişlerde sürme problemlerine yol açmaktadır (19).

Mevcut boşluk miktarındaki artış, mandibular birinci molar dişlerin leeway space'i kullanarak mezial migrasyonundan kaynaklanmaktadır (19). Bu migrasyonu önlemek için tasarlanan lingual ark veya lip bumper kullanımının olduğu tedavilerde, sürme anomalisi riski artabilmektedir (146).

2.3.1. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Tedavisi

Mandibular ikinci molar dişlerin gömülü kalması sık karşılaşılan bir sorun olmamakla beraber bu durumun tedavisi oldukça zorlayıcıdır (147). Tedavi için en iyi zaman, daimi ikinci molar dişlerin kök gelişiminin henüz tamamlanmadığı 11 ile 14 yaş arasındadır (18).

Hafif eğimli mandibular ikinci molar dişin pozisyonu, messing tel yerleştirilerek düzeltilebilir (148). Daha şiddetli eğimde olan dişler için, cerrahi yöntemler veya ortodontik olarak sürdürme gereklidir. Cerrahi yöntemler arasında üçüncü molar dişin çekimi ile birlikte ya da çekimsiz cerrahi repozisyon (13), gömülü ikinci molar dişin çekimi ile üçüncü molar dişin sürmesi ya da üçüncü molar dişin ikinci molar dişe transplante edilmesi yer almaktadır (149).

Gömülü molar dişlerin dikleştirilmesi için birçok ortodontik uygulama önerilmektedir. Bu uygulama ve tekniklere; Avustralian tarzı uprighting spring, kantilever spring, prefabrik Sander spring, helikal uprighting spring, ni-ti coil spring, push spring ve uprighting springli hareketli aparey, arklar arası vertikal lastikler, dikey bir lingual sheat içine sabitlenmiş bir spring ile bağlı bonded ataşman, mini vidalar ve mini plaklar gibi çeşitli ortodontik yaklaşımlar örnek verilebilir (3, 22, 150, 151),(19-21). İskeletsel ankrajın kullanılmadığı geleneksel ortodontik dikleştirme yöntemlerinde iyi bir ankraj kontrolü gerekmektedir (150-152).

Ortodontide iskeletsel ankraj kullanımı yaygın olarak kabul görmüştür ve dental ankraj ile ortaya çıkan yan etkileri azaltmaktadır. Ayrıca ortodontik uygulamaları ve tedavi biyomekaniğini basitleştirmektedir (25).

Ortodontik mini vidaların geliştirilmesi ile ankrajla alakalı çoğu soruna çözüm sağlanmıştır. Mini vidalar 1-2 mm çapında ve 8-20 mm uzunluğunda saf titanyum veya titanyum alaşımından üretilmektedir (106). Paslanmaz çelikten üretilen mini vidaların titanyumdan üretilenlere göre kırılmaya karşı dirençleri daha fazladır. Titanyumdan

Üretilen mini vidalar ise daha elastik olup daha iyi mekanik fiksasyon sağlamaktadır (153).

Ortodontik tedavi sırasında kullanılan mini vidalar minimum ankraj kaybıyla stabil olup geleneksel ankraj yöntemlerinden daha etkilidirler (154-156). Başarı oranları %59 ile %100 arasında değişmekte ve ortalama %86,5'tir (112, 155, 156).

Mezioangular pozisyonda gömülü mandibular ikinci molar dişler uygun şekilde tedavi edilmediği takdirde karşıt dişlerin uzaması, etkilenen dişlerin mezial tarafında periodontal problemler, çürük ve kötü ağız hijyeni gibi olumsuzluklar oluşabilmektedir (3, 16, 17).

Molar dişlerin doğru pozisyona getirilmesi, fonksiyonel ve periodontal olarak oklüzyon durumunun normalleşmesini sağlayarak köklerin oklüzal düzleme dik konumlandırılmasını böylelikle oklüzal kuvvetlere daha iyi direnç göstermelerini sağlamaktadır (157).

2.3.1.1. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Cerrahi Tedavisi

Ortodontik dikleştirilme ihtimali çok zor olan gömülü mandibular ikinci molar dişlerin çekilmesi, üçüncü molar dişlerin ikinci molar dişlerin pozisyonuna sürmesine izin verebilir (158).

Cerrahi yöntemler, dişin basitçe açığa çıkarılmasından üçüncü molar dişlerin çekimine, kemik grefti yardımıyla veya greftsiz olarak ikinci molar dişleri yeniden konumlandırmaya kadar değişebilmektedir. nc molar dişlerin çekimi olsun ya da olmasın, mandibular ikinci molar dişlerin cerrahi olarak dikleştirilmesi ve yeniden konumlandırılması olası bir seçenek olmaktadır (26).

Bir molar diş ciddi şekilde gömülü olduğunda ve ortodontik tedavinin kontrendike olduğu durumlarda, cerrahi olarak dikleştirme hızlı ve kolay bir çözüm sağlayabilmektedir. Bu tarz bir tedavi, hastanın uyumu minimum düzeydeyse veya dişin konumu braketin yapıştırılması için uygun ortamı sağlayamıyorsa oldukça faydalıdır (159).

Tinerfe ve Blakey, ikinci molar dişlerin cerrahi olarak dikleştirilmesi ve yeniden konumlandırılması kararı verildiğinde belirli kriterlerin dikkate alınmasını önermektedir (158). Bunlar arasında kök uzunluğunun ve kök formunun belirlenmesi, dental arkın içindeki mevcut alan, oklüzyon, periodontal durum ve çene gelişimi gibi faktörler yer almaktadır. Devrilme ve gövdesel hareketten sonra revaskülarizasyonun arttırılması için, optimal kök uzunluğu, tamamen oluşmuş kökün nihai uzunluğunun üçte biri ile yarısı

kadar olmalıdır. Ark içinde yeterli alan olması gerektiği için üçüncü molar dişlerin profilaktik olarak çekilmesi gerekebilmektedir. Primer stabilizasyon için bukkal ve lingual kortikal kemiğe ihtiyaç duyulduğundan cerrahi olarak dikleştirilecek ikinci molar dişlerin bukkale veya linguale eğimli olmaması gerekmektedir (158).

İkinci molar dişleri dikleştirmek için rotasyon açısı 90°'yi geçmemelidir çünkü Pogrel'in (1995) önerdiği gibi, dişlerin 90°'den fazla dikleştirilmesi onların transplante edilmiş gibi davranmasına neden olarak gelecekteki vitalite şansını azaltmaktadır (160).

Molar dişler dik konuma getirildikten sonra, travmaya yol açabilecek oklüzal interferensler açısından oklüzyon dikkatlice kontrol edilmelidir. İşlem sırasında keratinize diş etinin dikkatli bir şekilde konumlandırılması dikleştirilmiş molar dişlerin uzun vadeli periodontal sağlığı açısından kritik bir öneme sahiptir (26). İdeal oklüzyonu sağlamak ve büyüme sırasında dişlerin submersiyonunu önlemek için vertikal çene büyümesinin neredeyse tamamlanmış olması da önemlidir. Bu kriterlerin karşılanması durumunda, ikinci molar dişlerin cerrahi olarak dikleştirilmesinin öngörülebilir bir prosedür olduğu ve diğer tedavi seçeneklerinin mümkün olmadığı durumlarda geçerli bir uygulama olduğu gösterilmektedir (13).

2.3.1.2. Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişlerin Ortodontik Dikleştirilmesi

Molar dişleri dikleştirmek için genelde kullanılan iki yöntem vardır. Bunlardan biri, kantilever mekaniğini içeren aynı anda hem ekstrüviz kuvvet hem de distal bir devrilme momenti oluşturan yöntemdir. Bu yöntem ciddi şekilde devrilmiş ve derin gömülü molar dişlerin düzeltilmesi için endikedir (161). Diğeri ise ni-ti open coil ile sıkıştırma kuvveti oluşturularak uygulanan mekaniktir. Bu yöntem ise molar dişin direnç merkezinin üzerinden geçen distal kuvvet nedeniyle, devrilmiş molar dişe kaybedilen alanı geri kazandırabilecek distale devrilme momenti oluşturmaktadır (27).

2.3.1.2.1. Dişlerden Ankraj Alınarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri

Tedavi mekaniği seçilirken gerekli diş hareketleri üç uzaysal düzlemde değerlendirilmelidir. Molar dişlerin dikleştirilmesi sagittal ve vertikal diş hareketlerinin uygun şekilde kombinasyonu sonucunda gerçekleşmektedir (162).

Ortodontik olarak dikleştirme, gömülü mandibular molar dişler için en etkili tedavi seçeneklerinden biridir. Bu işlem, gömülü dişin cerrahi olarak açığa çıkarılmasıyla ya da çıkarılmamasıyla yapılabilir. Genel yaklaşım, gömülü dişin bukkal veya distobukkal yüzeyine bir ataşmanın yapıştırılarak gömülü dişe dikleştirici bir kuvvet

uygulanmasıdır. Dikleştirme kuvveti; tip back kantilever bükümler, ni-ti open coil springler, süper elastik ni-ti ark teller veya çeşitli uprighting springler ve segmental mekanikler ile uygulanabilmektedir (162).

Molar dişlerin dikleştirilmesinde kullanılan geleneksel tedavi yöntemlerinin, gömülü dişin ekstrüzyonu, ankraj ünitelerinin istenmeyen karşılıklı hareketi, büyük apareylere ihtiyaç duyulması ve daha uzun tedavi süresi gerektirmesi gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (163-168).

İkinci molar dişlerdeki küçük malpozisyonlar iki diş arasına elastik bir ayırıcı yerleştirilerek düzeltilebilirken, daha ciddi malpozisyonlarda cerrahi veya ortodontik teknikler kullanılmaktadır (169).

0,017x 0,025 titanyum-molibden alaşımından (TMA) yapılan ark teli, Paslanmaz çelik tellere kıyasla daha hafif, sürekli olarak kuvvet uygulama ve daha yüksek esneme özelliğinden dolayı molar dişlerin dikleştirilmesinde uygulanan her türlü kantilever bükümlerinde kullanılabilmektedir. Kantilever springler, diş hareketini; mezio distal yönde distal kron tippingi, dikey düzlemde ekstrüzyon kuvveti ve en önemlisi molar dişi doğru pozisyona getirecek bir moment yaratacak şekilde üç uzamsal düzlemde sağlamaktadır (162). Kantilever uzunluğu moment-kuvvet oranını etkilemekte olup daha kısa bir kantilever, daha uzun olana kıyasla daha büyük bir ekstrüzyon kuvvetine neden olmaktadır (169). Ekstrüzyon, kantilever mekaniğinin kaçınılmaz bir yan etkisidir ve çoğu zaman ciddi sorunlara neden olmamaktadır (170).

İki çeşit kantilever mekaniği bulunmaktadır. Bunlar tek ve iki kantilever içeren kuvvet sistemleridir. Tek kantilever içeren kuvvet sisteminde segmental ark tekniği kullanılarak, molar dişi doğru pozisyona getirecek bir moment oluşturulmakta ve dikey yönlü kuvvet uygulanmaktadır (171).

İki kantilever içeren sistemler, kantilever springlerin premolar dişler üzerindeki yan etkilerinin üstesinden gelmek için tasarlanmıştır. Weiland ve ark. tek kantileverin oluşturduğu ekstrüzyon kuvvetinin ikinci bir kantilever ile engelleneceğini bildirmiştir (22). Tek kantilever, molar dişlerin ekstrüzyonunu sağlarken, ikinci kantilever bu etkiyi nötralize etmektedir (22, 171).

İki kantilever içeren mekanikler yumuşak doku irritasyonuna sebep olup hastaya rahatsızlık yaratabilmektedir. Bunun yerine daha rahat bir alternatif tedavi yöntemi olan Sander springi kullanılabilmektedir (162). Sander ve ark. mandibular molar dişlerin dikleştirilmesi için premolar ve kanin bölgesinde yer alan segmental paslanmaz çelik ark teli ve bu tel ile birleştirilebilen ikinci molar dişlerin tüpüne uygulanan ni-ti heliksli

springten oluşan prefabrik Sander springini tanıtmıştır (172). Araştırmacılar klinik çalışmalarında Sander springinin 10 ile 25 Nmm arası moment oluşturduğunu ve 50°'ye kadar devrilmiş molar dişlerin tedavisinde kullanılabileceğini belirtmektedir. Ni-ti springin paslanmaz çelik tel ile birleşim açısı 90°'den büyük olduğunda, dikleşme esnasında 0,5 ile 1 N arası intrüzyon kuvveti oluşarak, ekstrüzyonu önlemektedir (172).

Mandibular molar dişlerin dikleştirilmesi için kullanılan en eski yöntemlerden biri de yardımcı helikal springlerdir (173, 174). Yardımcı helikal springler, molar dişlerin dikleşmesi sırasında oluşan ekstrüzyona yan etki olarak premolar ve kanin dişlerde intrüzyon oluşturmaktadır (24, 175). Uygulanan kuvvetler transversal yönde mandibular molar dişin kronunu linguale, ankraj ünitesini ise bukkale devirme gibi yan etkiler oluşturabilmektedir (174, 176).

Molar dişlerin eğimi çok değilse segmental bir ark teline yerleştirilmiş open coil springler yardımıyla molar dişin dikleştirilmesi de tercih edilebilir. Bu yöntemde önemli olan konu segmental ark telinin molar dişin tüpünden rahatça geçebilmesi için telin esnek ve sürtünmesinin az olmasıdır (24, 173).

Khaw ve Norton'a (174) göre open coil yönteminin uygulanması sonucu molar dişlerin dikleştirilmesinde ikinci premolarların ve molarların kök paralelliği ve bukkolingual yöndeki inklinasyonları yardımcı heliks springlere göre daha iyi kontrol edilmektedir. Fakat dezavantaj olarak molar dişlerin distal yöndeki tippingi sonucu oluşan ekstrüzyon yeterince önlenememektedir. Destek alınan premolar ve kanin dişlerde ise mezializasyon, bukkale devrilme gibi yan etkiler görülebilmektedir (173, 174).

Tuncay ve ark. 0,0017x0,0025 inç (") kalınlıkta paslanmaz çelik telden hazırlanan T looplu segmental ark telinin uzun süreli düşük kuvvet uygulayarak kısa zamanda ve üç düzlemde, kontrollü bir şekilde molar dişleri dikleştirdiğini belirtmiştir. Bu yöntemle molar dişlerin ekstrüzyonu, yardımcı helikal springlere göre daha iyi kontrol edilebilmekte ve rotasyonlu molar dişlerin rotasyonunun düzeltilmesine de olanak verilmiştir (177).

Geleneksel ortodonti biyomekaniğinde, molar dişlerin ekstrüzyonu gerektiğinde, dikleştirme genellikle basit tip back mekanikler ile gerçekleştirilebilmektedir. Fazla miktarda ekstrüzyon istendiğinde brakete iletilen kuvvet, momentten nispeten büyük olmalıdır. Ekstrüzyonun istenmediği ya da az miktarda istendiği durumlarda ise moment daha büyük olmalı, kantilever kolu ise mümkün olduğu kadar uzun olmalıdır (162).

Mandibular arkta uprigher-jet kullanılmak üzere modifiye edilen distal jet apareyi, alt molar dişlerin uygun şekilde dikleştirilmesi için open coil spring ile ilişkili

sabit apareyin bir örneğidir. Aparey tasarımı, oklüzyona müdahale etmemek için oklüzal düzleme paralel, alveoler kret seviyesinin altında olacak şekilde premolar banda 0,036 inçlik bir tüpün lehimlenmesini içermektedir. Tüp, bayonet kıvrımlı bir telin uzak uçtan tüpün içine kaydırılabileceği şekilde yönlendirilmiştir (178).

Tüp üzerine ayarlanabilir vidalı bir clamp ve 150 g kuvvet uygulayan ni-ti open coil spring yerleştirilmekte olup ankraj ünitesini oluşturmak için iki premolar diş, lehimli bir lingual ark ile bağlanmaktadır. Clamp distale doğru hareket ettirildiğinde coil springi sıkıştırarak distalize edici bir kuvvet uygulamaktadır. Molar dişlerdeki bandın lingual ark ile bağlantısı rijit olmadığı için bu kuvvetin etki çizgisi molar dişlerin kronunda, kuvvet uygulama noktası ise vidadadır. Bu nedenle molar dişin kronu distale doğru devrilmektedir (178).

2.3.1.2.2. İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri

Mandibular ikinci molar dişin ortodontik dikleştirilmesinde anterior ankraj gereksinimine ihtiyaç duyulmaktadır (3, 24). İskeletsel ankraj ile molar dişleri lokalize mekaniklerle ayrı ayrı dikleştirme avantajı da bulunmaktadır (179). İskeletsel ankrajın gelişmesiyle birlikte daha kısa sürede daha verimli diş hareketleri elde edilebilmektedir.

Lee ve ark. mandibular ikinci molar dişleri dikleştirmek için kesitsel mini vida destekli mekanikleri kullanmıştır. Kullandıkları bu yöntemde ikinci molar dişin distobukkal yüzeyine molar tüp yapıştırılarak mini vida, birinci molar ile ikinci premolar dişin kökleri arasına yerleştirilebilmektedir. Mini vida ile diş arasına 0.016 inç paslanmaz çelik tel yerleştirilmesiyle dişe distalize edici bir kuvvet uygulamak amacıyla ni-ti open coil spring uygulanmaktadır (Şekil 2.1) (27).



Şekil 2.1. Ni-ti open coil spring ile dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü (180)

İskeletsel ankraj ile mini vida desteğiyle doğrudan etkinleştirilen bir kantilever spring de kullanılabilir. 0,017x 0,025 inç TMA telden yapılan kantilever springin bir ucu, molar tüpüne yerleştirilip diğer ucu mini vidaya bağlanmaktadır. Kuvvet sistemi, molar dişte bir ekstrüzyon hareketi ve saat yönünün tersine bir moment; mini vidada ise apikal yönde bir kuvvet oluşturmaktadır (181). Kliniğimizde uyguladığımız mini vida destekli kantilever mekaniğinin ağız içi görüntüsü Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Kantilever springle dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü

Ortodontik implantların retromolar alanda kullanılması ilk olarak 1990 yılında Roberts ve ark. tarafından önerilmiştir (116). Daha sonra Shellart ve ark. tarafından 1996 yılında ortodontik implantların mandibular molar dikleştirme yönteminde kullanılması fikri ortaya atılmıştır. Bu yöntemde molar diş, elastomerik iplikler kullanılarak uygulanan distalizasyon kuvveti aracılığıyla dikleştirilmektedir (165).

1996 yılında Kokich (182), bir endosseöz protez implantının mandibular molar dişlerin bölgesinde uygulanışı ile mandibular molarları nasıl dikleştirebileceğini gösteren bir vaka raporu yayınlamıştır.

2004 yılında, Park ve ark. mandibulada devrilmiş olan ikinci molar dişleri dikleştirmek için 1,2 mm çaplı 10 mm uzunluğunda, maksillada devrilmiş ikinci molar dişleri dikleştirmek için ise 1,2 mm çaplı 6 mm uzunluğunda mini vidalar kullanmıştır. Bu çalışmada mandibular molar dişler için mini vida retromolar alana yerleştirilmiştir. 50-70 g kuvvet uygulanmış ve 6-8 ay sonrasında dikleştirme sağlandığı bildirilmiştir (183).

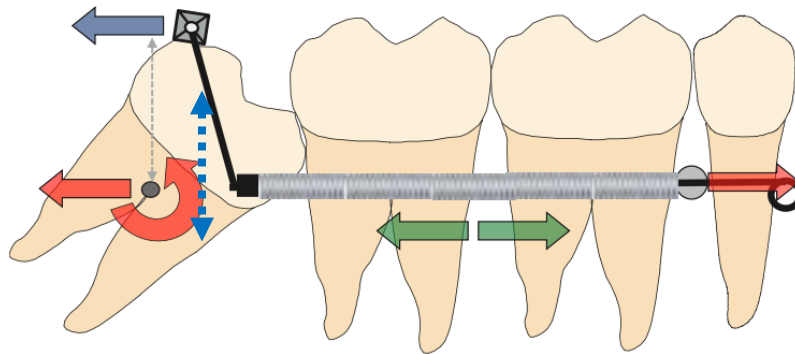
Nienkemper ve ark. dişlerin sadece distal kısmına ulaşılabilen durumlara uygun alternatif bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntem, bukkal yüzeyin cerrahi olarak açığa çıkarılması ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Bu yöntemde mini vidalar premolar dişlerin

veya ikinci premolar ve birinci molar dişlerin interradiküler bölgesine yerleştirilir. Parsiyel gömülü molar dişin distal tüberkülüne bukkolingual olarak uzanacak şekilde 90° döndürülmüş bir bukkal tüp yapıştırılmaktadır. Daha sonrasında, 0,018 inç paslanmaz çelik ark teli, oklüzal düzleme paralel olacak şekilde tüpten mini vida seviyesine kadar dikey olarak bükülmekte ve mini vidanın mezialinde bir loop ile sonlanmaktadır. Gerekli itme ve dikleştirme kuvvetini uygulamak için stopper ile mini vida arasına bir ni-ti open coil spring yerleştirilmektedir (Şekil 2.3, Şekil 2.4, Şekil 2.5) Kuvvet iletilen noktadan molar dişin direnç merkezine olan uzaklığın artması sayesinde, molar dişte distal yönde diğer klasik yöntemlere göre daha fazla bir dikleştirme momenti oluşmaktadır (Şekil 2.4) (179).

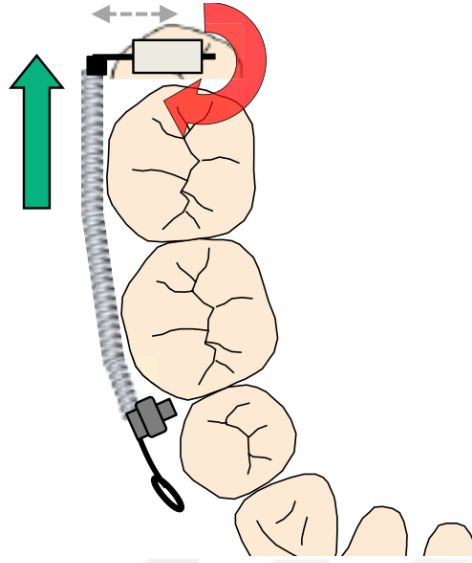
Dikleştirme işlemi genellikle 50-80 g kadar düşük bir kuvvet gerektirmektedir. Distale doğru uygulanan bir kuvvet ile diş dik konuma gelmektedir (29).



Şekil 2.3. Nienkemper metodu ile dikleştirme yönteminin ağız içi görüntüsü (179)



Şekil 2.4. Nienkemper yönteminde sıkıştırılmış ni-ti open coil mezial ve distal yönde kuvvetler üretir (yeşil oklar). Meydana gelen distal yönlü kuvvet vertikal bir kol aracılığıyla molar tüpüne ve distal tüberküllere aktarılır (mavi ok). Molar dişin direnç merkezi ile bukkolingual doğrultuda yerleştirilmiş tüp arasındaki mesafe (kesikli mavi doğru) ve üretilen kuvvet ile doğru orantılı olarak dişte dönme momenti meydana gelir (kırmızı dairesel ok) (179)



Şekil 2.5. Nienkemper yönteminde dikleştirme mekaniği tarafından uygulanan bukkal eksantrik kuvvet molar diş üzerinde transversal düzlemde saat yönünde moment oluşturarak disto-lingual rotasyona neden olmaktadır (179)

Ankraj için kullanılan mini vidalar tipik olarak 1.6-1.8 mm çapa 7 mm uzunluğa sahip olup titanyumdan oluşmaktadır. Mini vidalar kullanılarak yapılan molar dişlerde dikleştirme tedavisinin ortalama süresinin 7 ile 9 ay olduğu bildirilmektedir (27, 184).

Yatay olarak gömülü molar dişler klasik ortodontik tedavi yöntemlerine karşı direnç göstermektedir. Etkin bir tedavi stratejisi, ekstra alveoler bölgelerden güçlü bir ankraj cihazının geliştirilmesini gerektirmektedir (31, 185).

Roberts ve ark. 1990 yılında çene kemiğindeki dişsiz boşlukları kapatmak için osseointegre implantları, ekstra alveoler geçici ankraj cihazları olarak kullanmıştır (186). Bu implantlar etkili ve güvenilir olmalarına rağmen, yatay olarak gömülü mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesinde etkili değildir çünkü gömülü dişin olduğu bölgenin distaline yerleştirmek için uygun bir alan bulunmamaktadır (119).

İnterradiküler alanda titanyum mini vidaların kullanılması da yatay gömülülük durumlarında pek uygun değildir ve özellikle posterior mandibulada kullanımları daha az başarı oranı göstermektedir (120, 187). Aynı zamanda interradiküler mini vidaların kök hasarı riski, kemik içinde hareket edebilmesi ve dişin hareket yolunu engellemesi gibi kısıtlamalara sahip olmaları derin gömülü molar dişler için uygun olmamaktadır (187).

Geleneksel geçici ankraj cihazlarının sınırlamalarının farkına varan Chang ve ark. mandibular bukkal shelf (MBS), zigomatik proçes ve mandibular ramus gibi ekstra

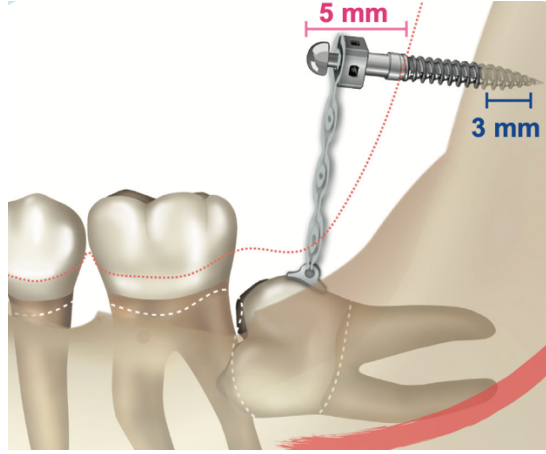
alveoler bölgelere uygun, 2 mm çapında ve 12-14 mm uzunluğunda paslanmaz çelikten yapılmış bir vida geliştirerek iskeletsel ankraj konseptini genişletmiştir (31).

MBS kemik vidaları, birinci ve ikinci molar dişlerin latereline yerleştirildiği için gömülülüğün bulunduğu retromolar bölgede ekili değildir. Bununla beraber, yatay olarak gömülü olan molar dişlerin dikleştirilmesinde MBS vidalarının kullanılması mekanik olarak karmaşık olup kontrolü zordur. Yatay olarak gömülü bir molar dişi dikleştirebilmek için, daha yukarı ve arkaya kuvvet uygulayacak şekilde mandibula ramusuna kemik vidaları yerleştirilmektedir. Mandibulanın ramusu, kalın kortikal kemik dokusu nedeniyle mini vidaların yerleştirilmesi için uygun bir yer olmaktadır (31).

Ramus vidası, derin ve yatay olarak gömülü ikinci molar dişlerin dikleştirilmesinde kullanıldığı gibi, mandibular kanala yakın olan gömülü üçüncü molar dişlerin çekimiyle alakalı parestezi ve cerrahiye bağlı komplikasyon riskini azaltmak için de kullanılabilir. Bu amaçla Chang ve ark. tarafından geliştirilen vidalar mandibular ramus bölgesinde efektif bir şekilde kullanılmaktadır (31).

Ekstra alveoler vidalar (2x12 mm), mandibular bukkal shelf bölgesi için uygundur; ancak ramus bölgesinde kalın hareketli mukoza nedeniyle daha uzun bir vidaya ihtiyaç duyulmaktadır (31). Ramus vidasının, temporal kasın alt liflerinin yanı sıra kalın bir mukozaya nüfuz etmesi ve ortalama 3 mm'lik kemik bağlantısına sahip olması, ağız hijyenini kolaylaştırmak için vida başının yumuşak dokudan yaklaşık 5 mm yukarıda olması gerekmektedir (Şekil 2.6 ve Şekil 2.7). Yeterli kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi ve anterior ramus bölgesinin anatomik özelliklerine en iyi uyumu sağlayabilmesi için mandibular ramusta 2 mm çap ve 14 mm uzunluğa sahip vida kullanılmaktadır (31-33).

Ramus vidasının yerleşimi için en uygun bölge, mandibular oklüzal düzlemin yaklaşık 5-8 mm yukarısında, yükselen ramusun internal ve eksternal oblik sırtlarının ortasındaki bölgedir. Dikleştirme kuvveti, ramus vidası ile gömülü dişlere yapılandırılan bir buton veya eyelet arasında gerilmiş elastik zincir aracılığıyla uygulanmaktadır. Elastik zincir her dört haftada bir değiştirilerek aktive edilmektedir (31).



Şekil 2.6. Bir ramus vidasının ortalama 3 mm'lik kemik bağlantısına sahip olması gerekmektedir (188)



Şekil 2.7. Ramus vidasının klinik örneği. Vida başı yumuşak dokunun yaklaşık 5 mm üzerinde konumlanmaktadır (188)

Komplikasyon açısından en riskli anatomik yapı, mandibular alveoler kanalın nörovasküler demetidir. Ramus vidası nörovasküler demetten yaklaşık 15-20 mm uzakta olup vida ucu kanaldan yaklaşık 5-8 mm uzakta olduğu için nörovasküler demete zarar verme riski minimumdur (32).

2.4. Stres Analizi Yöntemleri

Stres, birim alan başına düşen kuvvet miktarı olarak tanımlanır ve bir nesnedeki iç kuvvetleri belirtir (189). Gerinim ise, uygulanan bir kuvvetten kaynaklanan deformasyonları tanımlar ve uzunlukta meydana gelen orantılı bir değişiklik olarak nitelendirilir (190).

Stres analizi bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğun olduğu bölgeleri tespit ederek cismin bu kuvvetlere karşı verdiği tepkinin belirlenmesini sağlamaktadır (191). Stres analizi yöntemleri ağız içi biyomekanikğin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olarak, daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesine imkan verdikleri için diş hekimliği araştırmalarında uzun süredir kullanılmaktadır (192).

Dental stres analizi, dentofasiyal yapılar üzerinde meydana gelen stres ve gerinim değerlerinin, bu değerlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığının ve oluşabilecek deformasyonların belirlenmesinde kullanılmaktadır (193). Bu konu diş yapılarındaki streslerin belirlenmesi ve bu yapıların mekanik mukavemetinin artırılması amacıyla son yıllarda ilgi duyulan bir konu olmuştur. Ağız boşluğu, erişimi sınırlı olan karmaşık bir biyomekanik sistemdir. Bu nedenle ortodonti, implantoloji, restoratif diş hekimliği, endodonti, protetik diş hekimliği gibi alanlarda ağız ortamına ilişkin çoğu biyomekanik araştırma in vitro gerçekleştirilmektedir (194).

2.4.1. Gerinim Ölçer Analizi

Dinamik ve statik yüklemeler altındaki yapılarda oluşan, doğrusal olarak meydana gelen şekil değişimlerinin saptanabilmesi için, elektriksel direnç değişimi ilkesiyle çalışan mekanik aygıtların kullanıldığı yöntemdir. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan elektriksel direnç değişiminde meydana gelen veriler kaydedilerek stres miktarları hesaplanmakta ve bu stresler altında oluşan boyutsal değişiklikler değerlendirilmektedir (195).

2.4.2. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi

Yapı üzerine homojen olarak kaplanan verniğin termal işlemlerle sertleşmesi sonrasında istenilen yön ve şiddette kuvvet uygulanmaktadır. Bu kuvvet sonucu vernik yüzeyinde oluşan çatlakların sıklığı ve yönü kuvvetin yoğun olduğu alanları ifade etmektedir (196).

2.4.3. Fotoelastik Stres Analizi

Uygulanan kuvvetle yapı içinde meydana gelen gerilim alanlarının görülebilir ışık kaynağına dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır. Fotoelastik materyalden yapılmış üç boyutlu modeli oluşturulan cismin içinden geçen polarize ışığın kırılmasıyla ortaya çıkan titreşimler polariskopik cihazla incelenerek analiz yapılmaktadır (196).

2.4.4. Lazer Işınlı Gerilme Analizi

Lazer ışını ile bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu yöntemde, interferometri denilen bir alet kullanılarak cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, lazerin kaynağından çıkan ışın demetleriyle yapının hareket ettirilmesi sonucu ortaya çıkan holografik görüntünün izdüşümleri değerlendirilebilmektedir (197).

2.4.5. Radyotelemetri Kuvvet Analizi

Bir güç kaynağı, alıcı, radyotransmitter, gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedicisi içeren bu yöntemde gerinim ölçerde meydana gelen direnç değişikliklerinin, radyotelemetrinin frekansını etkilemesiyle oluşan veriler üzerindeki değerlendirmelerle yapılan analizdir (196).

2.4.6. Termografik Kuvvet Analizi

Cisme uygulanan kuvvetle oluşan ısı değişimlerinin ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Oluşan ısısal değişimler cisimdeki ilgili alanlarda meydana gelen asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Cisimlerin statik yükleme şartlarını karşılamama durumu bu yöntemin dezavantajı olarak gösterilebilmektedir (196).

2.4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), karmaşık geometriye sahip nesnelerin fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamında oluşturulduğu matematiksel bir yöntemdir. (198, 199). Bu yöntem “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanmaktadır, incelenecek olan bölge, küçük parçalara ayrılarak bu küçük parçaların tek tek analizi sağlanmaktadır (200).

1943 yılında R. Courant bu tekniği geliştiren ilk araştırmacıdır. Hedefi biyomekaniksel sisteme kesin bir çözüm bulmak için çeşitli hesaplama prosedürlerini en aza düşürmektir. Bunu çözebilmek için Ritz’ in sayısal analiz yöntemini kullanmıştır (201). Daha sonra Turner ve ark. SEA yöntemini bu sayısal analizleri geliştirerek tanımlamaya çalışmıştır (202). Weinstein (203) ise 1976 yılında bu tekniği implant dış hekimliğinde implant ve kemik üzerindeki oklüzal yükleri değerlendirmek için kullanmıştır.

Bu yöntem ilk olarak mühendislikte kullanılmaya başlanmış olup teknolojinin gelişmesiyle beraber dış hekimliğinde de kullanımı yaygınlaşmıştır (198). İlk olarak

Ledney ve Huang 1960'larda bir dişin matematiksel modelini oluşturmuş, bunu takiben 1970'lerde Farah ve ark. diş hekimliğinde SEA'yı kullanmıştır (204).

SEA yöntemi, ortodontistlere dentoalveoler kompleks içinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonların anlaşılmasını kolaylaştıran niceliksel veriler sağlayarak, bireysel dokuların reaksiyonları ve etkileşimlerinin daha iyi anlaşılmasına olanak tanımaktadır (198, 199).

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.5.1. Kuvvet

Kuvvet, uzaydaki bir cismin yerini veya şeklini değiştirmesine neden olan etkidir (45). Vektörel bir nicelik olup Newton birimiyle ölçülmektedir (205). Ortodonti alanında genel olarak gram kuvvet cinsinden kuvvet miktarı verilmektedir. 1 newton 101,97 gram-kuvvet'e eş değerdir (206).

2.5.2. Gerilme (Stres)

Cisimler, moleküllerden ve atomlardan oluşmaktadır. Bir cisme kuvvet uygulandığında kuvvetin niteliğine bağlı olarak atomlar arasındaki mesafenin değişmesine stres adı verilir (45).

2.5.3. Eş Değer Stres (Von Mises Stres)

Bir cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen gerilme dağılımını gösteren kriterdir (207). Diğer bir ifade ile Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla cisimler üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. İki veya üç boyutta meydana gelen gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini ifade etmektedir (208).

2.5.4. Asal Stres

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve tüm gerilmelerin alana dik yönde normal gerilmelerden oluştuğu gerilme tipi asal gerilmeler olarak adlandırılmaktadır (209). Maksimum, orta ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (210). Analiz sonucundaki pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) göstermektedir (211).

2.5.5. Gerinim

Bir cisme kuvvet uygulandığında birim alanda oluşan boyutsal değişimdir. Gerinim, bir kuvvet değil sadece büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisi sonucu oluşan boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranıdır ve “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” şeklinde hesaplanmaktadır (212). Gerinim değeri genel olarak % ile ifade edilmektedir. Bir Strain (Gerinim) %100 uzamayı, 1000 Microstrain (Mikrogerinim) %0,1 uzamayı göstermektedir (212).

2.5.6. Young Modülü (Elastiklik Modülü)

Elastikiyet sınırları içinde maddenin sertliğini gösteren modüldür. Elastiklik modülü; gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile elde edilen bir değerdir. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır. Sert maddelerin bozulmaya karşı fazla miktarda iç dirence sahip olması nedeniyle elastiklik katsayıları yüksektir (213).

2.5.7. İzotropi ve Anizotropi

Cismin farklı doğrultularda aynı elastik davranışları göstermesi izotropi olarak adlandırılır. İzotropik cisimler, farklı doğrultulardan kuvvet uygulandığında çekme, makaslama ve basma gerilmeleri sonucunda aynı elastiklik modülü göstermektedir (214). Anizotrop cisimlerde ise uygulanan kuvvetin doğrultusu değiştikçe elastiklik modülü de değişmektedir (215).

2.5.8. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin her noktasında aynı olduğu cisimlerdir (193).

2.5.9. Düğüm

Elemanların birbirlerine bağlandığı noktalara düğüm adı verilmektedir. Sonlu elemanlar analizi yapılırken bu düğüm noktalarının belirli kısımlardan sabitlenmesi gerekmektedir (198). Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirlerine bağlandıkları yerler olan eleman sınırlarında bulunmaktadır. Model ağını oluşturan elemanlar sanal stresler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı bulundukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmelerine neden olurlar (216).

2.5.10. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinin yapıldığı geometrik model, eleman (element) adı verilen geometrik şekillerden meydana gelmektedir. Elemanlar geometrilerine, boyutlarına, düğüm sayılarına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır (193).

2.5.11. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Ağ, bir elemanın şeklini tanımlamaktadır. Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Sonlu eleman analizinde ağ yapısının biçimlendirilmesi gerilim dağılımının tespit edilmesinde önemli bir konudur (217).

2.5.12. Sınır Şartları

Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini göstermektedir. Cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı alanı ifade eder (198).

2.5.13. Poisson Oranı

Poisson Oranı kuvvet uygulanan cismin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya oranıdır. Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısalma oluşmaktadır (212). Yumuşak olan cisimler çekme esnasında çapraz kesitte daha çok azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olmaktadır (212).

2.6. Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılma Aşamaları

2.6.1. Hazırlık Aşaması

Bu aşamada kısaca yapı modellenerek bilgisayara aktarımı tamamlanmakta ve ağ modeli oluşturulmaktadır (193).

2.6.1.1. Geometrik Model Oluşturulması

Geometrik modelleme aşamasının amacı geometriyi noktalar, çizgiler, alanlar ve hacim açısından temsil etmektir (199).

Bu iki şekilde yapılır (218):

- Bilgisayarlı Tomografi (BT) tarayıcı: Genellikle karmaşık yapıların veya canlı dokuların modellenmesi için yapılmaktadır. Kraniyofasiyal iskelet, maksilla veya mandibula buna örnek verilebilmektedir.
- Lazer tarayıcı: Genellikle cansız nesnelerin modellenmesi için kullanılmaktadır. Örneğin, braketlerin modellenmesi bu şekilde yapılmaktadır.

2.6.1.2. Ağ Yapısı Oluşturma

Elde edilen geometrik modeller şekline ve boyutuna uygun çok sayıda elemana bölünerek matematik model denilen ağ yapısı oluşturulur. Ağ yapısı bilgisayar tarafından otomatik olarak oluşturulmakla birlikte bazı şartlarda araştırmacı tarafından da yapılabilmektedir. Eleman sayısı arttıkça sonlu elemanlar modeli daha doğru hale gelir (193). Bu aşama genellikle sonlu eleman analizinde en çok zaman alan işlem olmaktadır (213).

2.6.2. Çözüm Aşaması

Çözüm evresindeki amaç, oluşturulan modelin her bir elemanının mekanik özelliklerini ve yükleme koşullarını tanımlamaktır (193).

2.6.2.1. Malzeme Özelliklerinin Sisteme Girilmesi

Matematiksel modeli oluşturan elemanların poisson oranı, elastiklik modülü gibi değerleri analizin yapılacağı programa girilerek, orijinaline yakın sonuçların elde edilmesi amaçlanmaktadır (219).

2.6.2.2. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Sınır koşulları, bilgisayarda oluşturulan elemana bir kuvvet uygulandığını varsayarsak, bu elemanın serbest yüzen katı bir cisim gibi davranacağı ve deformasyona uğramadan öteleme veya dönme hareketine veya ikisinin birleşimine maruz kalacağı anlamına gelmektedir. Deformasyonu inceleyebilmek için, bazı düğümlerde bazı serbestlik derecelerinin kısıtlanması gerekmektedir (düğümün her x, y ve z yönündeki hareketi). Bu tür kısıtlamalar sınır koşullarıdır (218).

2.6.3. İşlem Sonrası Aşama

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlenmesini içeren son aşamadır (193).

2.6.3.1. Kuvvetin Uygulanması

Kuvvet uygulanmasıyla düğüm noktalarında oluşan değişiklikler için matrisler oluşup bu matrisler bilgisayar ortamında hesaplanır. Böylece elemanlarda ve onların oluşturduğu cisimlerdeki gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler hesaplanabilmektedir (193).

2.6.3.2. Sonuçların Yorumlanması

Gerinim, gerilme ve yer değiştirme sonucu oluşan veriler elde edildikten sonra renklendirilmiş görüntü ve animasyonlar ile sonuçlar kolayca yorumlanmaktadır (193).

2.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin avantajları (192, 200):

- Karmaşık bir geometrik şekle sahip olan cisimlerde güvenle analiz yapılabilir.
- Uygulanan kuvvetler sonucu cismin herhangi bir yerinde oluşan stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
- Sınır koşullarının uygulanması kolaydır.
- Deneysel ve analitik yöntemlerden daha kesin sonuçlara sahiptir.
- Non-invaziv bir yöntemdir.
- Kolayca ve defalarca tekrarlanabilirliği vardır.
- Doğru değerlerle, gerçeğe yakın modeller oluşturulabilir.
- Bir cisim farklı malzemelerin birleşiminden oluşmuş ya da zamana bağlı değişken özellikler gösterse bile kolaylıkla değerlendirme yapılabilir.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait problemler, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilmektedir.

Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları (220) :

- Biyolojik ortamın etkilerinden dolayı analize tam olarak yansıtılması sağlanamayabilir.

- Gerçek şartların oluşturulması bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar analizinin kapasitesiyle sınırlı olmaktadır.
- Modellemesi yapılan yapılar oral kavitede statik durumlardan daha çok dinamik yüklemeler altında kalmaktadır, dinamik yük altındaki modellerde analiz mümkündür fakat zordur.
- Analiz gerçekleştirilirken malzeme özelliklerinin sisteme girişi doğru yapılmalıdır.
- Modellerin özellikleri varsayımlar sonucu oluşturulduğu için malzemeyi tam olarak temsil etmeyebilir.
- Analiz yapılabilmesi için bilgi birikiminin fazla olması, teknolojik alt yapı ve zaman gerekmektedir.

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar

Mc Guinness ve ark. edgewise tekniğiyle uygulanan ortodontik kuvvetlerin dağılımını değerlendirmek için SEA'yı kullanarak 0,022 inç slotlu bir maksiller kanin diş braketi ve slotu dolduran bir tel kullanarak tele paralel meziodistal yönde bir kuvvet uygulamıştır. Bunun sonucunda periodontal ligamentin servikal kenarında ve diş apeksinde stres konsantrasyonunun daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir (221).

Tominaga ve ark. kayma mekanikleri ile en masse retraksiyonu analiz etmeyi önermiştir. Elde ettikleri sonuçlar, kancanın lateral diş ile kanin dişleri arasında kayma mekaniği kullanılarak konumlandırılması durumunda anterior segmentin en masse retraksiyonunun daha kontrollü olduğunu göstermektedir (222).

Kanjanaouthaia ve ark. lingual yönde 1 N kuvvet uygulandıktan sonra, inklınasyonları artmış olan üst keser dişlerin, bukkolingual yönde iyi konumlanmış keser dişlerle karşılaştırıldığında apeks üzerinde daha yüksek stres konsantrasyonu sergilediğini göstermek için SEA' yı kullanmıştır (223).

Liang ve ark. labial ve lingual ortodontik teknikte maksiller kesici dişlerin retraksiyonu sırasında tork kontrolünü değerlendirmek için maksilla ve maksiller kesici dişlerin üç boyutlu sonlu eleman modellerini oluşturmuştur. Her iki teknikte de retraksiyonun simülasyonu için önceden belirlenen noktalara retraksiyonu, intrüzyonu ve kuvvet momentini içeren üç boyutlu kuvvet sistemi uygulanmıştır (224).

Sung ve ark. labial ve lingual ortodontik teknikte spee'nin ters eğrisinin anti tip ve anti rotasyon etkisini değerlendirmek için mandibula ve mandibular kesici dişlerin üç boyutlu sonlu eleman modellerini oluşturmuştur. Her iki teknikte de kanin dişe 150 g

retraksiyon kuvveti uygulanmıştır ve her seferinde spee miktarı 0 mm'den 4 mm'e çıkarılarak periodontal ligamentte ortaya çıkan stres ve gerginlik karşılaştırılmıştır. Bu çalışma, spee'nin ters eğrisinin lingual tekniğe kıyasla labial teknikte daha iyi çalıştığını göstermektedir (225).

Kojima ve ark. mezioangüler şekildeki mandibular ikinci molar dişin uprighting spring ile dikleştirilmesinin etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir (176). Araştırmada, premolar dişlerde görülen yan etkileri azaltmak için uygulanan lingual retainer ve springin mezial koluna verilen lingual bükümün ankraj ve ikinci molar dişler üzerindeki etkisi incelenmiştir. Analiz sonucunda, uprighting springin mezial koluna verilen lingual bükümün dikleştirme sırasında ankraj dişlere gelen stresi azalttığı, retainer ilave edildiğinde ise ankraj alınan premolar ve kanin dişlerde stresin azaldığı bulunmuştur (176).

Abrão ve ark. yaptıkları 'fotoelastik gerilim analizinde', mandibular ikinci molar dişlerin farklı yöntemler ile dikleştirilmesinin kemikte oluşturduğu stres dağılımlarını kıyaslamıştır. Bunu yaparken retromolar bölgeye yerleştirilmiş bir mini vida, ni-ti open coil spring, TMA telden yapılan T-loop ve kantilever springin uygulandığı dört farklı fotoelastik model hazırlanmıştır. Mini vida uygulanan modelde stresin en az, helikal yardımcı springin uygulandığı modelde stresin en fazla olduğu tespit edilmiştir (226).

Largura ve ark. molar protrakasyonu ve dikleştirmesinde ortodontik kuvvetlerin ankrajı için kullanılan mini plakların bitişik kemik dokusu üzerindeki stres dağılımını, sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak değerlendirmiştir. Mini plak destekli ankraj sisteminin mini plağın stabilitesini etkilemediği ve SEA' nın ortodontik ankraj amacıyla kullanılan mini plaklara komşu olan kemik doku üzerindeki stres ve gerilim dağılımını değerlendirmek için uygun bir araç olduğu sonucu elde edilmiştir (227).

She ve ark. selektif osteotomi ve kortikotomi yardımıyla molar dişin dikleştirilmesini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Farklı kortikotomi ve osteotomi kombinasyonlarının ortodontik molar dikleşme hareketleri üzerinde ani biyomekanik etkiye sahip olduğu gösterilmiştir. En kapsamlı iki cerrahi yaklaşım olan horizontal kortikotomi ile kombine mezial ve distal osteotomi ve kök apeksi seviyesinde çevresel kortikotomi, diş hareketinde artışa neden olduğu sonucu bulunmuştur (228).

Barros ve ark. paslanmaz çelik ve TMA telden yapılan torklu kantileverin ve geleneksel tip back kantileverin, mezial olarak gömülü mandibular molar dişlerin dikleştirilmesi üzerindeki etkilerini SEA ile değerlendirmiştir. Paslanmaz çelik telden

yapılan kantileverin en fazla molar yer değiştirmeyi ve PDL üzerinde en yüksek stresi gösterdiği ve torklu kantileverin molar dişi daha etkili dikleştirdiğı tespit edilmiştir (229).

Zheng ve ark. meziale devrilmiş molar dişlerin 30°, 45°, 60° gömölölük durumlarında mini vidadan destek alınarak 0.5 N kuvvet altında yer değişimlerini ve periodontal ligamentte oluşan stresleri analiz etmek için SEA'dan yararlanmıştır. Distal mini vidanın, mezial olarak eğimli ikinci molar diş üzerinde daha iyi bir ekstrüzyon etkisine sahipken, mezial mini vidanın distal hareket üzerinde daha etkili olduğı ve mezioangüler şekildeki ikinci molar dişlerde mini vida çekişi için en uygun ortodontik kuvvetin 0,5-0,8 N olduğı sonucuna varılmıştır (105).



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, mezioangüler şekilde parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişlere mini vida destekli kantilever spring, ni-ti coil spring, Nienkemper yöntemi ve ramus vidası uygulamasıyla gerçekleşen ortodontik dikleştirme yöntemlerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamız, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında planlanmış olup, Ay Tasarım Ltd. Şti.'de üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için aşağıdaki ekipman ve yazılımlardan faydalanılmıştır:

- Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar,
- Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) 3 boyutlu optik tarayıcı (Şekil 3.1),
- Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı,
- VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı.



Şekil 3.1. Activity 880 optik 3 boyutlu tarama cihazı (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya)

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için mandibular kompleks dokuların, dişlerin, periodontal ligamentin, çalışmada kullanılacak molar t  p  , eyelet ve mini vidaların geometrik modelleme işleminin gerçekleşmesi gerekmektedir. Bu amaçla Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazı (KIBT) (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA), SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı ve 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımlarından yararlanılmıştır.

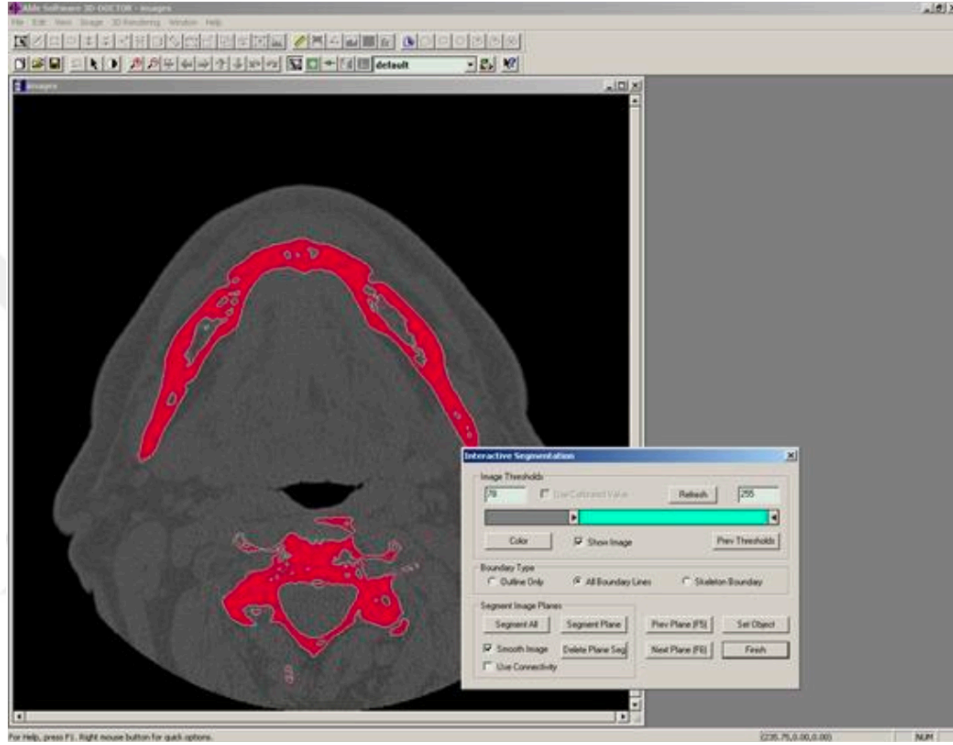
3.1.1. Mandibular Kompleks Dokularının Modellenmesi

Mandibulaya ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekilip çene kemiği KIBT ile taranmıştır. Taramada 120 kVp (kilovoltaj peak), 3.8 mA (mili amper)’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstr  kte edilerek elde edilen kesitler, DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 3.0 formatında export edilmiştir. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına aktarılmıştır. şekil 3.2’de KIBT ile elde edilen g  r  nt  den elde edilmiş   rnek bir aksiyal kesit g  sterilmiştir.



şekil 3.2. KIBT ile elde edilen bir aksiyal kesit

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi ile birlikte pek çok görüntüleme yöntemi sonucu elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişimler yapılabilir. 3D-Doctor yazılımında mevcut olan “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Ünitesi değerleri düzenlenerek kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.3).

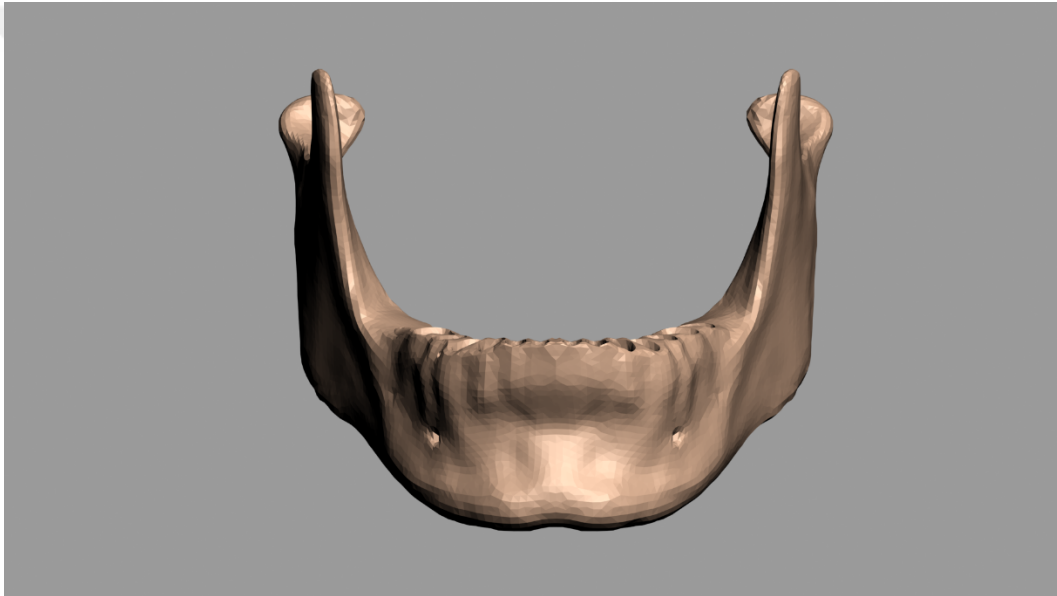


Şekil 3.3. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun KIBT'den ayrıştırılması

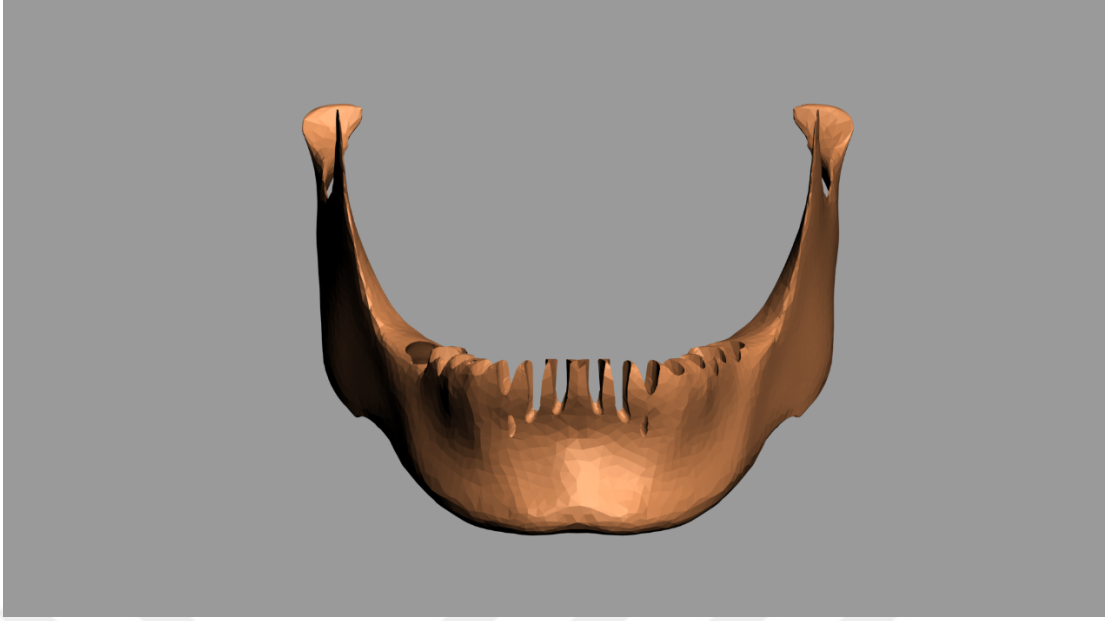
Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirilmiştir. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edilerek çalışmamızda kullanılan model için referans kaynağı olmuştur. Çalışmada kullanılan kemik modeli, eski bir tomografi verisinden elde edilen model ölçüleri ve Wheeler atlasındaki ölçüler referans alınarak modellenmiştir (230). Dişler ise tarama verilerinden elde edilerek ve Wheeler atlası içerisindeki ölçüler referans alınarak modellenip kemiğe uyarlanmıştır. Kemik içerisindeki dişler konumlandırıldıktan sonra PDL yapısı

oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan mini vida 3 boyutlu modelleme programıyla modellenmiştir. OBS (Ortho Bone Screw) vidası ise eski bir çalışmada kullanılan tarama verisiyle elde edilmiştir.

‘VR Mesh’ yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılmıştır. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilerek gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongioz kemik, mini vida, OBS vidası, pdl ve dişler gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Daha sonra ‘Rhinoceros’ yazılımında modelleme işlemi tamamlanmıştır. Rhinoceros’da yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak ‘Fempro’ yazılımına aktarılmıştır.



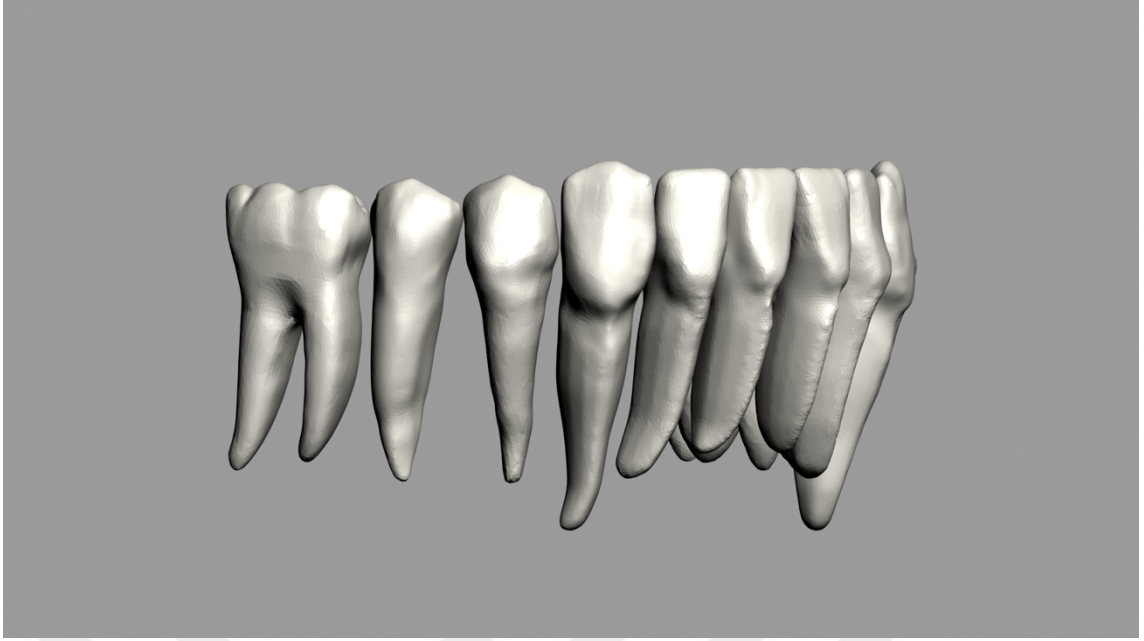
şekil 3.4. Kortikal kemiğin modellenmiş grntş



Şekil 3.5. Spongioz kemiğin modellenmiş görüntüsü

3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Wheeler atlasındaki (230) anatomik ve morfolojik veriye uygun şekilde yapılan alçı modellerin ‘Activity 880’ üç boyutlu optik tarayıcı ile taraması yapılarak elde edilen modellerin üzerinde dişlerin ve periodontal ligamentlerin modellenmesi ‘Rhinoceros 4.0’ (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.6 ve Şekil 3.7). Mandibular dentisyon modellenirken 20 yaş dişleri dental ark üzerine dâhil edilmemiştir. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile vida, pdl, dis ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır.



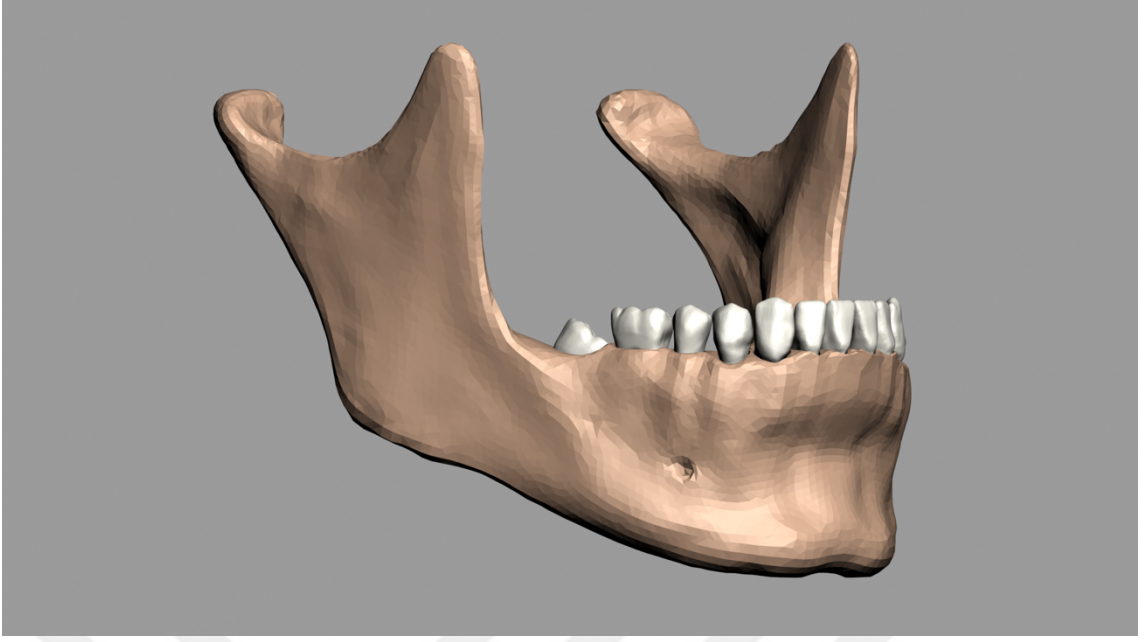
Şekil 3.6. Mandibular dentisyonun modellenmiş görüntüsü.

Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının ‘slice’ işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, offset komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform PDL elde edilip mandibular dentisyon bu PDL katmanını üzerine boşluksuz bir şekilde yerleştirilmiştir.

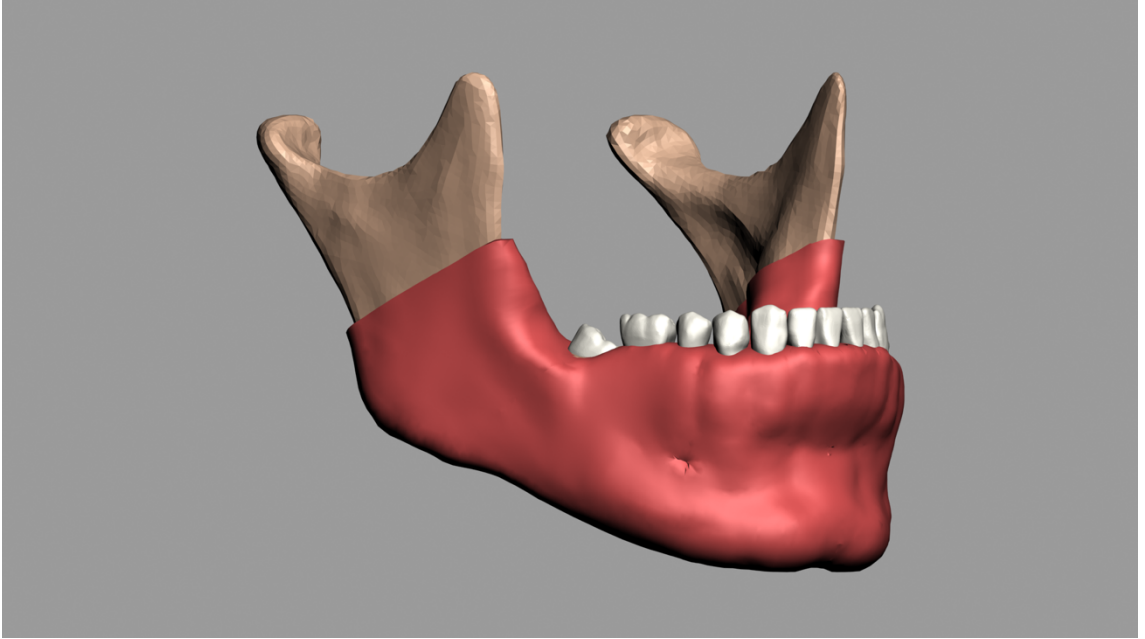
45°,60°, ve 75° gömülü mandibular ikinci molar diş mandibular dentisyon ile birlikte (Şekil 3.8, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10) mandibulaya yerleştirilerek çalışma modelleri elde edilmiştir.



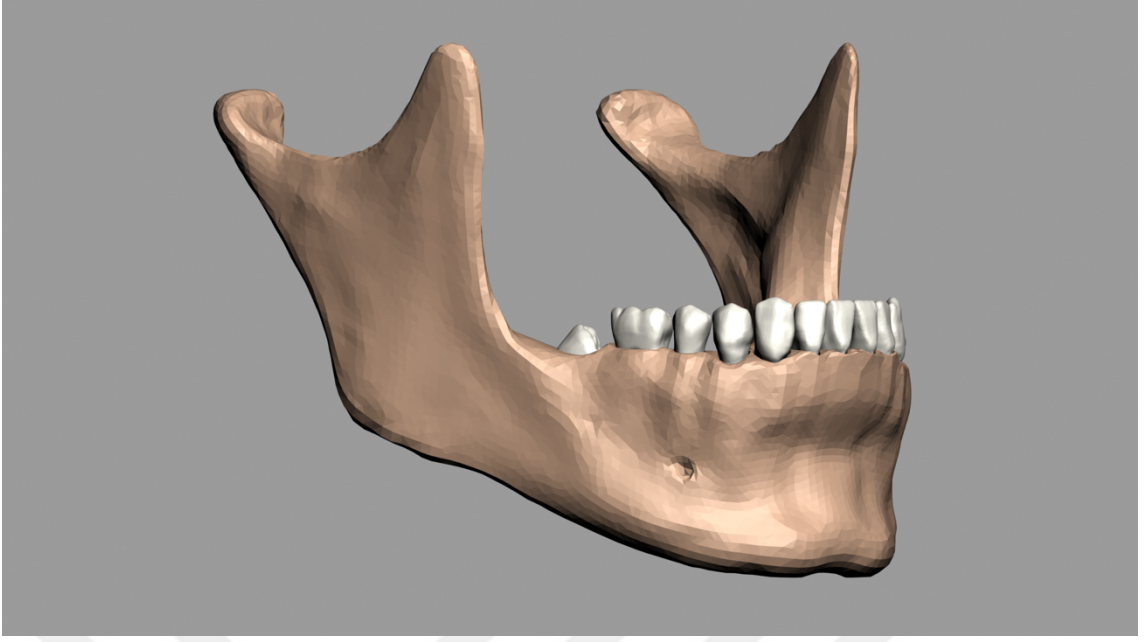
Şekil 3.7. Mandibular dentisyonun PDL ile birlikte modellenmiş görüntüsü.



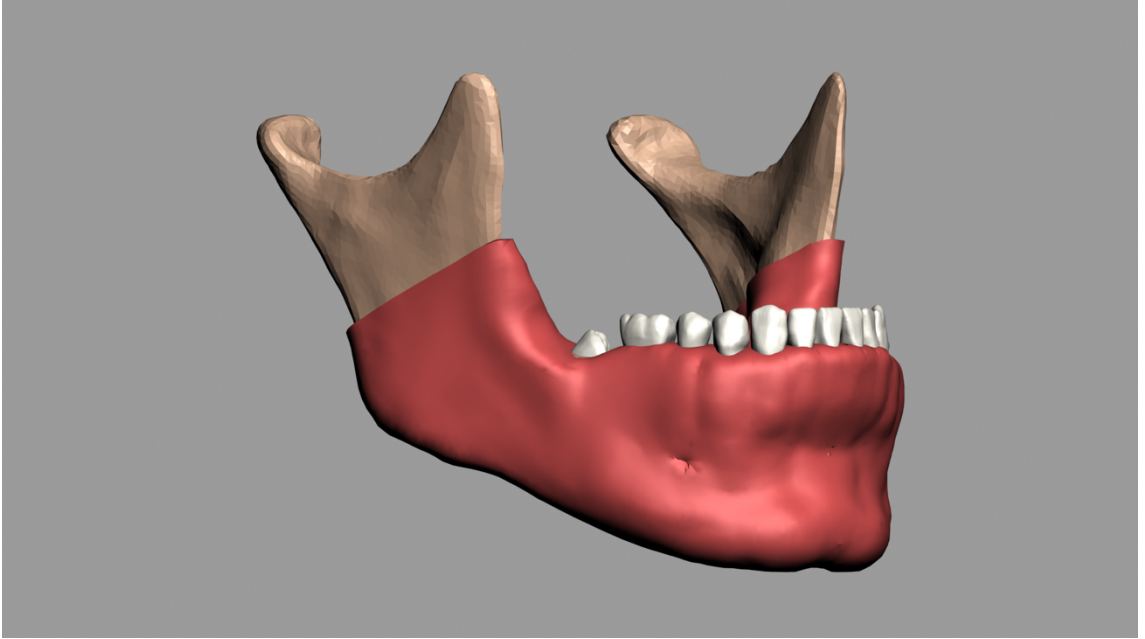
Şekil 3.8. 45° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.



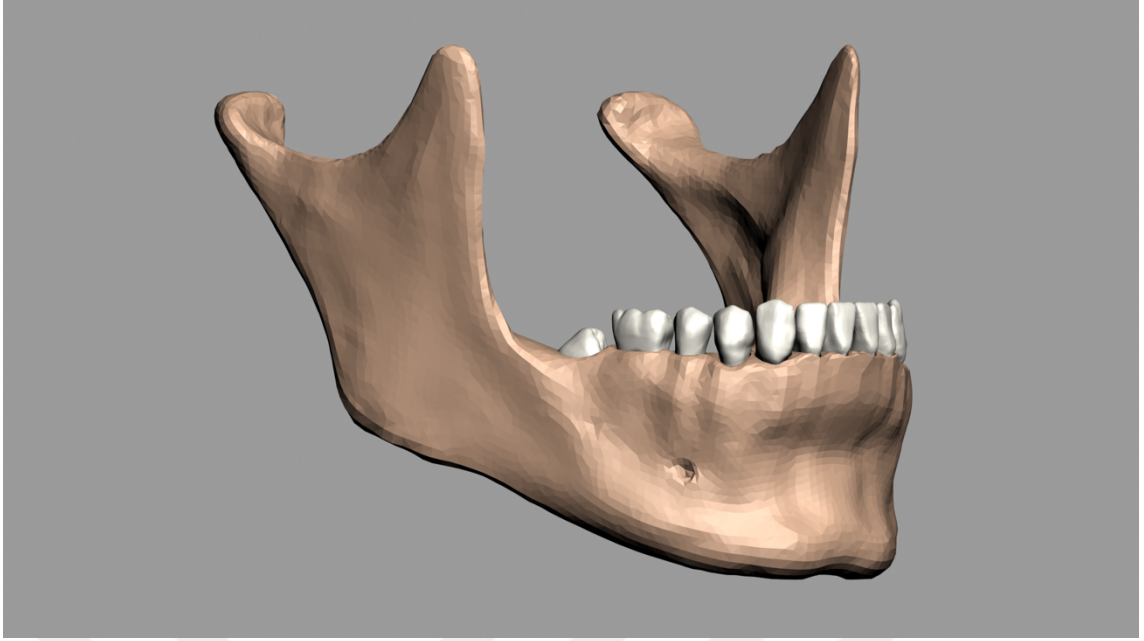
Şekil 3.9. 45° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.



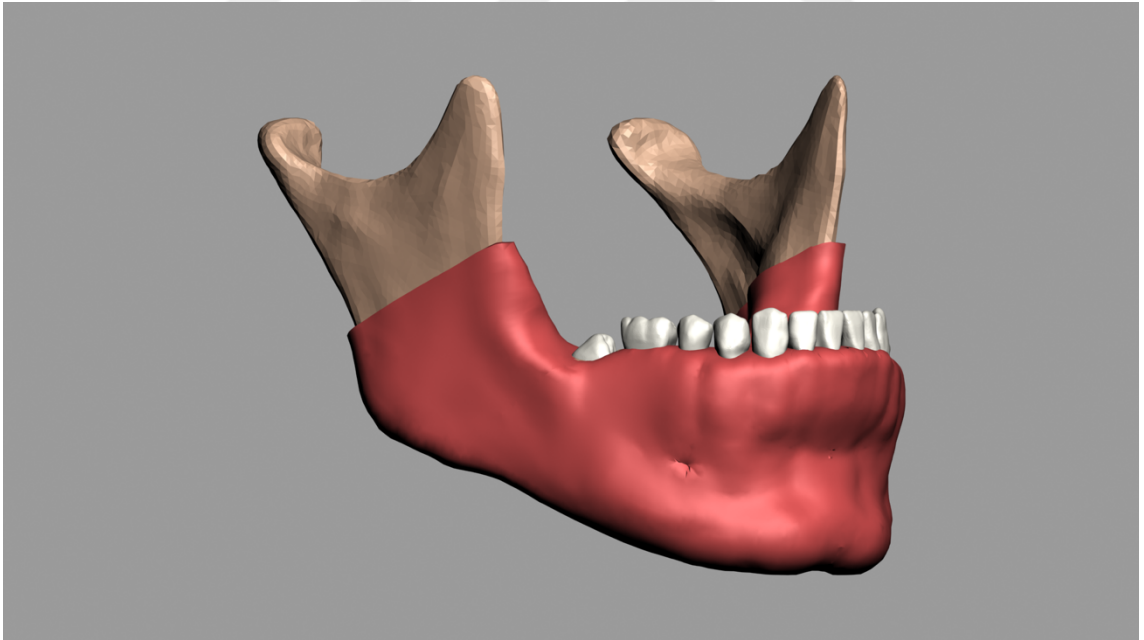
Şekil 3.10. 60° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.



Şekil 3.11. 60° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.



Şekil 3.12. 75° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde modellenmiş görüntüsü.

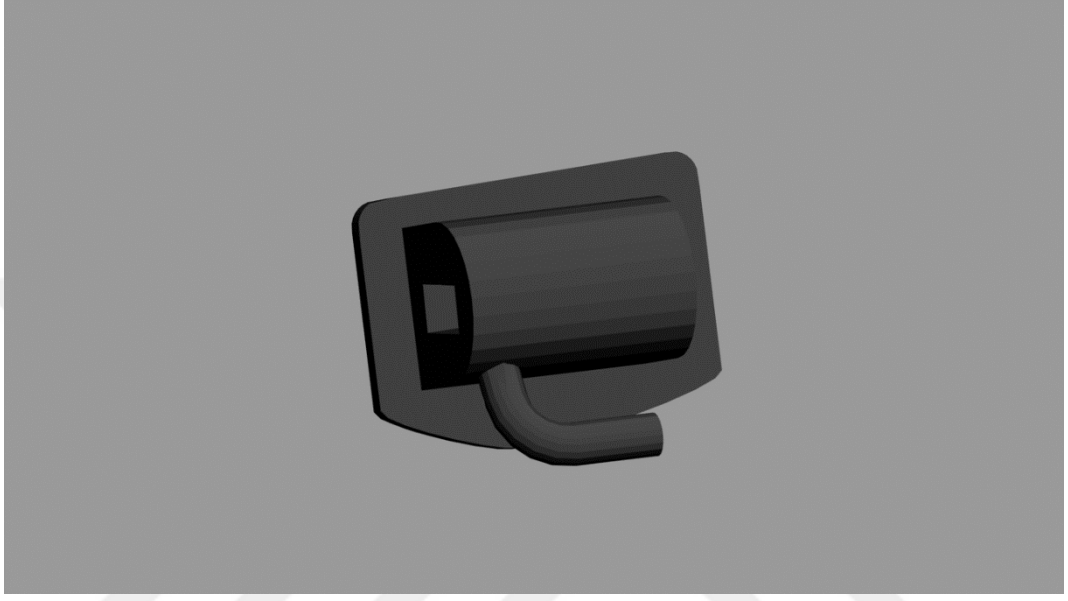


Şekil 3.13. 75° gömülü mandibular ikinci molar dişin mandibular dentisyon ile mandibula üzerinde diş eti ile modellenmiş görüntüsü.

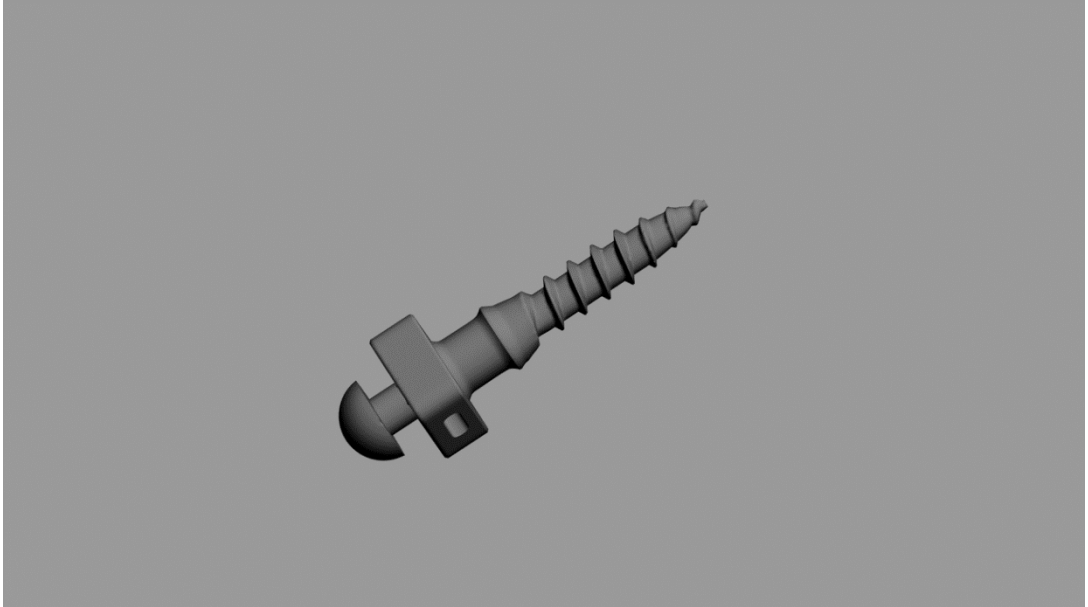
3.1.3. Molar Tüp, Mini Vida, Eyelet ve Kuvvet İletici Elemanların Modellenmesi

Dişli model oluşturulduktan sonra, 0.022" slota sahip McLaughlin Bennett Trevisi (MBT) preskripsiyonlu konvansiyonel ikinci molar tüp (Ormco Corp., Orange, CA, USA)

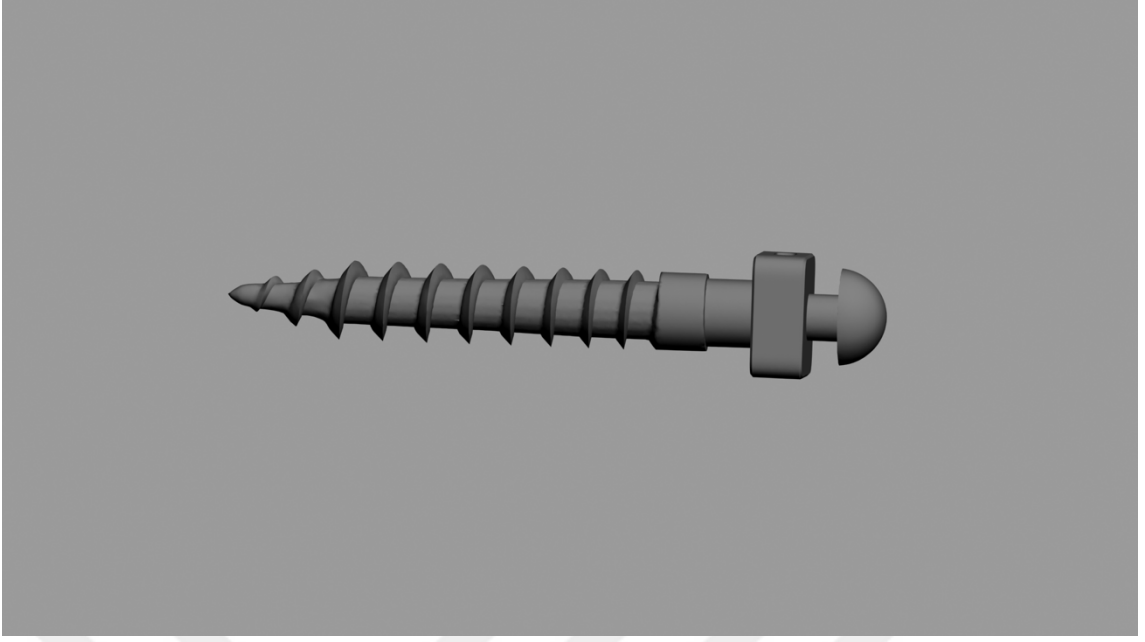
(Şekil 3.14), 1,5 mm çapında 8 mm uzunluğunda interradiküler mini vida (Bomei, Taiwan) (Şekil 3.15) ve 2 mm çapında 14 mm uzunluğunda OrthoBoneScrew (Newton's A Ltd, Taiwan) paslanmaz çelik ramus vidası (Şekil 3.16), eyelet (Şekil 3.17), ni-ti open coil (Şekil 3.18) ve elastik zincir (Şekil 3.19) SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile tarandıktan sonra modellenmiştir.



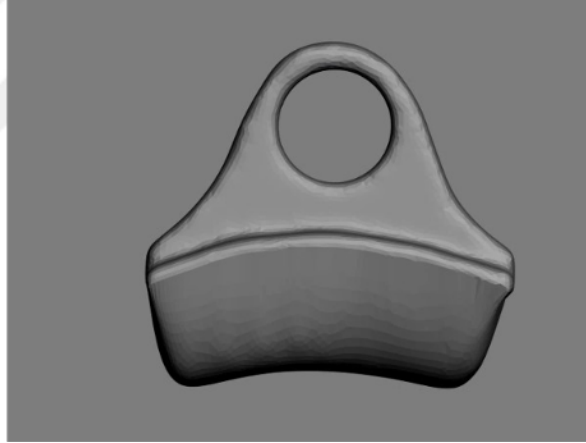
Şekil 3.14. MBT preskripsiyonlu molar tüpün geometrik model görüntüsü.



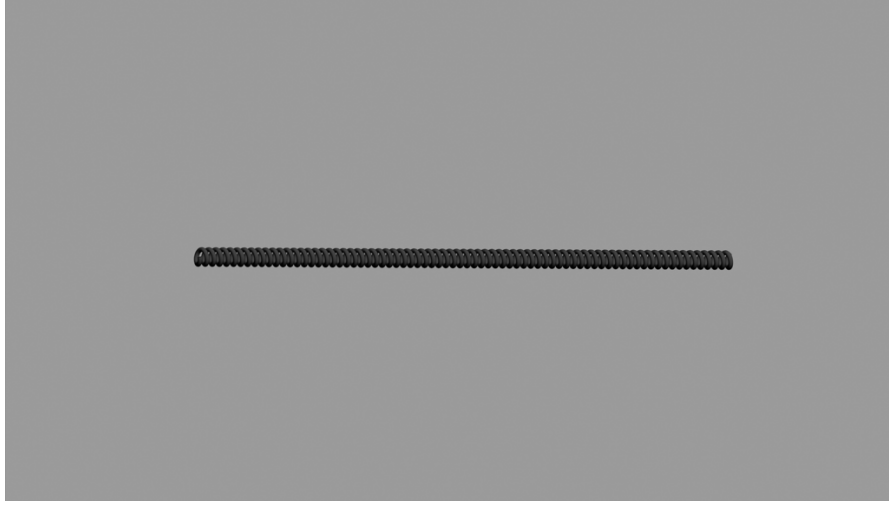
Şekil 3.15. 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki interradiküler mini vidanın geometrik model görüntüsü.



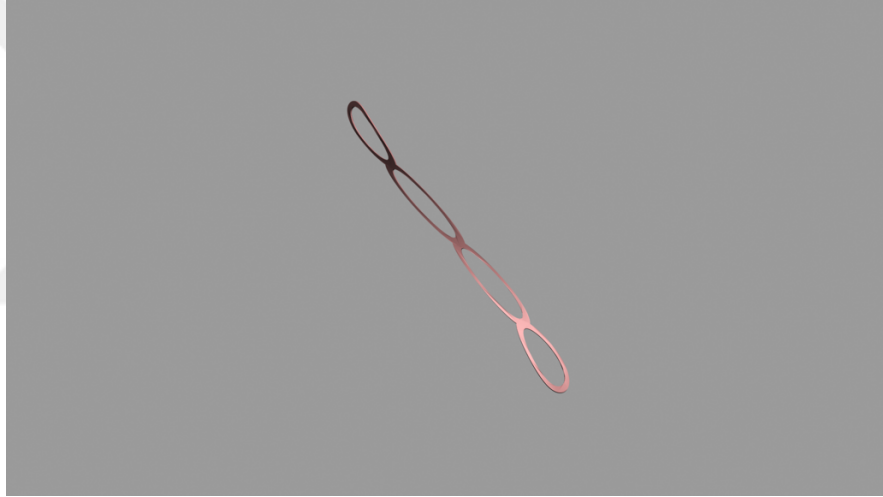
Şekil 3.16. 2 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki OBS ramus vidasının geometrik model görüntüsü.



Şekil 3.17. Eyelet'in geometrik model görüntüsü



Şekil 3.18. Ni-ti open coil'in geometrik model görüntüsü

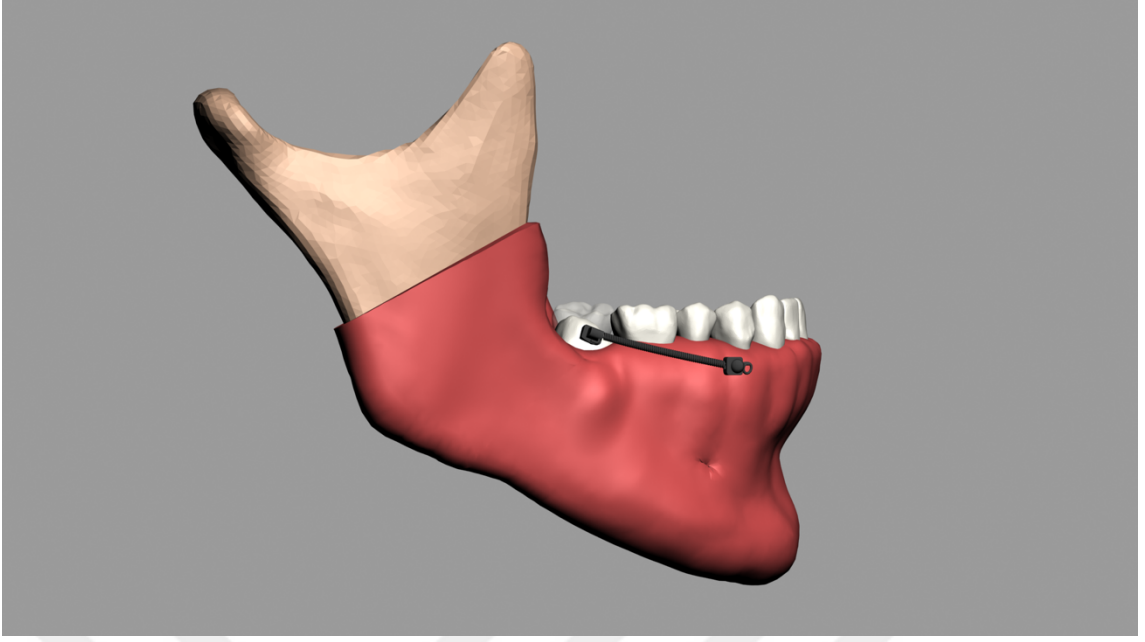


Şekil 3.19. Elastik zincirin geometrik model görüntüsü

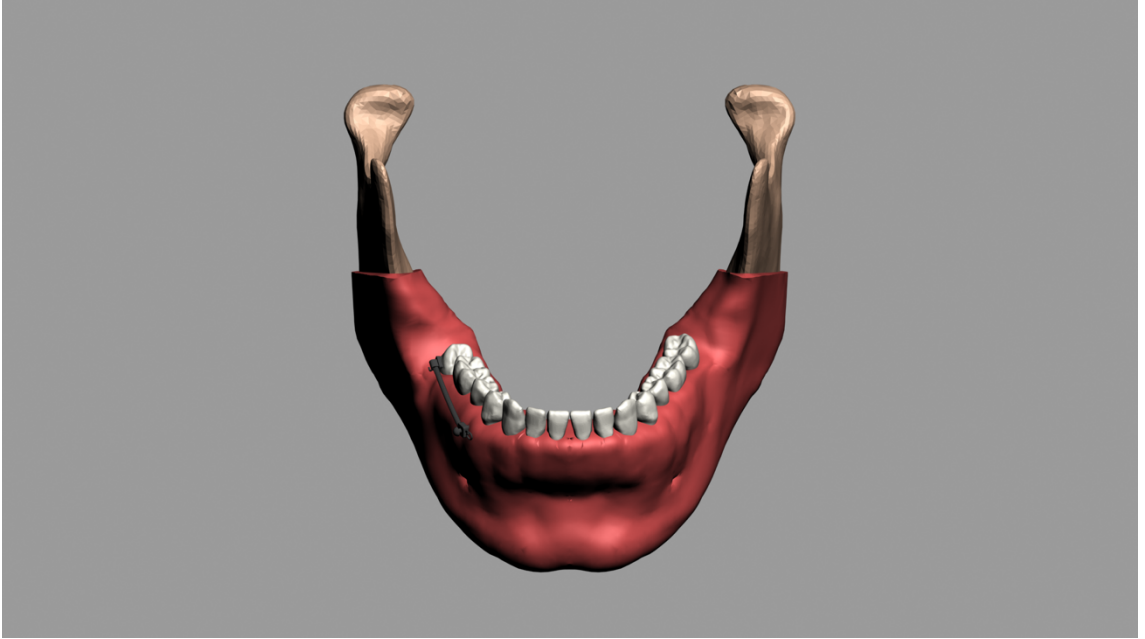
3.1.4. Mini Vida Destekli Ni-ti Open Coil Yöntemi ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi

İlk aşamada model üzerinde 44 ve 45 nolu premolar dişlerin kökleri arasına mine sement sınırından yaklaşık 4 mm apikalde olacak şekilde (138) 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda mini vida yerleştirilmiştir. Sonrasında bu vidadan mandibular ikinci molar dişin tüpüne ni-ti open coil içeren 0,018" paslanmaz çelik ark teli yerleştirilmiştir.

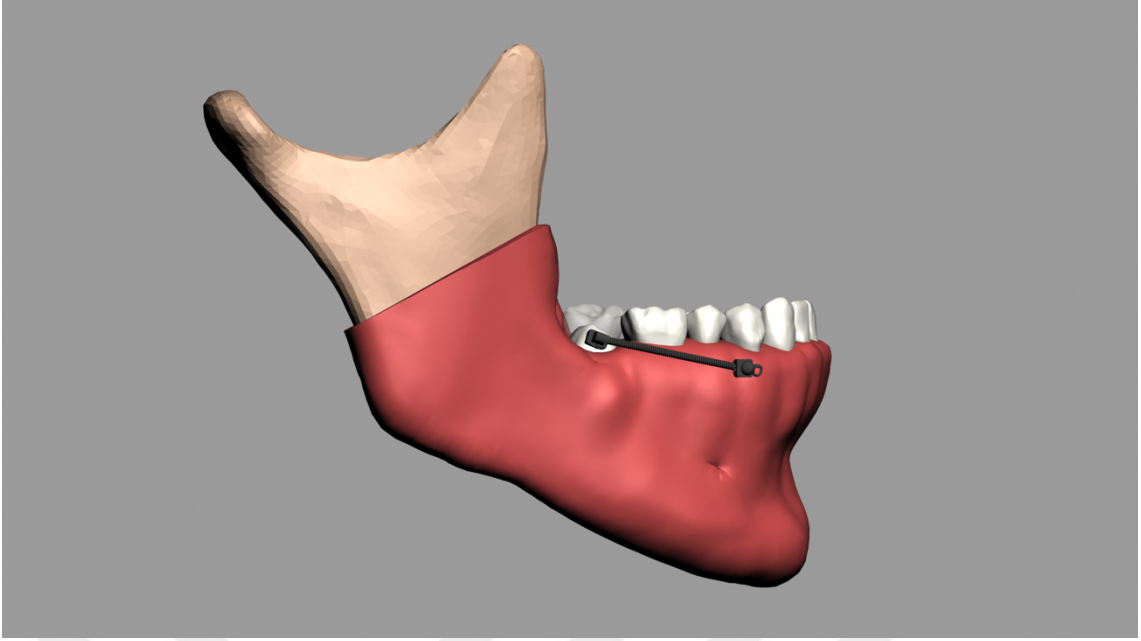
Gerekli ataşmanlar yerleştirildikten sonra; 45° (Şekil 3.20 ve Şekil 3.21), 60° (Şekil 3.22 ve Şekil 3.23) ve 75° (Şekil 3.24 ve Şekil 3.25) açıda parsiyel gömülü olan mandibular ikinci molar dişin dikleştirme mekanizmasını gösteren modellemeler elde edilmiştir.



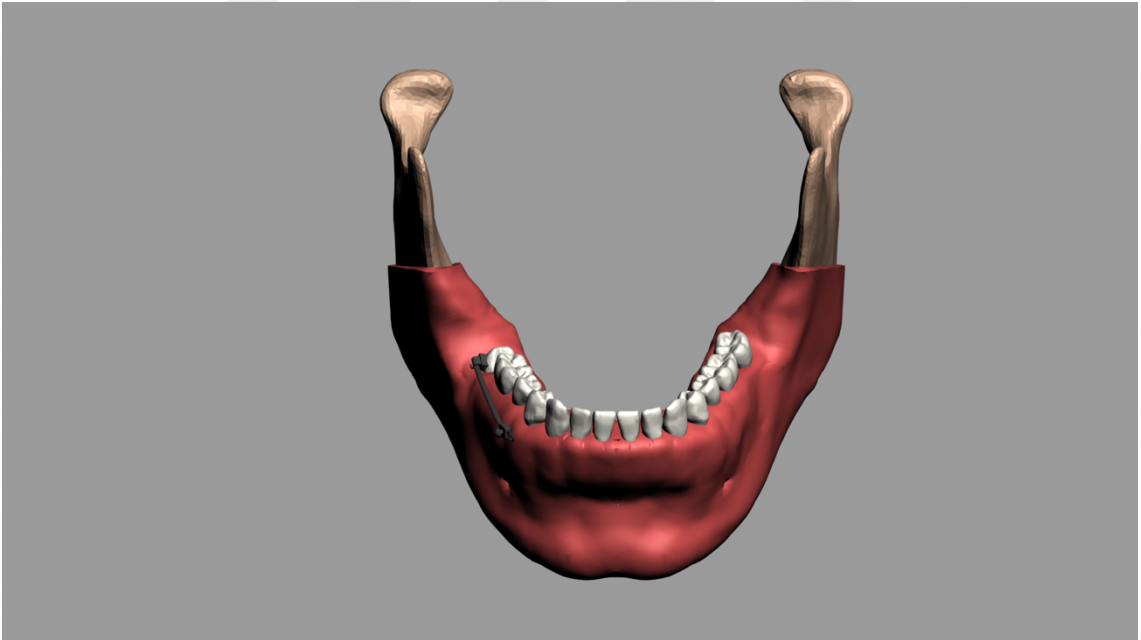
Şekil 3.20. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



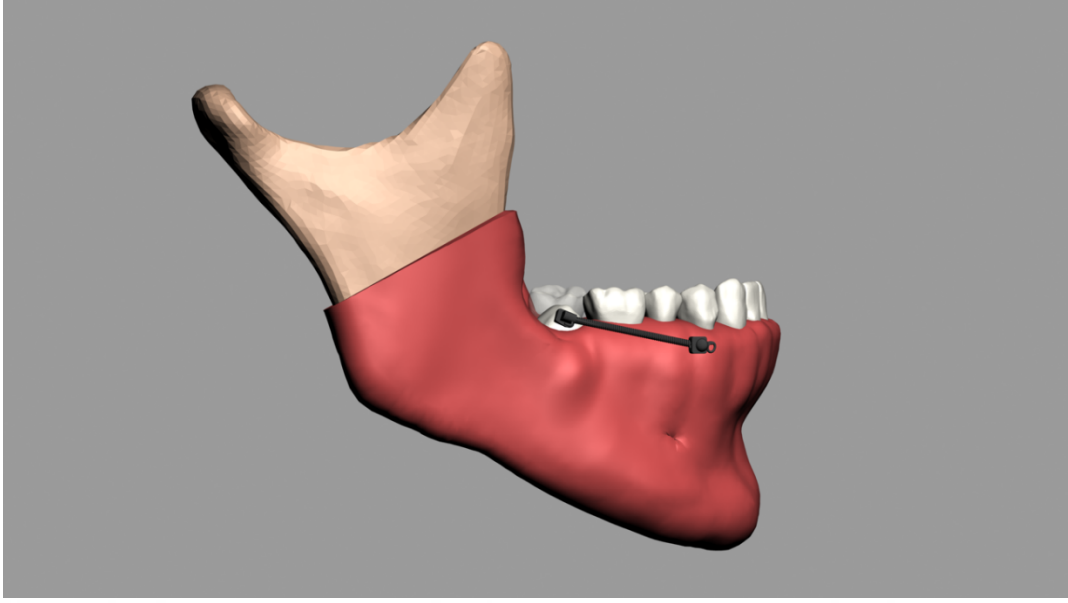
Şekil 3.21. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü



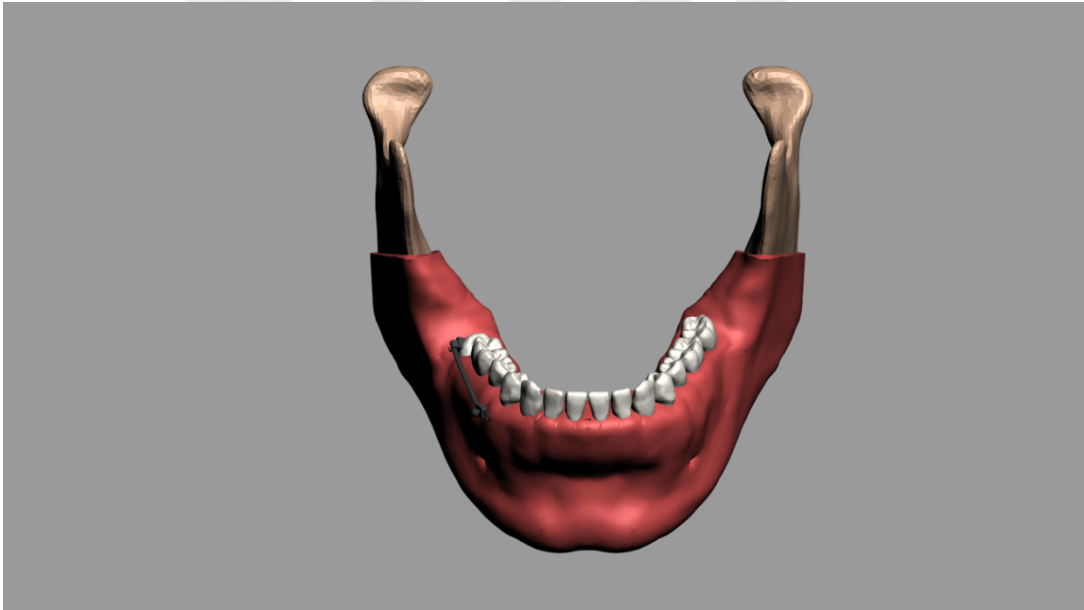
Şekil 3.22. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



Şekil 3.23. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü



Şekil 3.24. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



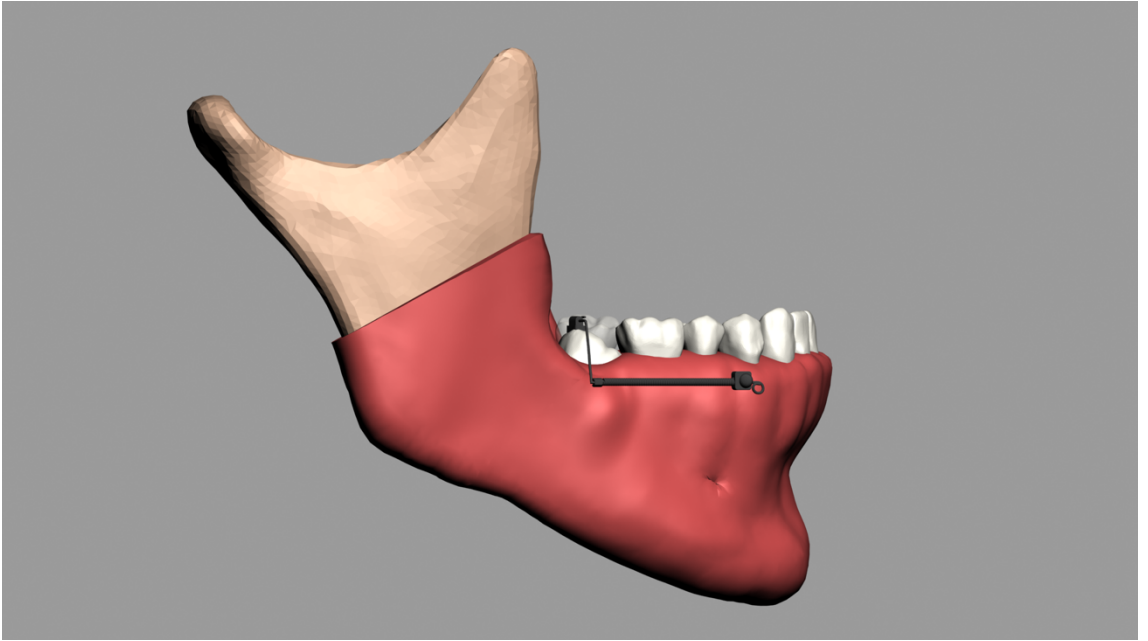
Şekil 3.25. Mini vida destekli ni-ti open coil yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü

3.1.5. Mini Vida Destekli Nienkemper Yöntemi ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi

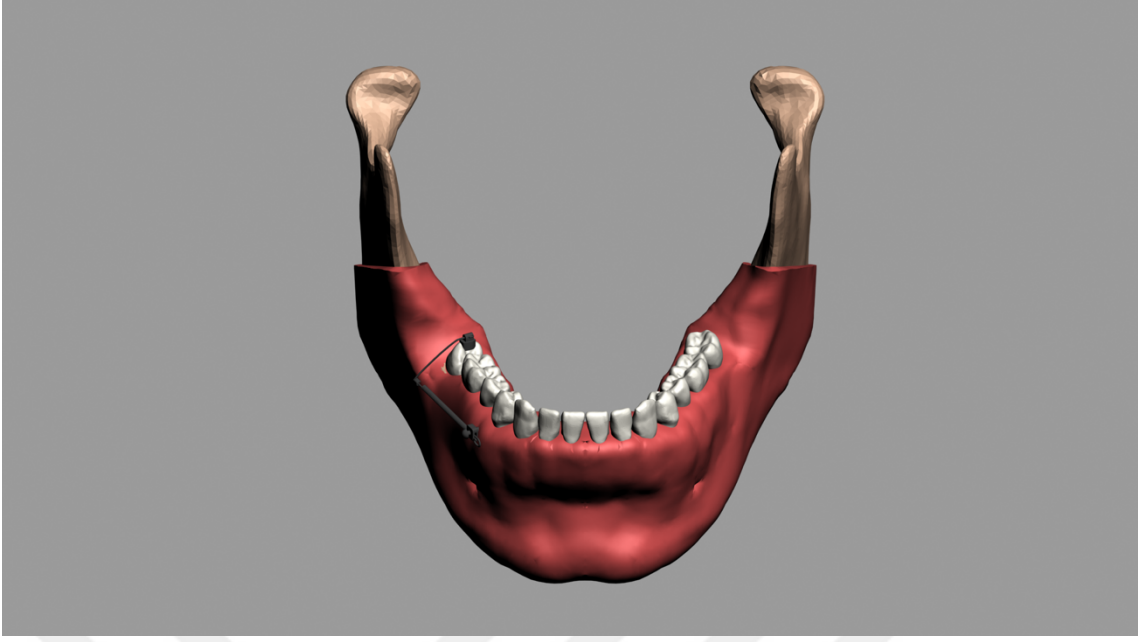
İlk aşamada model üzerinde 44 ve 45 nolu premolar dişlerin kökleri arasında mine sement sınırından yaklaşık 4 mm apikalde olacak şekilde (138) 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda mini vida yerleştirilmiştir. Sonrasında bu vidadan mandibular ikinci molar

dişin distal tüberkülünde bukkolingual olarak uzanan 90° döndürülmüş tüp slotuna oklüzal düzleme paralel olacak şekilde tüpten mini vida seviyesine kadar dikey olarak bükülerek mini vidanın mezialinde bir loop ile sonlanan 0,018” çapında paslanmaz çelik ark teli yerleştirilmiştir ve bu tel üzerinde crimpable stopper ile mini vida arasına bir niti open coil spring yerleştirilmiştir.

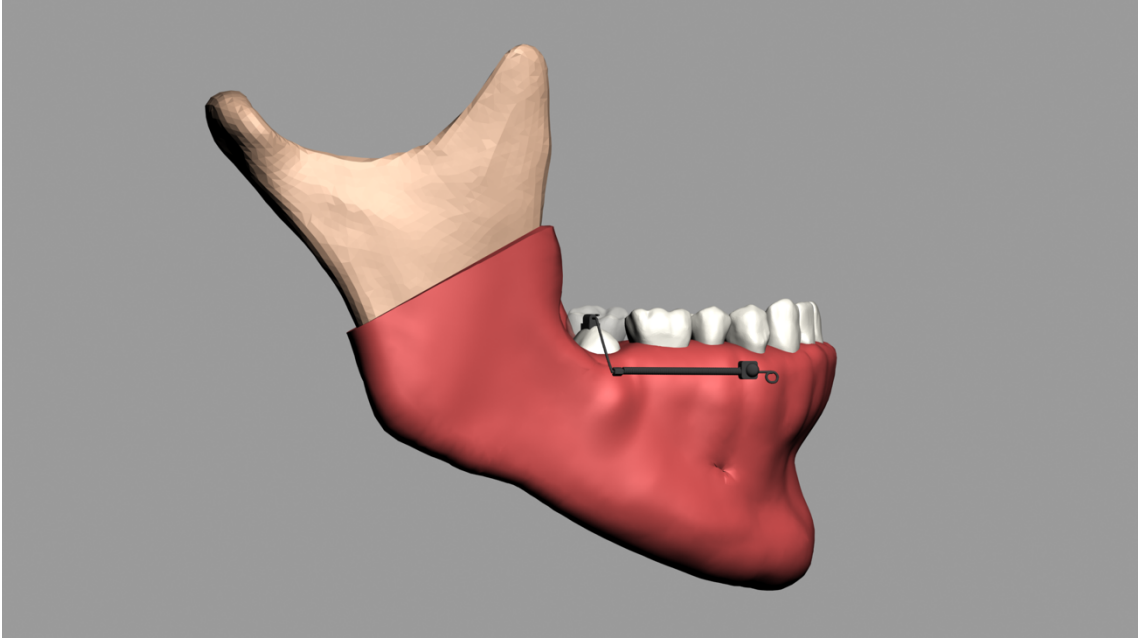
Gerekli ataşmanlar yerleştirildikten sonra; 45° (Şekil 3.26 ve Şekil 3.27), 60° (Şekil 3.28 ve Şekil 3.29) ve 75° (Şekil 3.30 ve Şekil 3.31) açıda parsiyel gömülü olan mandibular ikinci molar dişin dikleştirme mekaniğini gösteren modellemeler elde edilmiştir.



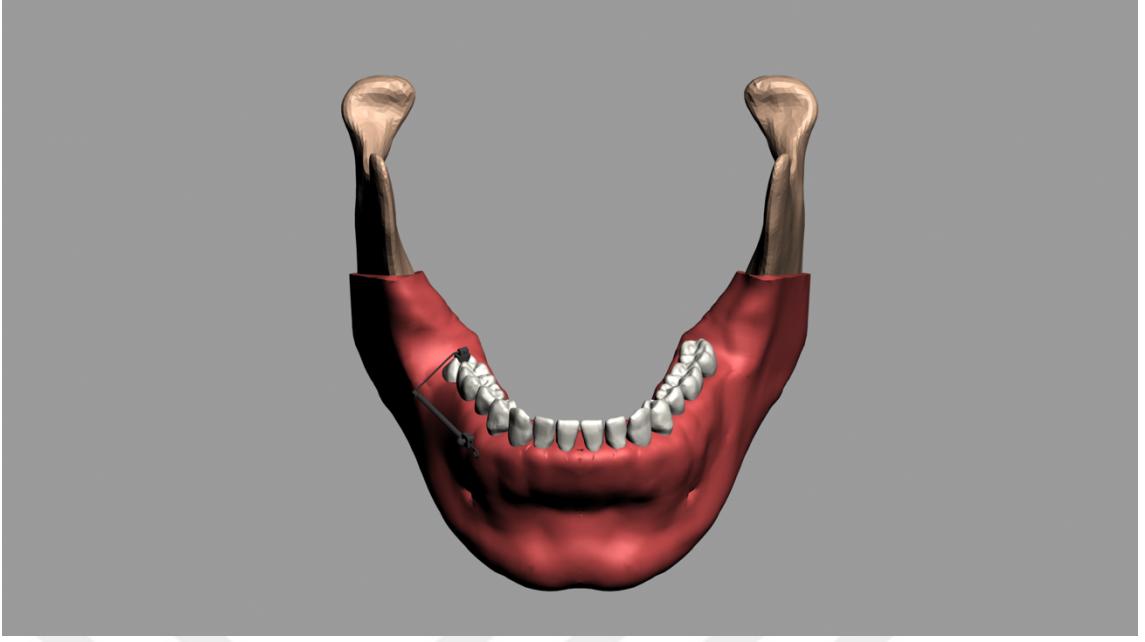
Şekil 3.26. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



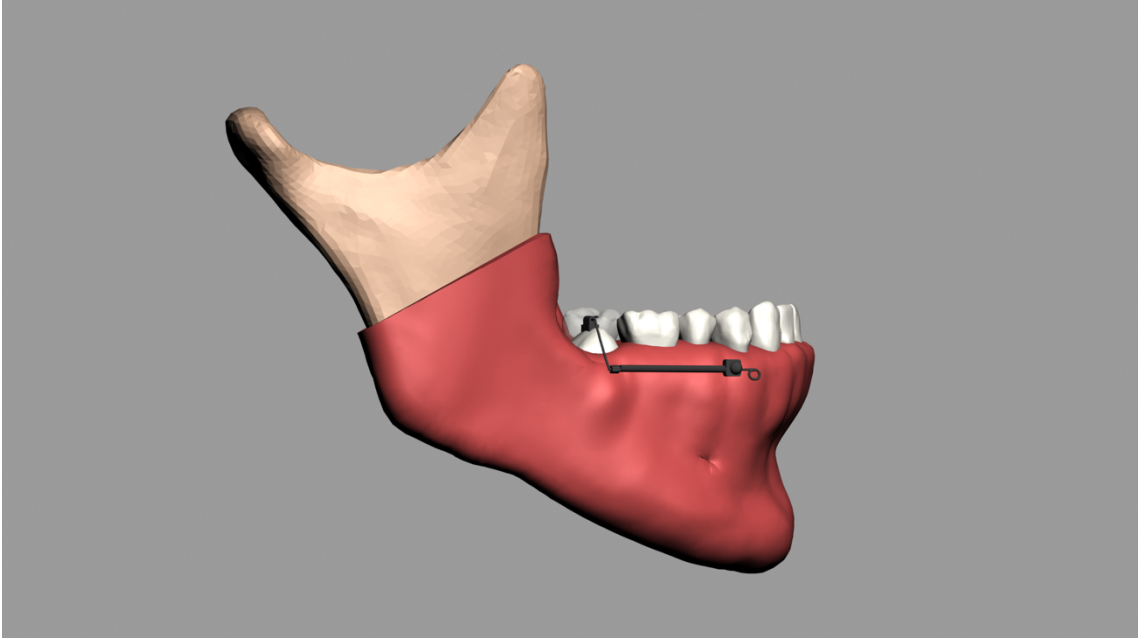
Şekil 3.27. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü



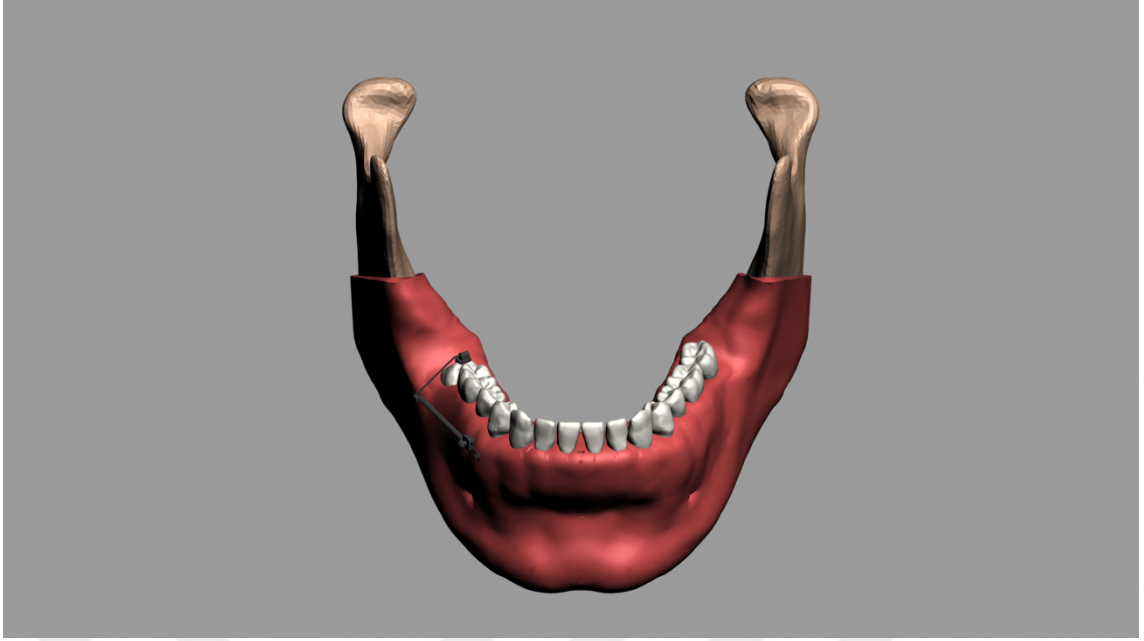
Şekil 3.28. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



Şekil 3.29. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü



Şekil 3.30. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü

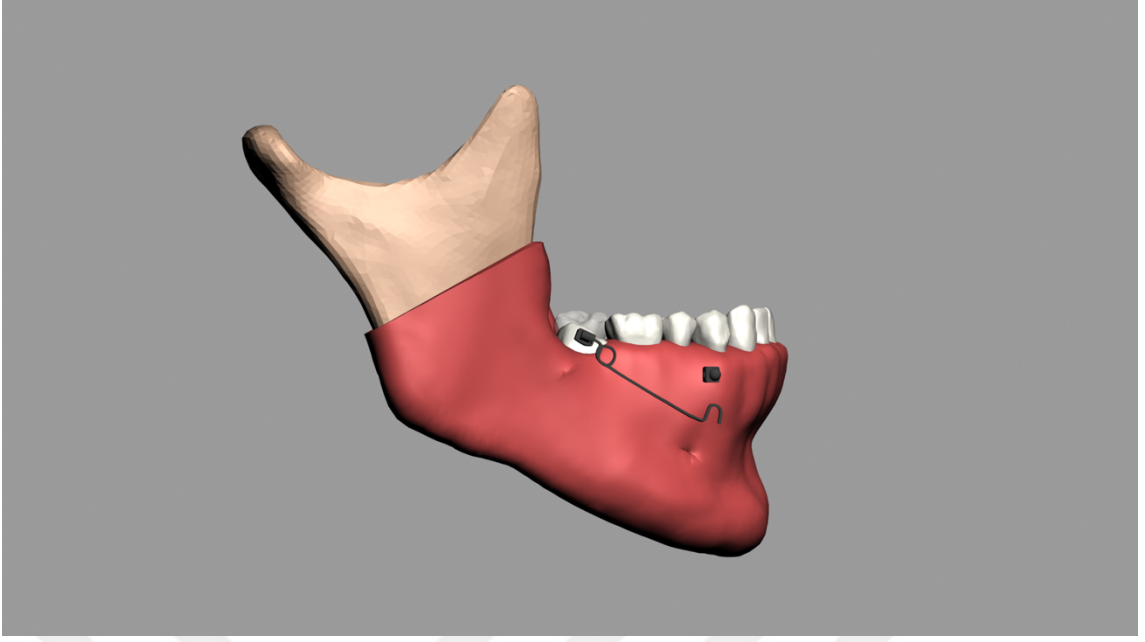


Şekil 3.31. Mini vida destekli Nienkemper yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin cepheden görüntüsü

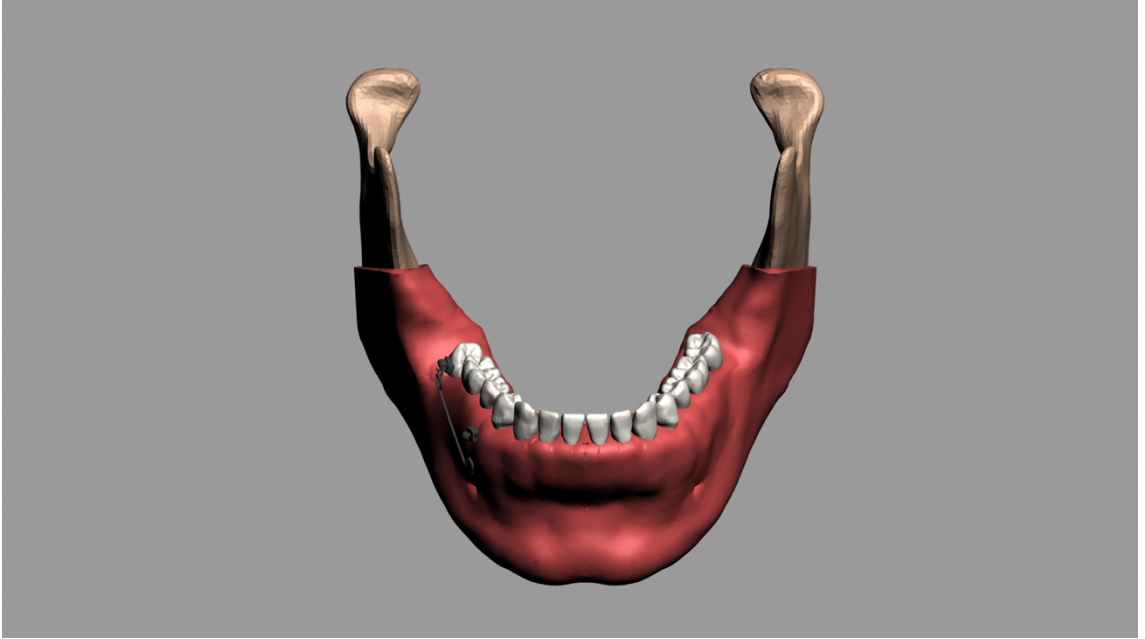
3.1.6. Mini Vida Destekli Kantilever Spring ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi

İlk aşamada model üzerinde 44 ve 45 nolu premolar dişlerin kökleri arasına mine sement sınırından yaklaşık 4 mm apikalde olacak şekilde (138) 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda mini vida yerleştirilmiştir. Sonrasında bu vidadan mandibular ikinci molar dişin tüpüne 0,017x0,025 inç TMA telden bükülen kantilever spring yerleştirilmiştir.

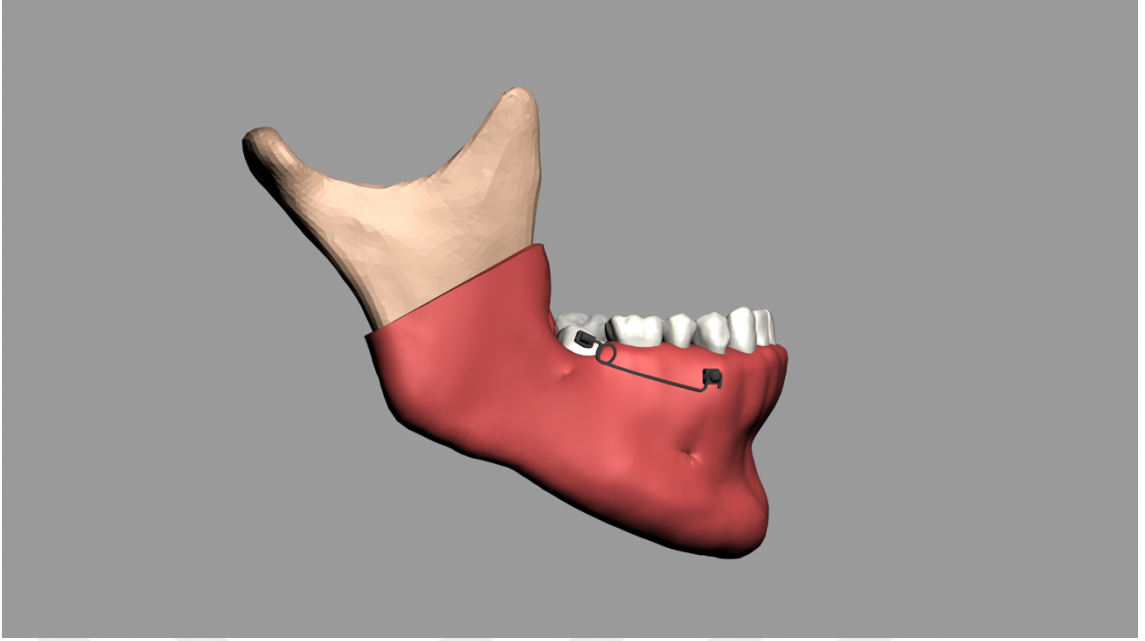
Gerekli ataşmanlar yerleştirildikten sonra; 45° (Şekil 3.34 ve Şekil 3.35), 60° (Şekil 3.38 ve Şekil 3.39) ve 75° (Şekil 3.42 ve Şekil 3.43) açıda parsiyel gömülü olan mandibular ikinci molar dişin dikleştirme mekanizmasını gösteren modellemeler elde edilmiştir. Kantilever springin pasif hali Şekil 3.32, Şekil 3.33, Şekil 3.36, Şekil 3.37, Şekil 3.40, Şekil 3.41’de gösterilmiştir.



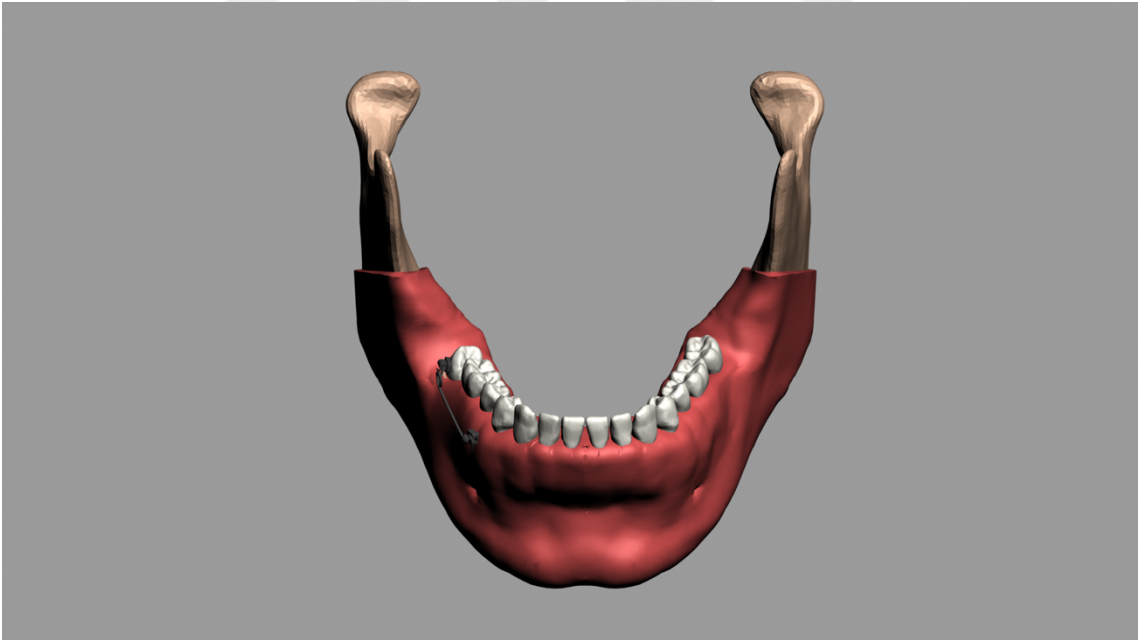
Şekil 3.32. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü



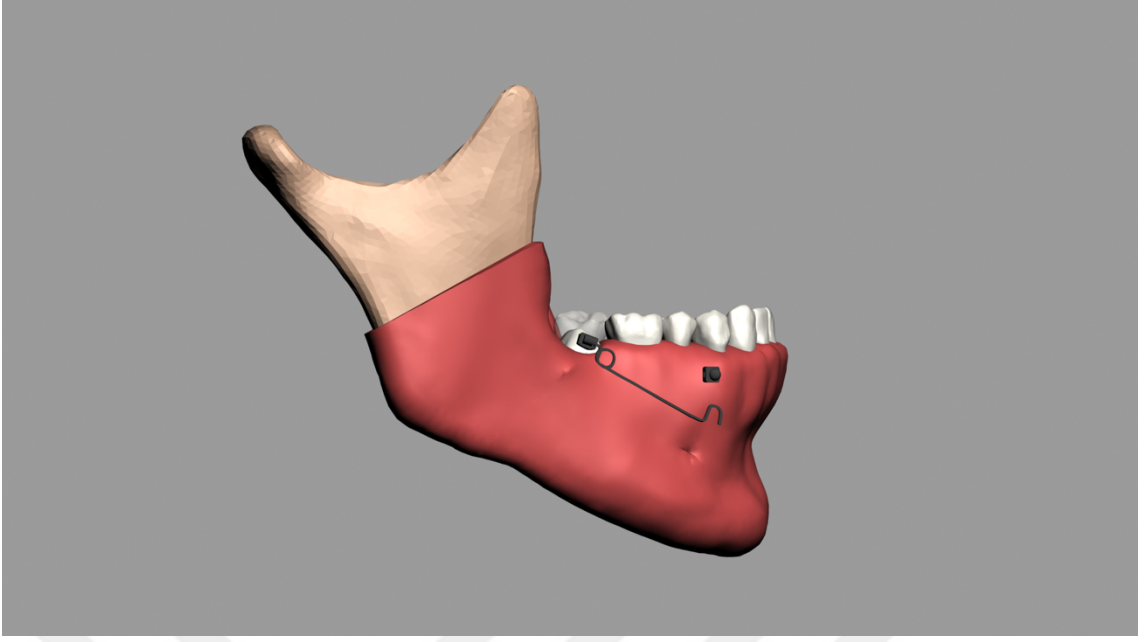
Şekil 3.33. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü



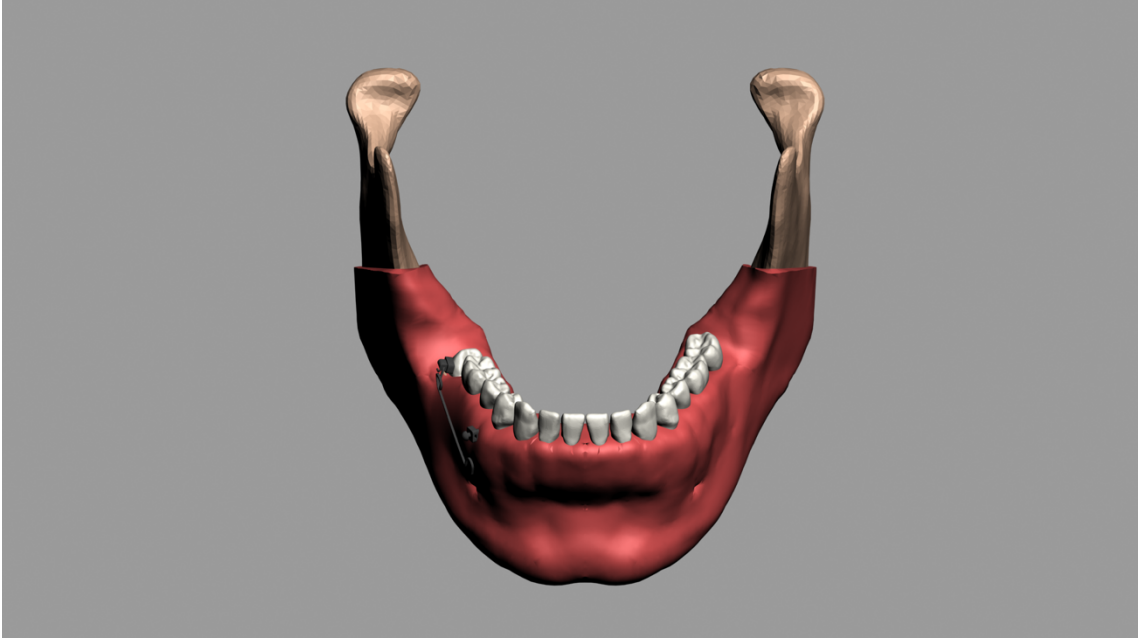
Şekil 3.34. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü



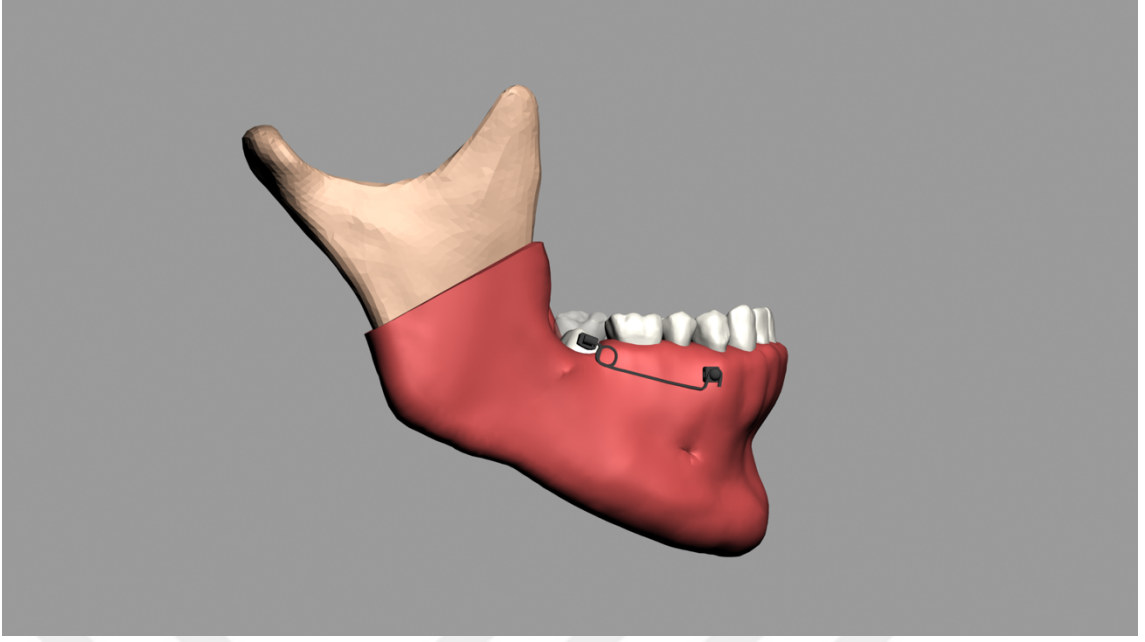
Şekil 3.35. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü



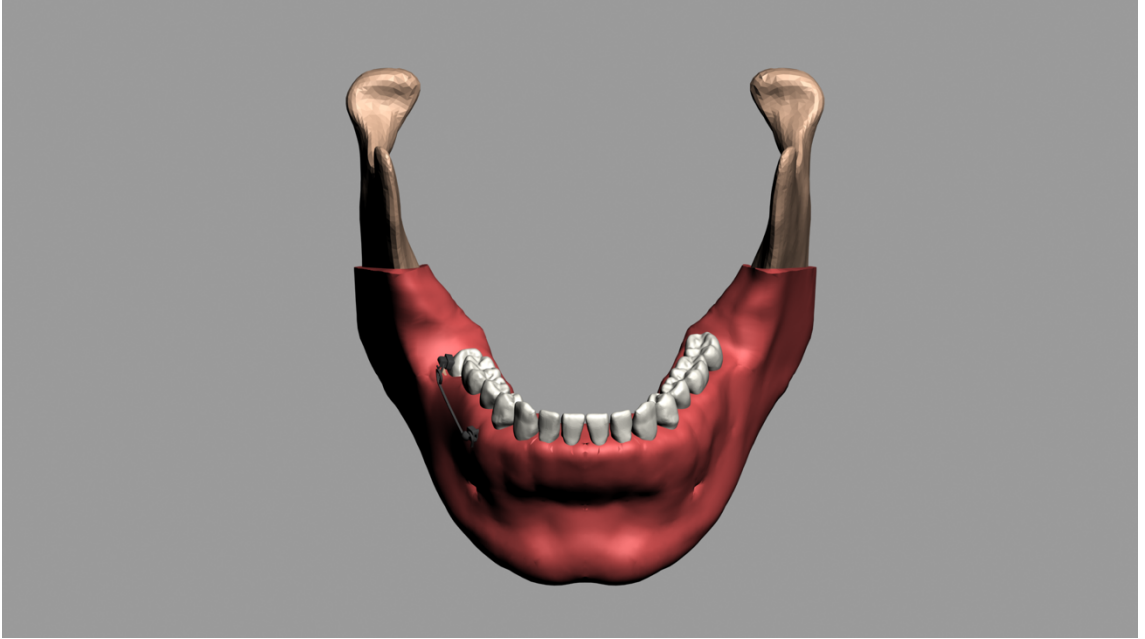
Şekil 3.36. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü



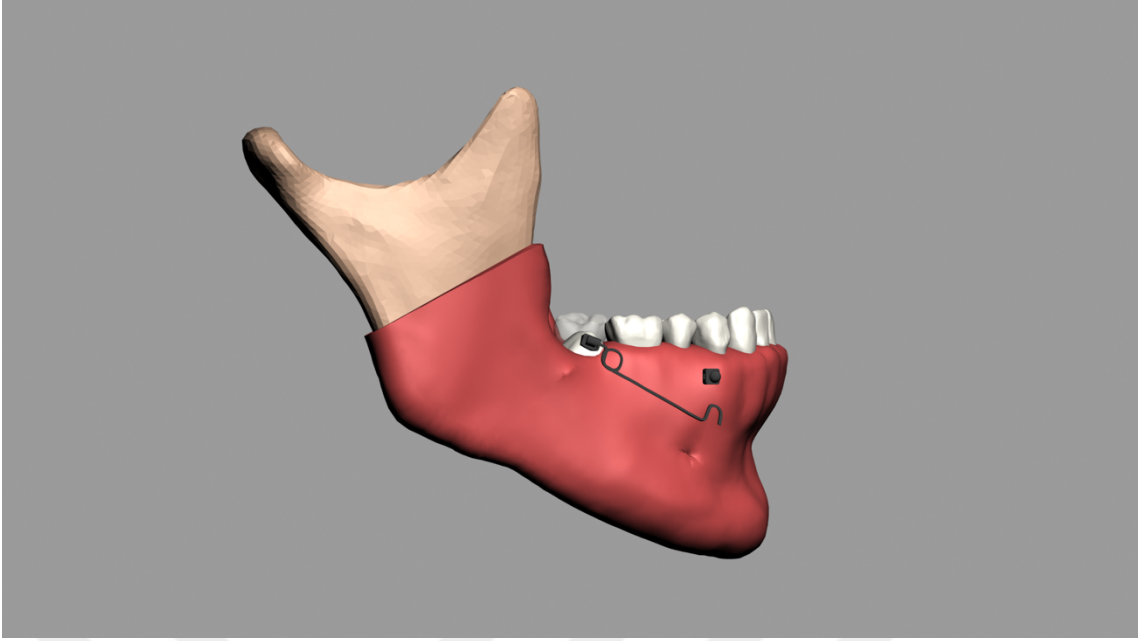
Şekil 3.37. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü



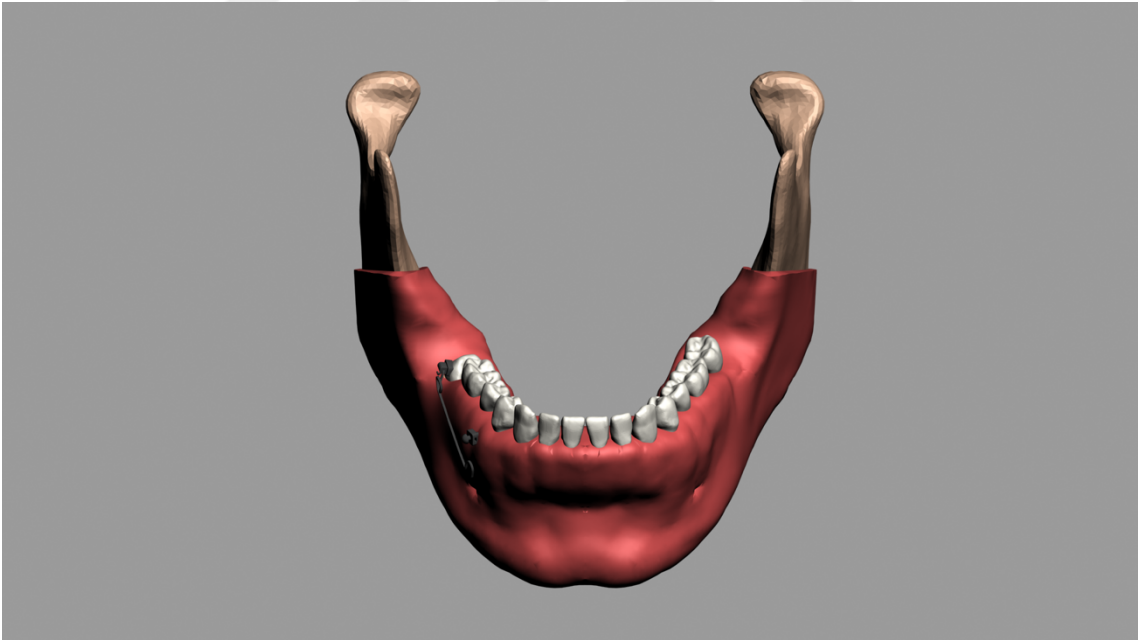
Şekil 3.38. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü



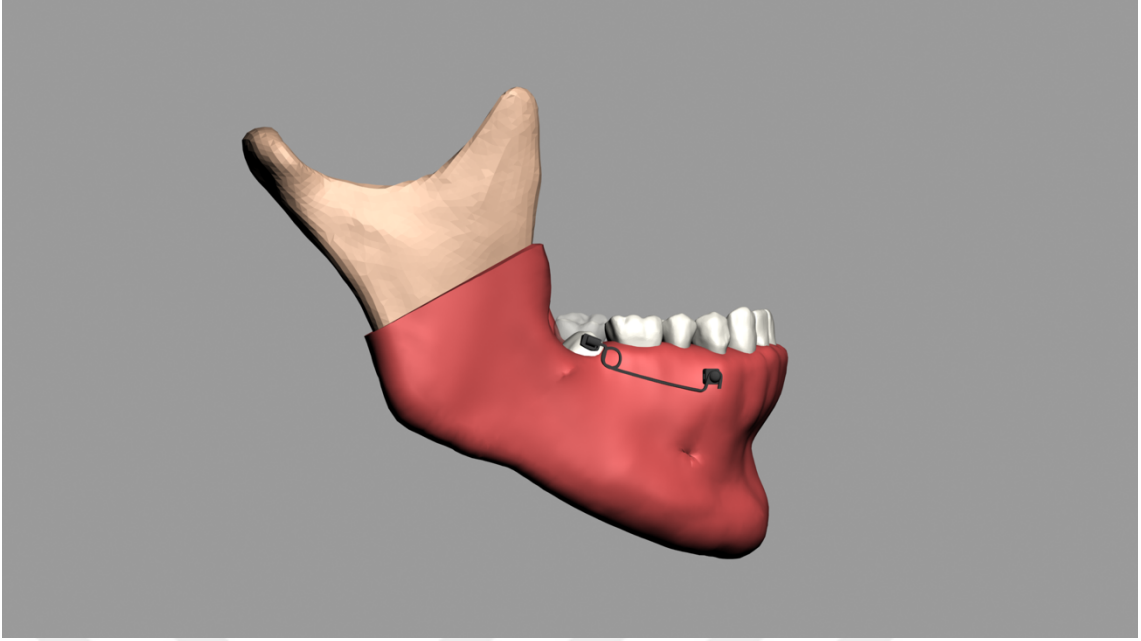
Şekil 3.39. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü



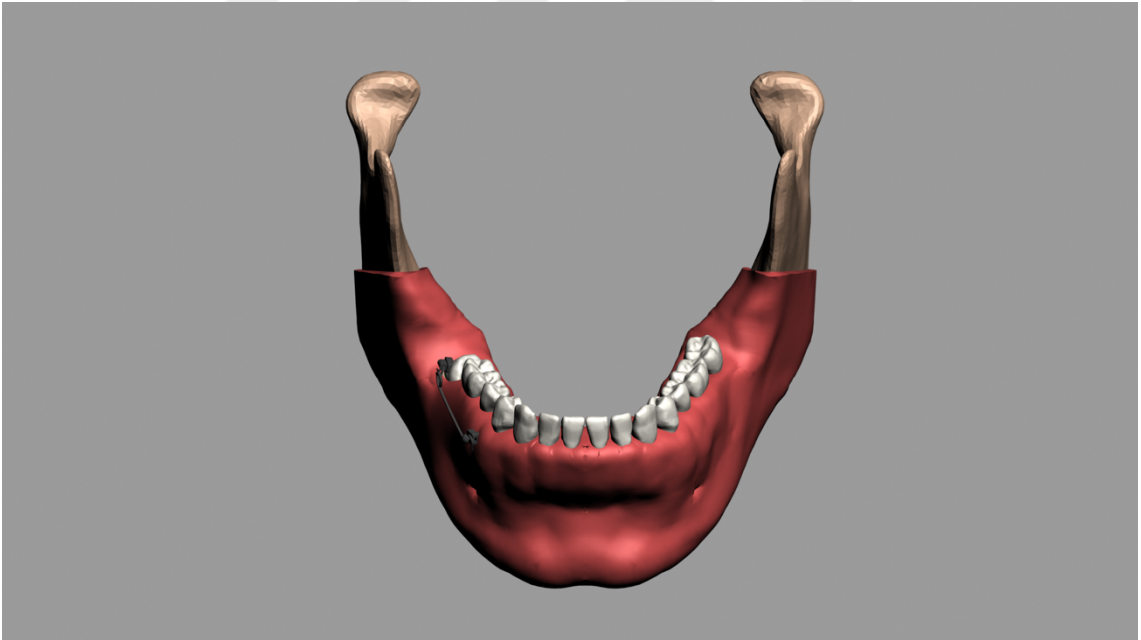
Şekil 3.40. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin sagittal görüntüsü



Şekil 3.41. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin pasif halinin cepheden görüntüsü



Şekil 3.42. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin sagittal görüntüsü



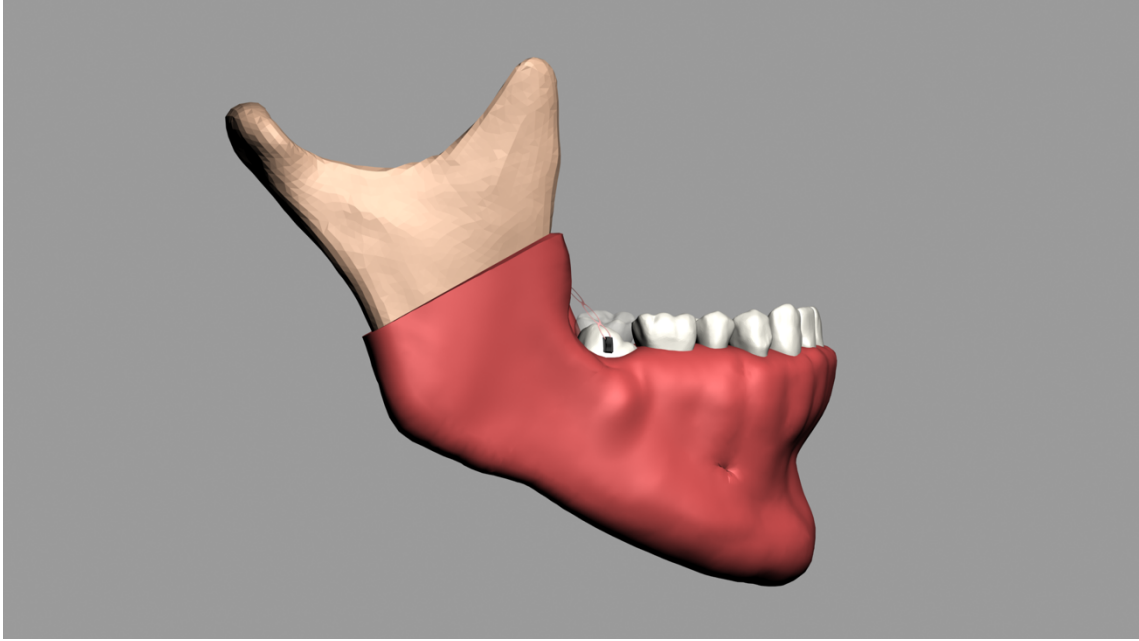
Şekil 3.43. Mini vida destekli kantilever spring yöntemi ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin aktif halinin cepheden görüntüsü

3.1.7. Ramus Vidası ile Parsiyel Gömülü Mandibular İkinci Molar Dişin Dikleştirme Mekanizmasının Modellenmesi

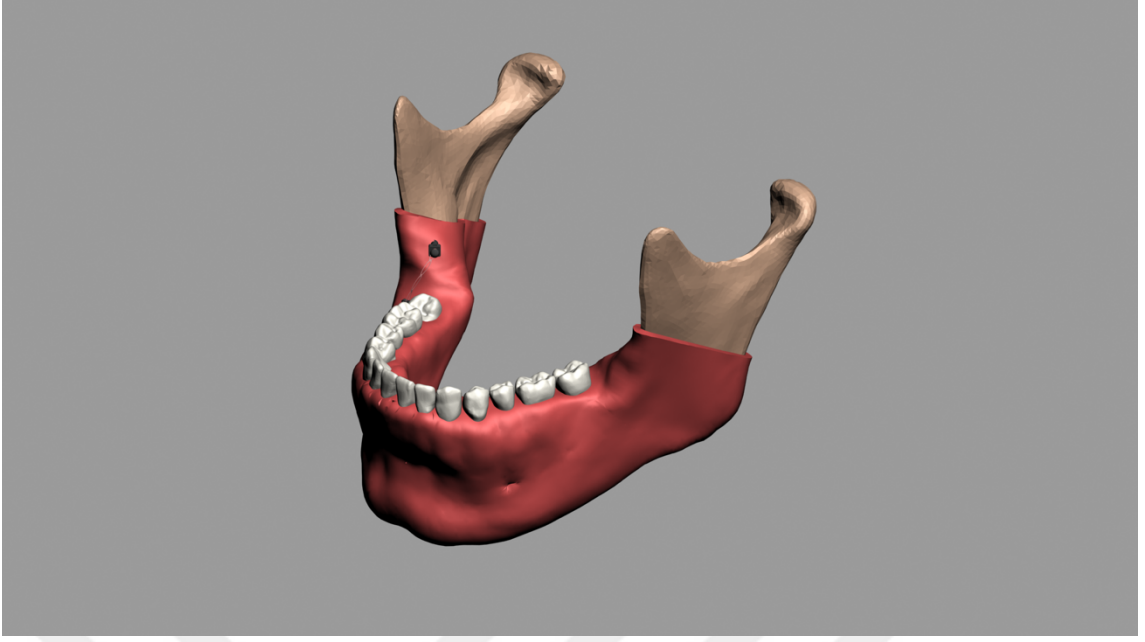
İlk aşamada model üzerinde mandibular oklüzal düzlemin yaklaşık 5-8 mm yukarısında, yükselen ramusun internal ve eksternal oblik sırtlarının ortasındaki bölgeye

kemikle bağlantısı 3 mm olacak şekilde vida başı ise yumuşak dokudan 5 mm dışarıda kalacak şekilde Chang ve ark.'nın geliştirdiği 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğunda ramus vidası yerleştirilmiştir (31). Sonrasında bu vidadan mandibular ikinci molar dişin distobukkal yüzeyinde yer alan eyelete elastik zincir asılmıştır.

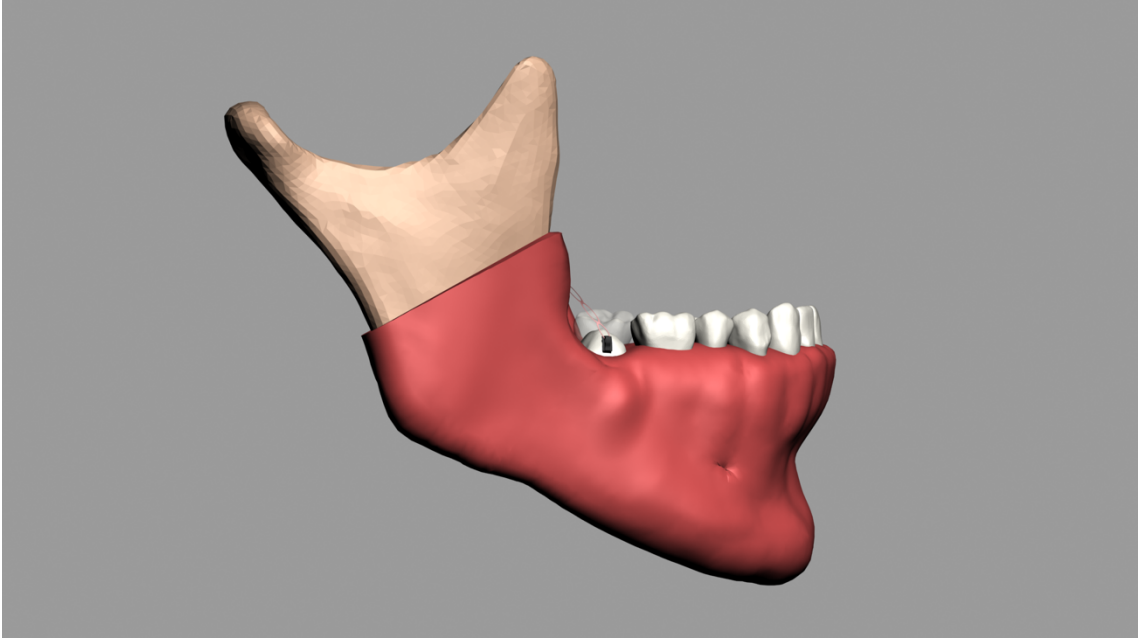
Gerekli ataşmanlar yerleştirildikten sonra; 45° (Şekil 3.44, Şekil 3.45, Şekil 3.46 ve Şekil 3.47), 60° (Şekil 3.48, Şekil 3.49, Şekil 3.50 ve Şekil 3.51) ve 75° (Şekil 3.52, Şekil 3.53, Şekil 3.54 ve Şekil 3.55) açıda parsiyel gömülü olan mandibular ikinci molar dişin dikleştirme mekaniğini gösteren modellemeler elde edilmiştir.



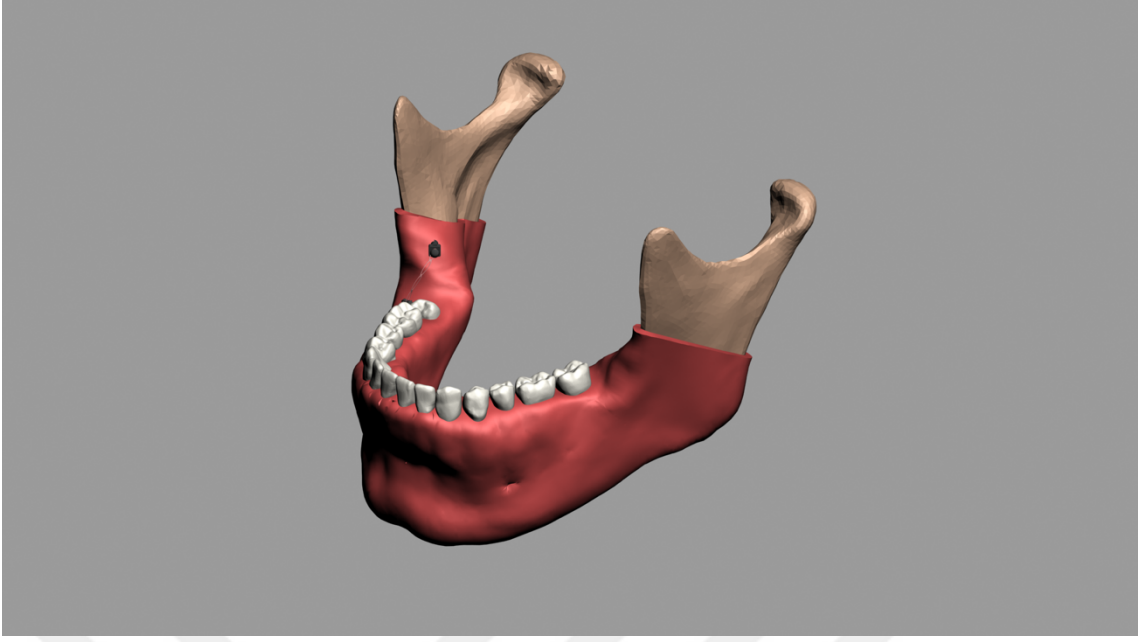
Şekil 3.44. Ramus vidası ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



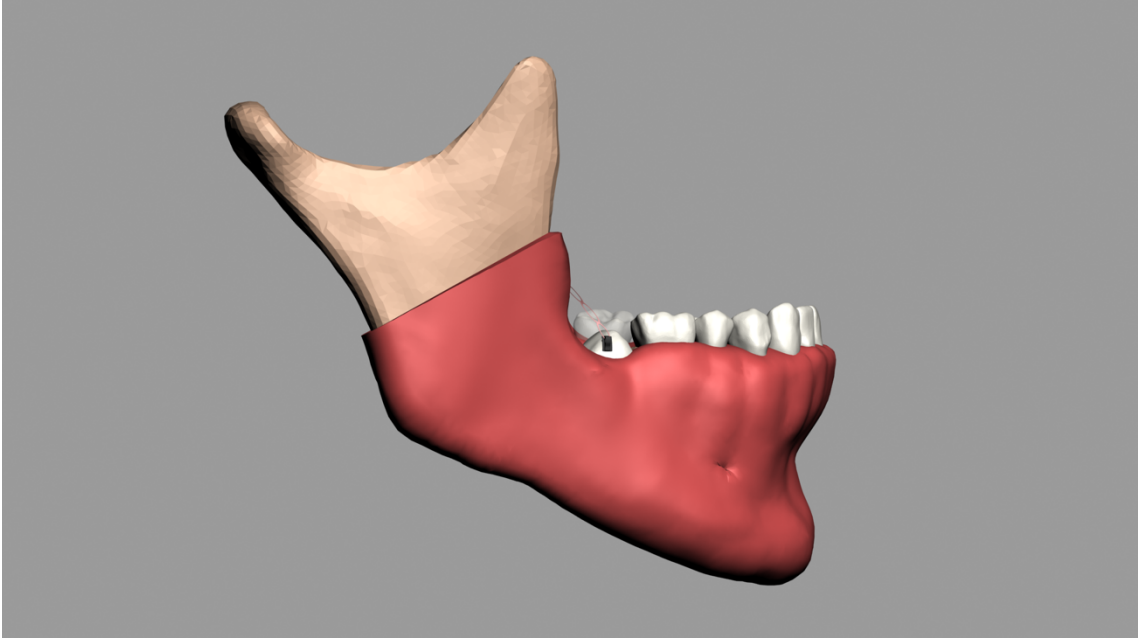
Şekil 3.45. Ramus vidası ile 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü



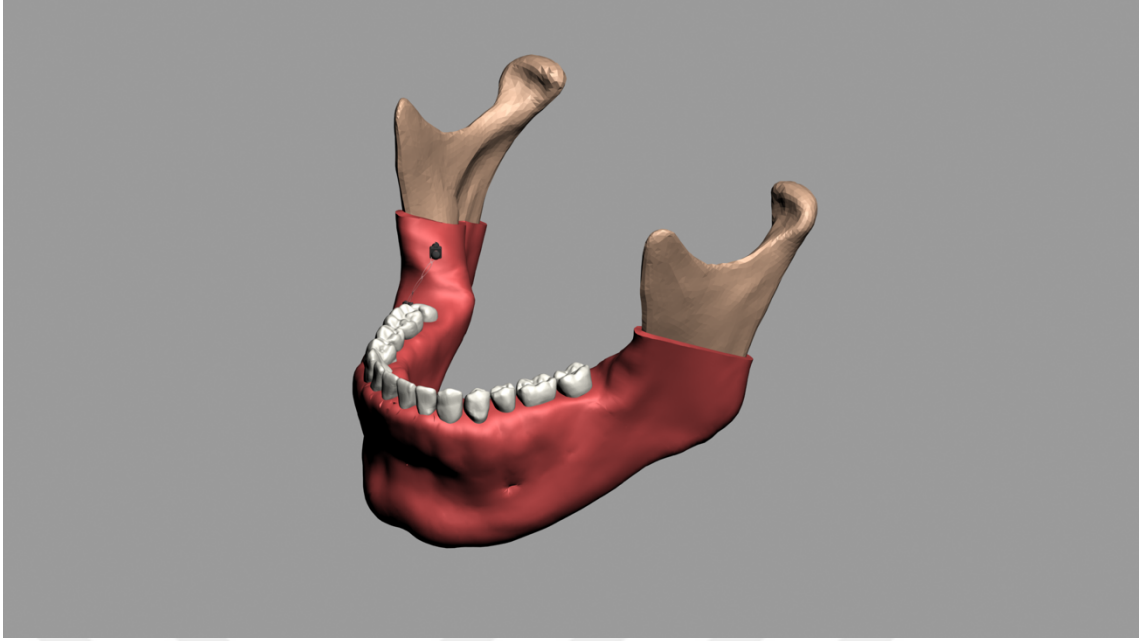
Şekil 3.46. Ramus vidası ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



Şekil 3.47. Ramus vidası ile 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü



Şekil 3.48. Ramus vidası ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin sagittal görüntüsü



Şekil 3.49. Ramus vidası ile 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirme modelinin oblik görüntüsü

3.1.8. Senaryoların Oluşturulması

Çalışmada, dört farklı dikleştirme mekanizmasının her biri için üç farklı gömülülük derecesinde (45°, 60°, 75°) dört grup olacak şekilde toplam ‘on iki adet senaryo’ oluşturulmuştur. Bu senaryolar aşağıdaki gibidir:

1. Grup: Open Coil Grubu

Birinci senaryo: 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

İkinci senaryo: 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

Üçüncü senaryo: 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

2. Grup: Nienkemper Grubu

Dördüncü senaryo: 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

Beşinci senaryo: 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

Altıncı senaryo: 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

3. Grup: Kantilever Spring Grubu

Yedinci senaryo: 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

Sekizinci senaryo: 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

Dokuzuncu senaryo: 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

4. Grup: Ramus Vidası Grubu

Onuncu senaryo: 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

On birinci senaryo: 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

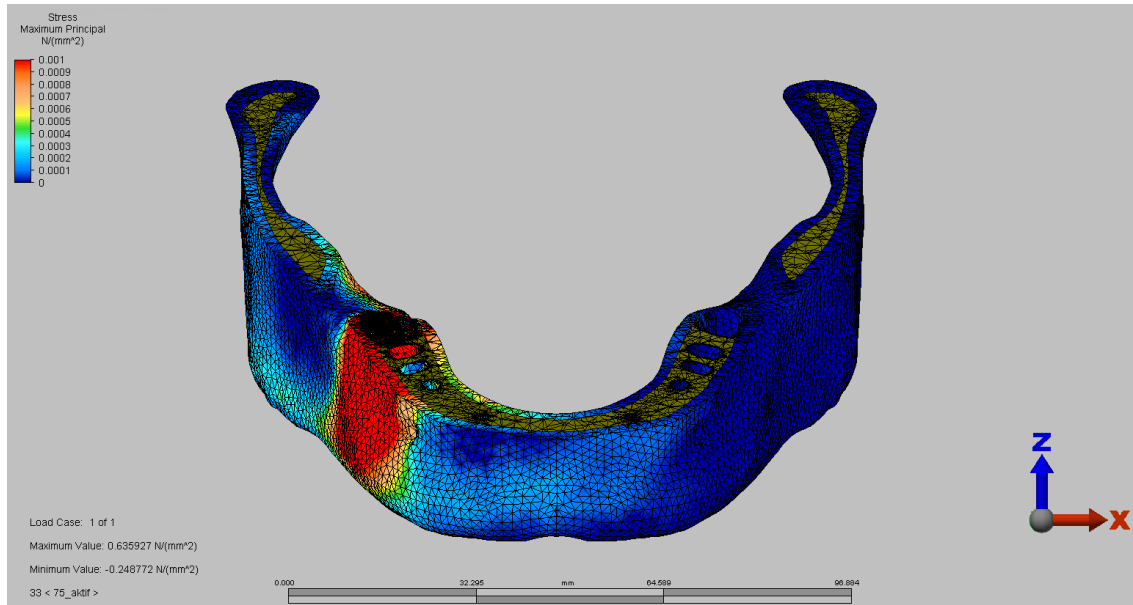
On ikinci senaryo: 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

3.2. Matematiksel modellerin oluşturulması

Geometrik modeller oluşturulduktan sonra matematiksel modellerin oluşturulmasına geçilmiştir.

3.2.1. Ağ Yapının Oluşturulması

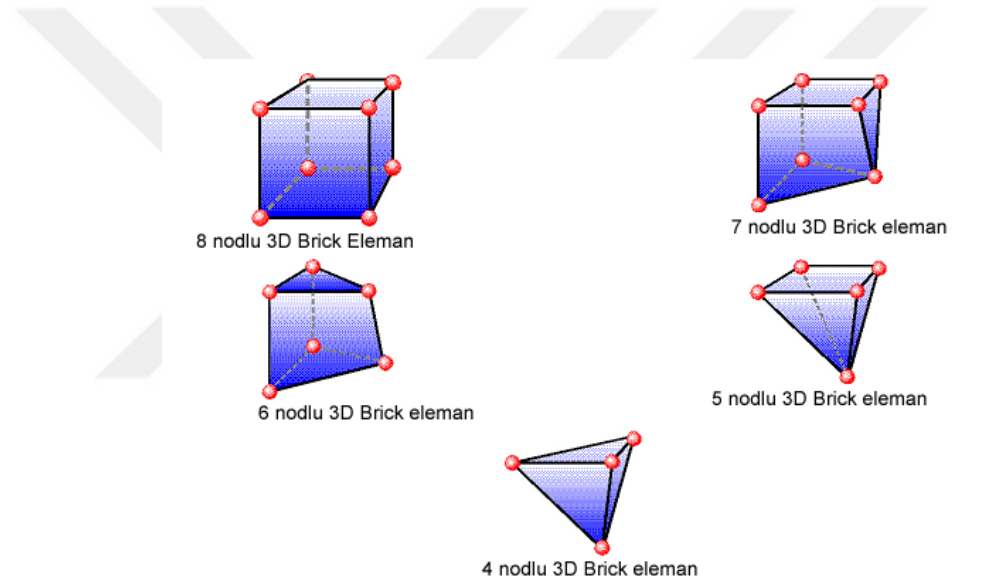
Matematiksel modelin oluşturulmasındaki ilk aşama oluşturulan geometrik modellerin, ağ yapısında matematiksel modellere dönüştürülmesidir (Şekil 3.50). Bunun için VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıp modeller son haline getirildikten sonra, Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına “stl” formatında yüzey verisi olarak atılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu formatta düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir.



Şekil 3.50. Ağ yapısının oluşturulması

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır (Şekil 3.51). 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.



Şekil 3.51. Algor yazılımının mesh yapısında kullandığı eleman çeşitleri

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1. Senaryo	358707	1415722
2. Senaryo	360741	1422462
3. Senaryo	358046	1413414
4. Senaryo	355845	1370362
5. Senaryo	361123	1422159
6. Senaryo	362754	1427438
7. Senaryo	360422	1419810
8. Senaryo	353843	1372362
9. Senaryo	357314	1426216
10. Senaryo	364366	1455155
11. Senaryo	356587	1423892
12. Senaryo	351216	1380816

3.2.2. Materyal Özelliklerinin Yazılıma Tanıtılması

Oluşturulan tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

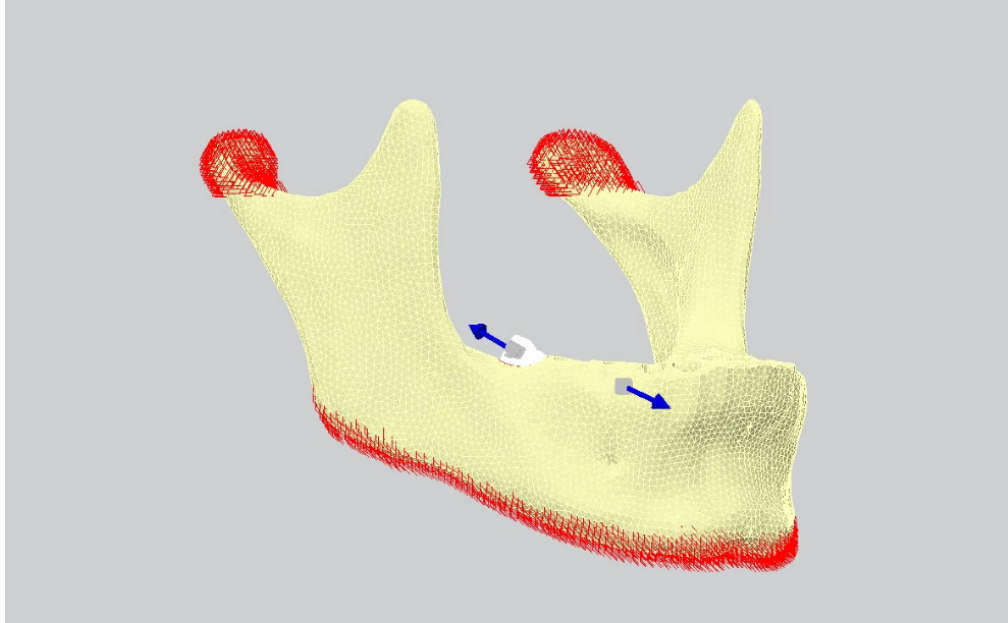
Çalışmamızda oluşturulan modellerin mevcut yapılarının elastisite modülü ve Poisson oranı Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Modellerdeki mevcut yapıların elastisite modülü ve Poisson oranı değerleri

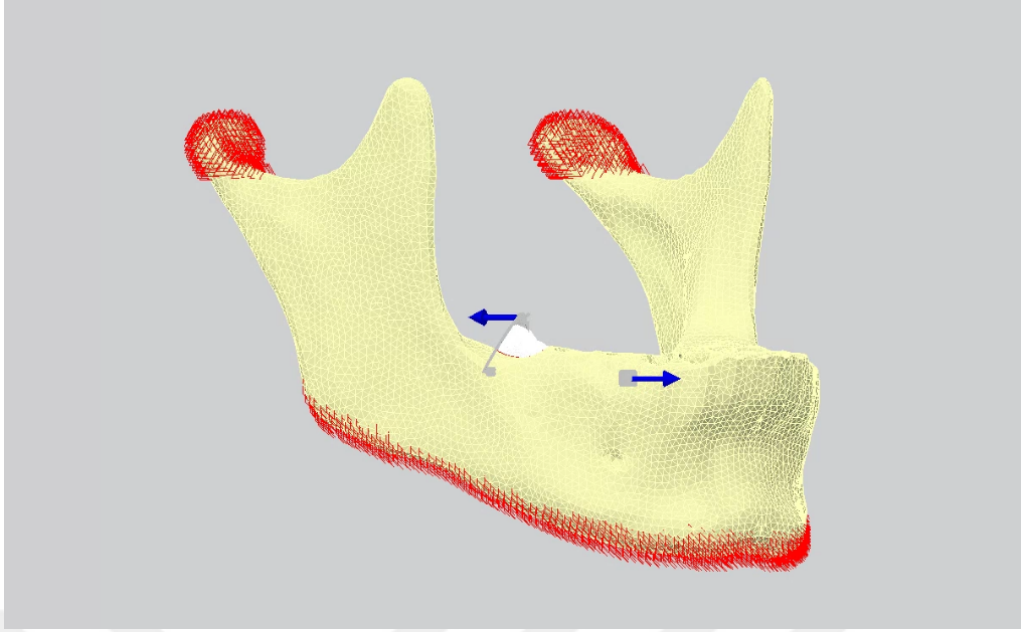
	Elastisite Modülü	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.3
Spongioz Kemik	1370	0.3
Ark Teli	200000	0.3
Diş	18600	0.31
PDL	0.68	0.45
Mini Vida	110000	0.35
OBS Vidası	200000	0.3
Eyelet	200000	0.3
Braket	200000	0.3

3.2.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması

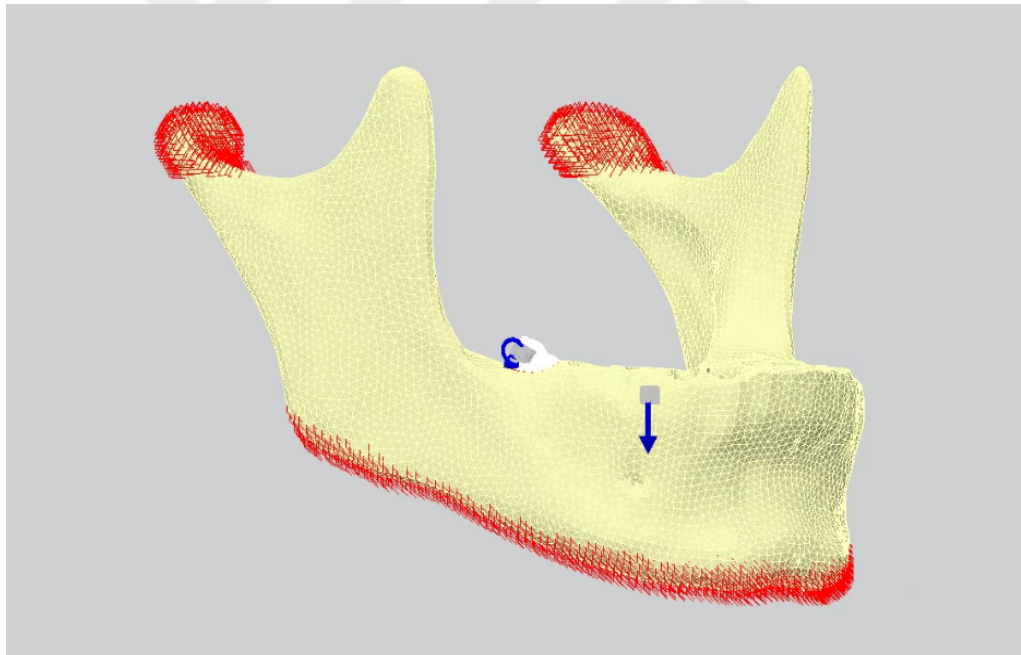
Bu çalışmadaki modellerde, alt çene kemiğinin kondil noktalarından ve alt çene kemiğinin alt sınırından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak ve kemiğin uzayda hareketini engelleyecek şekilde sabitlemesi yapılmıştır. (Şekil 3.52, 3.53, 3.54, 3.55.)



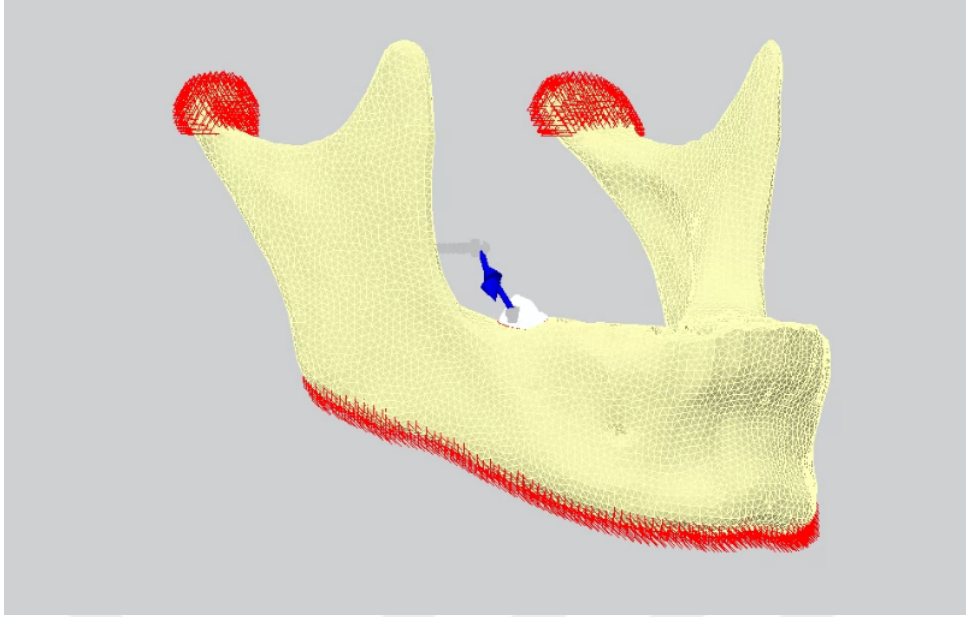
Şekil 3.52. Ni-ti open coil yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar)



Şekil 3.53. Nienkemper yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar)



Şekil 3.54. Kantilever spring yönteminde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar)

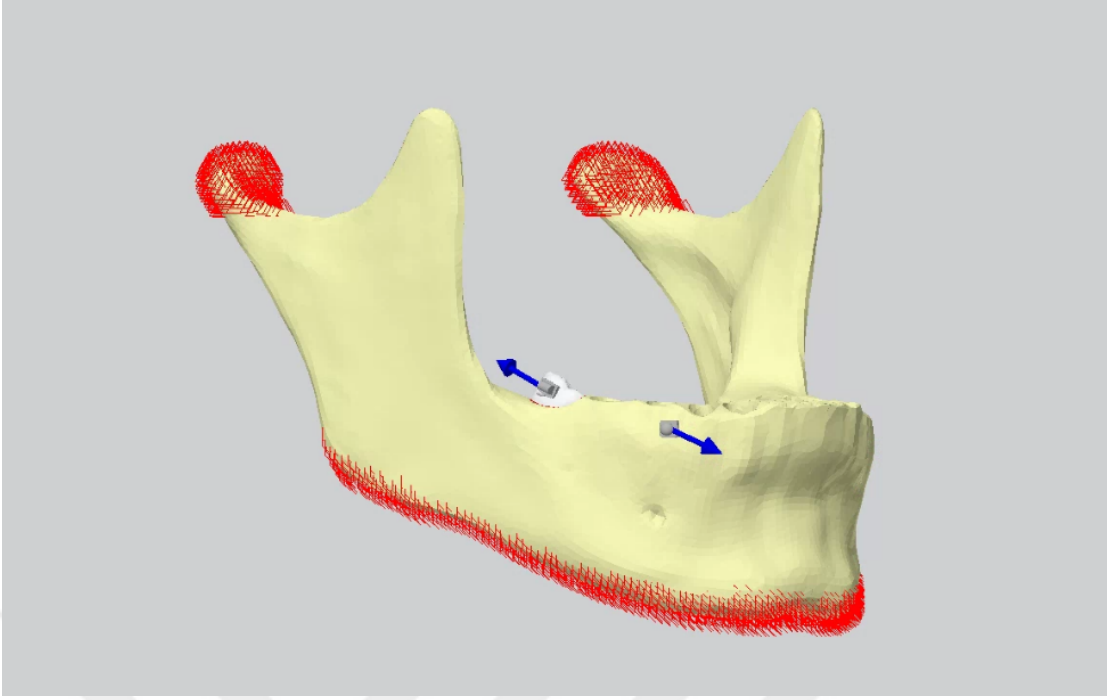


Şekil 3.55. Ramus vidalı yöntemde sınır koşulları (kırmızı boyalı alanlar)

3.2.4. Uygulanacak Kuvvetin Miktarı, Yönü ve Doğrultusunun Belirlenmesi

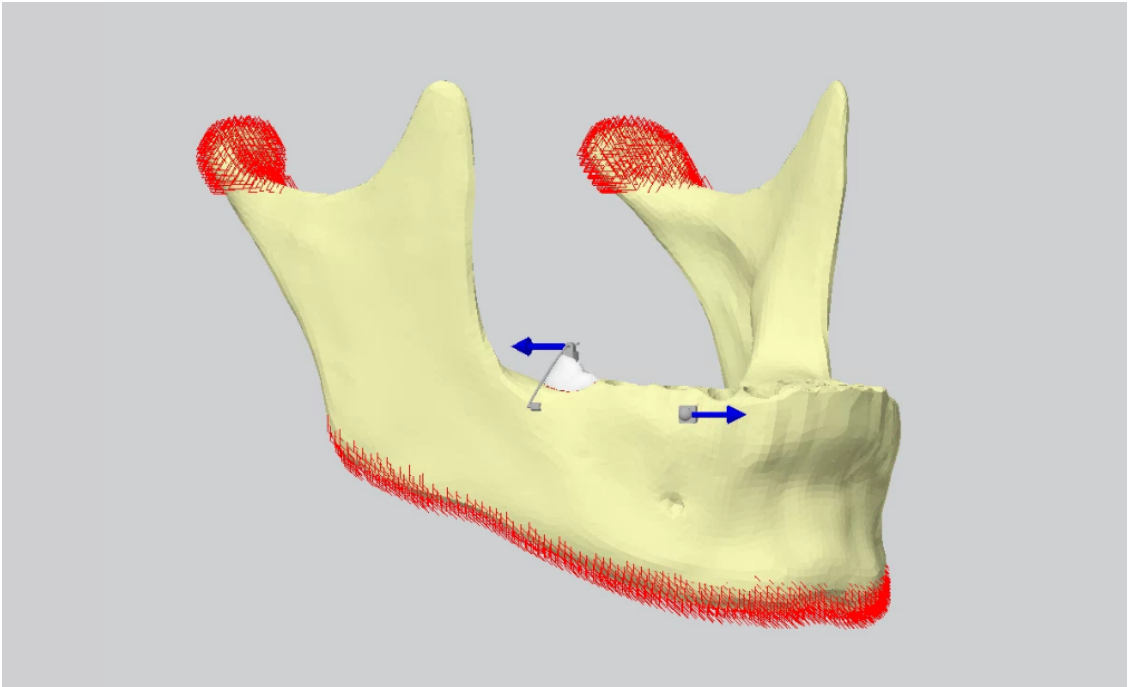
Dört ayrı grupta ve her grupta 45° 60° ve 75° olacak şekilde parsiyel gömülü bulunan mandibular ikinci molar dişe 75 g kuvvet uygulanarak toplam on iki adet analiz gerçekleştirilmiştir. Literatürdeki klinik çalışmalar ve sonlu elemanlar analizi çalışmaları, bir molar dişin dikleştirilmesi için 35-150 g arasında değişen kuvvetler uygulandığını gereken optimum kuvvetin ise genellikle 50-80 g aralığında olması gerektiğini belirtmektedir (29, 105, 228, 231). Bu bağlamda çalışmamızda mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek için verilen kuvvet standardizasyon açısından aynı tutulup 75 g olarak belirlenmiştir. ‘75 g’ olarak belirlenmiş kuvvetin senaryolara göre değişen yön ve doğrultuları aşağıdaki gibidir:

Birinci senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



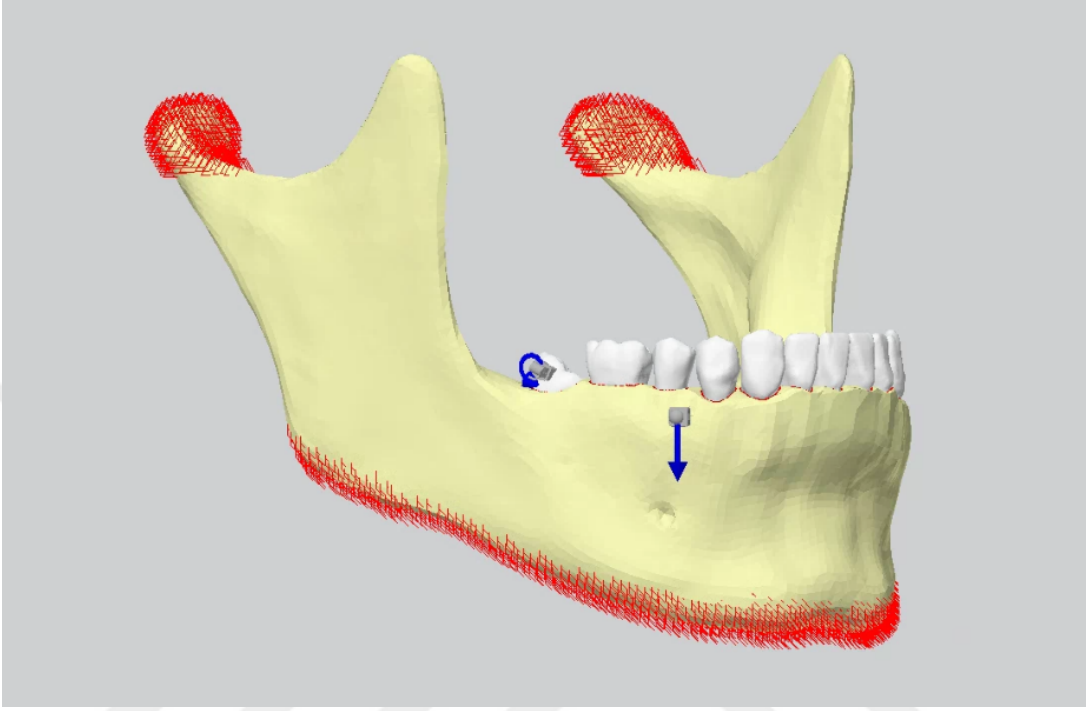
Şekil 3.56. Birinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

İkinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



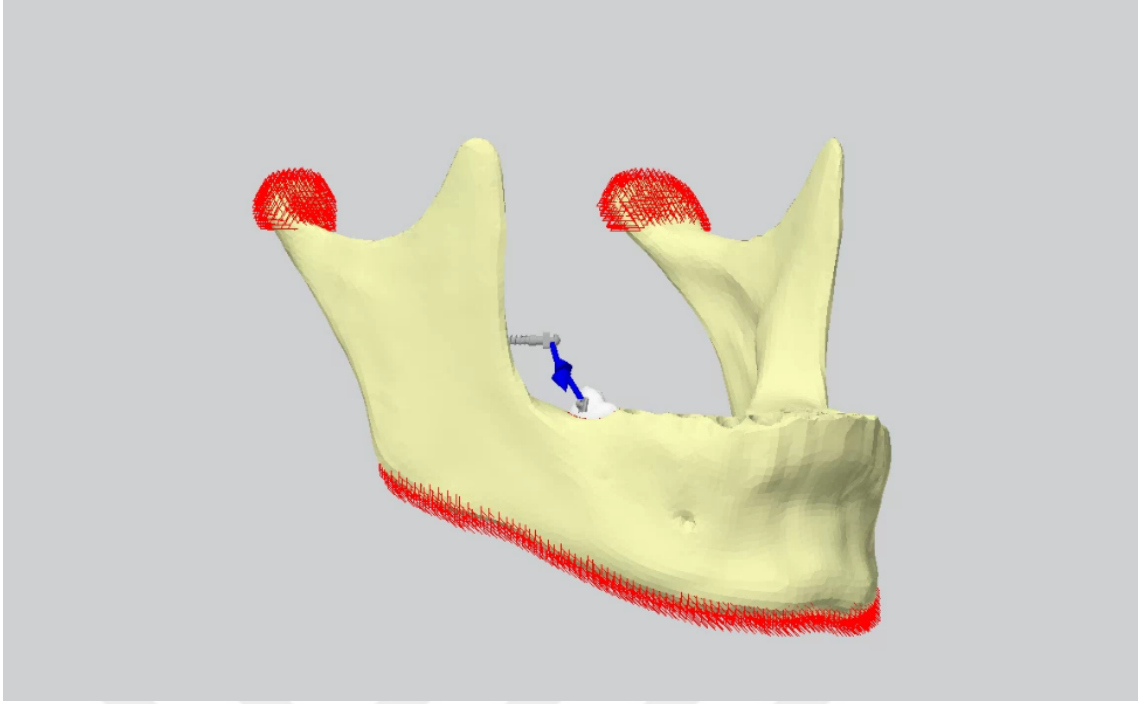
Şekil 3.57. İkinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Üçüncü senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan 'ni-ti coil spring' aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



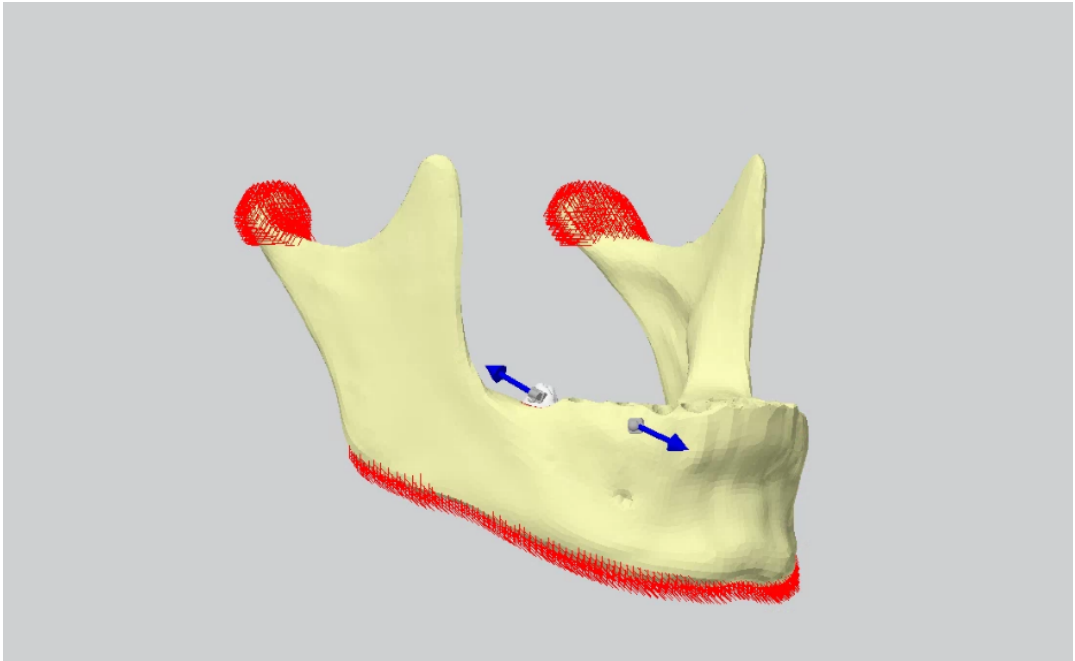
Şekil 3.58. Üçüncü senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Dördüncü senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan 'Nienkemper' yöntemi ile 'ni-ti coil spring' aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



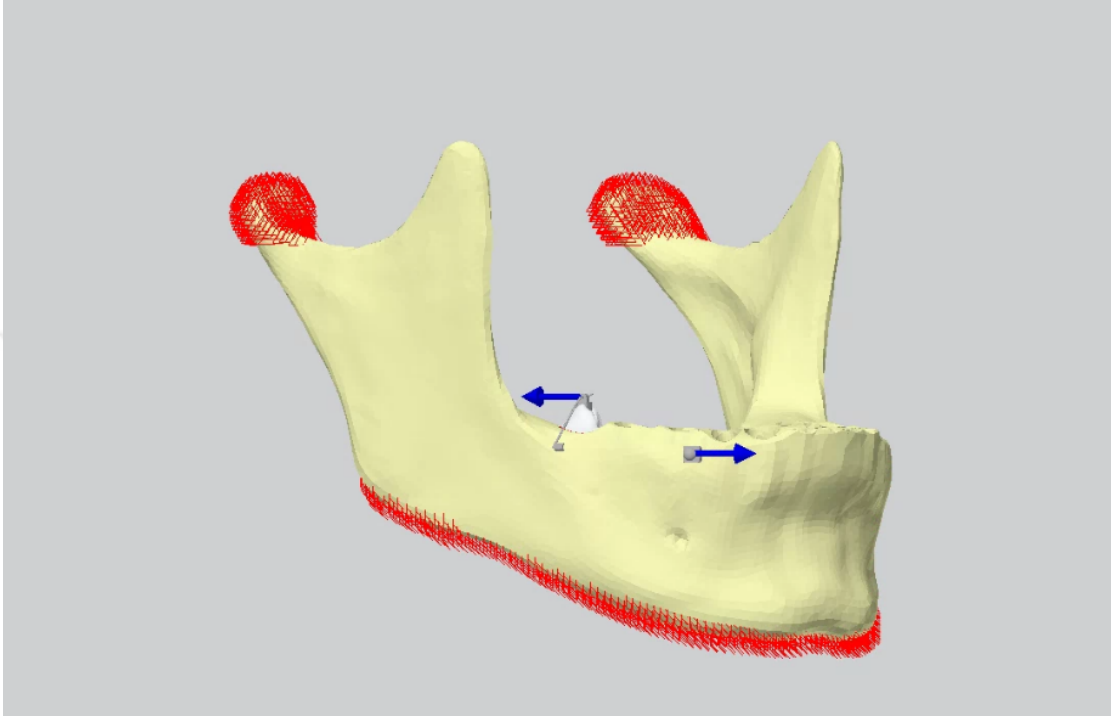
Şekil 3.59. Dördüncü senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Beşinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



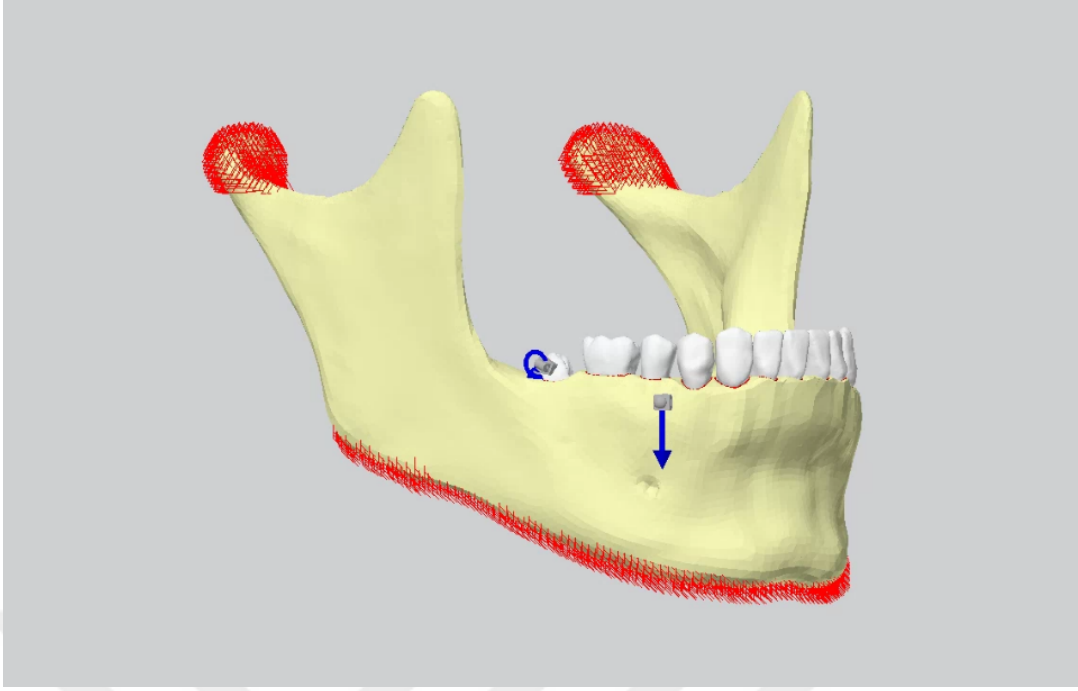
Şekil 3.60. Beşinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Altıncı senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



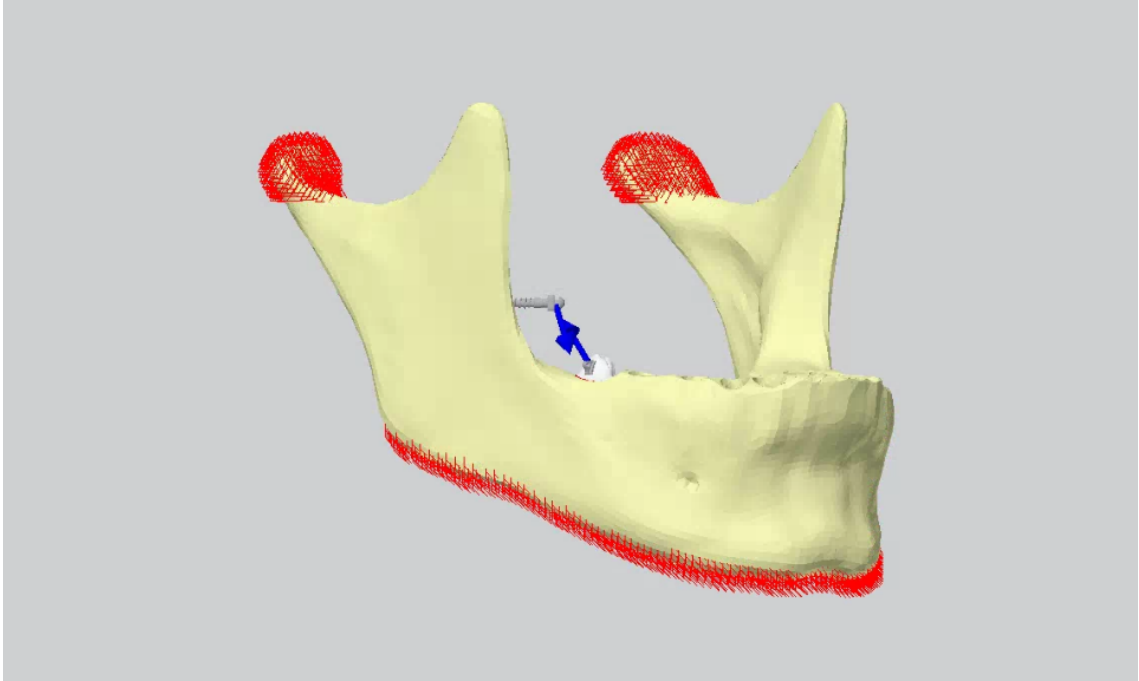
Şekil 3.61. Altıncı senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Yedinci senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



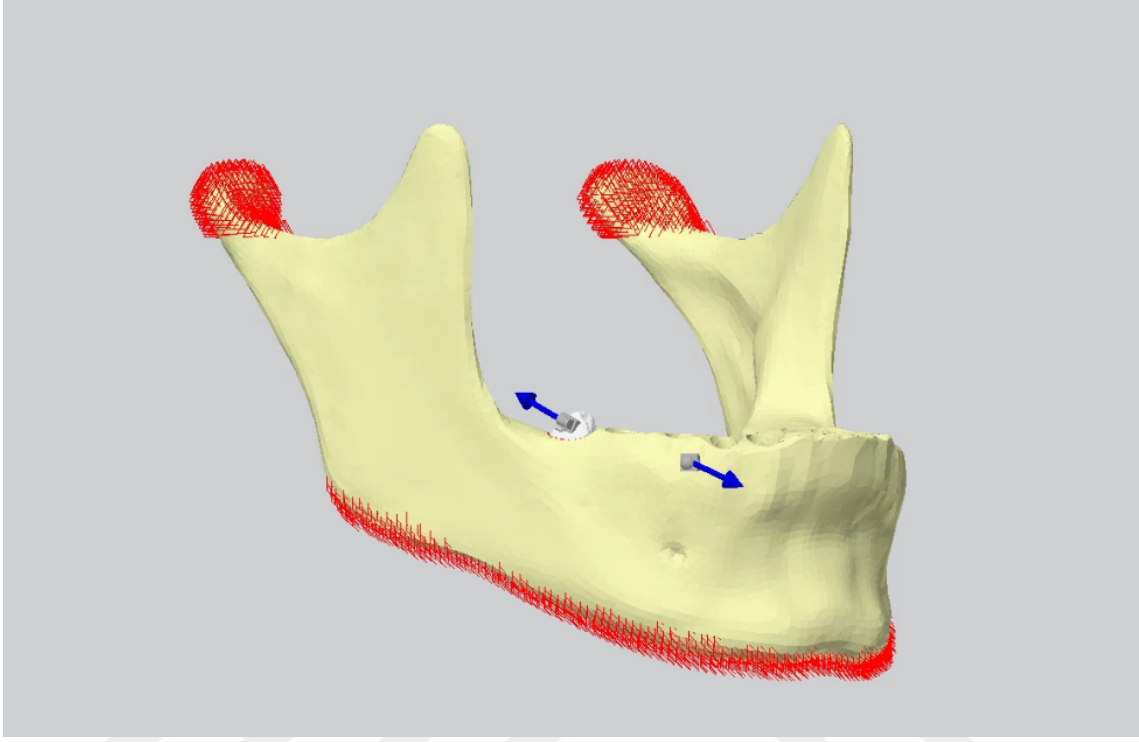
Şekil 3.62. Yedinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Sekizinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyüküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



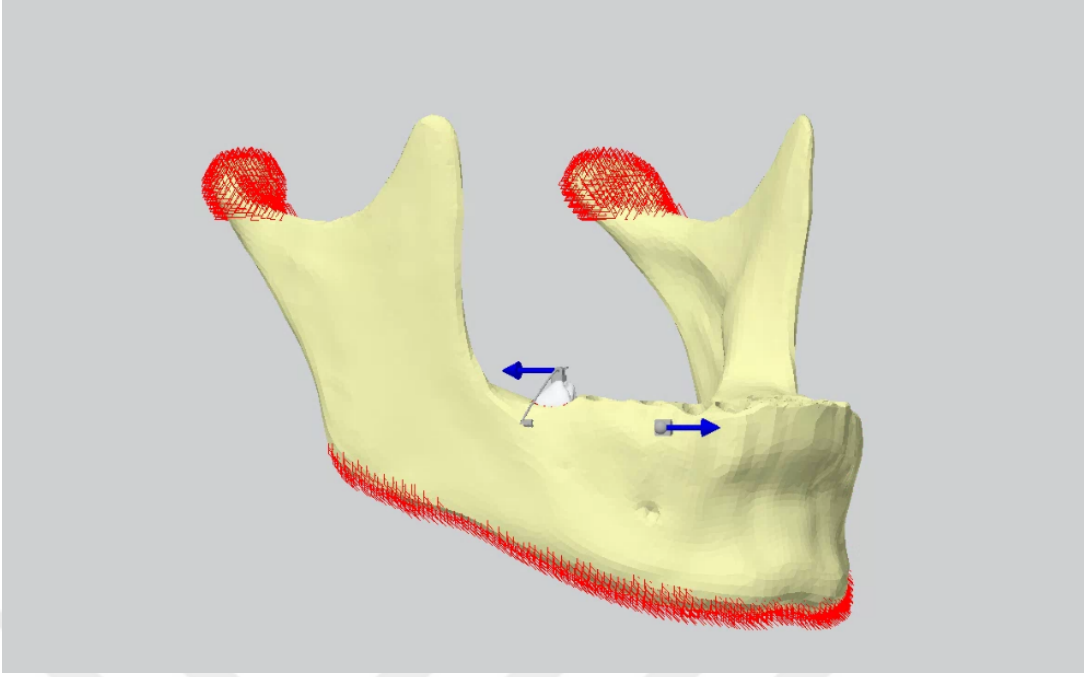
Şekil 3.63. Sekizinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Dokuzuncu senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan 'kantilever spring' aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



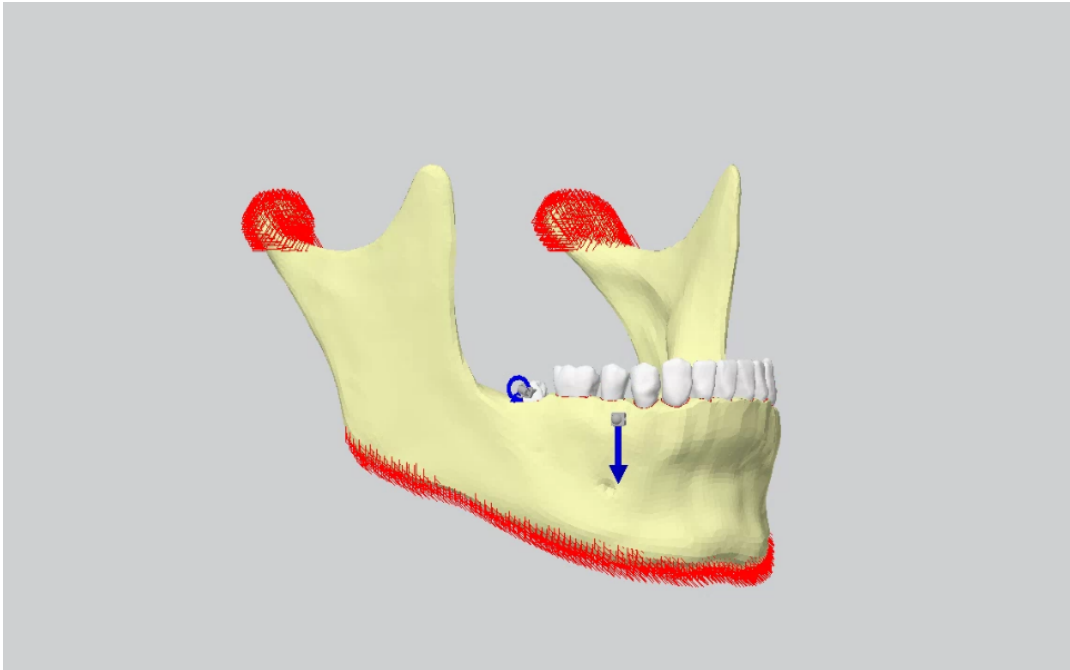
Şekil 3.64. Dokuzuncu senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

Onuncu senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



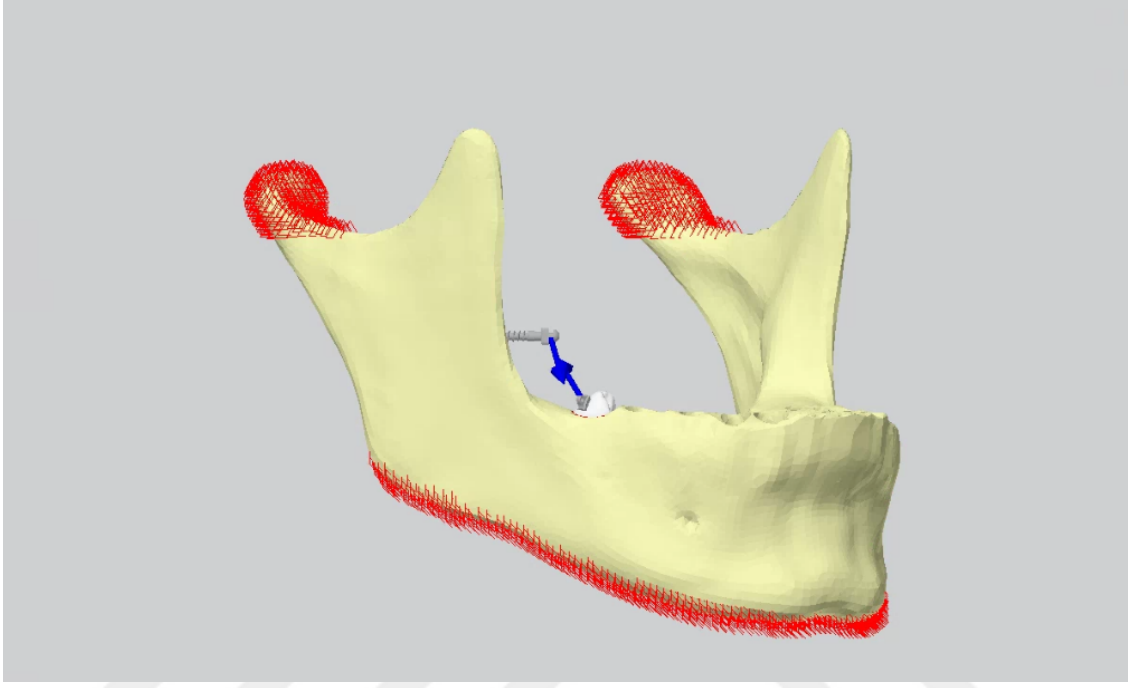
Şekil 3.65. Onuncu senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

On birinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3.66. On birinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

On ikinci senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3.67. On ikinci senaryoda kuvvetin yönü ve doğrultusu

4. BULGULAR

Çalışmamızda, mezioangüler şekilde parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesinde kullanılan ‘dört’ farklı iskeletsel ankrajlı tedavi yönteminin sonuçları, her bir grupta üçer adet olmak üzere toplamda ‘on iki’ senaryoda sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular ‘kuvvetin ilk uygulama anında’ elde edilen değerleri göstermektedir. Dişler üzerinde seçilen düğümlere ait transversal, sagittal ve vertikal yer değiştirme miktarları, dişlerde ve mini vidalarda meydana gelen Von Mises stres dağılım değerleri elde edilmiştir. Araştırmamızda eksenleri gösteren oklar şekillerin sağ alt kısımlarında yer almakta olup X eksen transversal yönü, Y eksen sagittal yönü ve Z eksen de vertikal yönü temsil etmektedir. Dişlerde görülen “X” eksenindeki pozitif (+) değerler linguale hareketi, negatif (-) değerler bukkale hareketi, “Y” ekseninde pozitif (+) değerler distale hareketi, negatif (-) değerler meziale hareketi, “Z” eksenindeki pozitif (+) değerler koronale hareketi, negatif (-) değerler ise apikale olan hareketi ifade etmektedir.

Çalışmada elde edilen yer değiştirme ve stres değerleri, ‘kuvvetin uygulandığı ilk anda’ elde edilen değerlerdir. Bu değerler tedavinin gidişatı ve sonucu hakkında kesin bilgiler vermemekte olup, sadece yol gösterici olmaktadır.

Yer değişim miktarlarının görselleştirilmesi sagittal, trasversal ve vertikal yönde ayrı ayrı değerlendirilmektedir. Kırmızı bölgeler, incelenmekte olan eksen doğrultusundaki yer değiştirmeleri gösterirken mavi bölgeler incelenen eksenin tersi yönündeki yer değiştirmeyi gösterir. Dişlerdeki yer değiştirmeleri değerlendirmek için standardizasyon amacıyla, santral diştten ikinci molar dişe kadar tüm dişlerin tüberkül tepeleri ve kök uçlarından dokuz senaryoda da aynı noktalar belirlenmiştir. Sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeler mm cinsinden ölçülmüştür.

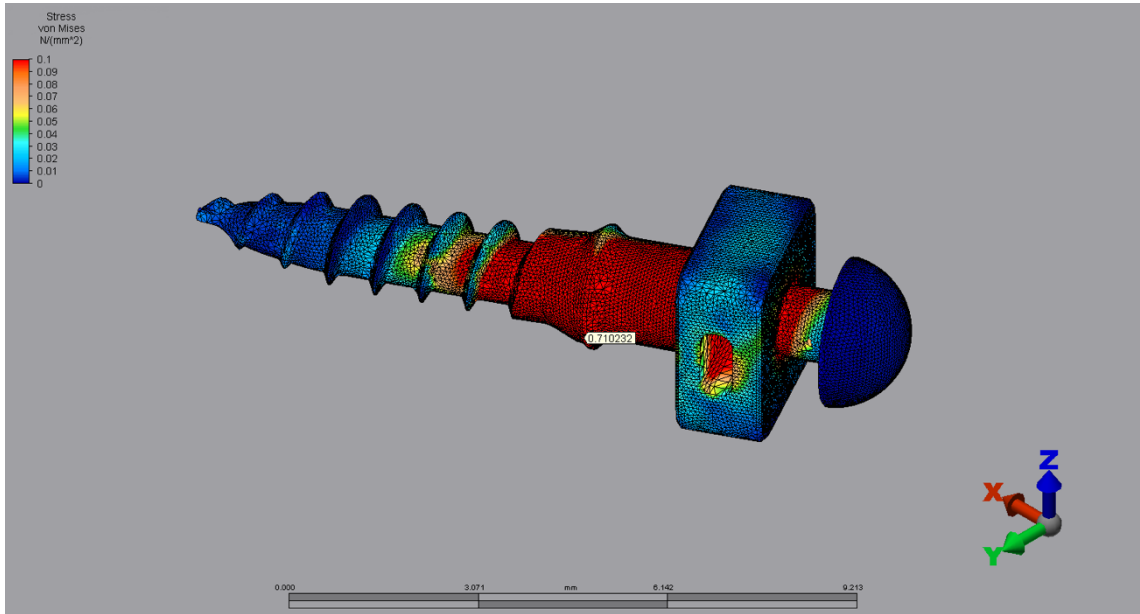
Sonlu elemanlar analizinde Von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri belirli limitler arasında bir renk skalasına göre görselleştirilmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar maksimum asal gerilmenin meydana geldiği alanları, mavi ile gösterilen alanlar ise minimum asal gerilme veya sıkışma alanlarını göstermektedir. Çalışmadaki gerilme (stres) değerleri N/mm² cinsinden hesaplanmıştır.

4.1. Birinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Birinci senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

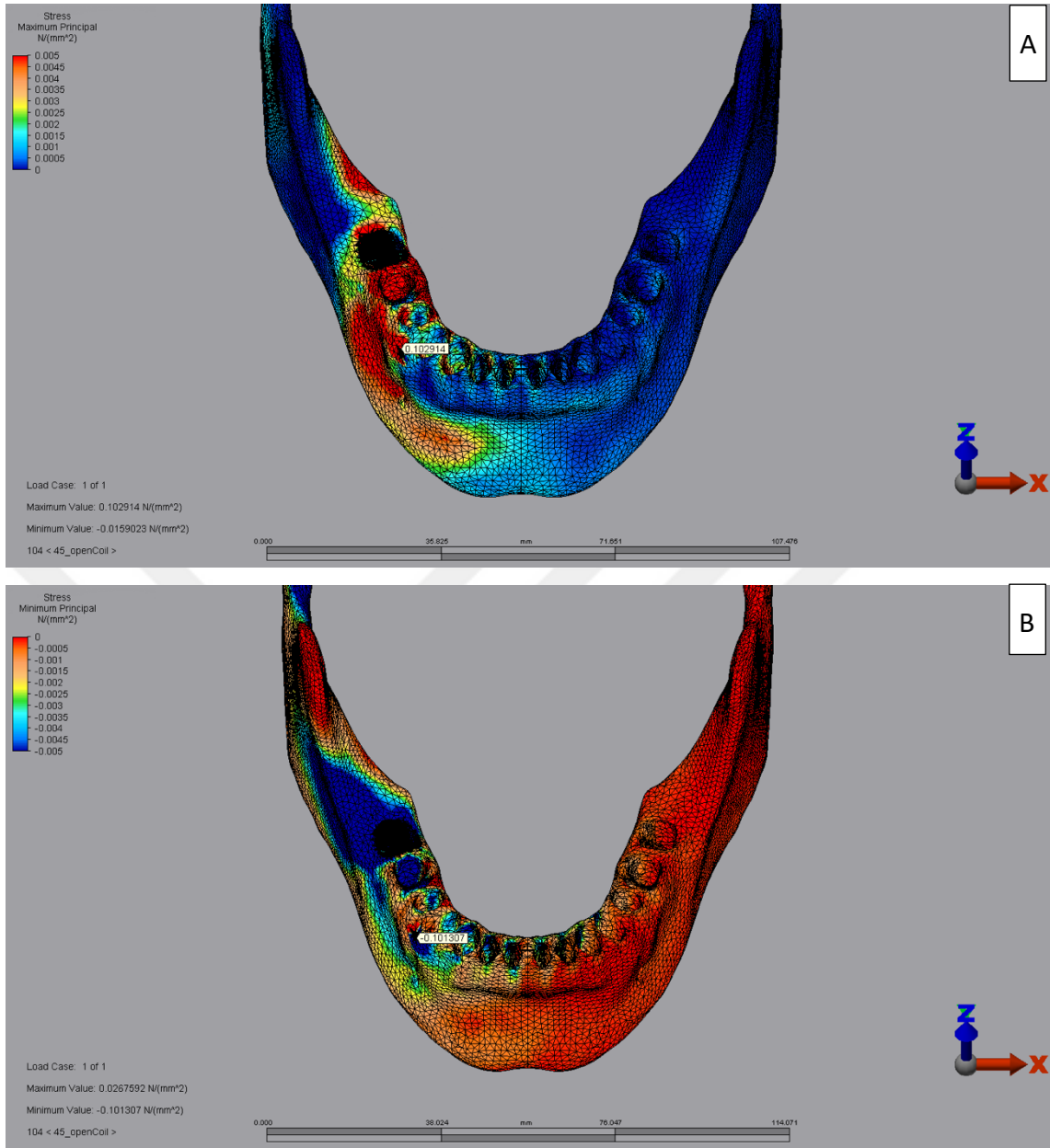
4.1.1. Mini Vida Çevresinde Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 4.1’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında gerçekleşmiştir (0.710232 N/mm^2)



Şekil 4.1. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler

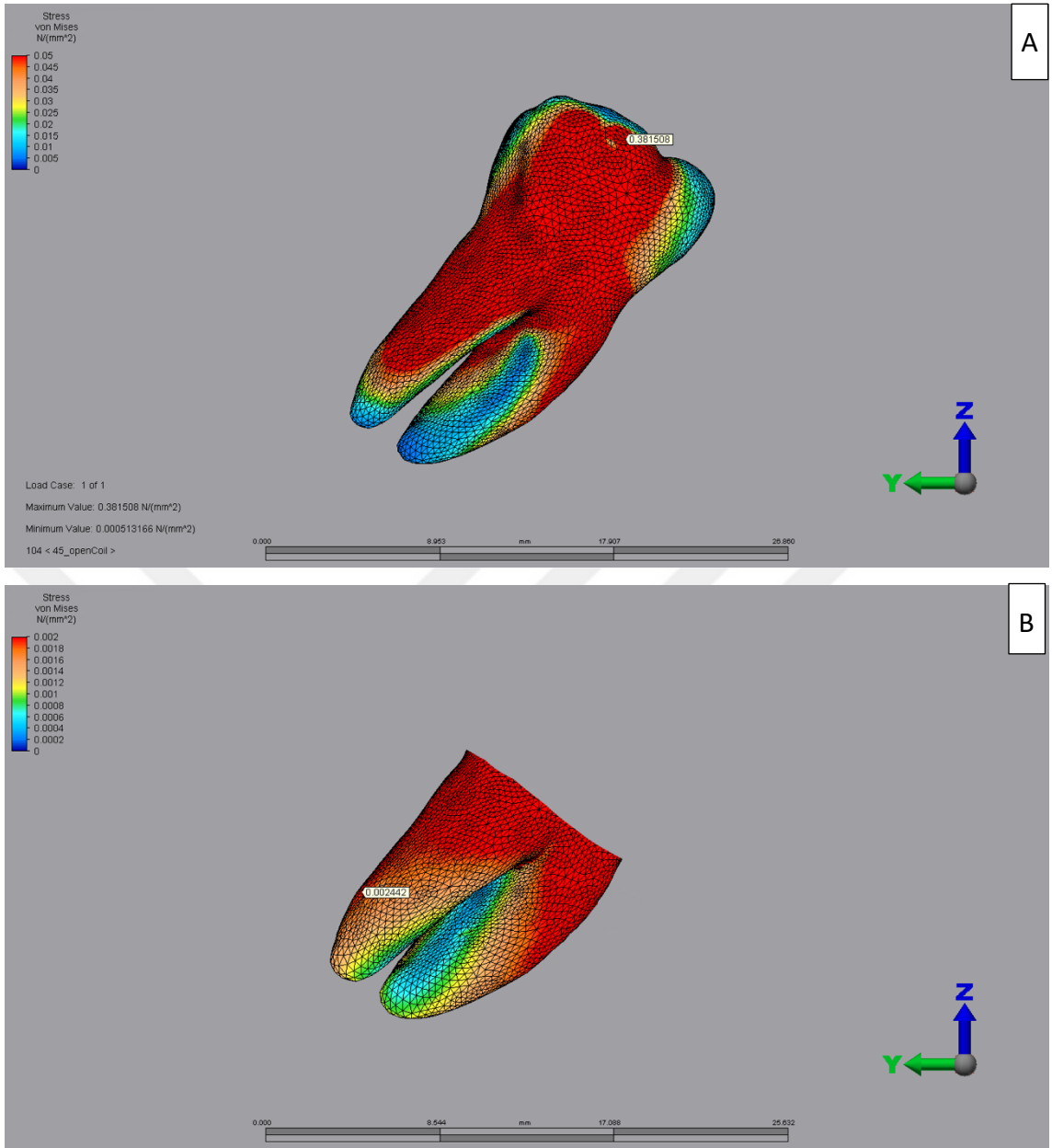
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.2’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilme kuvvetinin mini vidanın distalinde (0.102914 N/mm^2) en fazla sıkışmanın ise kuvvetin uygulama yönünün tersinde olan mini vidanın mezialinde (-0.101307 N/mm^2) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.2. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.1.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler

Birinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler Şekil 4.3'te gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun bukkalinde (0.381508 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kökünün apikal üçlüsünde (0.002442 N/mm^2) meydana geldiği görülmüştür.



Şekil 4.3. Birinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

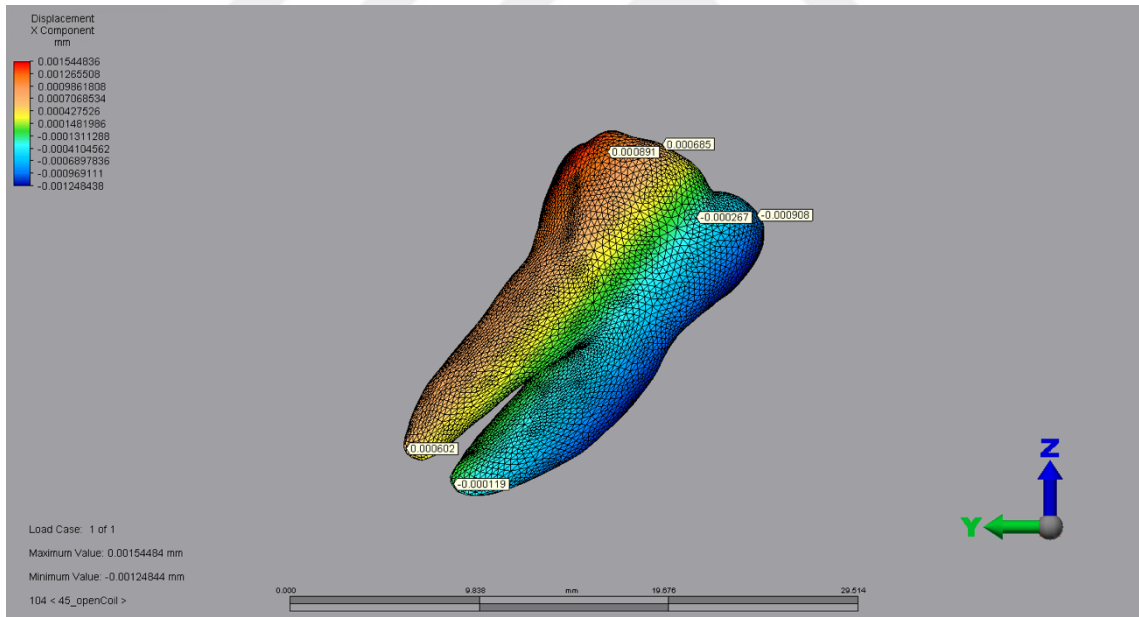
4.1.3. Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Birinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.1'de özetlenmiştir.

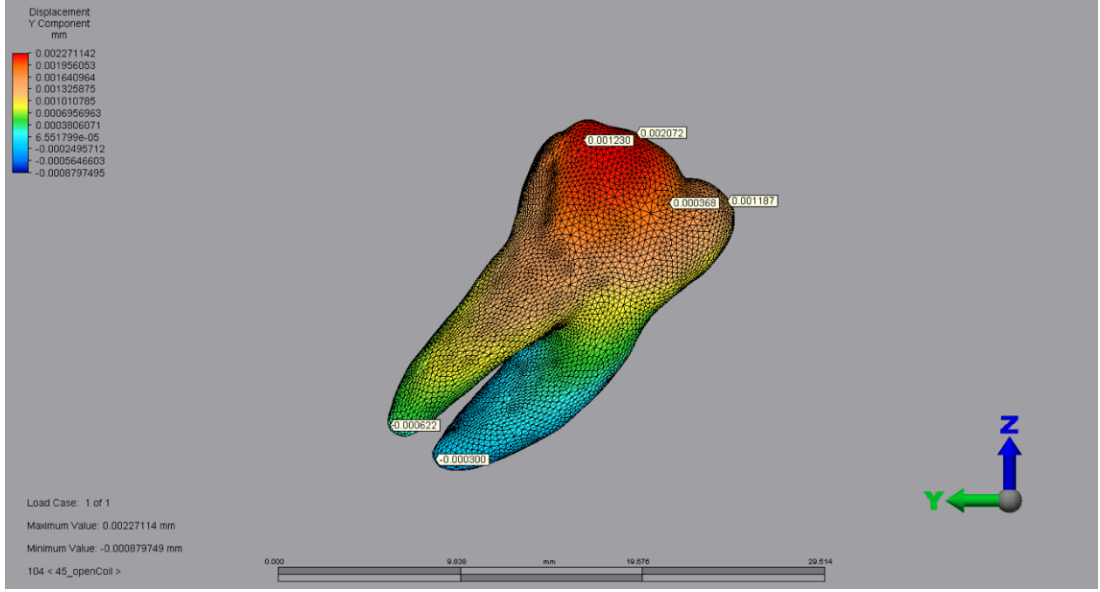
Tablo 4.1. Birinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değıştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-908×10^{-6}	1187×10^{-6}	1450×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	685×10^{-6}	2072×10^{-6}	836×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-267×10^{-6}	368×10^{-6}	230×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	891×10^{-6}	1230×10^{-6}	311×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-119×10^{-6}	-300×10^{-6}	-467×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	602×10^{-6}	-622×10^{-6}	-601×10^{-6}

Çalışmamızdaki birinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değışim miktarları Şekil 4.4'te verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değıştirme, ikinci molar dişin meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000908 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

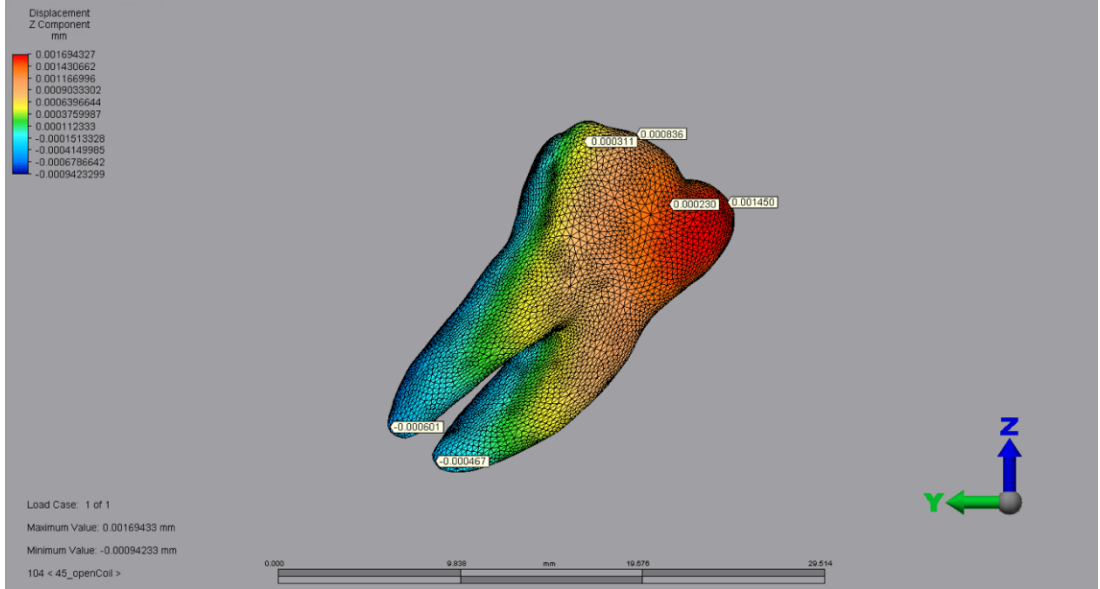
**Şekil 4.4.** Birinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değışim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki birinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değışim miktarları Şekil 4.5'te verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değıştirme, ikinci molar dişin distobukkal tüberkül ucunda (0.002072 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.5. Birinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki birinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.6’da verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirmesi, ikinci molar dişin meziobukkal tüberkül ucunda (0.001450 mm) olup, kromda koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



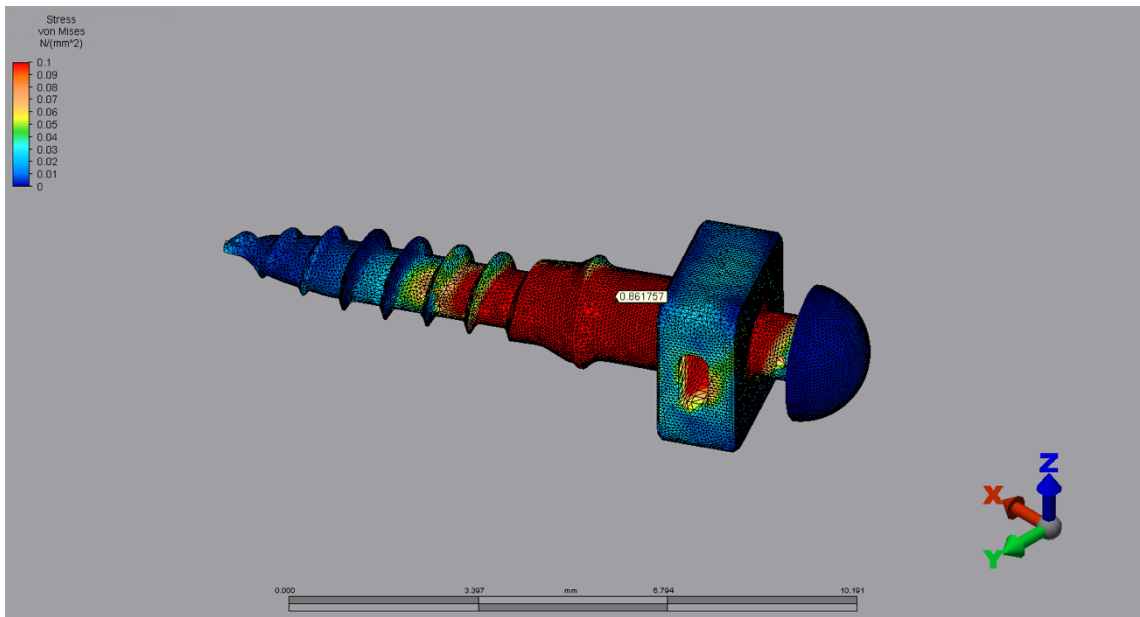
Şekil 4.6. Birinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

4.2. İkinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

İkinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

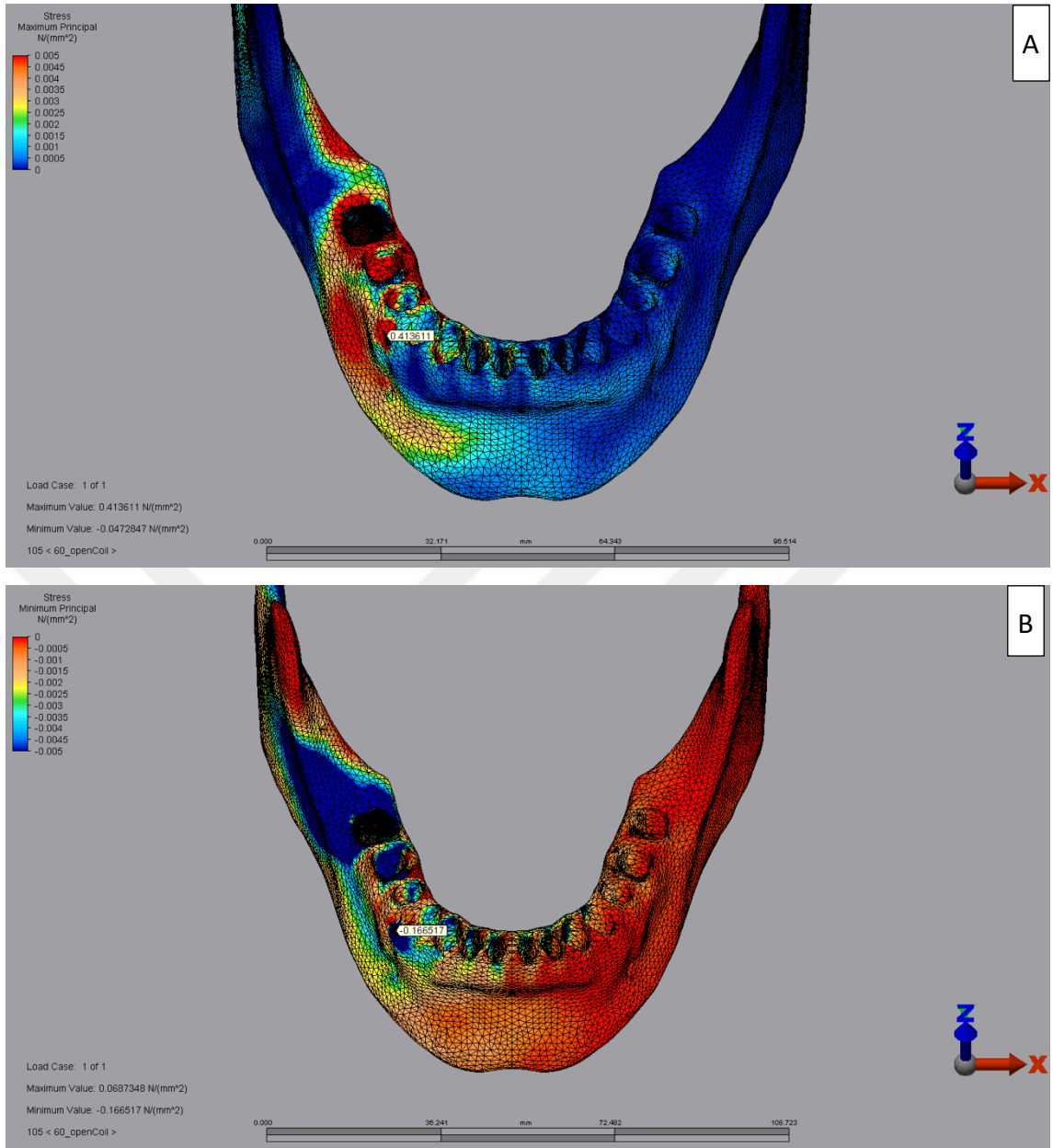
4.2.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 4.7’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında gerçekleşmiştir (0.861757 N/mm²).



Şekil 4.7. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler

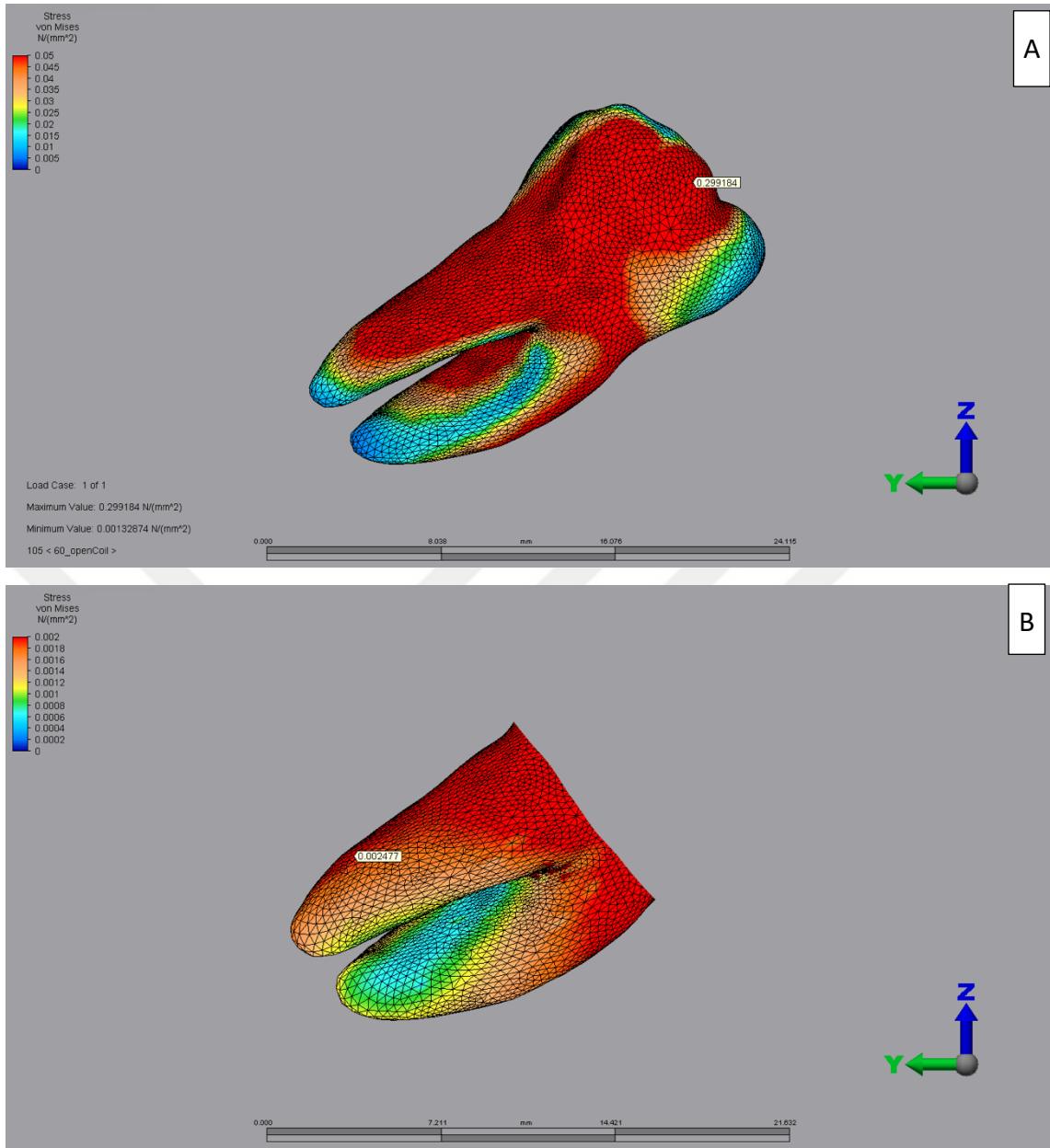
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.8’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın distalinde (0.413611 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vida mezialinde (-0.166517 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.8. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

İkinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.9’da gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun bukkalinde (0.299184 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kökünün apekse yakın kısmında (0.002477 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.9. İkinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

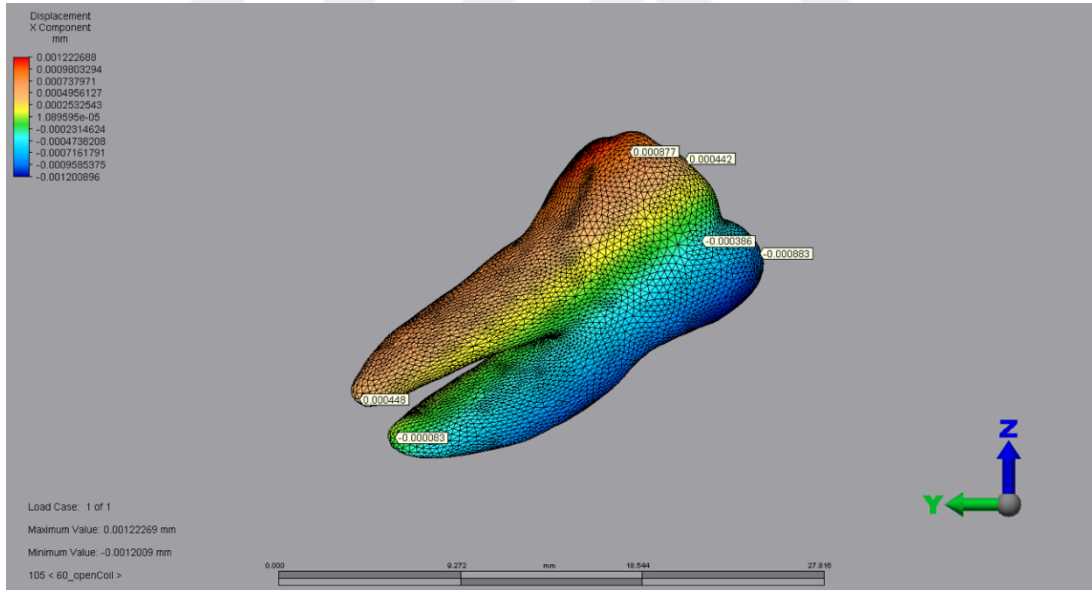
4.2.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

İkinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.2'de özetlenmiştir.

Tablo 4.2. İkinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

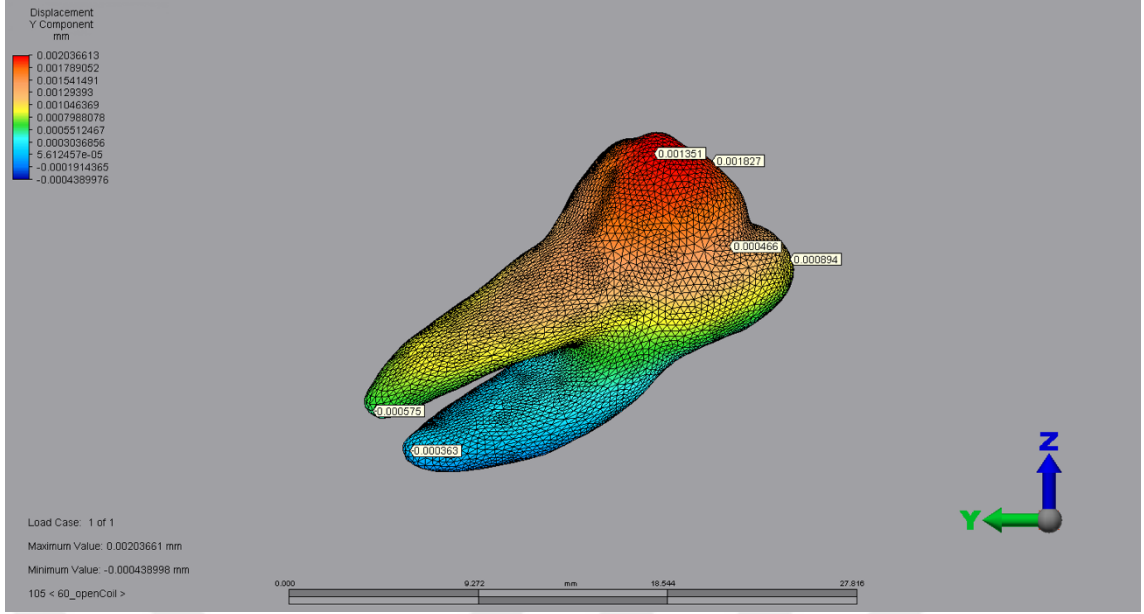
Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-883×10^{-6}	894×10^{-6}	1261×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	442×10^{-6}	1827×10^{-6}	702×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-386×10^{-6}	466×10^{-6}	297×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	877×10^{-6}	1351×10^{-6}	148×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-83×10^{-6}	-363×10^{-6}	-382×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	448×10^{-6}	-575×10^{-6}	-592×10^{-6}

Çalışmamızdaki ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.10'da verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000883 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.



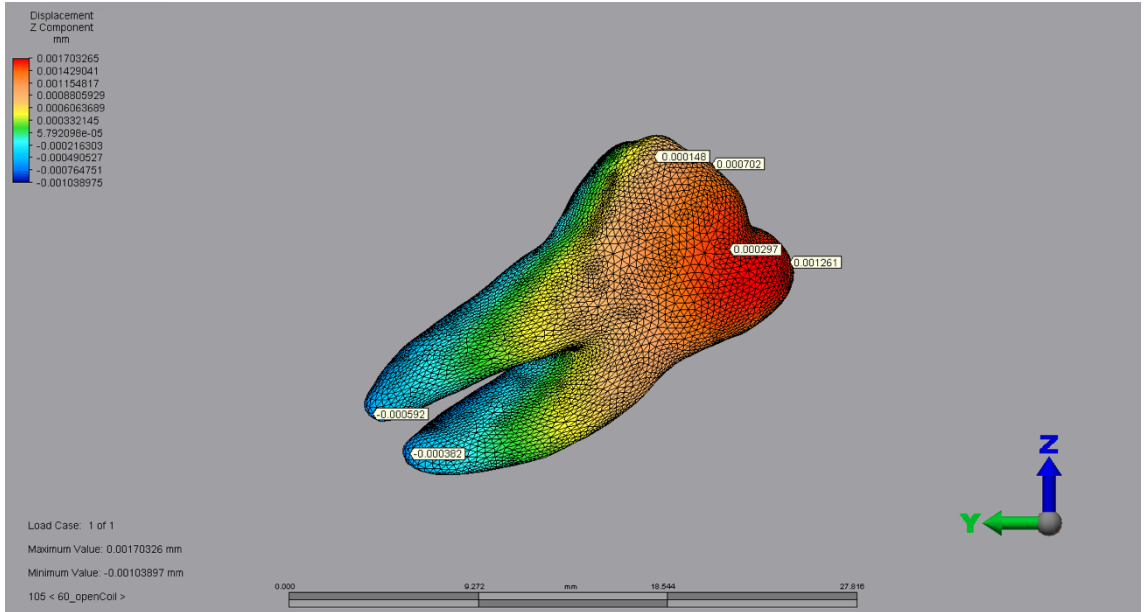
Şekil 4.10. İkinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.11'de verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001827 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.11. İkinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.12’de verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001261 mm) olup, kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



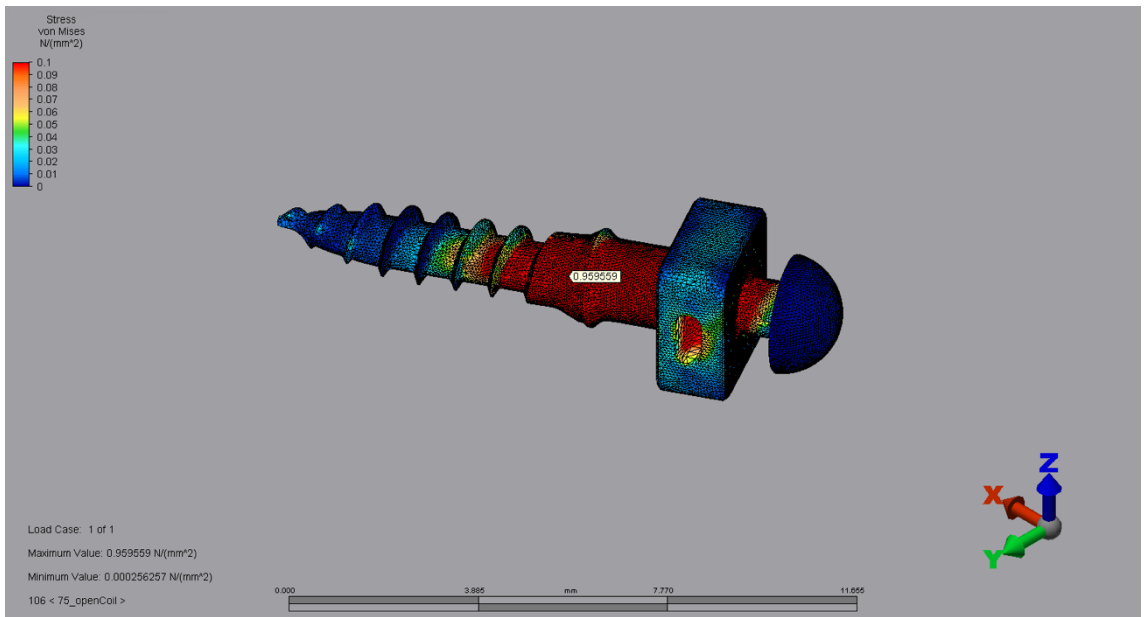
Şekil 4.12. İkinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

4.3. Üçüncü Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Üçüncü senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

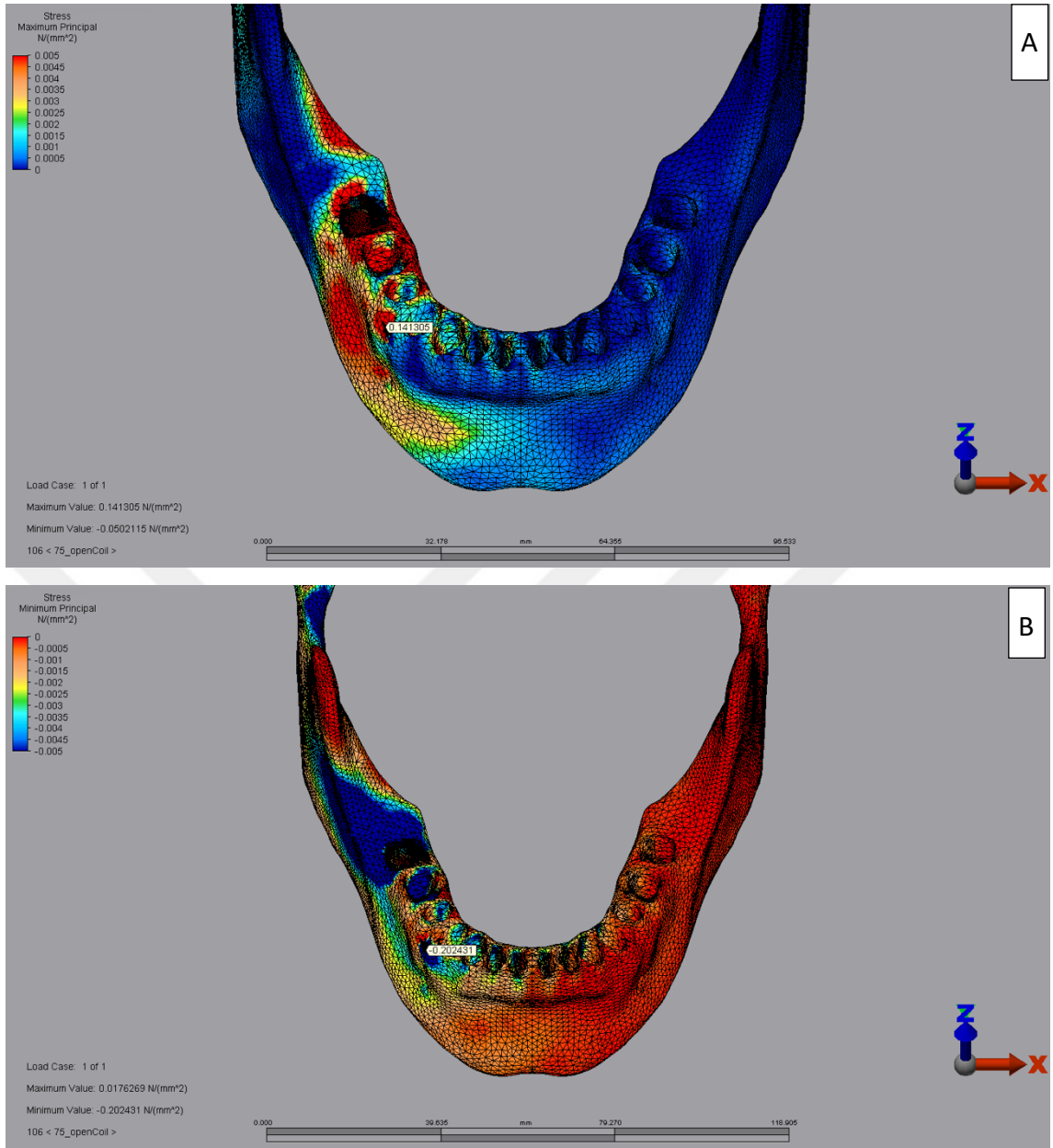
4.3.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilmeler Şekil 4.13’te gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında (0.959559 N/mm²) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.13. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler

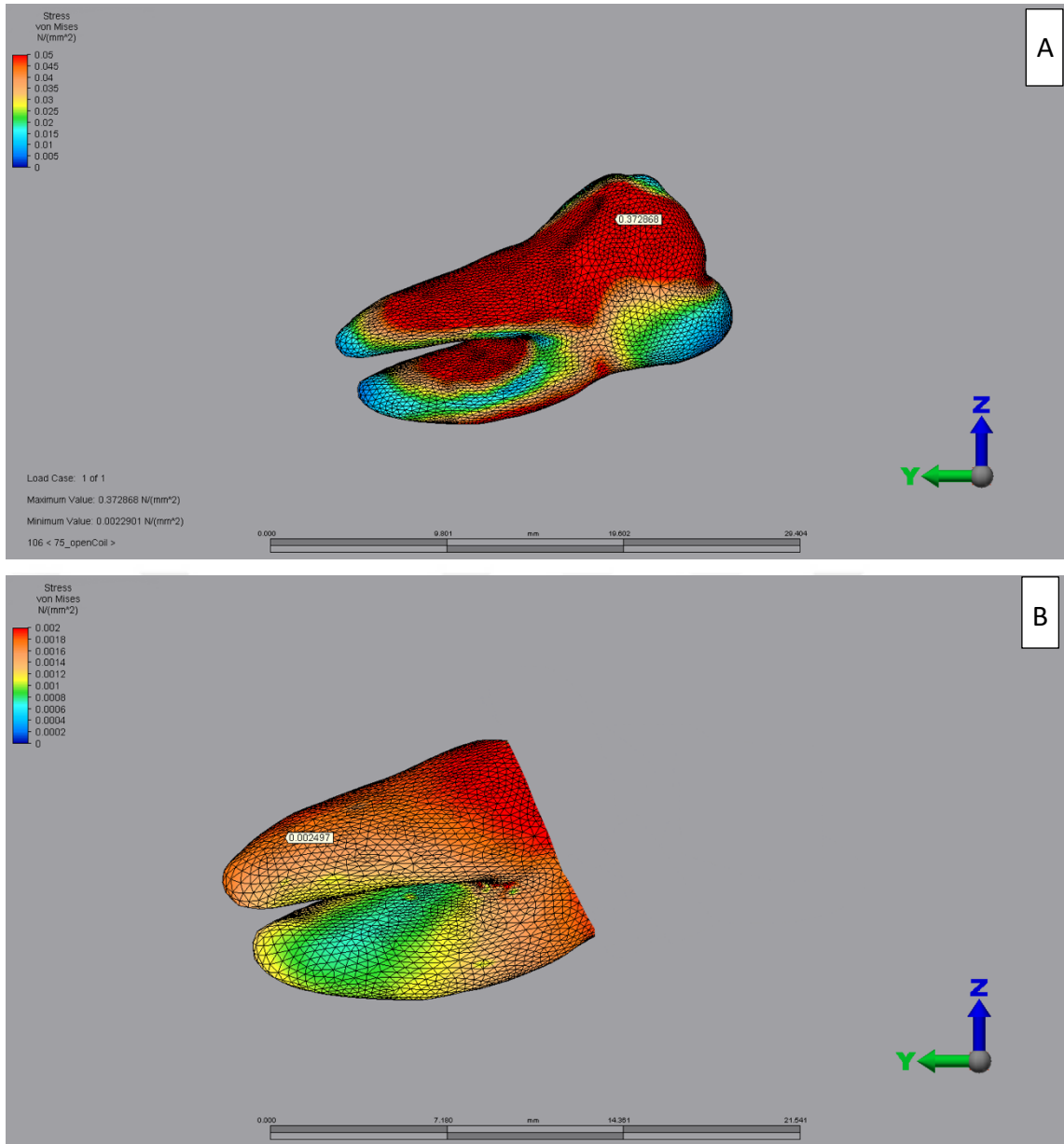
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri ise Şekil 4.14’te verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vida distalinde (0.141305 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vida mezialinde (-0.202431 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.14. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.3.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.15'te gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distobukkalinde (0.372868 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kökünün apekse yakın kısmında (0.002497 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.15. Üçüncü senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

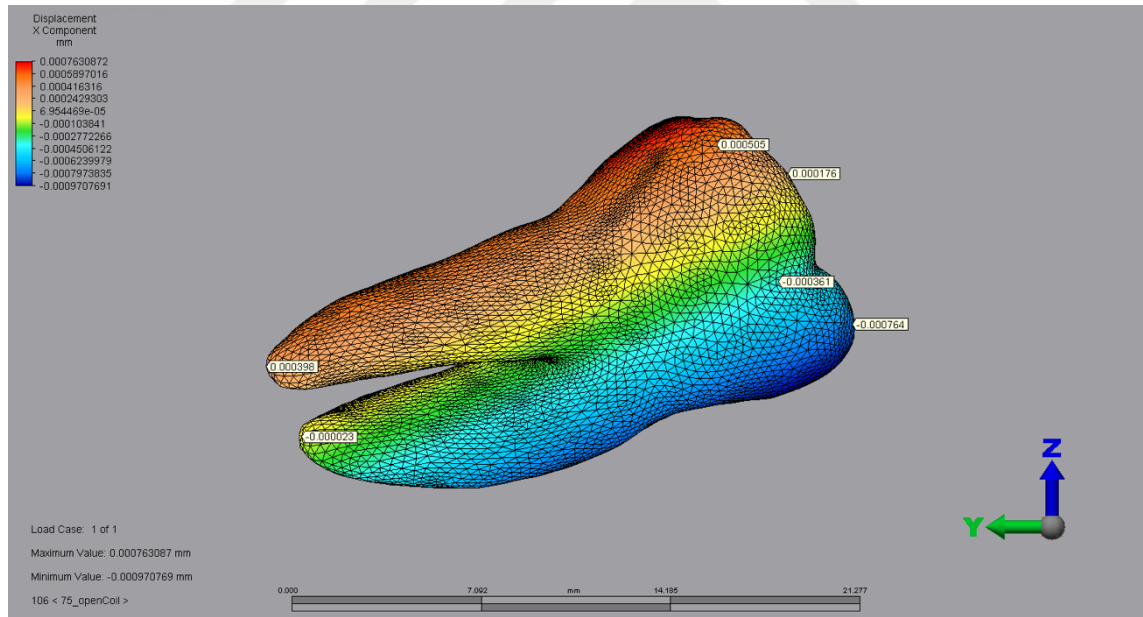
4.3.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Üçüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.3'te özetlenmiştir.

Tablo 4.3. Üçüncü senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

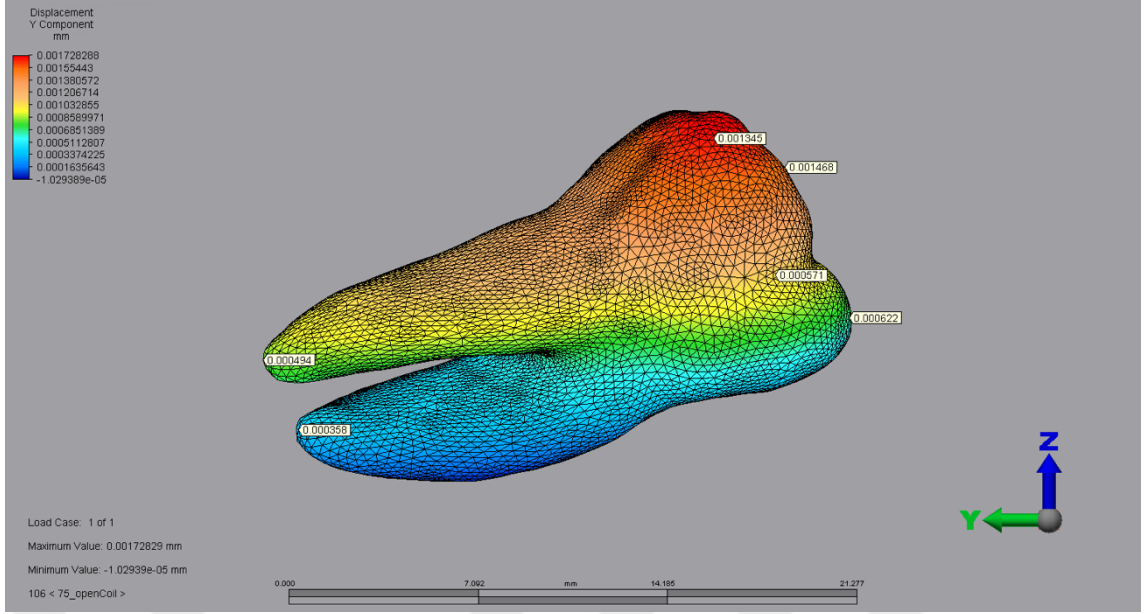
Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-764×10^{-6}	622×10^{-6}	1197×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	176×10^{-6}	1468×10^{-6}	664×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-361×10^{-6}	571×10^{-6}	156×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	505×10^{-6}	1345×10^{-6}	137×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-23×10^{-6}	358×10^{-6}	-264×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	398×10^{-6}	494×10^{-6}	-287×10^{-6}

Çalışmamızdaki üçüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.16’da verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000764 mm) görülmekte olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.



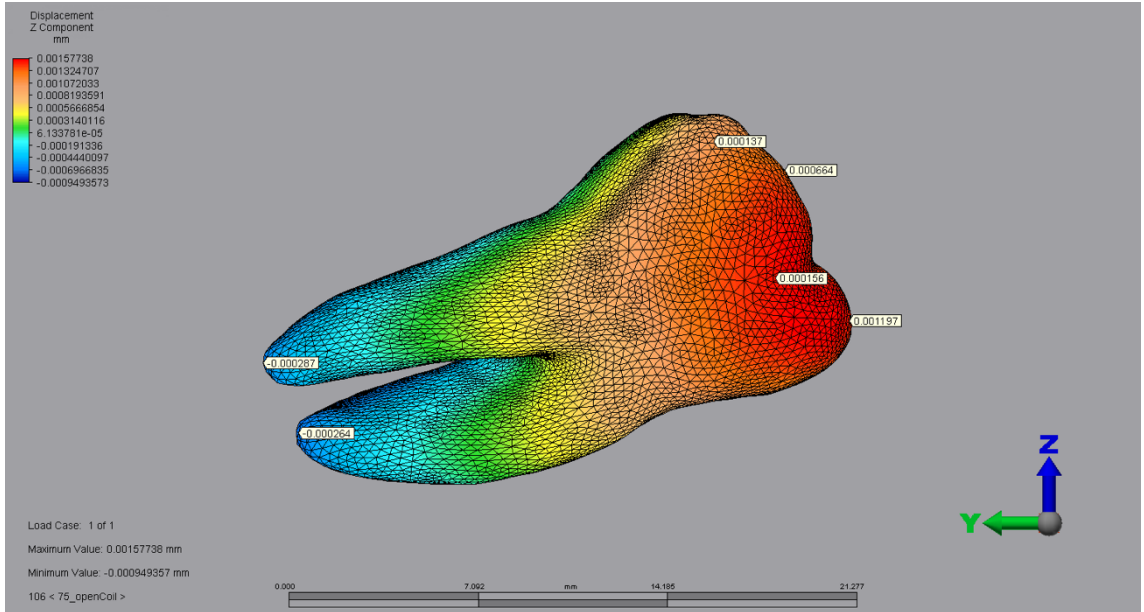
Şekil 4.16. Üçüncü senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki üçüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.17’de verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001468 mm) görülmekte olup kron ve köklerde distale yer değiştirme olmuştur.



Şekil 4.17. Üçüncü senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki üçüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.18’de verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001197 mm) görülmekte olup konda koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



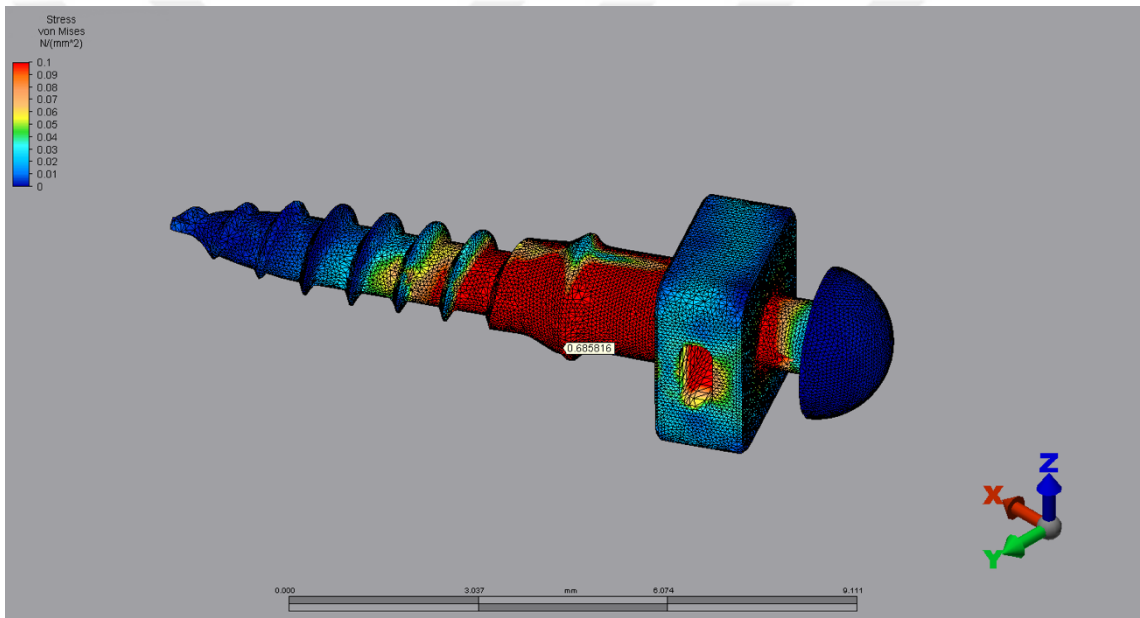
Şekil 4.18. Üçüncü senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi

4.4. Dördüncü Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Dördüncü senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

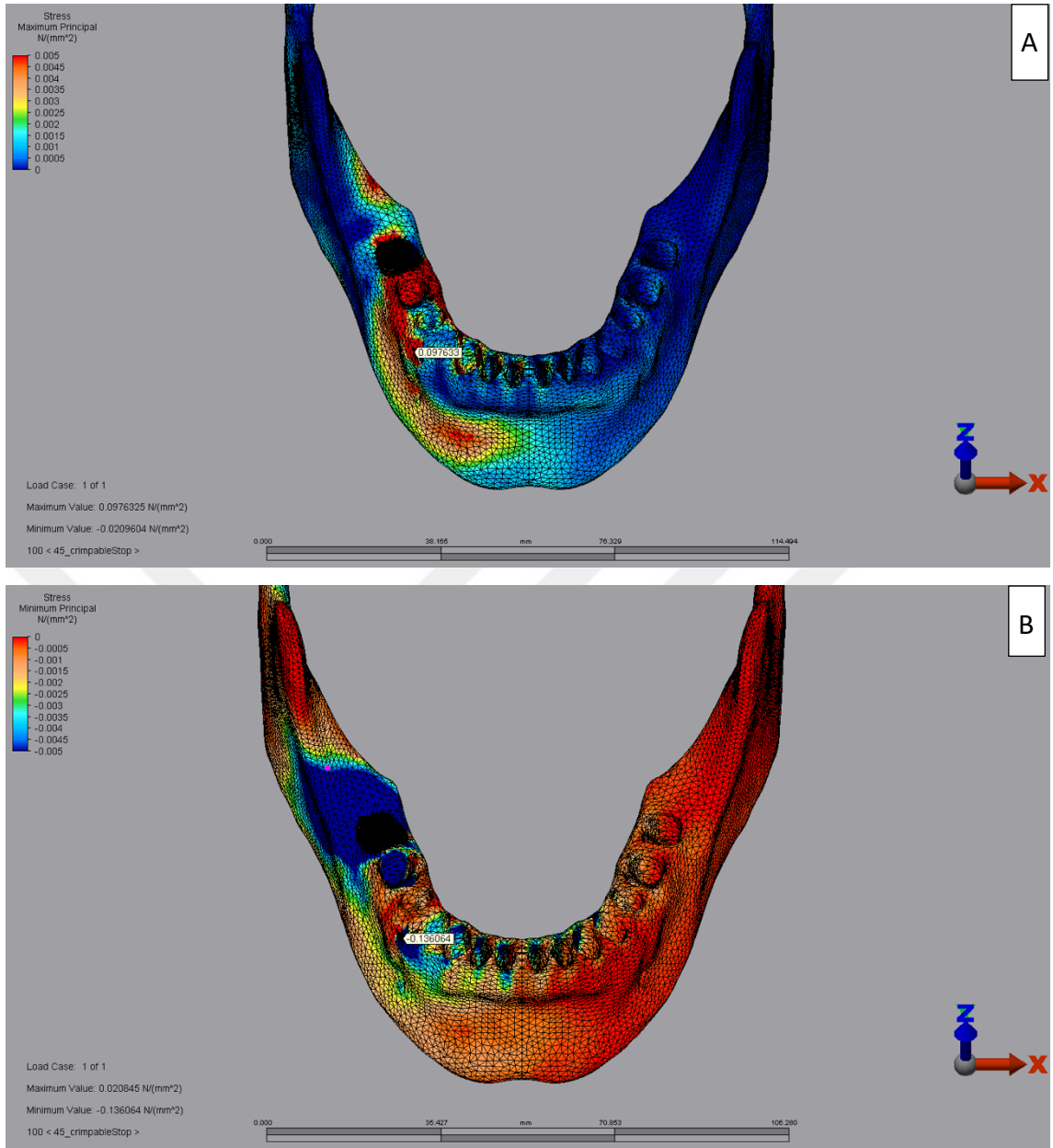
4.4.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilmeler Şekil 4.19’da gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında (0.685816 N/mm²) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.19. Dördüncü senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler

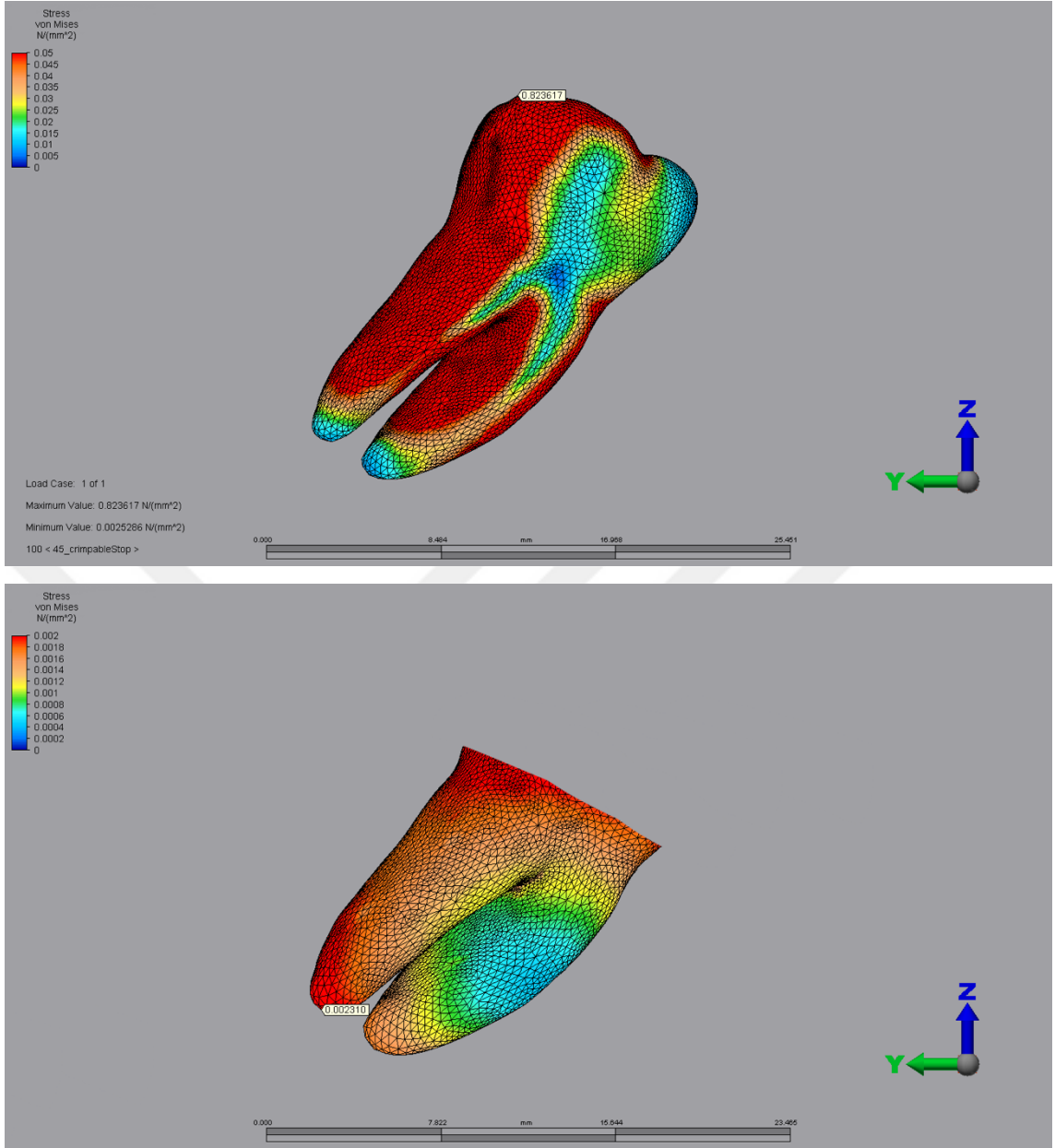
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri ise Şekil 4.20’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vida distalinde (0.097633 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vida mezialinde (-0.136064 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.20. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.4.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler

Dördüncü senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler Şekil 4.21’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distalinde (0.823617 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kökünün apeksinde (0.002310 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.21. Dördüncü senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronta oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

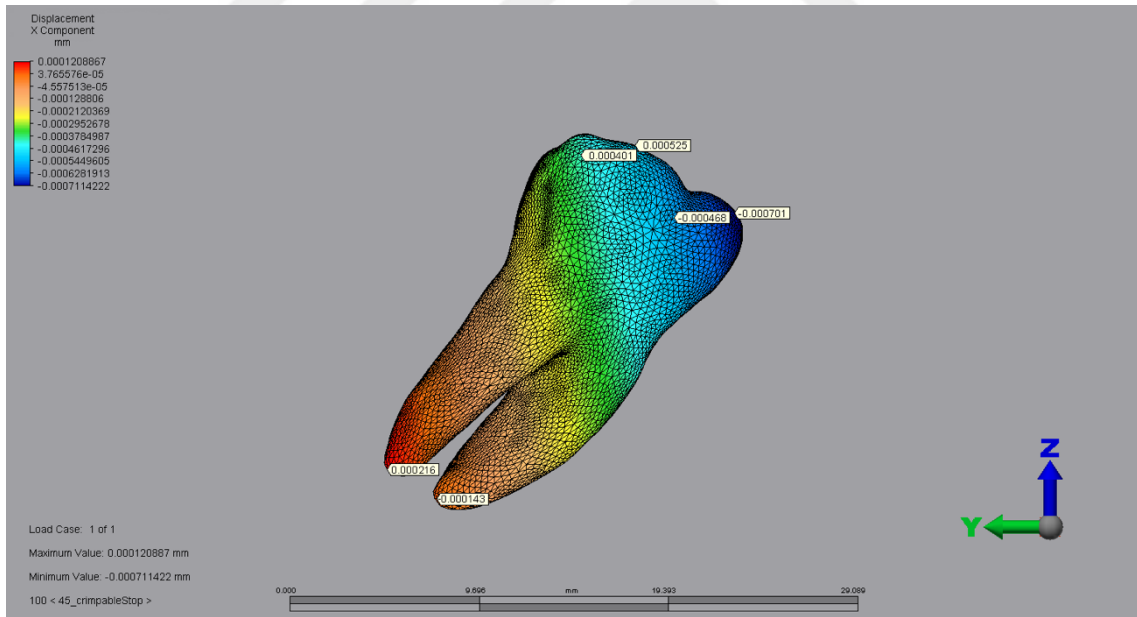
4.4.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Dördüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.4’de özetlenmiştir.

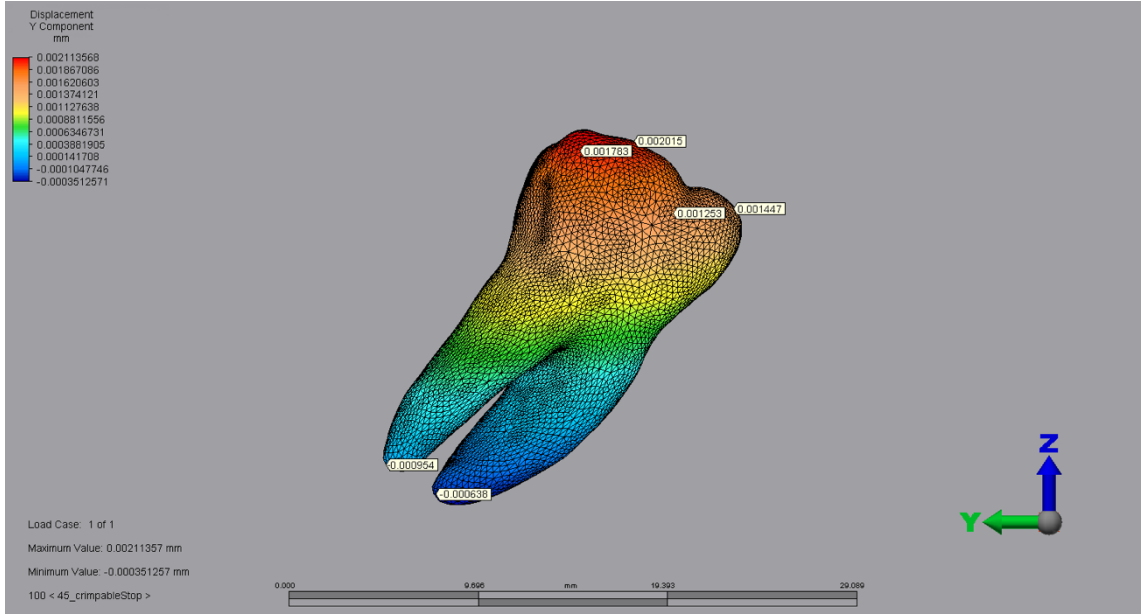
Tablo 4.4. Dördüncü senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-701×10^{-6}	1447×10^{-6}	1131×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	525×10^{-6}	2015×10^{-6}	628×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-468×10^{-6}	1253×10^{-6}	246×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	401×10^{-6}	1783×10^{-6}	84×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-143×10^{-6}	-638×10^{-6}	-523×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	216×10^{-6}	-954×10^{-6}	-661×10^{-6}

Çalışmamızdaki dördüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.22’de verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, ikinci molar dişin meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000701 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

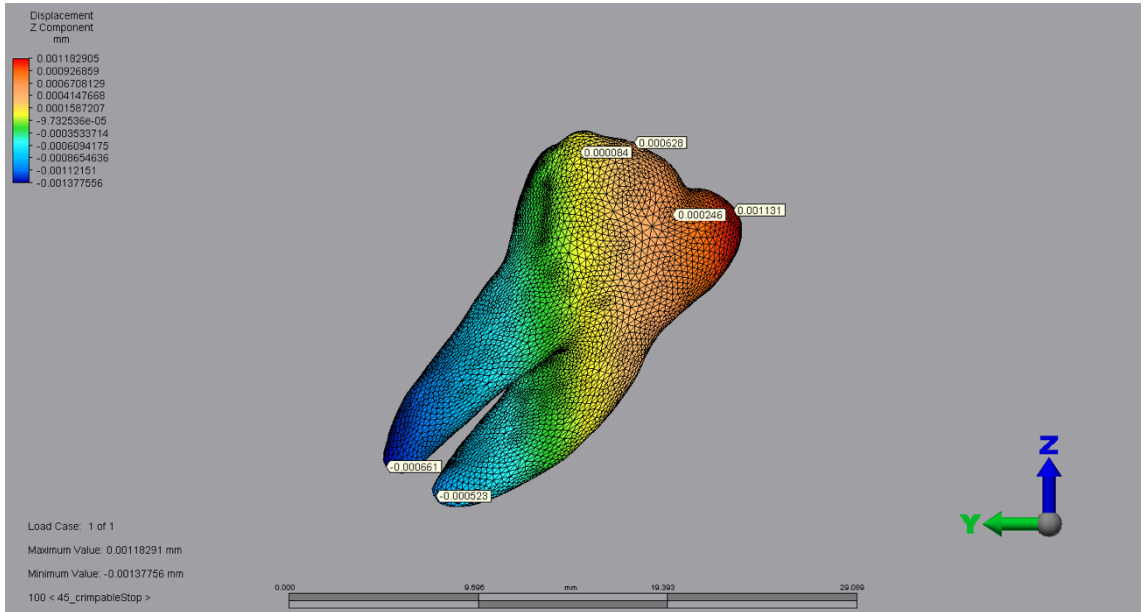
**Şekil 4.22.** Dördüncü senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki dördüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.23’te verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.002015 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.23. Dördüncü senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki dördüncü senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.24'te verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001131 mm) olup, kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



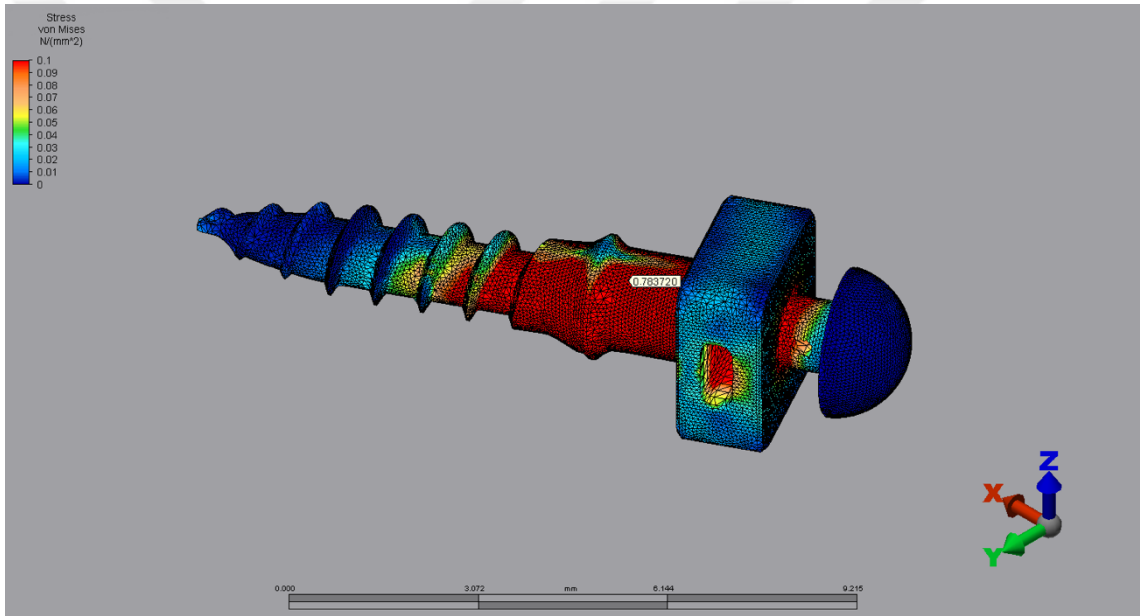
Şekil 4.24. Dördüncü senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

4.5. Beşinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Beşinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

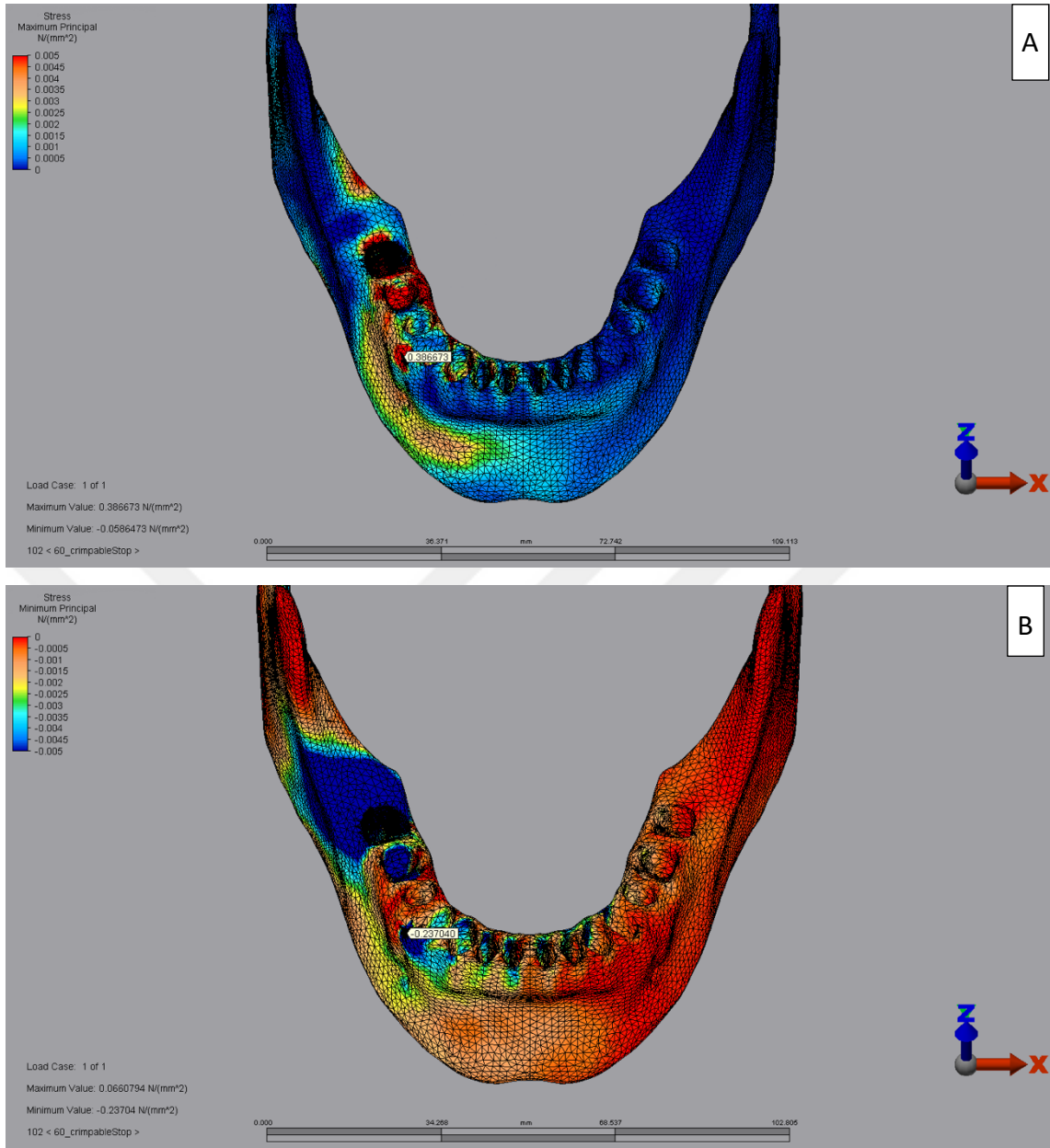
4.5.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 4.25’te gösterilmektedir. Buna göre En fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında (0.783720 N/mm²) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.25. Beşinci senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler

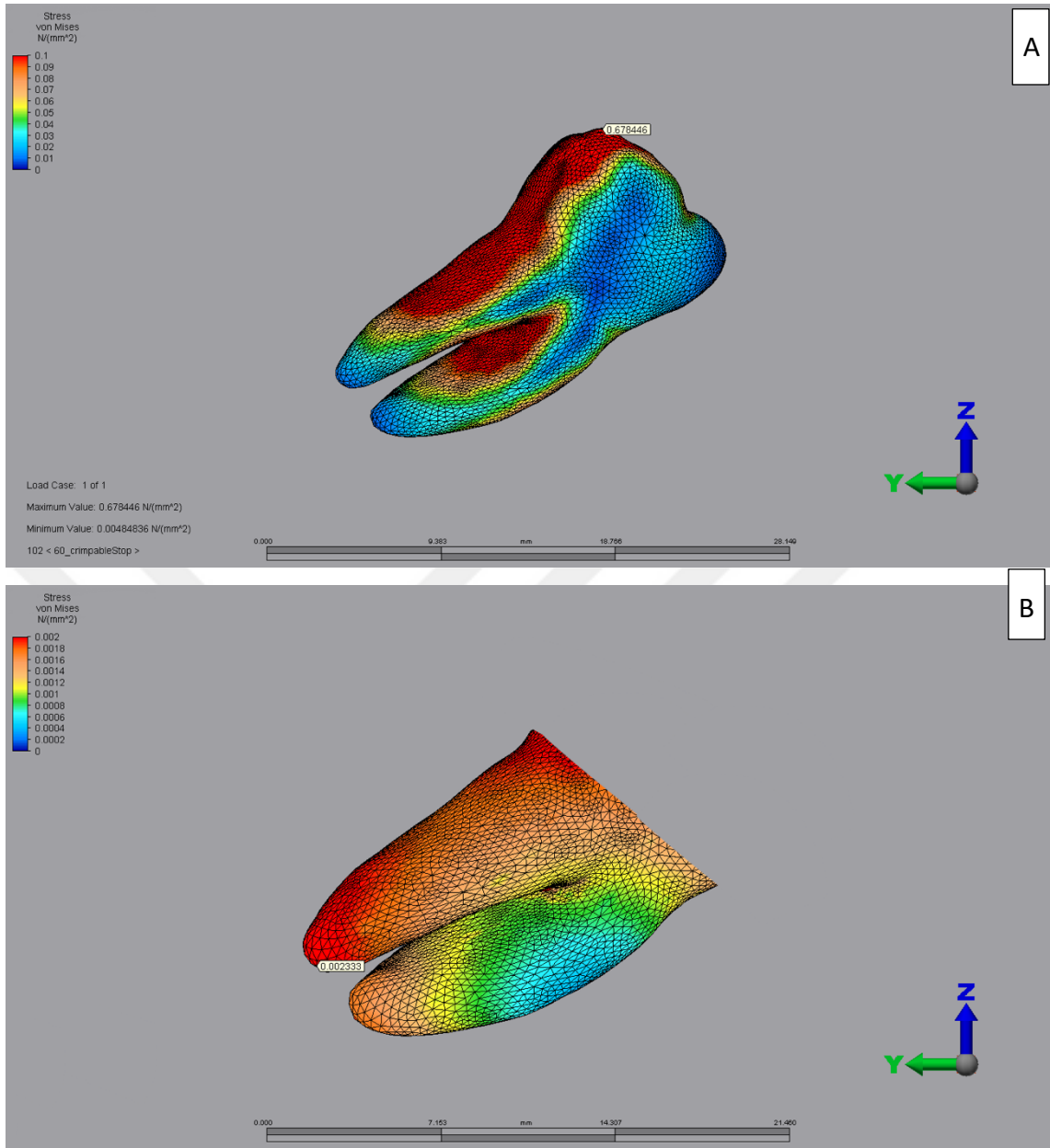
Mini vida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.26’da verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vida distalinde (0.386673 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vida mezialinde (-0.237040 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.26. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.5.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler

Beşinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.27’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distalinde (0.678446 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kök apeksinde (0.002333 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.27. Beşinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

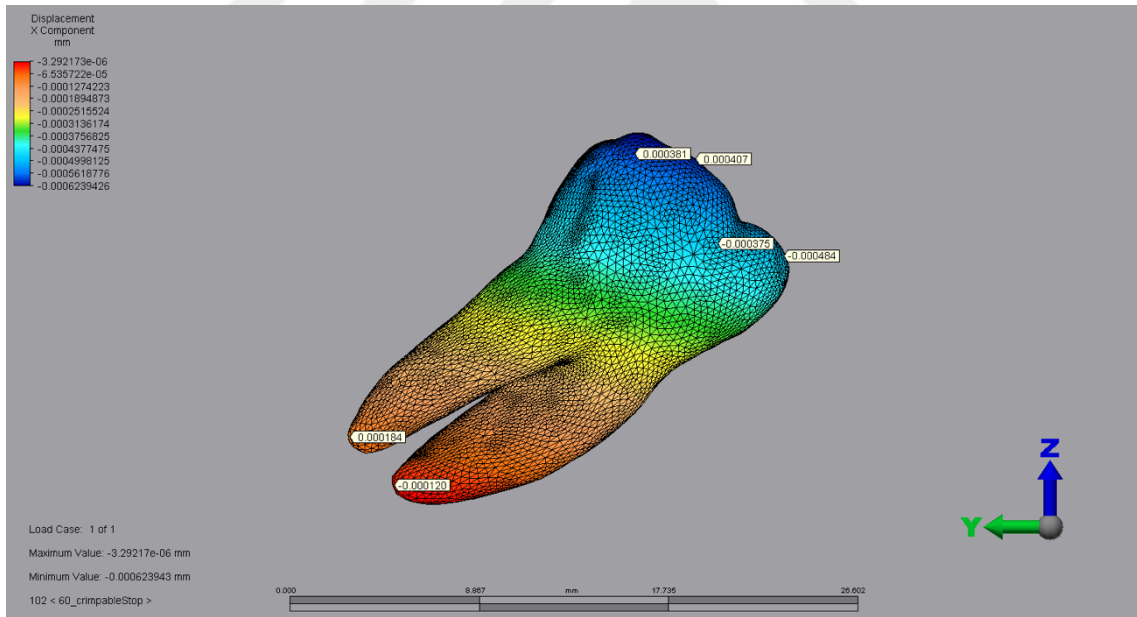
4.5.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Beşinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.5’de özetlenmiştir.

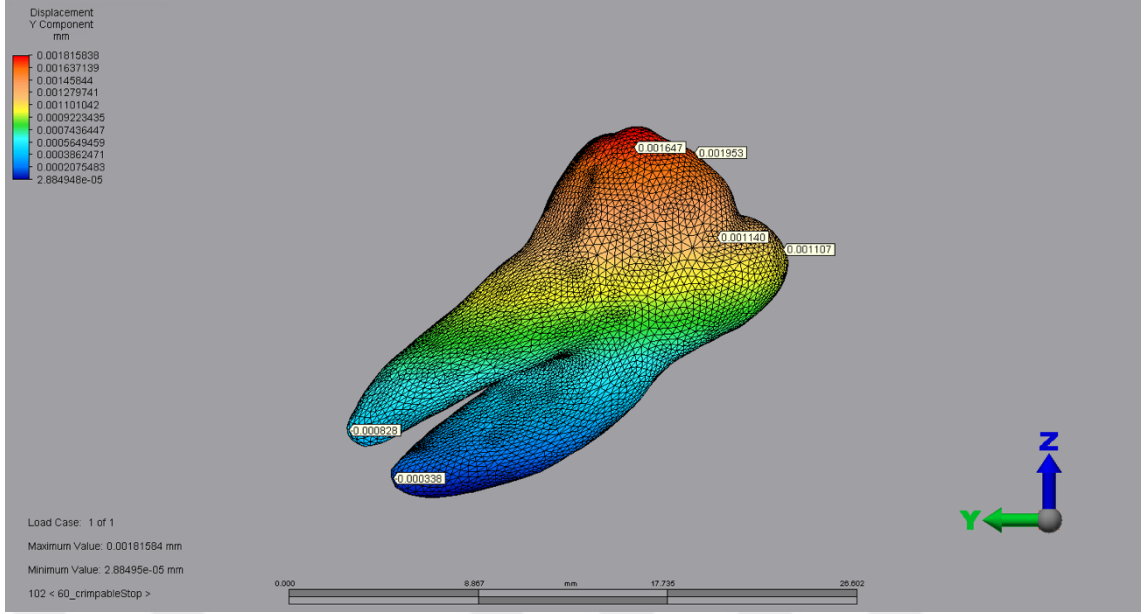
Tablo 4.5. Beşinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-484×10^{-6}	1107×10^{-6}	1078×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	407×10^{-6}	1953×10^{-6}	572×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-375×10^{-6}	1140×10^{-6}	222×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	381×10^{-6}	1647×10^{-6}	36×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-120×10^{-6}	-338×10^{-6}	-474×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	184×10^{-6}	-828×10^{-6}	-623×10^{-6}

Çalışmamızdaki beşinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.28’de verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000484 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

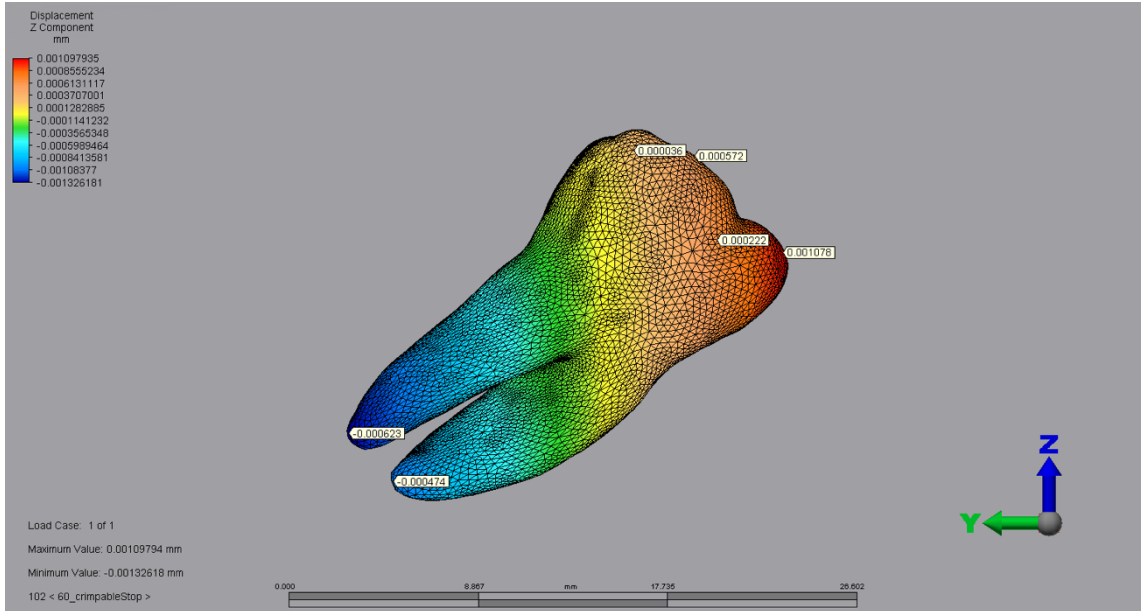
**Şekil 4.28.** Beşinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki beşinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.29’da verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001953 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.29. Beşinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki beşinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.30’da verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001078 mm) olup, kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



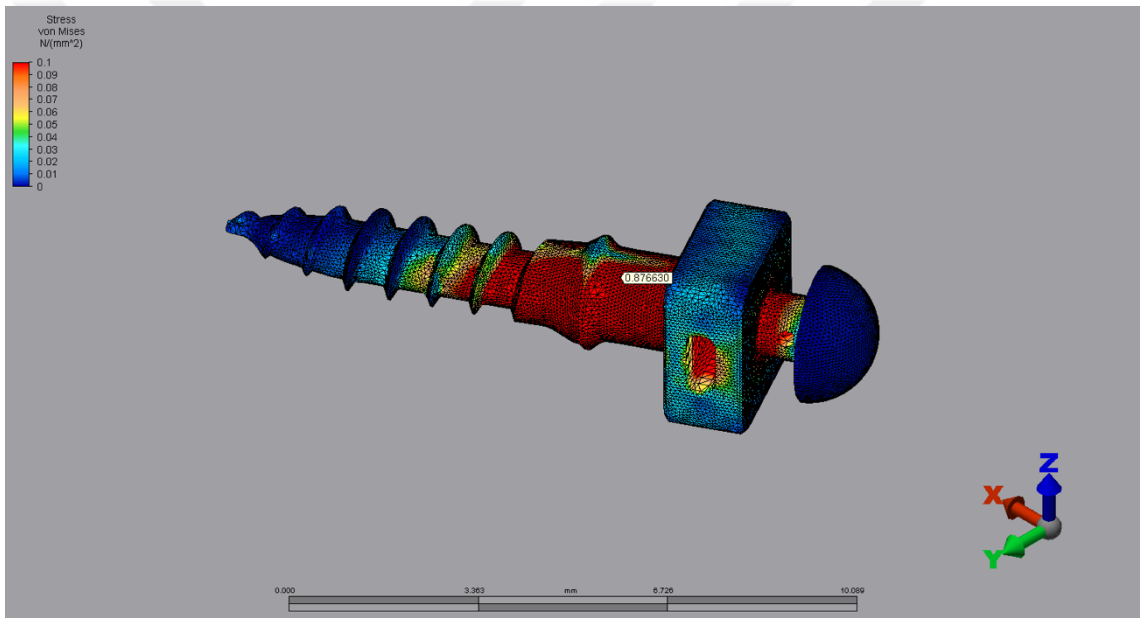
Şekil 4.30. Beşinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

4.6. Altıncı Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Altıncı senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘Nienkemper’ yöntemi ile ‘ni-ti coil spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

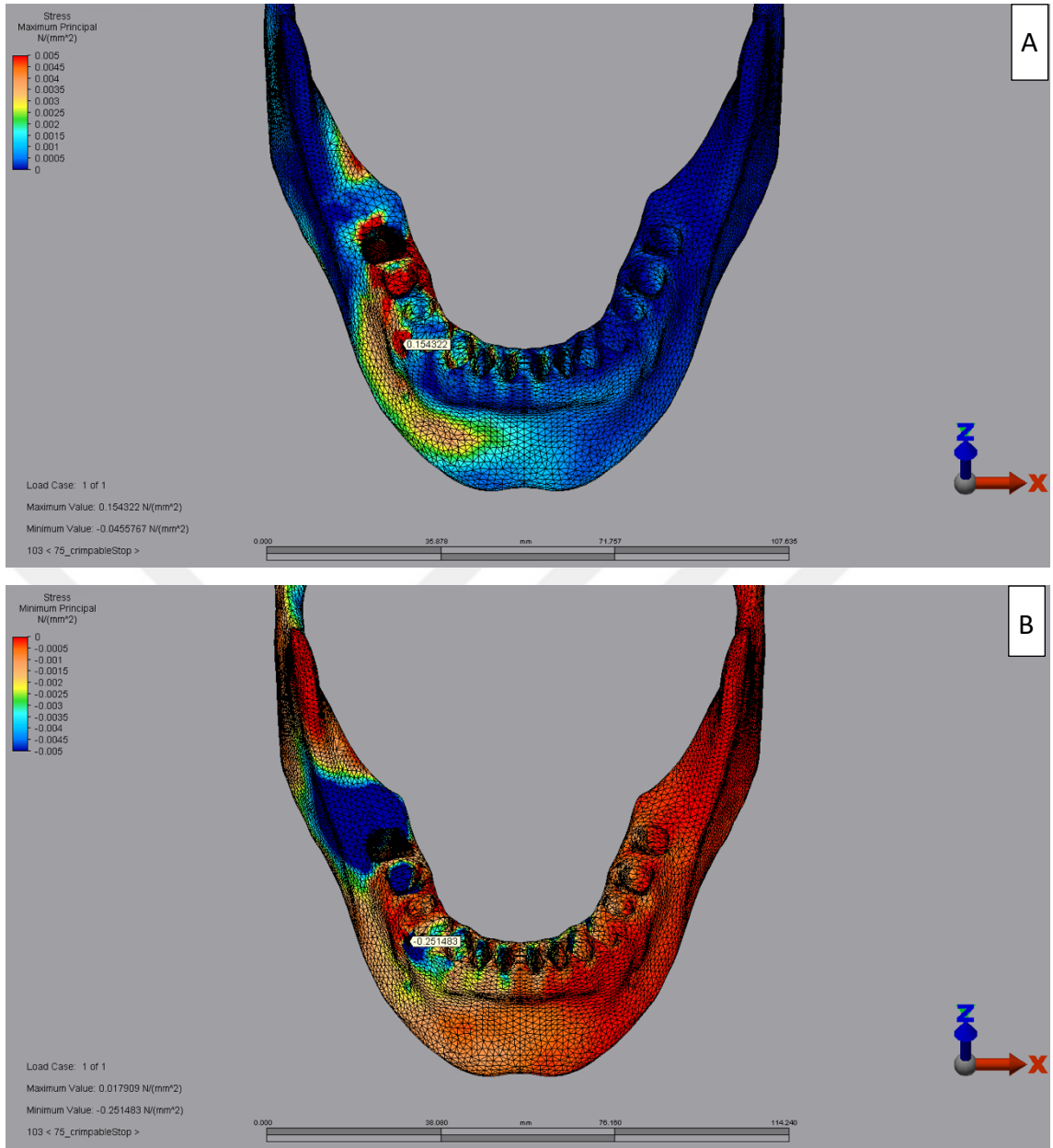
4.6.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilmeler Şekil 4.31’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında (0.876630 N/mm^2) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.31. Altıncı senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler

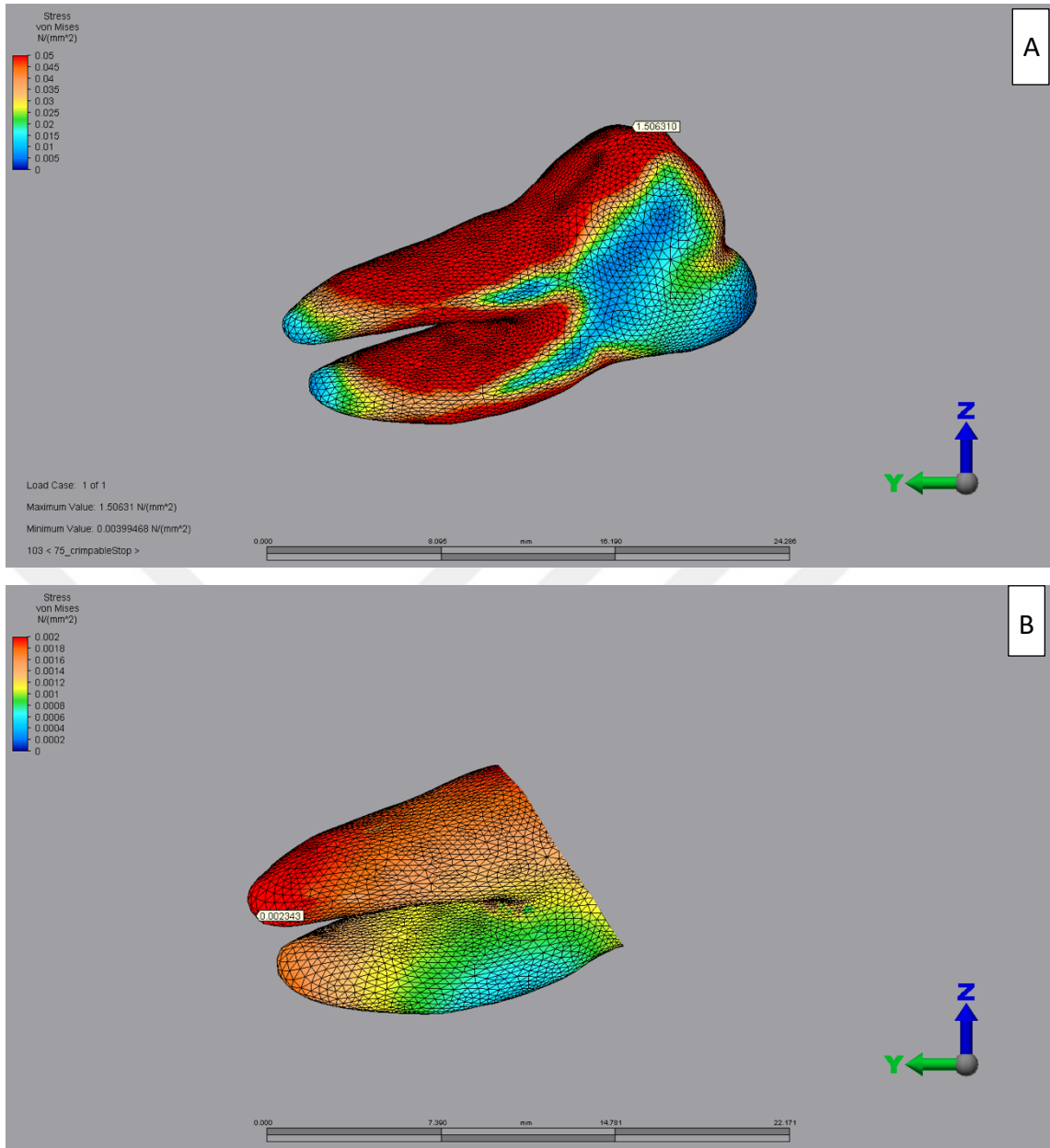
Mini vida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme değerleri ise Şekil 4.32’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vida distalinde (0.154322 N/mm^2) en fazla sıkışmanın ise mini vida mezialinde (-0.251483 N/mm^2) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.32. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.6.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Altıncı senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.33'te gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distalinde (1.506310 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin distal kök apeksinde (0.002343 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.33. Altıncı senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

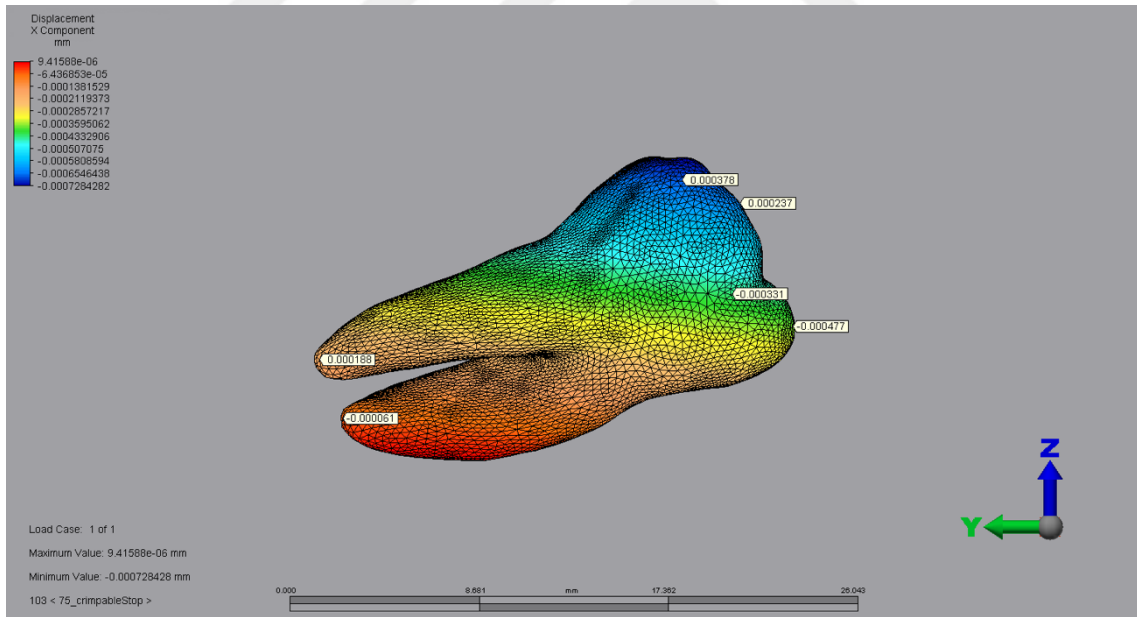
4.6.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Altıncı senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.6'da özetlenmiştir.

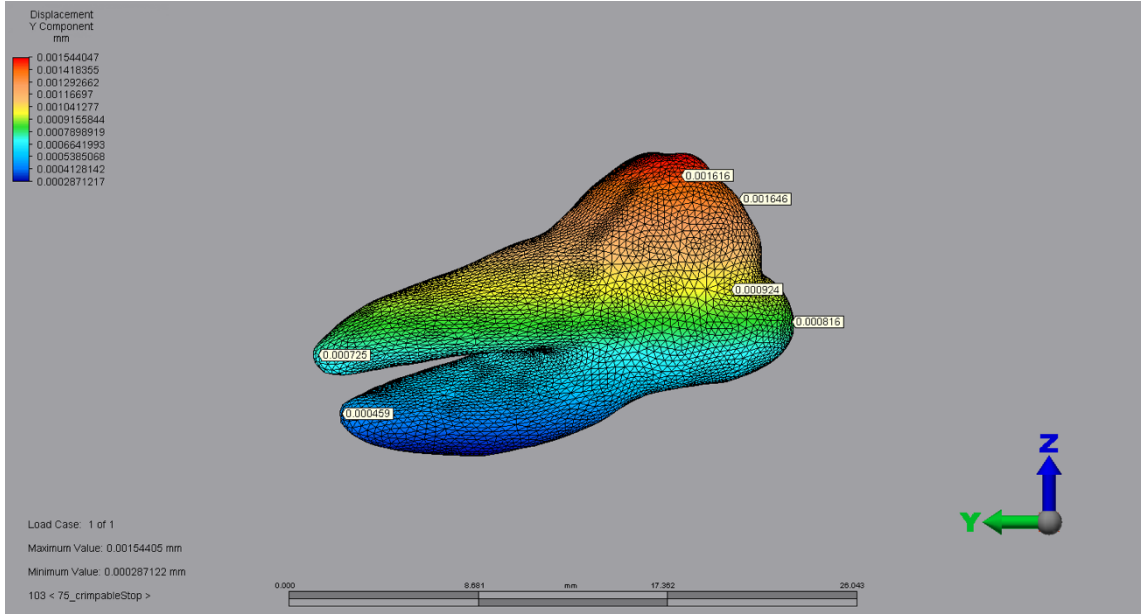
Tablo 4.6. Altıncı senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-477×10^{-6}	816×10^{-6}	976×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	237×10^{-6}	1646×10^{-6}	425×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-331×10^{-6}	924×10^{-6}	190×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	378×10^{-6}	1616×10^{-6}	46×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-61×10^{-6}	459×10^{-6}	-384×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	188×10^{-6}	725×10^{-6}	-567×10^{-6}

Çalışmamızdaki altıncı senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.34'te verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000477 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

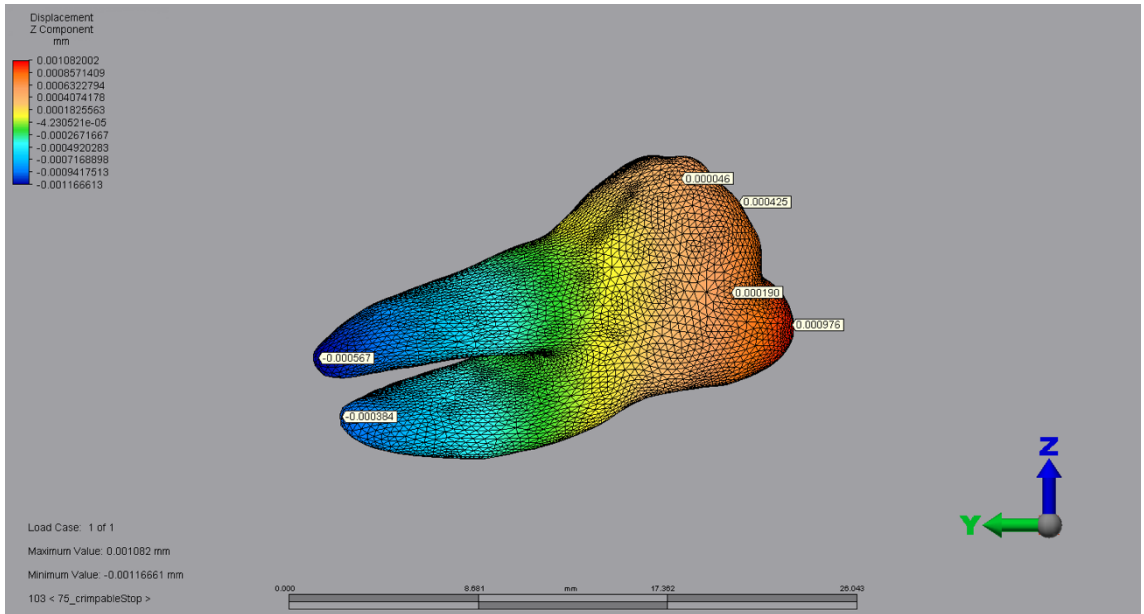
**Şekil 4.34.** Altıncı senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki altıncı senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.35'te verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001646 mm) görülmekte olup kron ve köklerde distale yer değiştirme olmuştur.



Şekil 4.35. Altıncı senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki altıncı senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.36’da verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.000976 mm) olup, kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



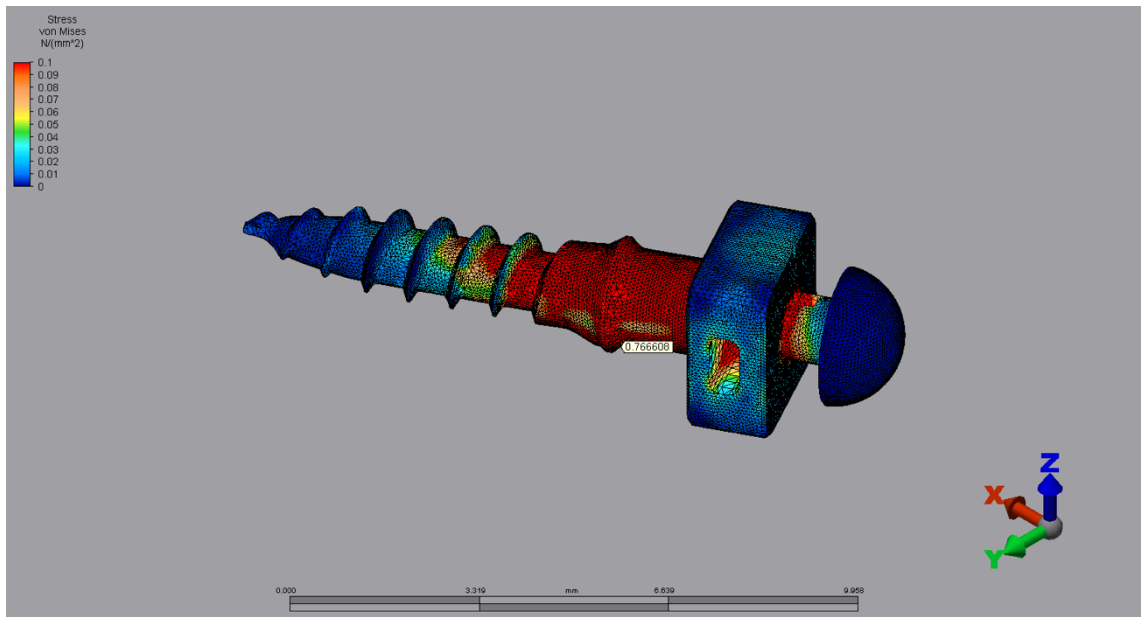
Şekil 4.36. Altıncı senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi

4.7. Yedinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Yedinci senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

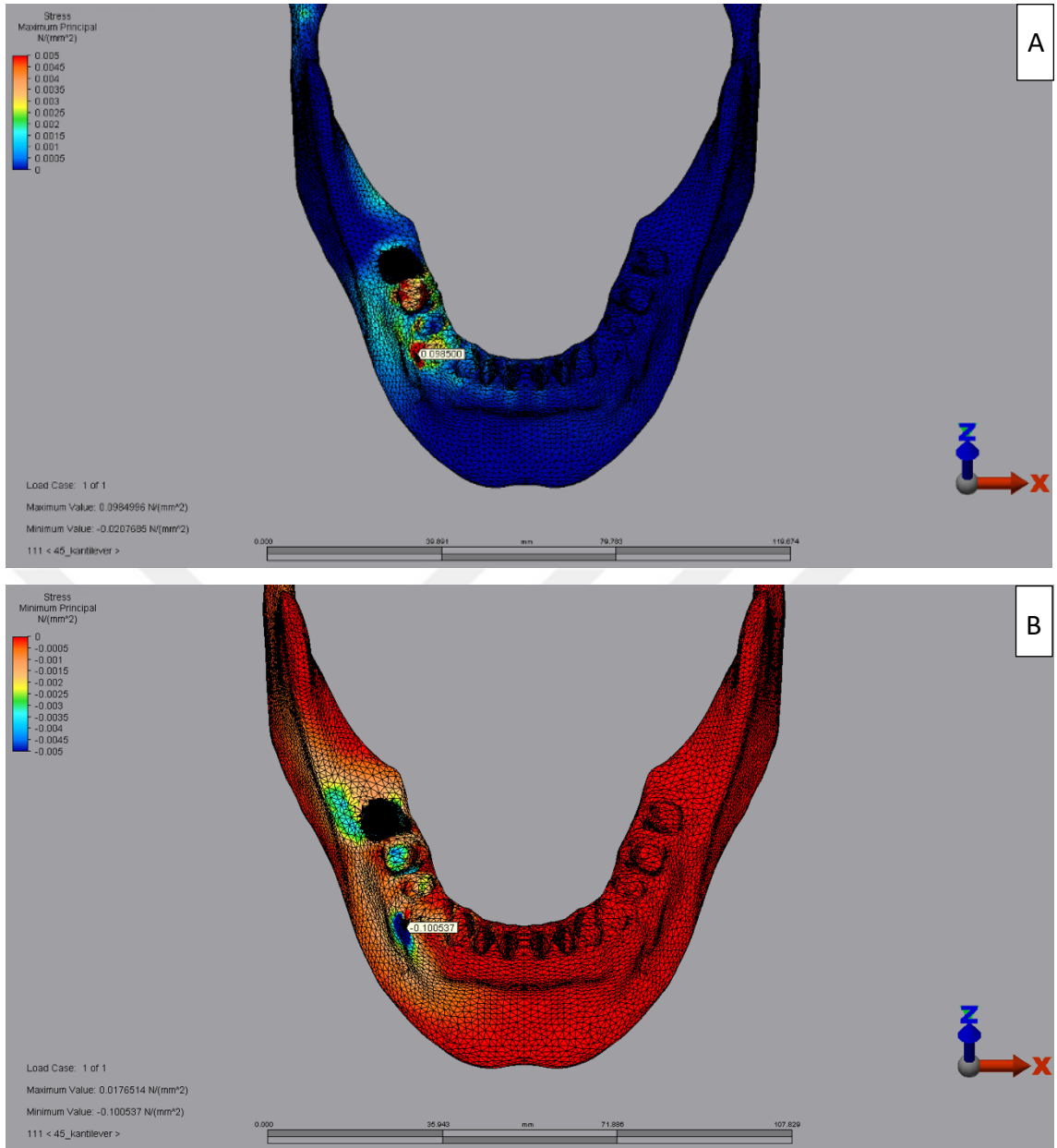
4.7.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 4.37’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında gerçekleşmiştir (0.766608 N/mm²).



Şekil 4.37. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler

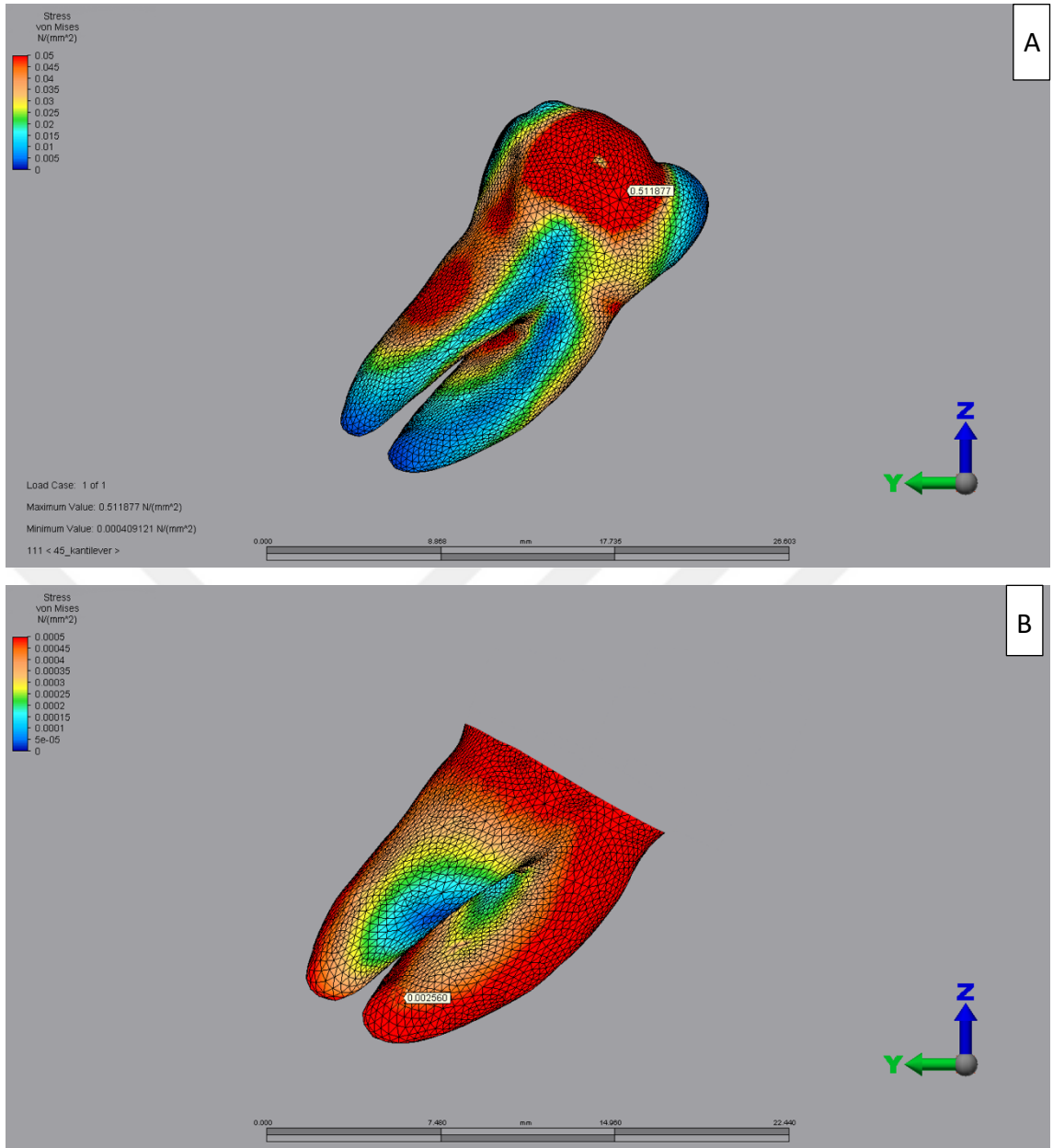
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.38’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın superiorunda (0.098500 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vidanın inferiorunda (-0.100537 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.38. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.7.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Yedinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler Şekil 4.39’da gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun bukkalinde (0.511877 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kökün apekse yakın apikal üçlüsünde (0.002560 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.39. Yedinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

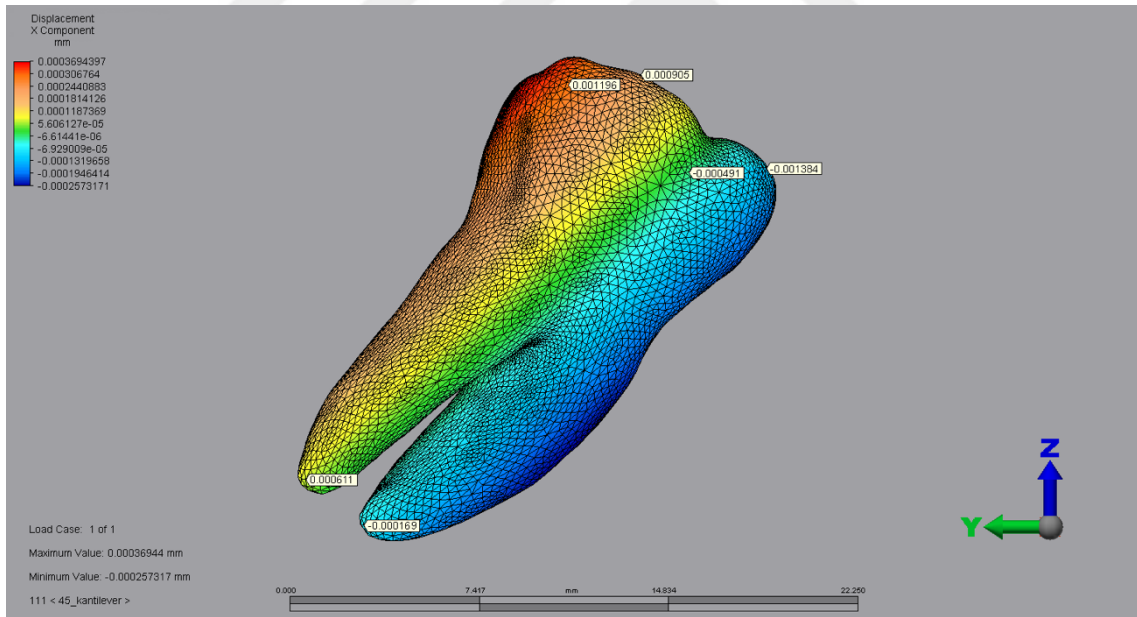
4.7.3. Dişte Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler

Yedinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değ-iştirme miktarları Tablo 4.7’de özetlenmiştir.

Tablo 4.7. Yedinci senaryoda analiz sonucu dişlerde oluşan yer değiştirmeler

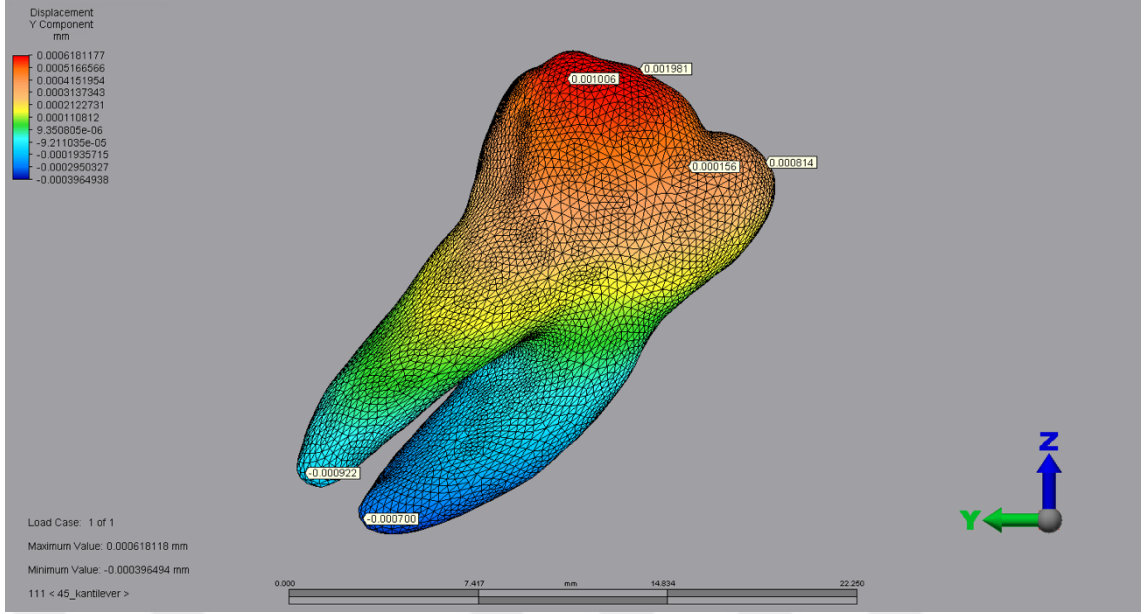
Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-1384×10^{-6}	814×10^{-6}	1537×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	905×10^{-6}	1981×10^{-6}	1003×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-491×10^{-6}	156×10^{-6}	604×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	1196×10^{-6}	1006×10^{-6}	519×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-169×10^{-6}	-700×10^{-6}	-292×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	611×10^{-6}	-922×10^{-6}	-343×10^{-6}

Çalışmamızdaki yedinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.40'da verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, ikinci molar dişin meziobukkal tüberkül ucunda (-0.001384mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.



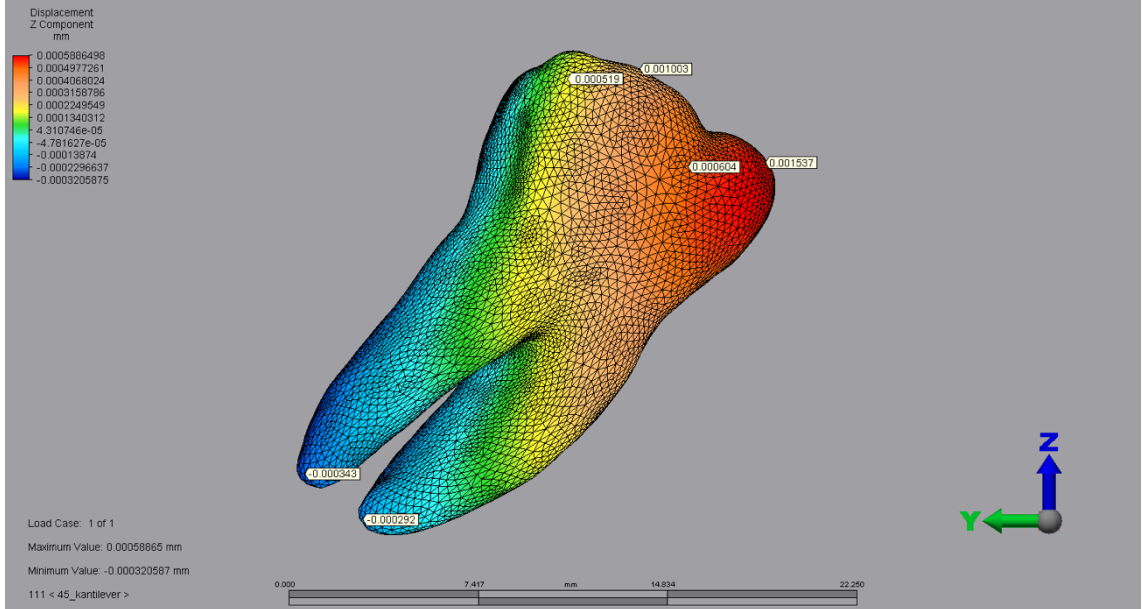
Şekil 4.40. Yedinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki yedinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.41'de verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, ikinci molar dişin distobukkal tüberkül ucunda (0.001981 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.41. Yedinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

Çalışmamızdaki yedinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.42’de verilmiştir. Z ekseninde koronal yönde en fazla yer değiştirme, ikinci molar dişin meziobukkal tüberkül ucunda (0.001537 mm) olup kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



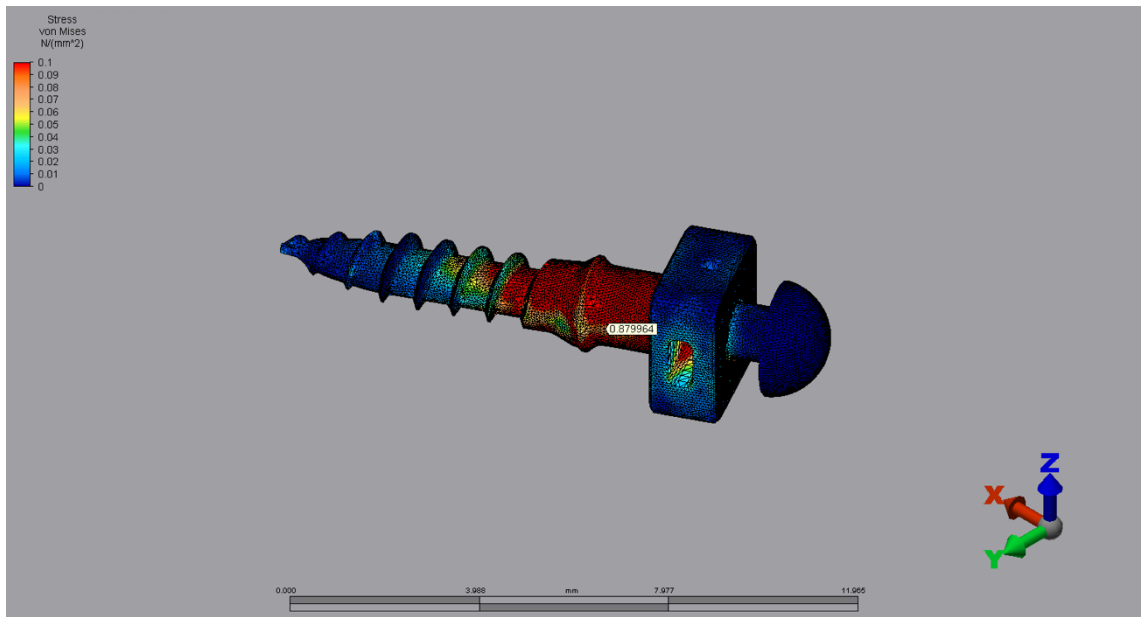
Şekil 4.42. Yedinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarlarının analiz görüntüsü

4.8. Sekizinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Sekizinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

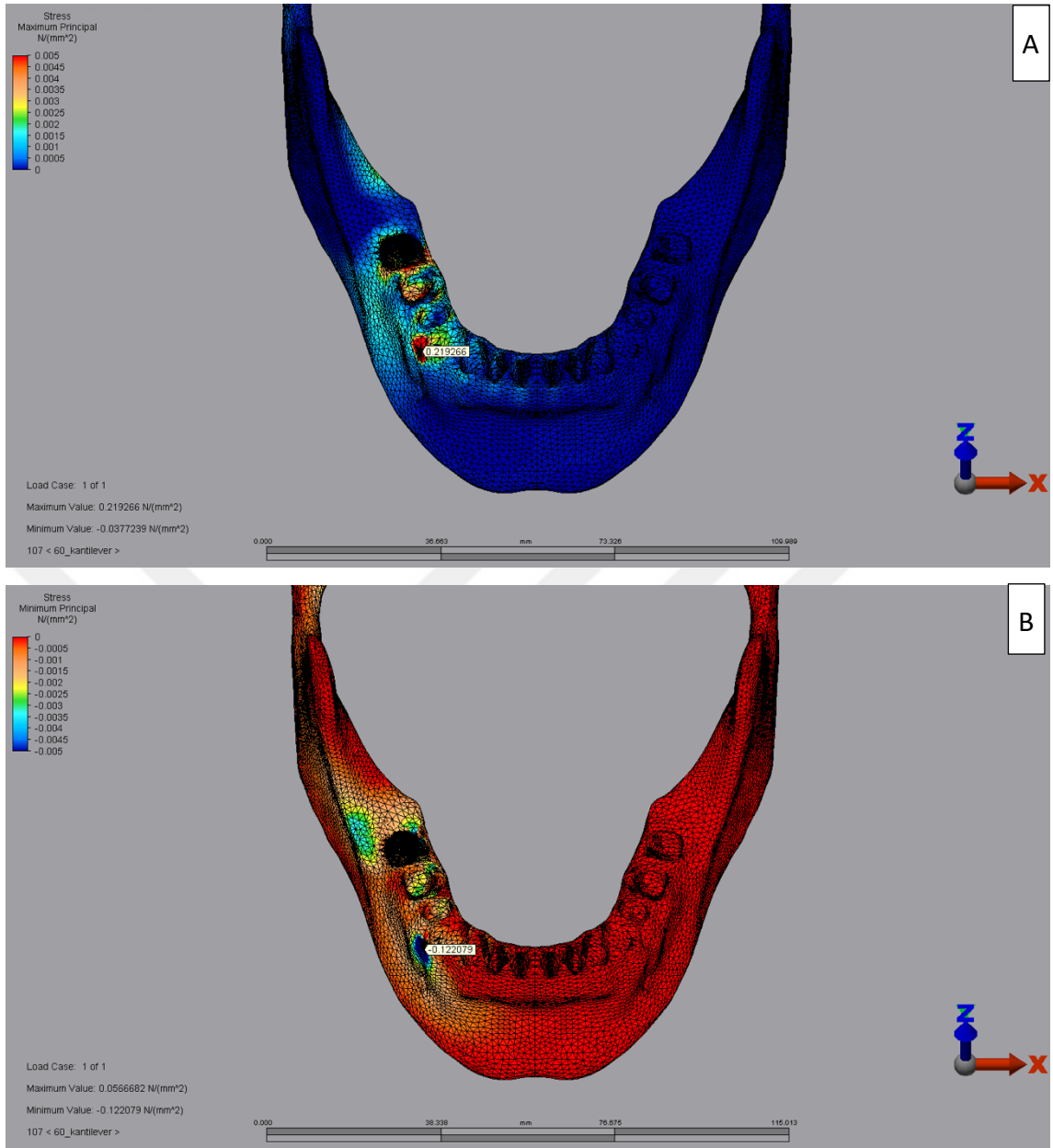
4.8.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 4.43’te gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında gerçekleşmiştir (0.879964 N/mm²).



Şekil 4.43. Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeler

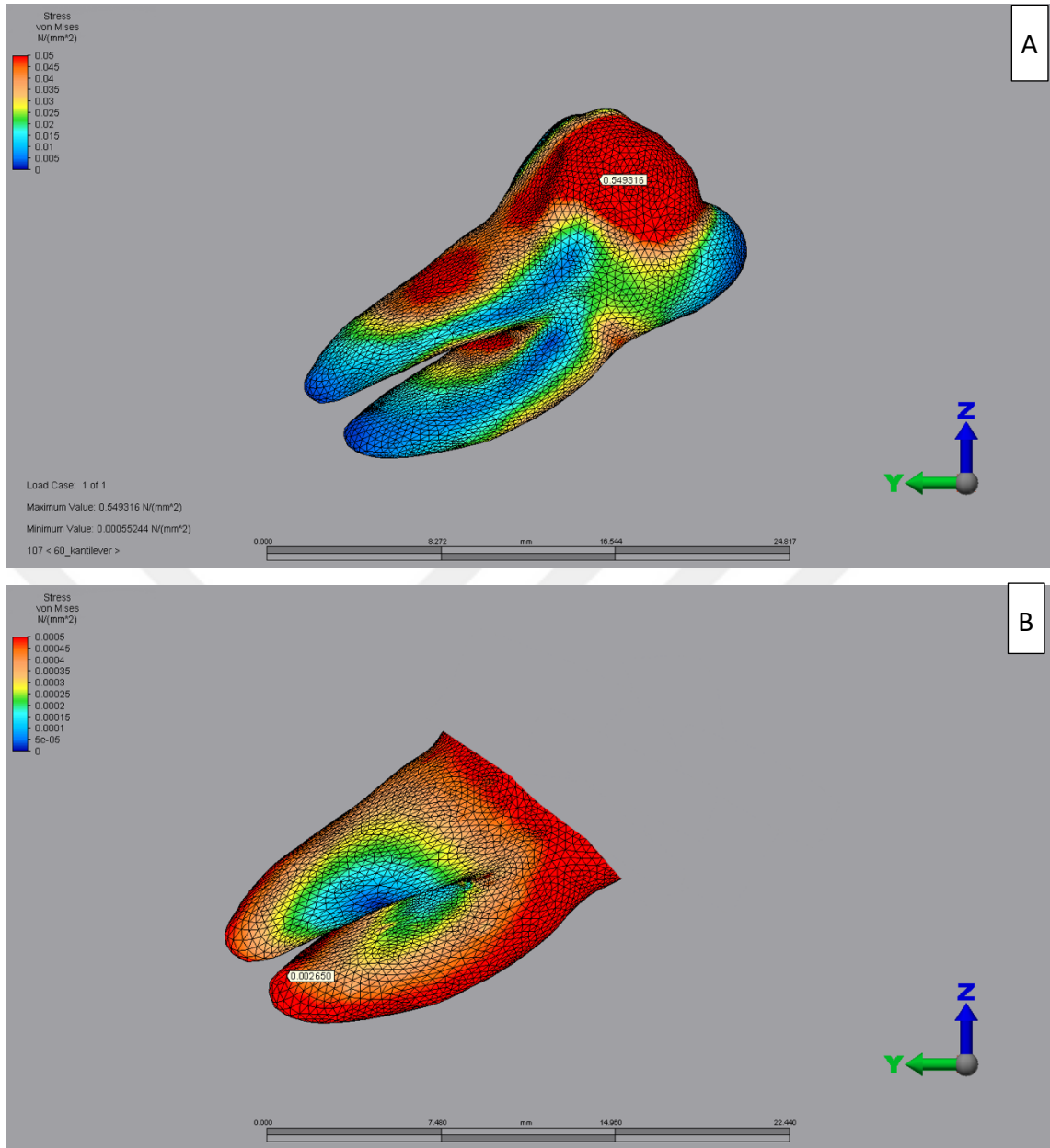
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri ise Şekil 4.44’te verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın superiorunda (0.219266 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vidanın inferiorunda (-0.122079 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.44. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.8.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Sekizinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.45'te gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distobukkalinde (0.549316 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kök apeksinde (0.002650 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.45. Sekizinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

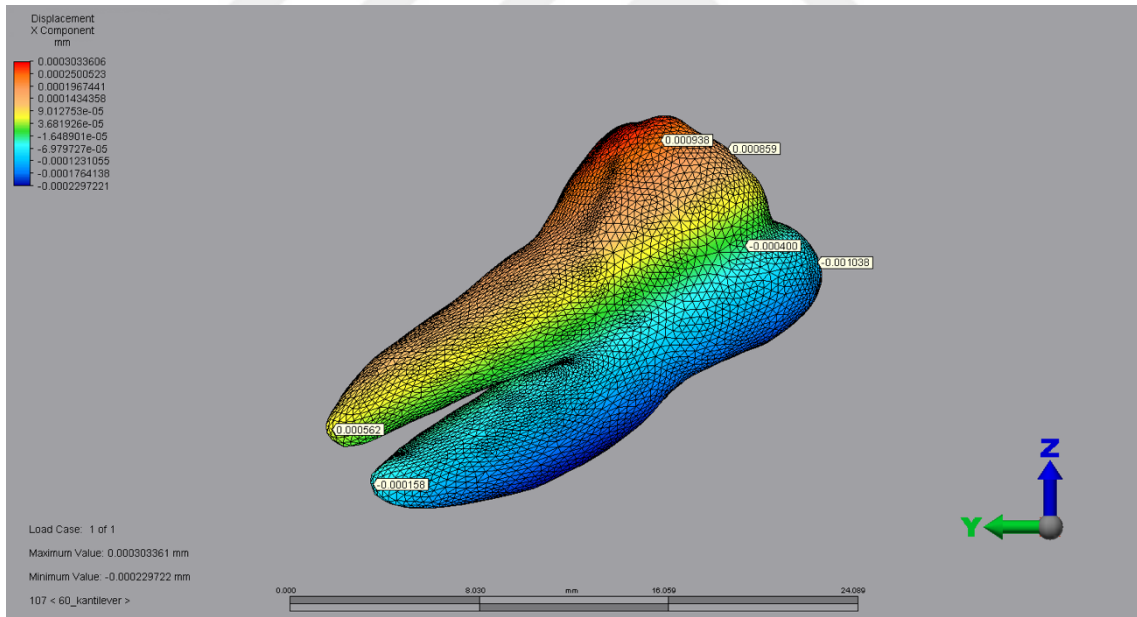
4.8.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Sekizinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.8'de özetlenmiştir.

Tablo 4.8. Sekizinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

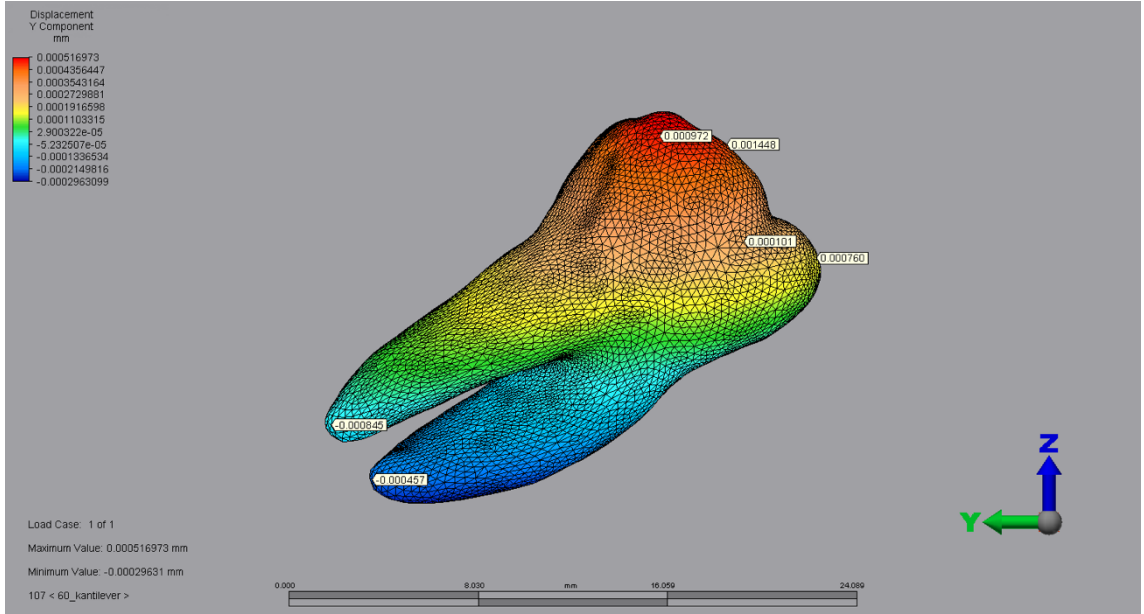
Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-1038×10^{-6}	760×10^{-6}	1330×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	859×10^{-6}	1448×10^{-6}	985×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-400×10^{-6}	101×10^{-6}	401×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	938×10^{-6}	972×10^{-6}	372×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-158×10^{-6}	-457×10^{-6}	-266×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	562×10^{-6}	-845×10^{-6}	-274×10^{-6}

Çalışmamızdaki sekizinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.46'da verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.001038 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.



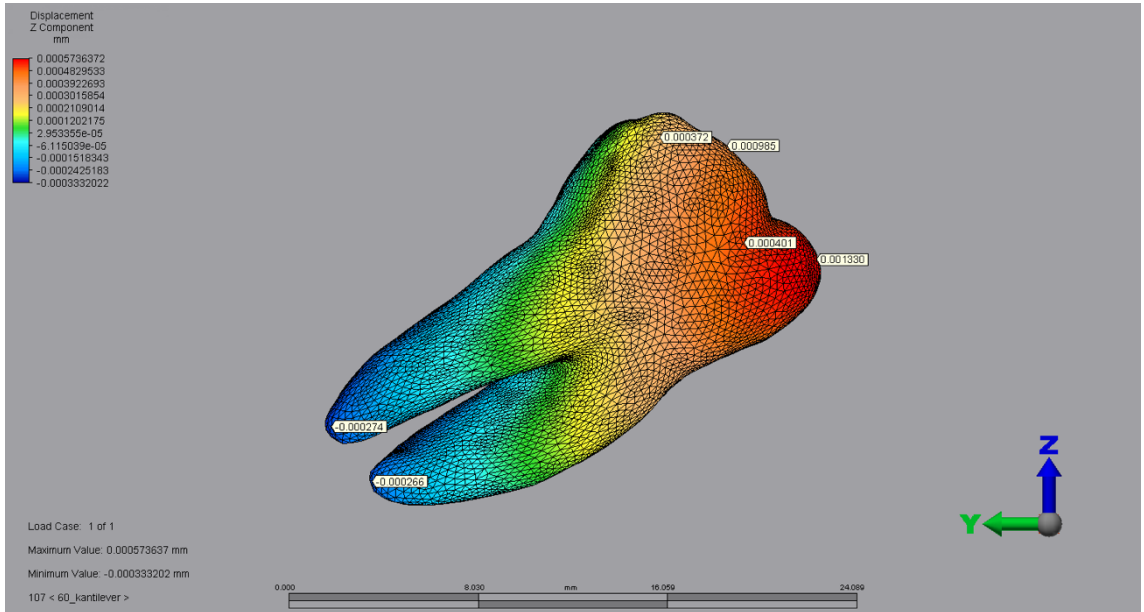
Şekil 4.46. Sekizinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki sekizinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.47'de verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001448 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.47. Sekizinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki sekizinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.48’de verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001330 mm) olup kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



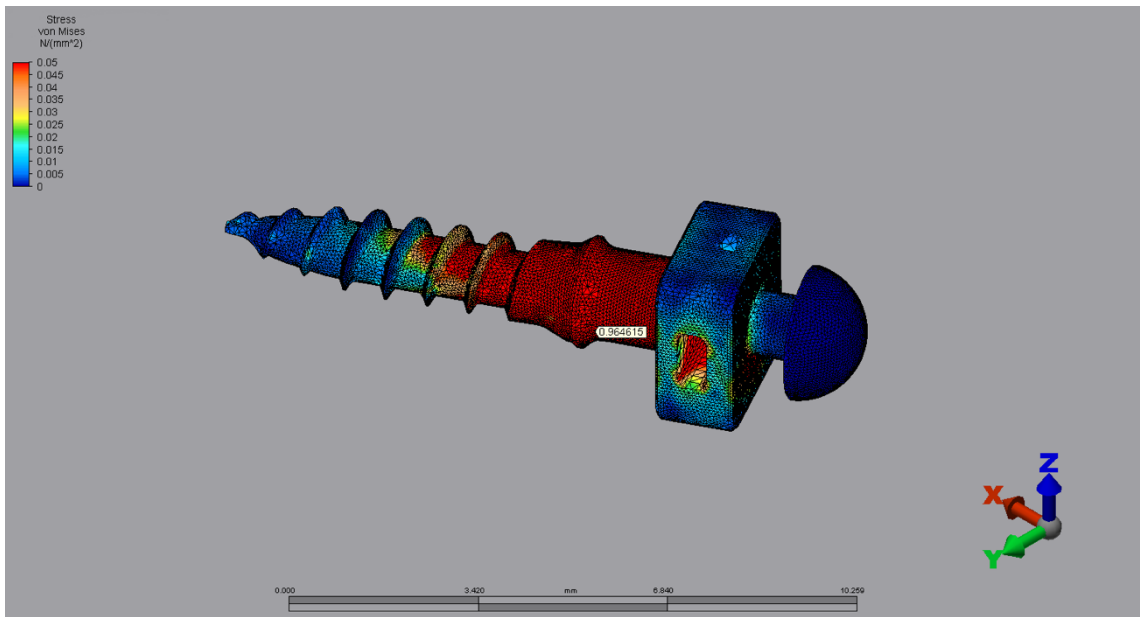
Şekil 4.48. Sekizinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

4.9. Dokuzuncu Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Dokuzuncu senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla 44 ve 45 nolu dişlerin arasına interradyiküler olarak yerleştirilmiş mini vidadan ‘kantilever spring’ aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

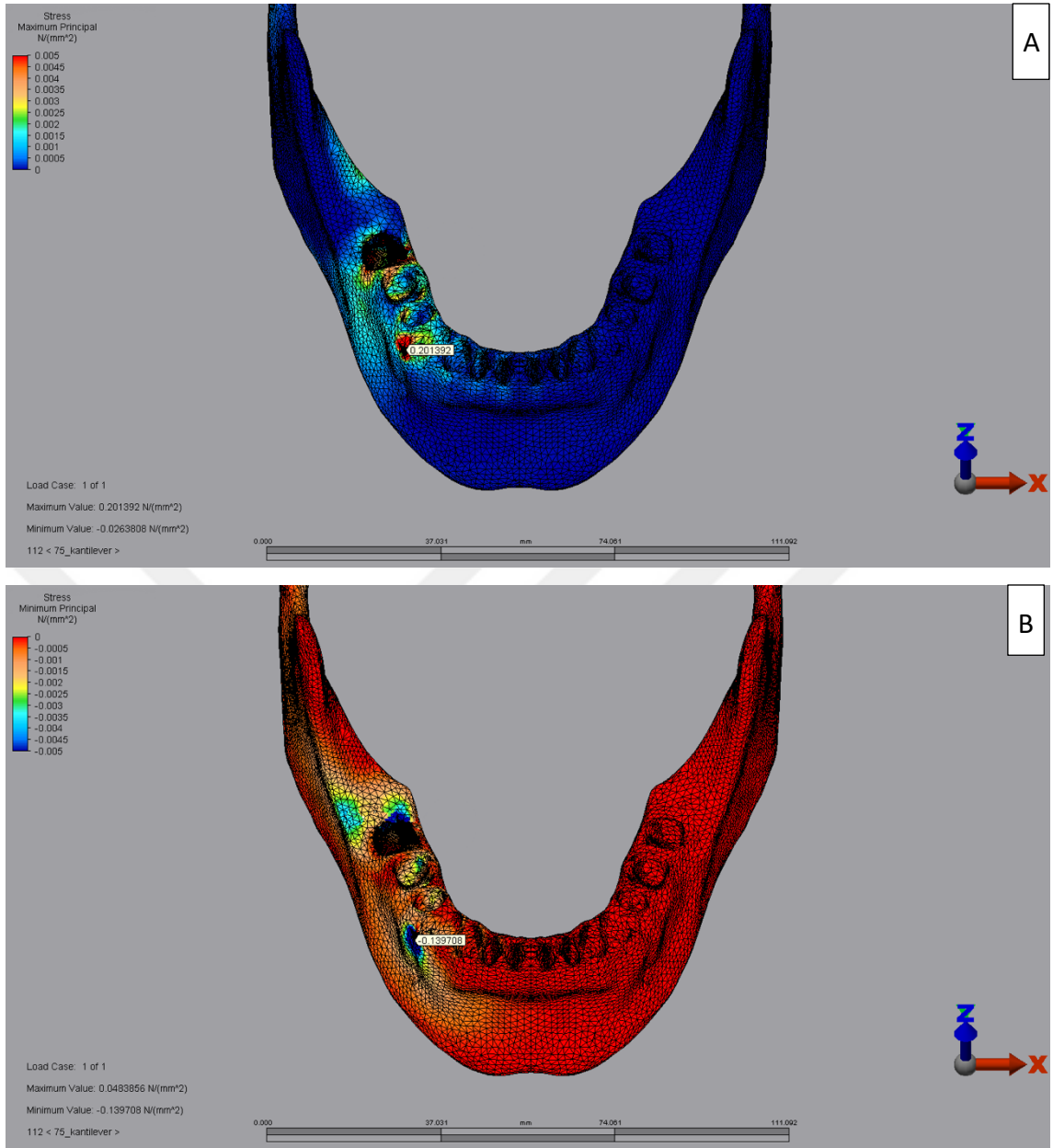
4.9.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilmeler Şekil 4.49’da gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini vidanın boyun kısmında (0.964615 N/mm²) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.49. Dokuzuncu senaryoda mini vida çevresindeki gerilmeler

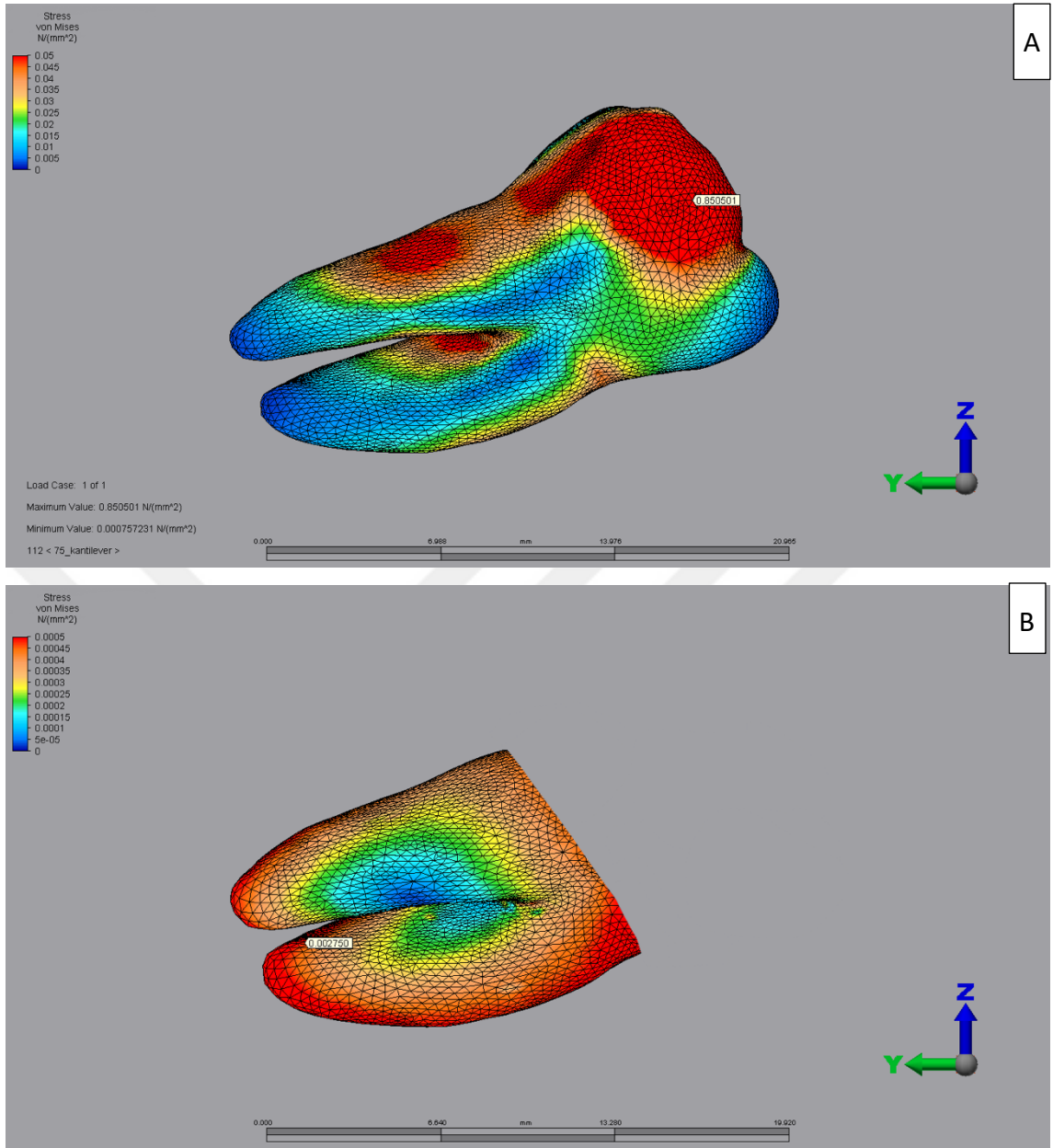
Mini vida çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri ise Şekil 4.50’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın superiorunda (0.201392 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise mini vidanın inferiorunda (-0.139708 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.50. Mini vida çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.9.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Dokuzuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.51’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distobukkalinde (0.850501 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kökünün apeksine yakın kısımda (0.002750 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.51. Dokuzuncu senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

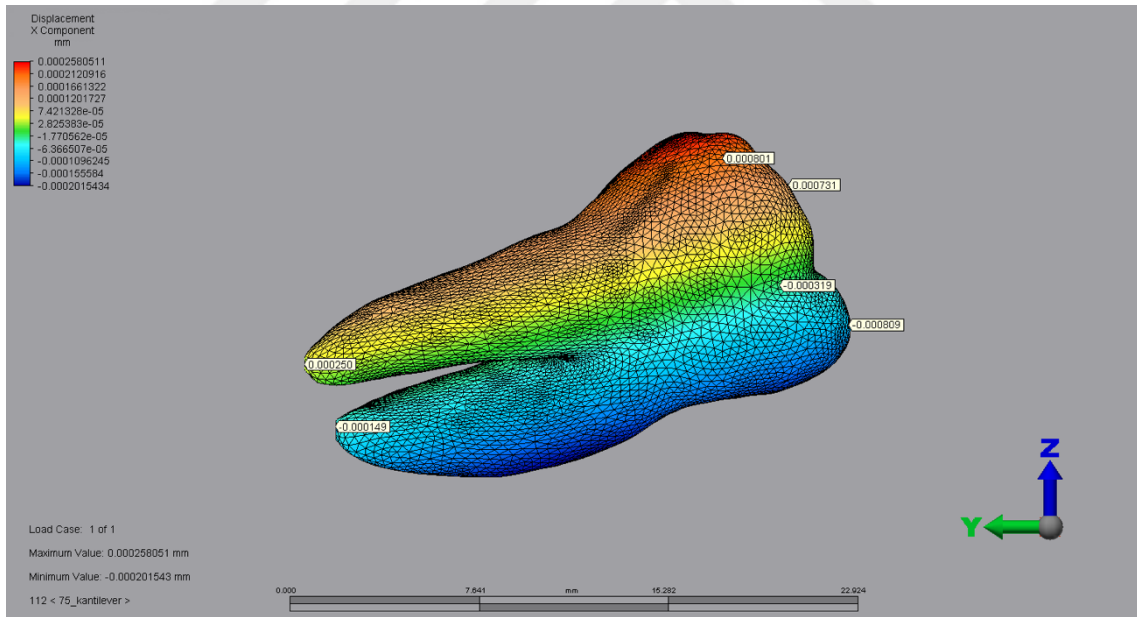
4.9.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Dokuzuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.9’da özetlenmiştir.

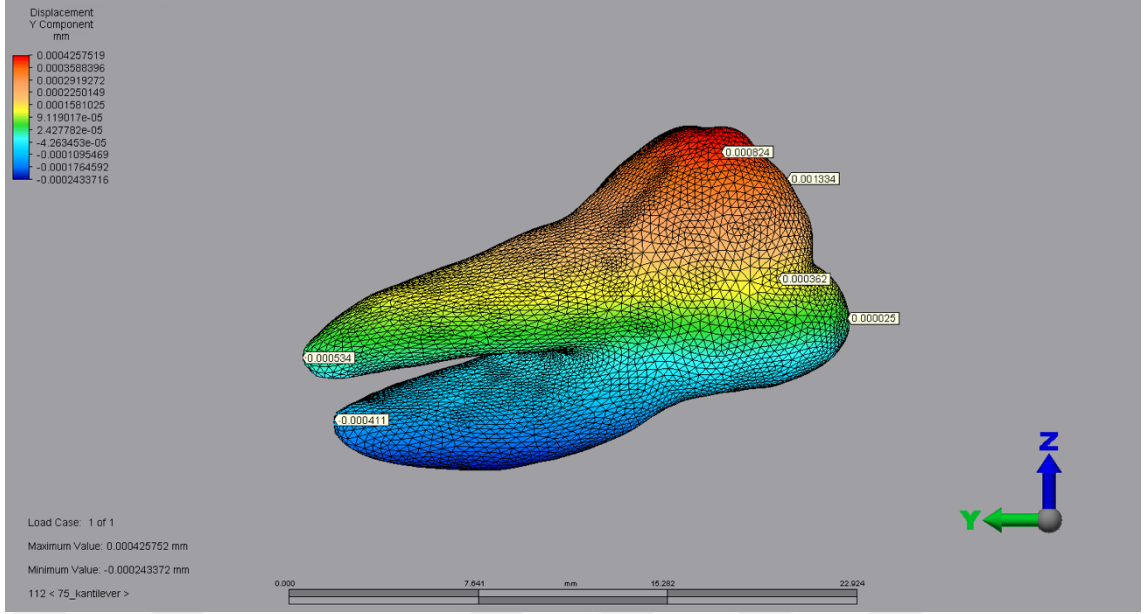
Tablo 4.9. Dokuzuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-809×10^{-6}	25×10^{-6}	1229×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	731×10^{-6}	1334×10^{-6}	862×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-319×10^{-6}	362×10^{-6}	334×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	801×10^{-6}	824×10^{-6}	271×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-149×10^{-6}	-411×10^{-6}	-118×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	250×10^{-6}	-534×10^{-6}	-128×10^{-6}

Çalışmamızdaki dokuzuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.52’de verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.000809 mm) görülmekte olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

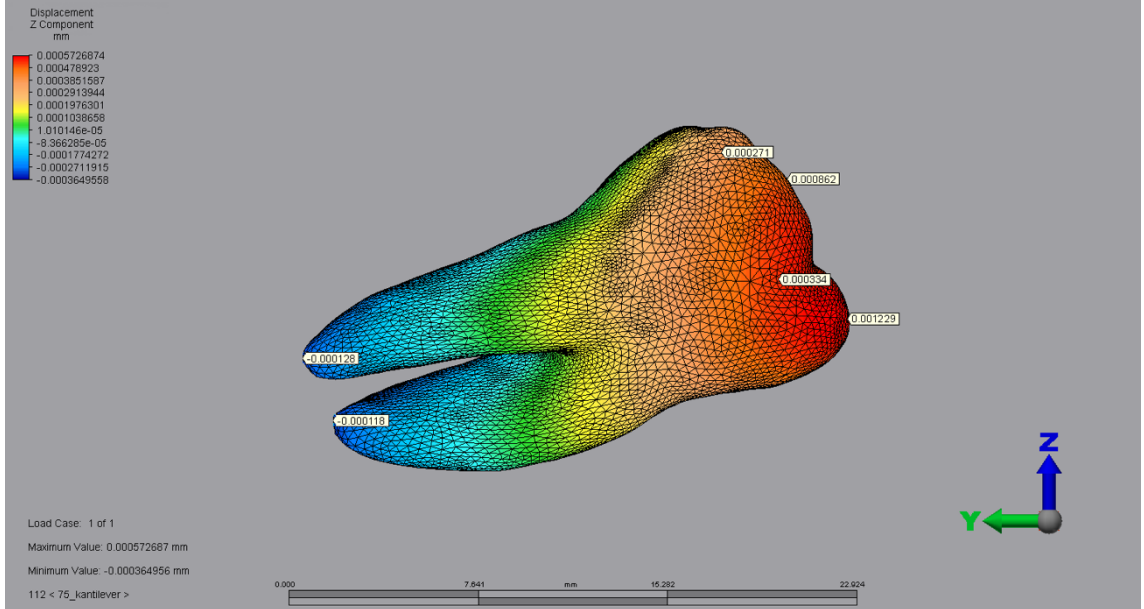
**Şekil 4.52.** Dokuzuncu senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki dokuzuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.53’te verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001334 mm) görülmekte olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.53. Dokuzuncu senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki dokuzuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.54’te verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, koronal yönde meziobukkal tüberkül ucunda (0.001229 mm) görülmekte olup kronta koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket görülmektedir.



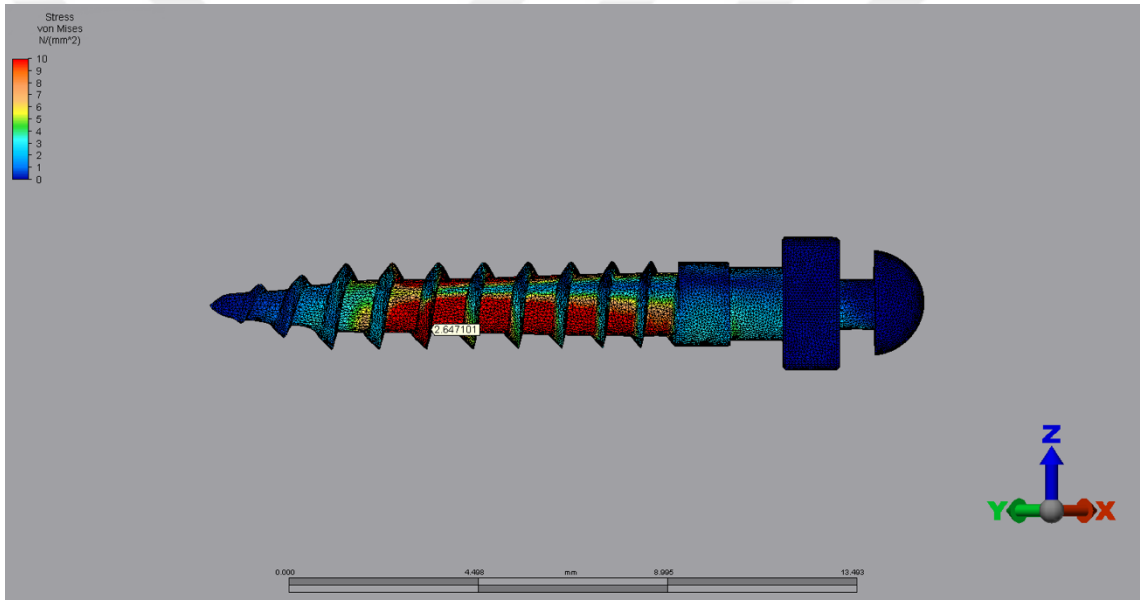
Şekil 4.54. Dokuzuncu senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi

4.10. Onuncu Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Onuncu senaryoda; 45° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

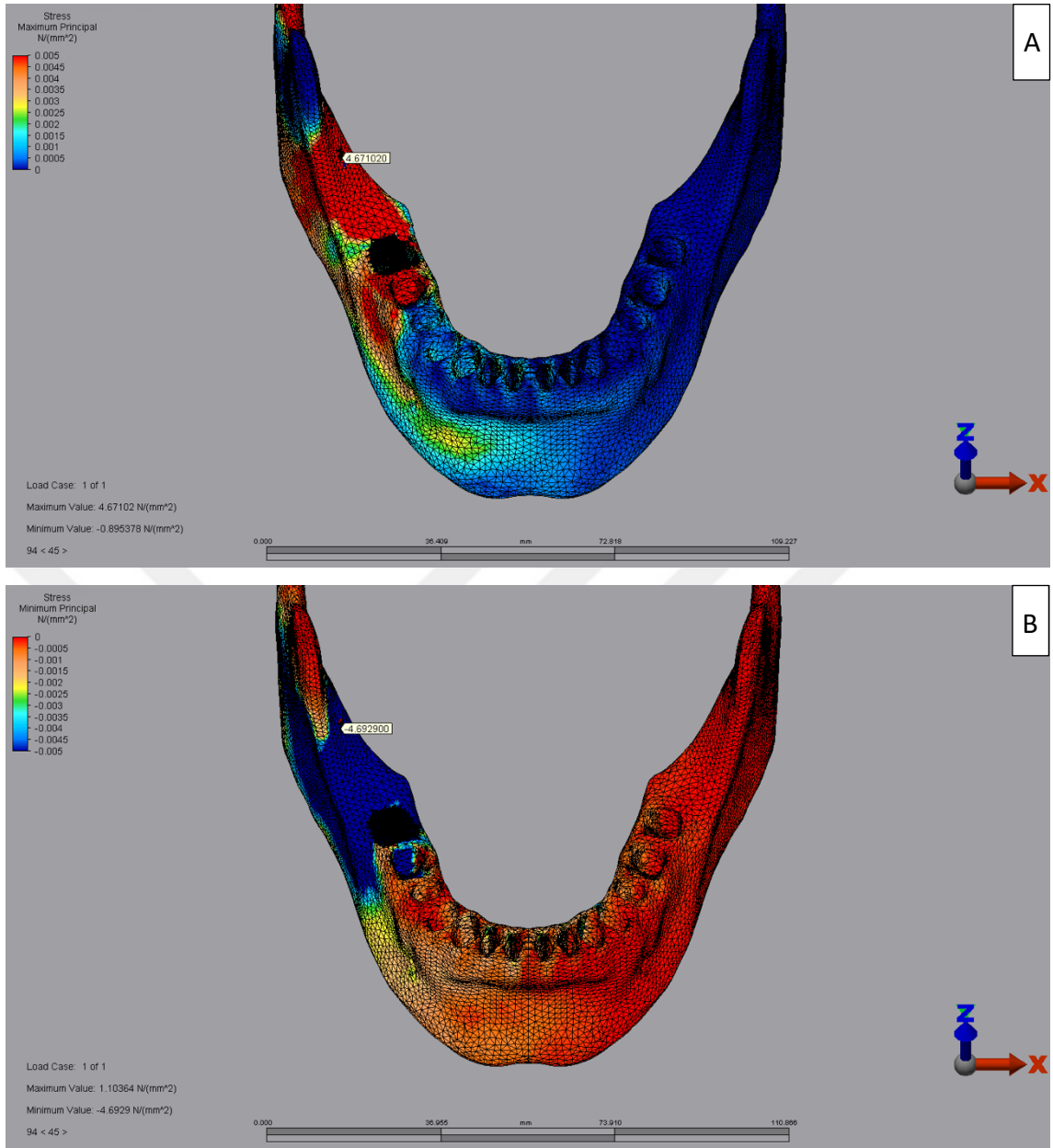
4.10.1. Ramus Vidası Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu ramus vidasında oluşan gerilmeler Şekil 4.55'te gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, vidanın yivli kısmında (2.647101 N/mm^2) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.55. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler

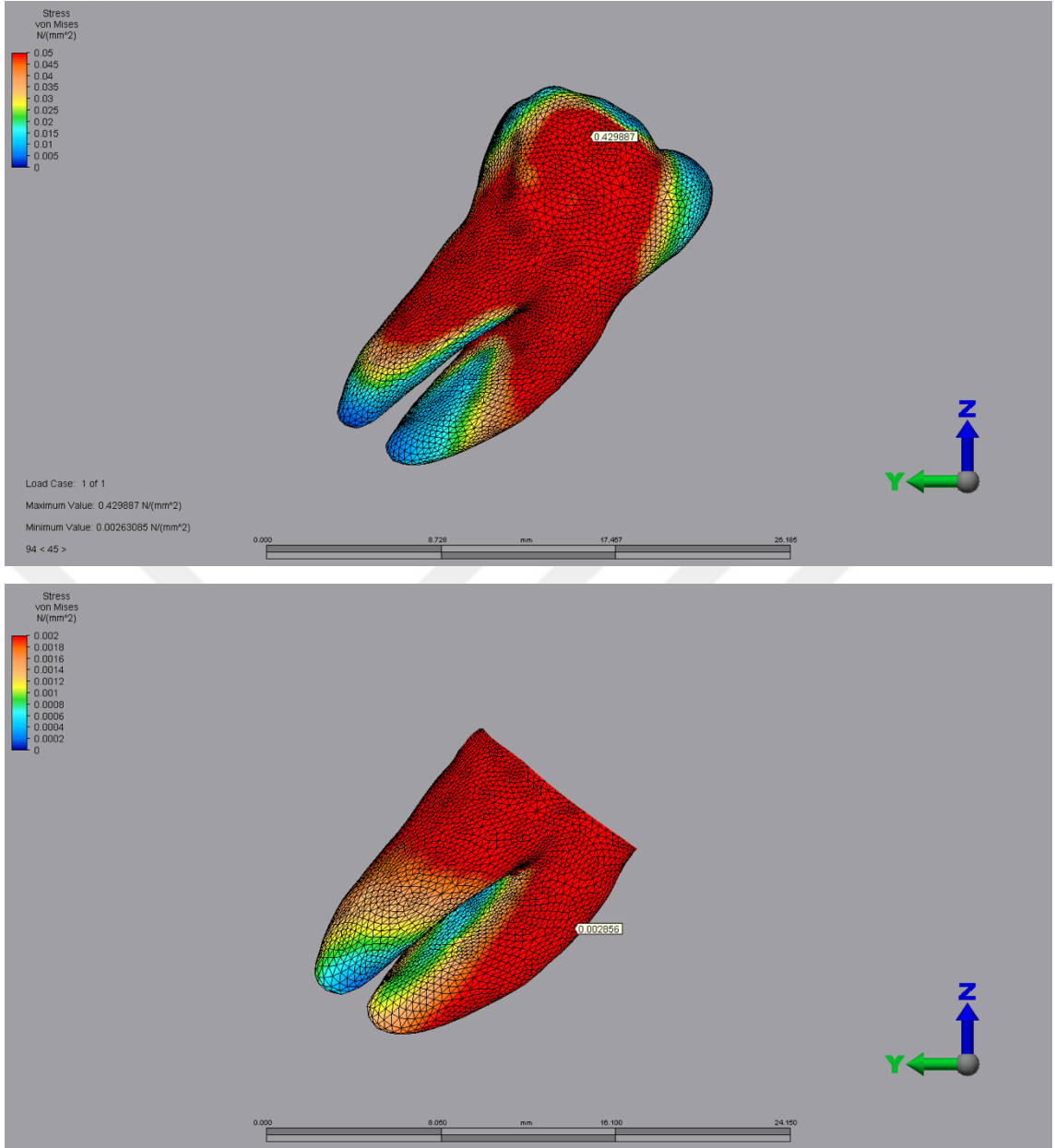
Ramus vidası çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.56'da verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde vida çevresinde en fazla gerilmenin vidanın posteriorunda (4.671020 N/mm^2), en fazla sıkışmanın ise vidanın anteriorunda (-4.692900 N/mm^2) olduğu gözlemlenmektedir.



Şekil 4.56. Ramus vidası çevresindeki gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.10.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Onuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.57’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distobukkalinde ($0.429887 N/mm^2$) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kökünün servikal üçlüsünün mezialinde ($0.002856 N/mm^2$) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.57. Onuncu senaryoda oluşan gerilmeler A. Kronda oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

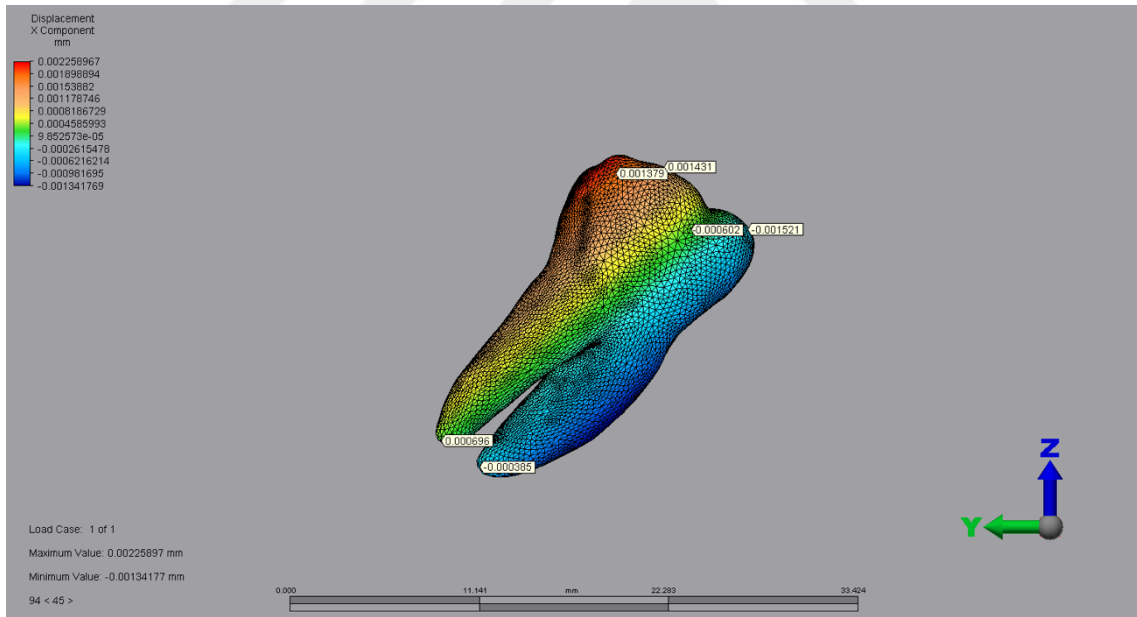
4.10.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler

Onuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.10’da özetlenmiştir.

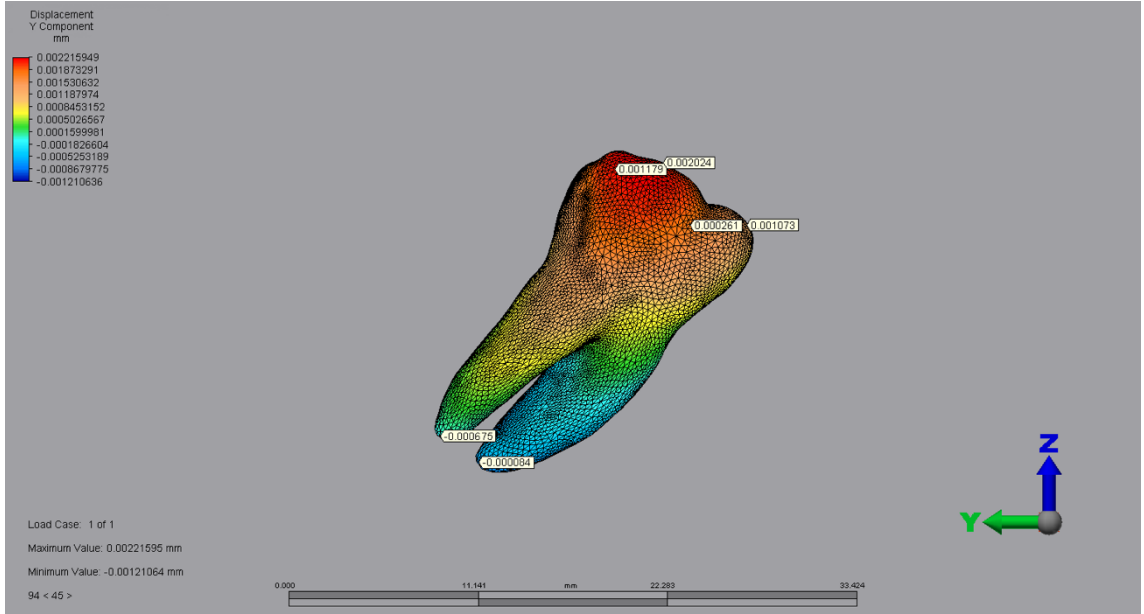
Tablo 4.10. Onuncu senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-1521×10^{-6}	1073×10^{-6}	1761×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	1431×10^{-6}	2024×10^{-6}	1441×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-602×10^{-6}	261×10^{-6}	884×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	1379×10^{-6}	1179×10^{-6}	805×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-385×10^{-6}	-84×10^{-6}	179×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	696×10^{-6}	-675×10^{-6}	224×10^{-6}

Çalışmamızdaki onuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.58’de verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.001521 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

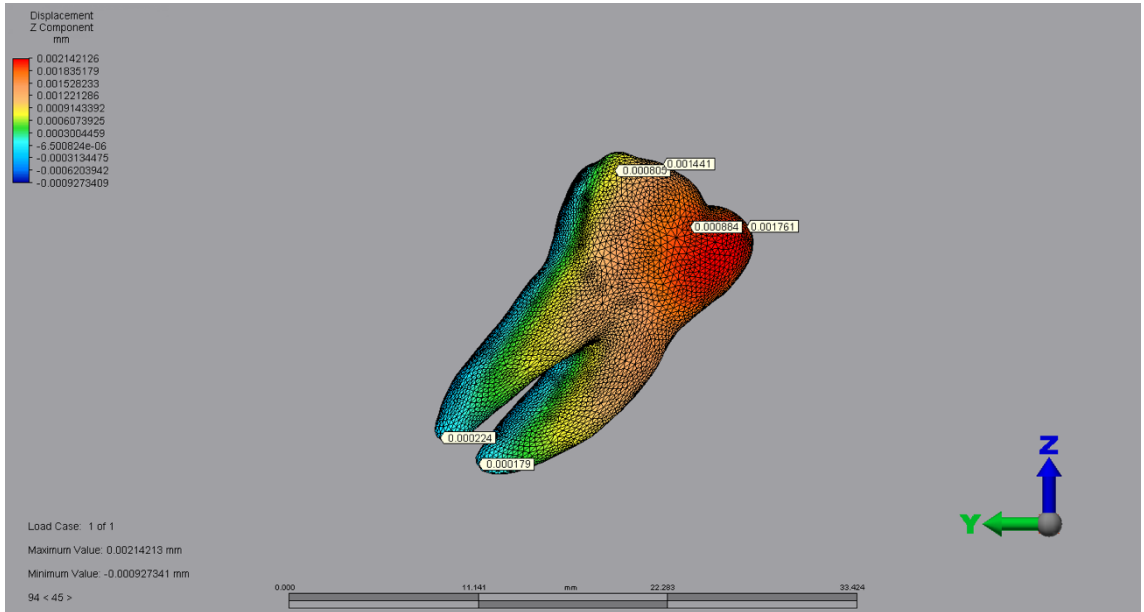
**Şekil 4.58.** Onuncu senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki onuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.59’da verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.002024 mm) olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.59. Onuncu senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki onuncu senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.60’da verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, koronal yönde meziobukkal tüberkül ucunda (0.001761 mm) olup kronda ve köklerde ise koronal yönde hareket görülmektedir.



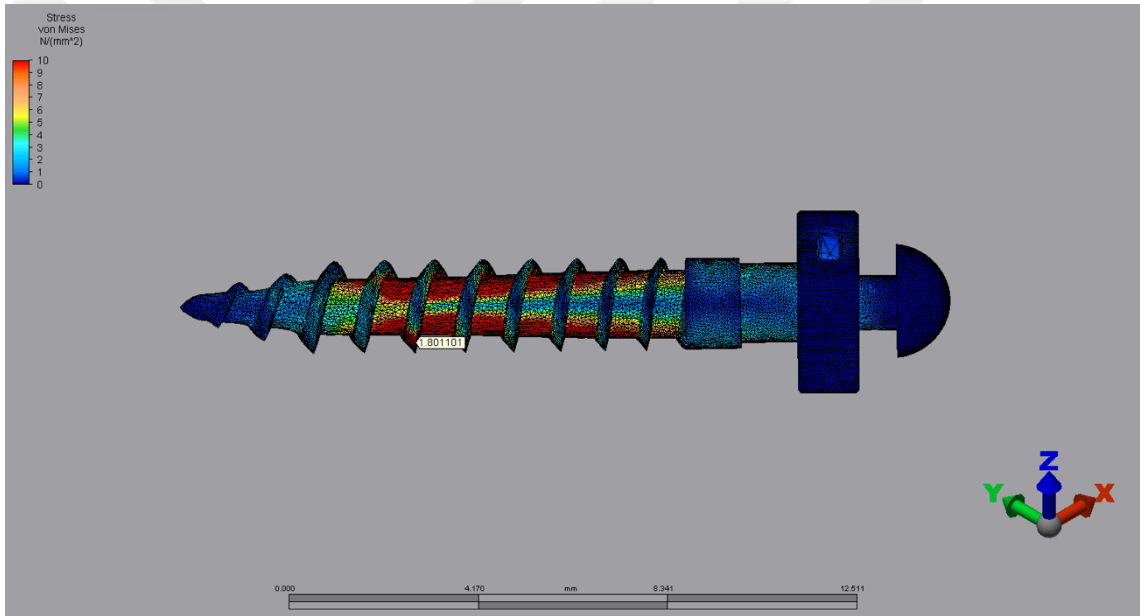
Şekil 4.60. Onuncu senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

4.11. Onbirinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

Onbirinci senaryoda; 60° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

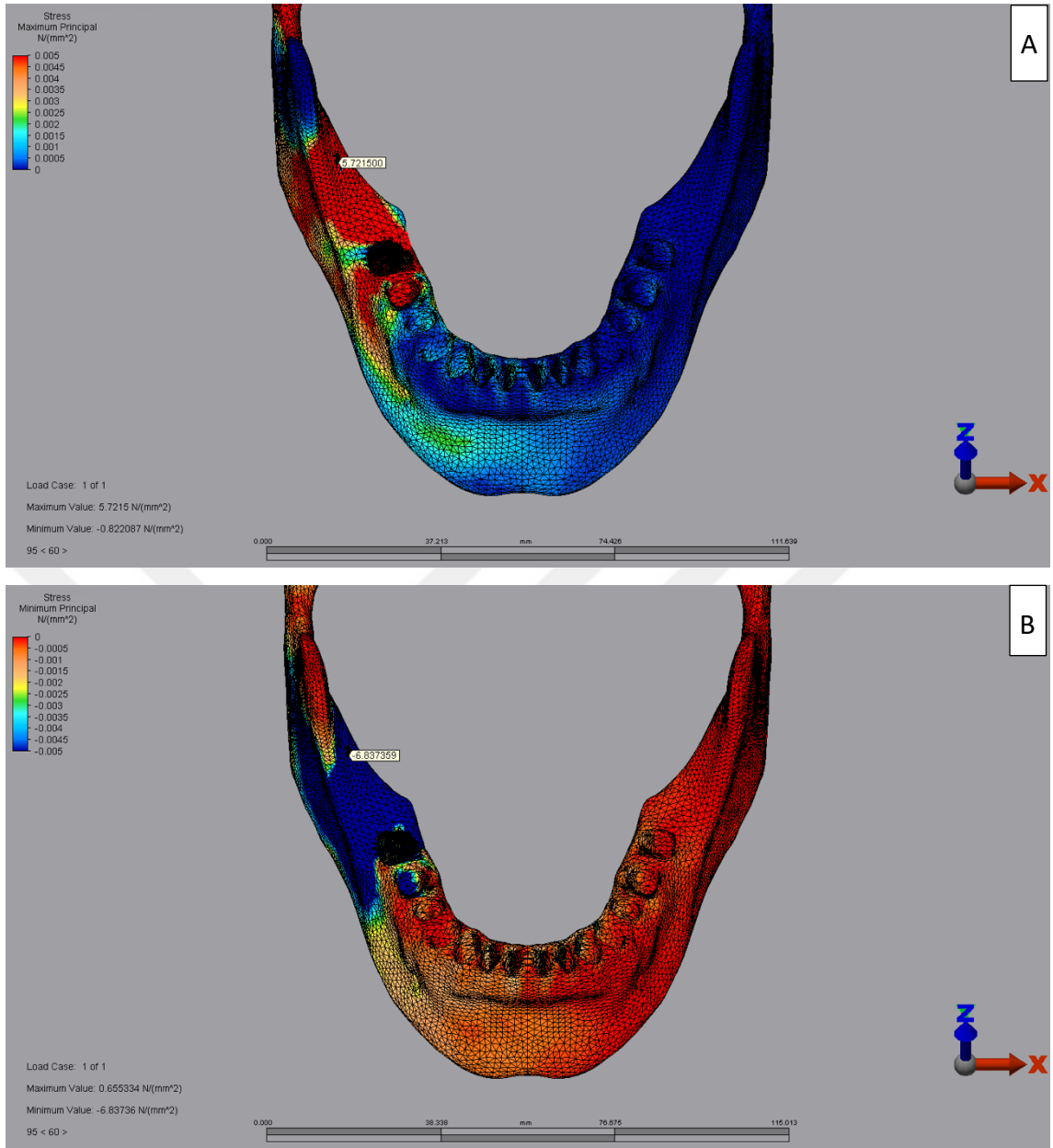
4.11.1. Mini Vida Çevresindeki Meydana Gelen Bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu ramus vidasında oluşan gerilmeler Şekil 4.61’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, vidanın yivli kısmında (1.801101 N/mm^2) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.61. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler

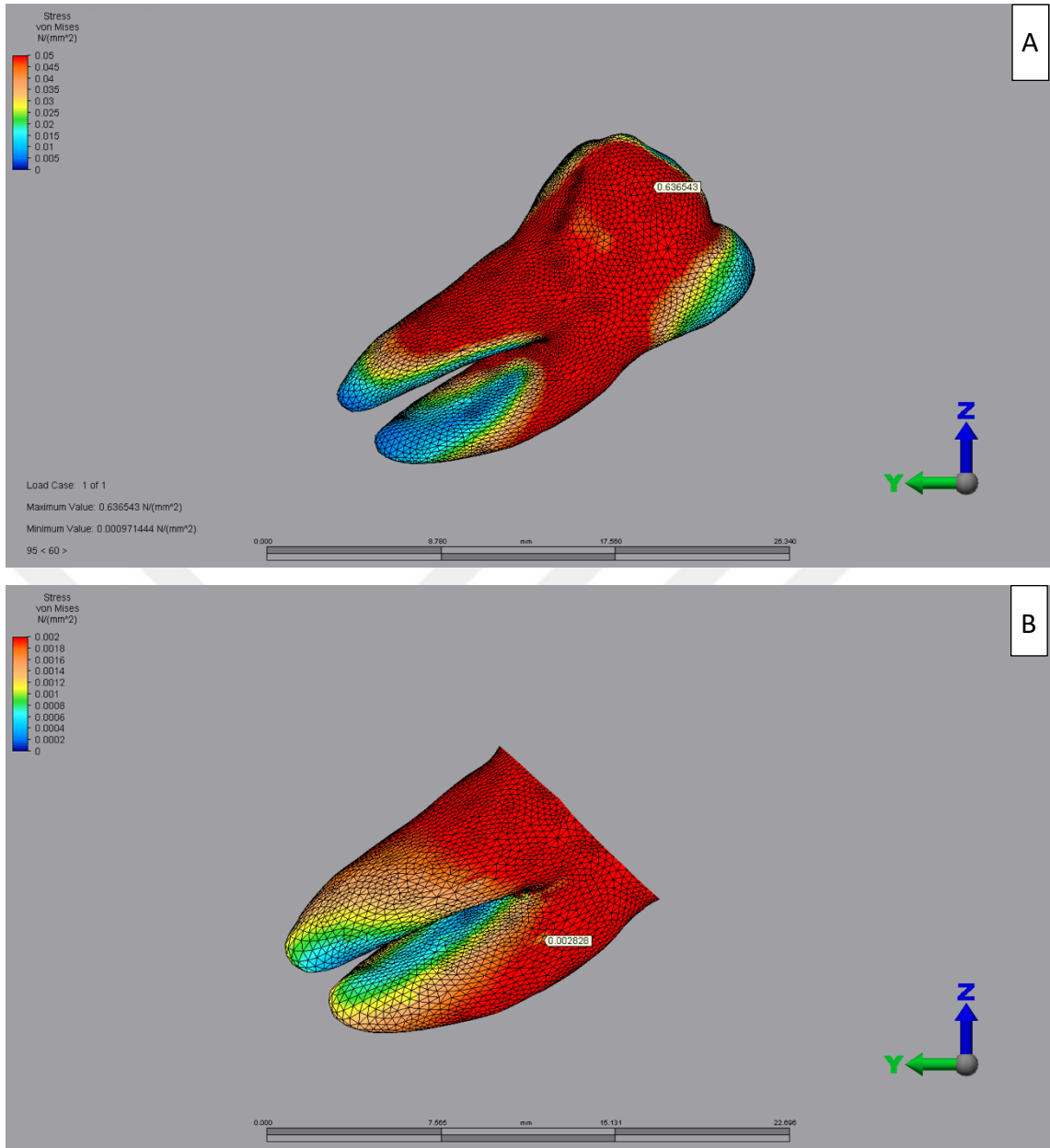
Ramus vidası çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri Şekil 4.62’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin vidanın posteriorunda (5.721500 N/mm^2) en fazla sıkışmanın ise vidanın anteriorunda (-6.837359 N/mm^2) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.62. Ramus vidası gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.11.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Onbirinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.63'te gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distobukkalinde (0.636543 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kökünün servikal üçlüsünde (0.002828 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.63. Onbirinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

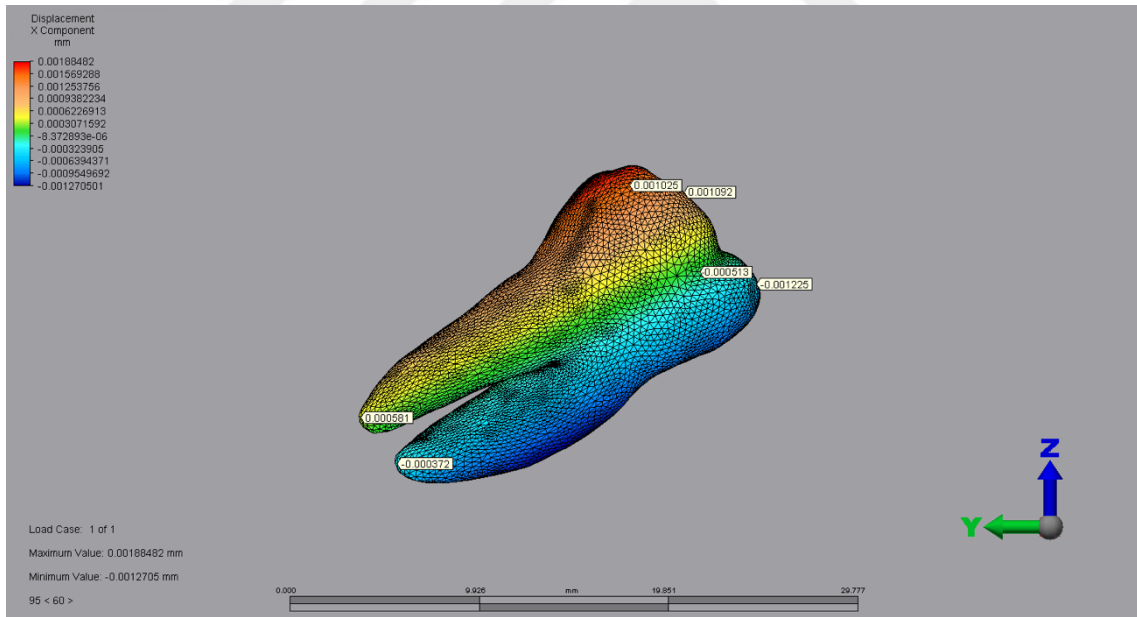
4.11.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler

Onbirinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.11'de özetlenmiştir.

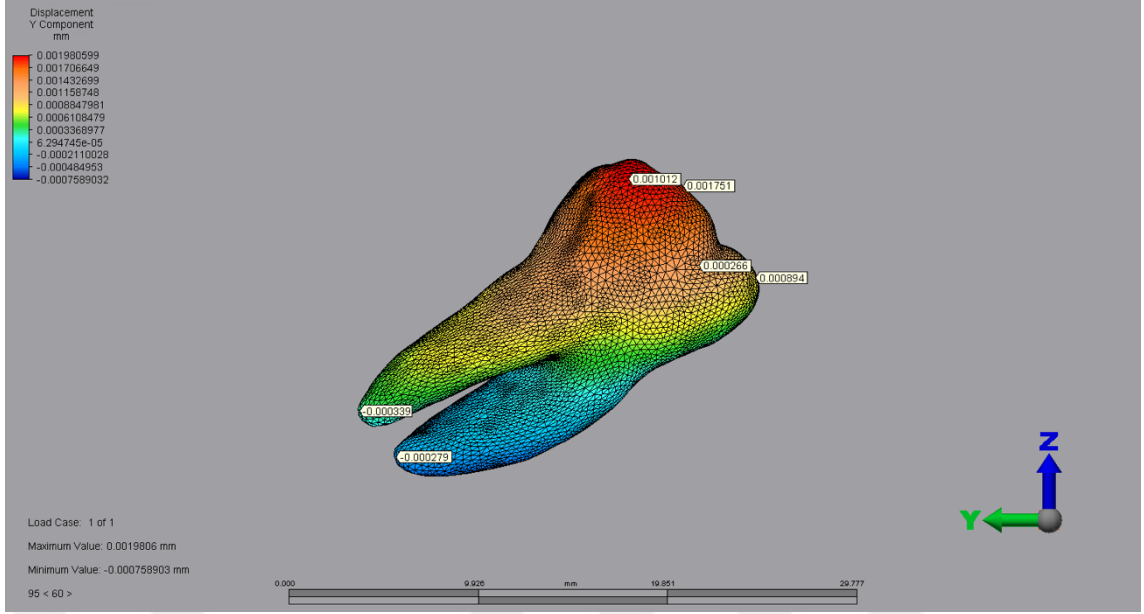
Tablo 4.11. Onbirinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-1225×10^{-6}	894×10^{-6}	1727×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	1092×10^{-6}	1751×10^{-6}	1380×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-513×10^{-6}	266×10^{-6}	660×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	1025×10^{-6}	1012×10^{-6}	672×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-372×10^{-6}	-279×10^{-6}	123×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	581×10^{-6}	-339×10^{-6}	190×10^{-6}

Çalışmamızdaki onbirinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.64'te verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.001225 mm) olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

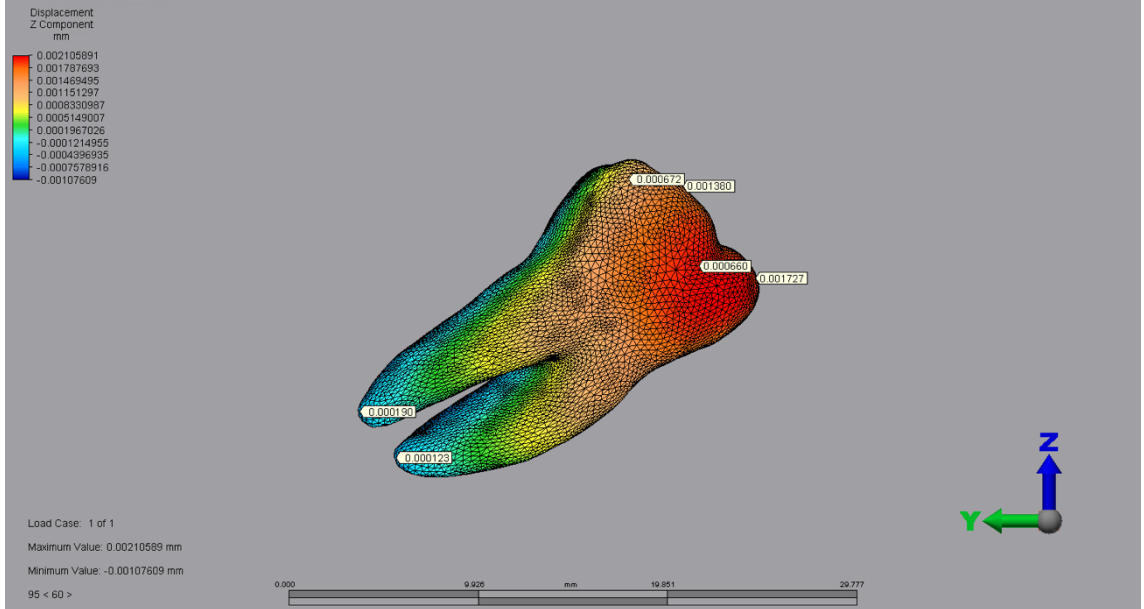
**Şekil 4.64.** Onbirinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki onbirinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.65'te verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001751 mm) görülmekte olup kron distal yönde, kökler ise mezial yönde hareket etmiştir.



Şekil 4.65. Onbirinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki onbirinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.66’da verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001727 mm) görülmekte olup kronda ve köklerde ise koronal yönde hareket görülmektedir.



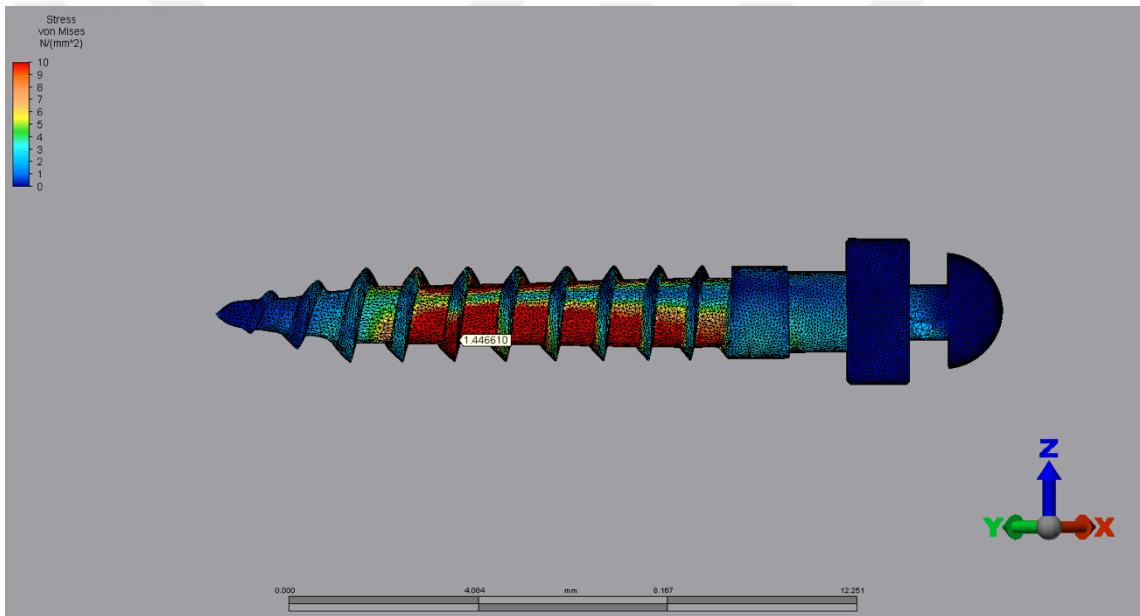
Şekil 4.66. Onbirinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

4.12. On ikinci Senaryoda Meydana Gelen Bulgular

On ikinci senaryoda; 75° parsiyel gömülü sağ mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek amacıyla mandibular ramus bölgesine yerleştirilmiş 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidasından elastik zincir aracılığıyla 75 g kuvvet uygulanacaktır.

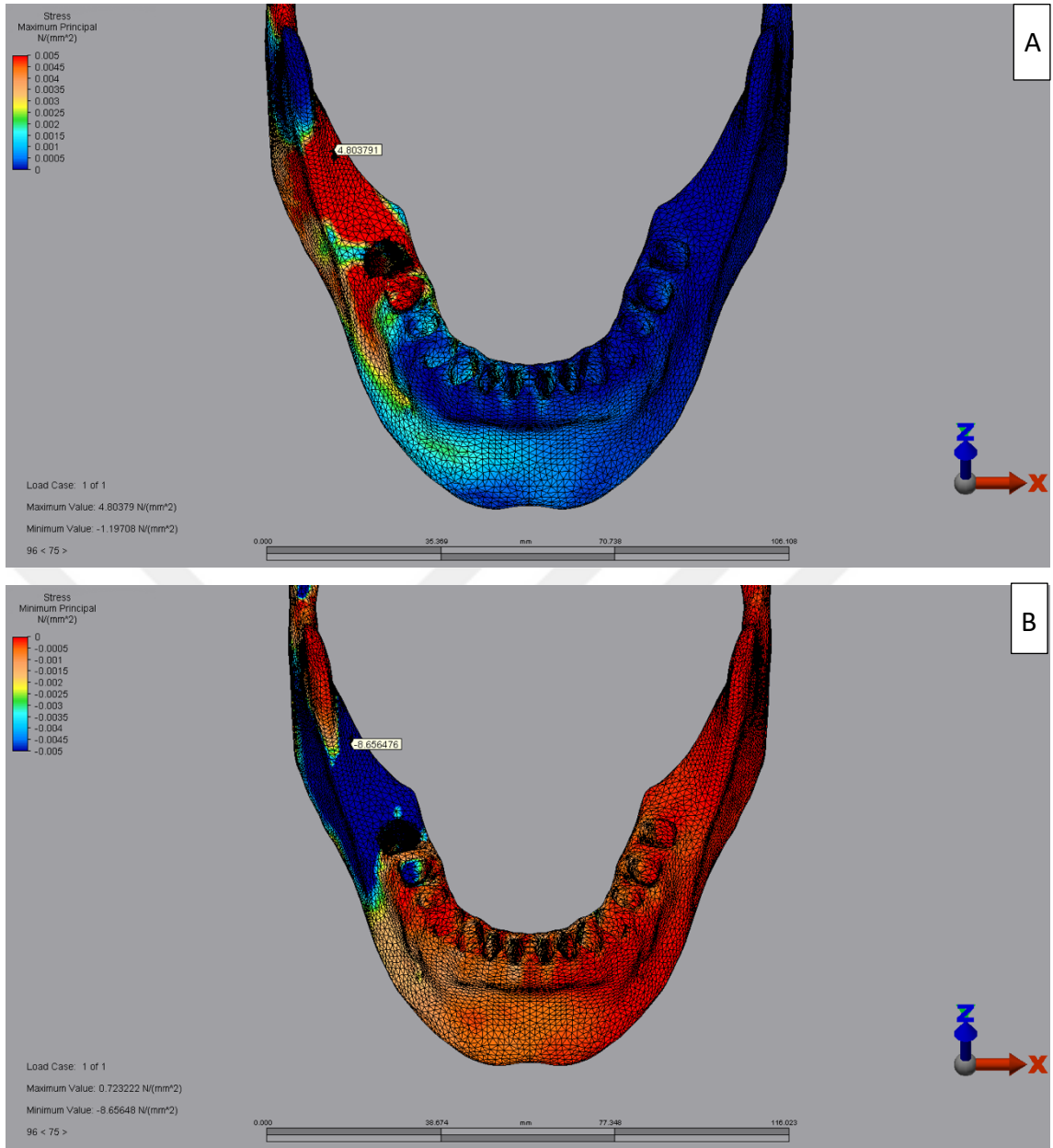
4.12.1. Ramus vidası çevresindeki meydana gelen bulgular

Uygulanan kuvvet sonucu ramus vidasında oluşan gerilmeler Şekil 4.67’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, vidanın yivli kısmında (1.446610 N/mm²) gerçekleşmiştir.



Şekil 4.67. Ramus vidası çevresinde meydana gelen gerilmeler

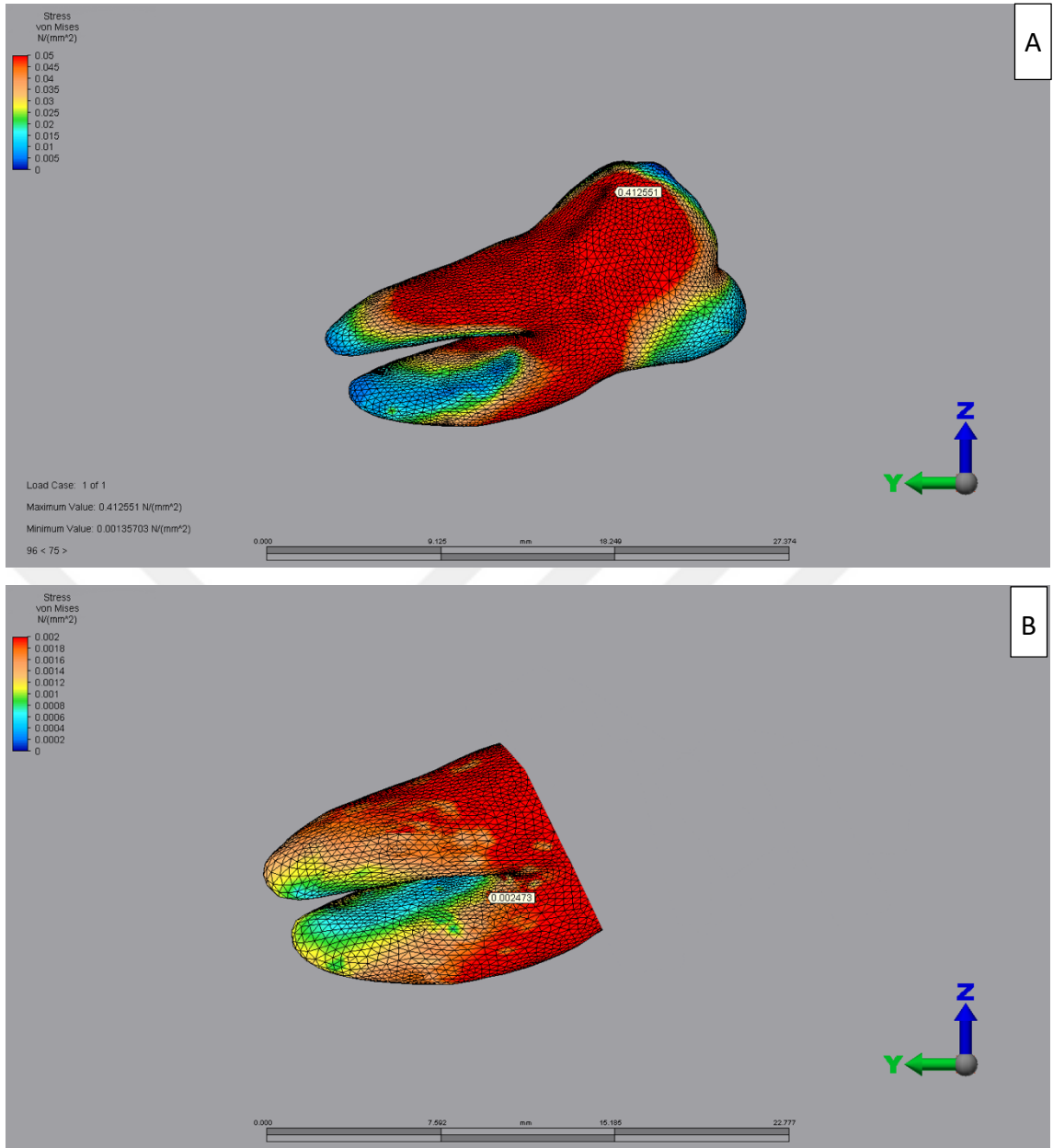
Ramus vidası çevresindeki maksimum gerilme ve minimum gerilme (sıkışma) değerleri ise Şekil 4.68’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin vidanın posteriorunda (4.803791 N/mm²) en fazla sıkışmanın ise vidanın anteriorunda (-8.656476 N/mm²) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 4.68. Ramus vidası gerilmeler A. Maksimum gerilme değerleri, B. Minimum gerilme (sıkışma) değerleri

4.12.2. Dişte Meydana Gelen Gerilmeler

On ikinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan gerilmeler Şekil 4.69’da gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme mandibular ikinci molar dişin kronunun distalinde (0.412551 N/mm^2) görülmektedir. Kök seviyesinde incelendiğinde ise en fazla gerilmenin mandibular ikinci molar dişin mezial kökünün servikale yakın kısmında (0.002473 N/mm^2) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.69. On ikinci senaryoda oluşan gerilmeler A. Krona'da oluşan gerilmeler, B. Köklerde oluşan gerilmeler

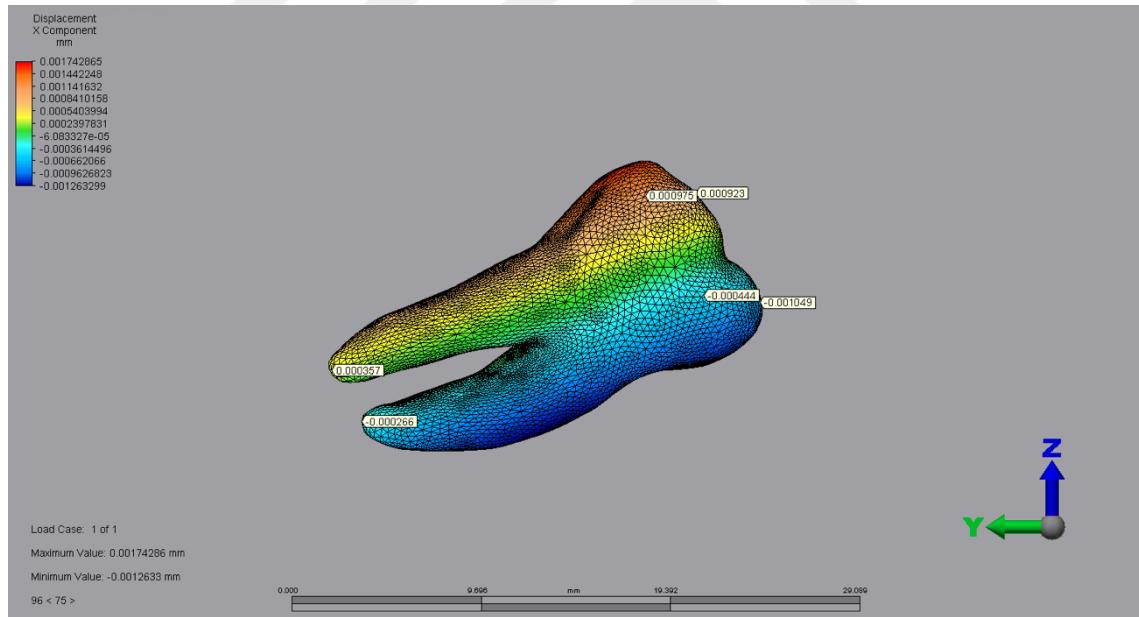
4.12.3. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

On ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişte transversal, sagittal ve vertikal (x,y,z düzleminde) düzlemde yer değiştirme miktarları Tablo 4.12'de özetlenmiştir.

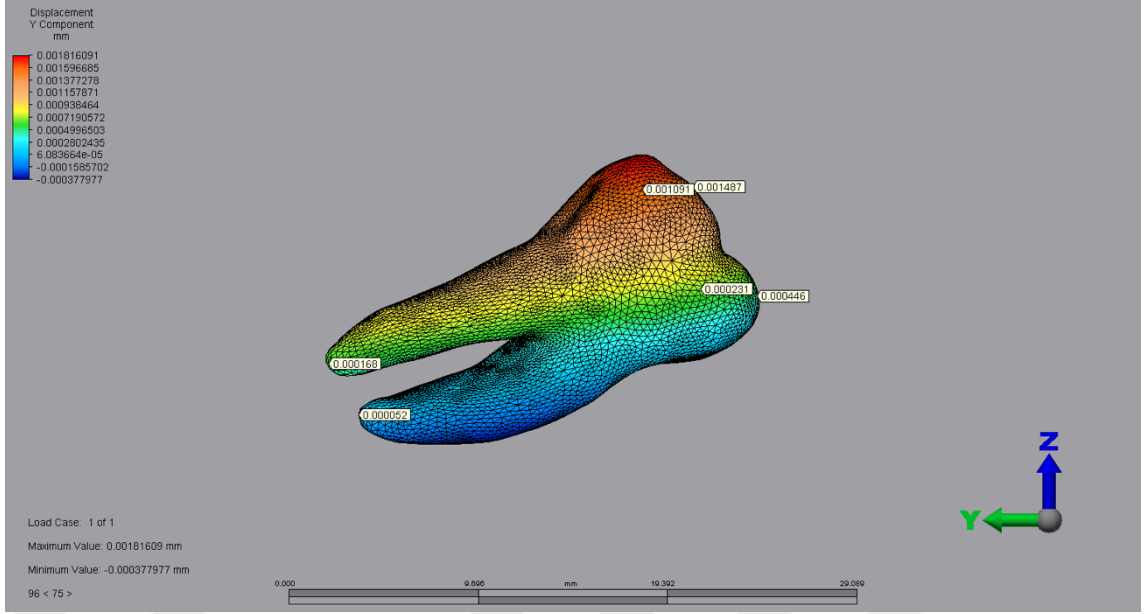
Tablo 4.12. On ikinci senaryoda analiz sonucu dişte oluşan yer değiştirmeler

Dişlerde Ölçüm Yapılan Nokta	Transversal Düzlemdeki Hareket Miktarı (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Hareket Miktarı (y yönü) (mm)	Vertikal Düzlemdeki Hareket Miktarı (z yönü) (mm)
İkinci moların meziobukkal tüberkülü	-1049×10^{-6}	446×10^{-6}	1725×10^{-6}
İkinci moların distobukkal tüberkülü	923×10^{-6}	1487×10^{-6}	1260×10^{-6}
İkinci moların meziolingual tüberkülü	-444×10^{-6}	231×10^{-6}	574×10^{-6}
İkinci moların distolingual tüberkülü	975×10^{-6}	1091×10^{-6}	595×10^{-6}
İkinci moların mezial apeksi	-266×10^{-6}	52×10^{-6}	157×10^{-6}
İkinci moların distal apeksi	357×10^{-6}	168×10^{-6}	159×10^{-6}

Çalışmamızdaki on ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin transversal yöndeki (x yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.70’de verilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (-0.001049 mm) görülmekte olup distal tüberküller linguale, mezial tüberküller bukkale hareket etmiştir. Köklerde ise distal kökte lingual, mezial kökte bukkale hareket oluşmuştur.

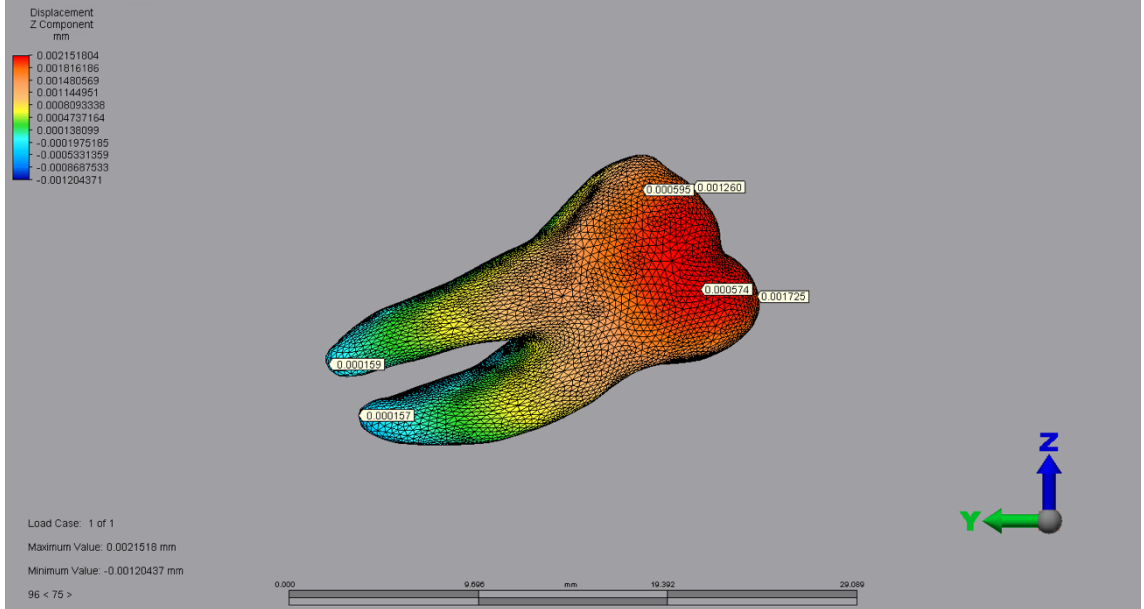
**Şekil 4.70.** On ikinci senaryoda transversal yöndeki (x yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki on ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin sagittal yöndeki (y yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.71’de verilmiştir. Y ekseninde en fazla yer değiştirme, distobukkal tüberkül ucunda (0.001487 mm) görülmekte olup kron ve köklerde distale yer değiştirme olmuştur.



Şekil 4.71. On ikinci senaryoda sagittal yöndeki (y yönünde) analiz sonucunun görüntüsü

Çalışmamızdaki on ikinci senaryoda, mandibular ikinci molar dişin vertikal yöndeki (z yönünde) yer değişim miktarları Şekil 4.72’de verilmiştir. Z ekseninde en fazla yer değiştirme, meziobukkal tüberkül ucunda (0.001725 mm) görülmekte olup kronda ve köklerde ise koronal yönde hareket görülmektedir.



Şekil 4.72. On ikinci senaryoda vertikal yöndeki (z yönünde) analiz sonucunun görüntülenmesi

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Gömülü ikinci mandibular molar dişlerin prevalansı düşük olup nispeten nadir görülmektedir (232). Fu ve ark. çoğu gömülü mandibular ikinci molar dişin başlangıç açılanmasının (gömülü dişin uzun eksenini ile komşu birinci molar diş arasındaki açı olarak tanımlanır.) 31° ile 60° arasında değiştiğini bulmuştur (233). Bu durum geri dönüşümsüzdür ve kendi kendine düzeltilememektedir (234). Uygun oklüzyonu elde etmek için, daimi mandibular ikinci molar dişin oklüzal kuvvetlere direnecek şekilde oklüzal düzleme dik konumlandırılması gerekmektedir. Mezioangüler şekilde parsiyel gömülü olan mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesi önerilmektedir ve mümkün olan en kısa sürede gerçekleştirilmesi gerekmektedir (25).

Gömülü mandibular ikinci molar dişler tipik olarak 11 ve 14 yaşları arasında teşhis edilmektedir. Asemptomatik bir patoloji olarak genellikle ortodontik muayene sırasında ikincil bir bulgu olarak görülmektedir (235). Karşı taraftaki diş sürerken diğer taraftaki molar dişin sürmemesi ortodontisti gömülülik konusunda uyarmalıdır ve molar dişin sürmesi ortopantomografik radyografi ile değerlendirilmelidir.

Bir preadolesan bireyin panoramik değerlendirmesinde, mandibular üçüncü molar diş folikülü; gelişmekte olan ikinci molar dişin kronu üzerinde konumlanmışsa, bu durumun gömülülik için uyarı niteliğinde olduğunu göz önünde bulundurulmalıdır (236).

Tedavi edilmeyen gömülü mandibular ikinci molar dişler; periodontal problemlere, diş çürüğüne ve komşu diş köklerinde kök rezorpsiyonu gibi istenmeyen durumlara yol açabilmektedir (3). Literatürde, meziale gömülü mandibular ikinci molar dişlerin supra ve subgingival plak birikimine neden olarak perikoronitis riskini ve inflamatuvar hücrelerin göçünü arttırdığı, bundan dolayı komşu molar dişlerin kemik seviyesini kötü etkilediği gösterilmiştir (237). Eğimli molar dişlerin dikleştirilmesi, her bir diş yüzeyinde cep derinliğini 0,1 mm azaltarak plak kontrolünü kolaylaştırmaktadır (238). Aynı zamanda primer temaslar da ortadan kaldırılarak travmatik oklüzyon ve temporomandibular eklem (TME) problemleri önlenmektedir. Mandibular molar dişlerin dikleştirilmesi dikey boyutun oluşturulmasında da önemli bir rol oynamaktadır (239).

Gömülü bir mandibular ikinci molar diş teşhis edildiğinde, tedavi seçeneği ortodontik veya cerrahi prosedürlerle dikleştirme, gömülü dişin çekimi ve protetik çözümlerle boşluğun restorasyonu veya mandibular üçüncü molar dişin mezializasyonu

olmalıdır. Literatürde implant yerleştirmek için sağlıklı bir gömülü dişin çekilmesini destekleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Gömülü molar dişlerin dikleştirilmesi, inferior alveoler sinir komşuluğunun neden olabileceği olası nörolojik hasarı da önlemektedir (32).

İskeletsel ankraj tekniklerinin geliştirilmesi ile beraber molar dişlerin dikleştirilmesi daha öngörülebilir sonuçlar sağlayarak yan etkileri minimuma indirmektedir. Son zamanlarda, mandibular ramus vidaları gibi ekstra alveoler geçici ankraj cihazlarının kullanımı, daha önce imkansız olduğu düşünülen yatay ve derin gömülü mandibular molar dişlerin dikleştirilmesini sağlamaktadır (29).

Çalışmamızda mini vida ve ramus vidasından destek alınarak parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirildiği ortodontik tedavilerde dişte, kemikte, periodontal ligamentte ve vidalarda oluşan stresler ile dişte farklı yönlerde meydana gelen yer değiştirmeler incelenecektir.

Çalışmamızın amaçlarından ilki, parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişte ortodontik dikleştirme esnasında meydana gelen üç farklı eksendeki yer değiştirmeleri değerlendirmektir. Elden edilen sonuçlar neticesinde farklı tedavi hedeflerine göre hangi dikleştirme yöntemlerinin seçilmesi gerektiği açıklanmaya çalışılacaktır. Çalışmamızın amaçlarından ikincisi, dişlerin kronları ve köklerinde, mini vidalarda ve mini vidanın etrafındaki alveol kemiğinde oluşan gerilimlerin değerlendirilmesidir. Oluşan gerilimlerin şiddeti ve dağılımları kök ve alveol kemikte rezorpsiyona yol açabilmekle beraber mini vidalarda başarısızlık meydana gelmesine sebep olabilir. Bu çalışma, ortodontik dikleştirme tedavisinin daha etkin ve güvenli hale getirilmesine katkı sağlayabilir. Ayrıca, kök rezorpsiyonu gibi istenmeyen yan etkilerin önlenmesi veya en aza indirilmesi için tedavi protokollerinin geliştirilmesine de yardımcı olabilir.

Literatürde bizim çalışmamıza benzer çalışmalar mevcut olmakla beraber bu dört tekniğin birlikte değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır (105, 226, 229, 231, 240). Bu tedavi tekniklerinin klinik pratiğinde uygulanabilirliğinin kolay olması ve sıklıkla tercih edilmesi sebebiyle de bu çalışmayı yaparak teorik ve pratik ortodontide literatüre katkı sağlamayı hedeflemekteyiz.

5.2. Materyal ve Metodun Tartışılması

Ortodontik tedavilerde başarılı olmak için uygulanan ortodontik kuvvetler sonucu dişlerde ve çevre dokularda oluşacak etkilerin ön görülebilmesi oldukça önemlidir. Ortodontik kuvvetlerin uygulanmasıyla, dişlerde ve çevre dokularda oluşacak etkileri

modellemek için birçok analiz yapılmıştır. Gerinim ölçer analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi ve SEA gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından uygulanmıştır (241, 242).

Diş hareketleri incelenirken gerinim ölçer analizinde; oluşturulan yapıların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamadığı görülmüştür (243). Fotoelastik analizinde, oluşturulan modelin mini vida gibi karmaşık geometrileri yansıtacak kadar detaylı oluşturulamaması sebebiyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememektedir (47). Holografik interferometre analizinde canlı dokularda meydana gelen gerilme bölgeleri belirlenememektedir (244). Kırılğan vernikle kaplama yönteminde ise analiz için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı bir deney düzeneği ihtiyacı oluşmaktadır. Bu yöntemde, hazırlanan modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilmelerin incelenememesi gibi dezavantajlar bulunmaktadır (245).

Çalışmamızda, stres analiz yöntemi olarak üç boyutlu SEA kullanmamızın sebebi, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ya da deney düzeneği ihtiyacı olmadığı her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, tekrarlanabilir olması, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtabilmesi, gerçeğe yakın sonuçların elde edilebilmesi gibi avantajlara sahip olmasıdır (246, 247).

SEA sonucunda; asal gerilmeler, Von mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerleri ortaya çıkmaktadır. Gerilme değerleri incelenecek materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınarak incelenmelidir. Diş ve kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilmeler (principal gerilmesi); mini vida gibi çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilme değerleri göz önüne alınmalıdır. Von Mises değerleri kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmenin dağılımını ve yoğunluğunu göstermektedir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için ise asal gerilmeler incelenmelidir. Modelde oluşan en yüksek çekme gerilimini maksimum asal gerilmeler (maximum principal stress), en yüksek basma gerilimini ise minimum asal gerilmeler (minimum principle stress) belirtmektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değere sahipken minimum asal gerilmeler ise negatif değere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan gerilme, hangi tip gerilmenin daha etkili olduğunu göstermektedir (248).

Çalışmamızda SEA’da kuvvet verilmesi sonucunda dişlerde oluşan yer değiştirmeler, dişler ve çevre dokularda oluşan gerilimler, mini vida ve ramus vidasında oluşan Von Mises gerilimleri incelenmiştir.

Çalışmamızda alt çenenin üç boyutlu olarak modellenenebilmesi için erişkin bir hastaya ait KIBT görüntüsü kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan, alt çeneye ait dişlerin modellenmesi için Wheeler'ın atlasından yararlanılmıştır (230). Modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılması için materyal özelliklerinin aktarılması literatür ışığında gerçekleşmiştir (249).

Diş modelleri bu atlastaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu SmartOptics tarayıcısı ile taranmasıyla elde edilmiştir. Elde edilen tarama görüntüleri Rhinoceros 4.0 3D modelleme programına aktarılmıştır. Literatürde sonlu elemanlar analizi modelinin hazırlanması için kullanılan programlar çeşitlilik göstermektedir. Genel olarak; Cosmos/M, Nastran, Msc/Patran, Ansys gibi programlar kullanılmaktadır (221, 250).

Çalışmamızda, modellerin oluşturulması amacıyla son yıllarda SEA çalışmalarında sıklıkla kullanılan 'Algor Fempro' yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, modelin gerçeğe daha yakın oluşturulabilmesi için mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar kullanmaktadır. Ancak, kortikal kemik, spongios kemik, dişler, PDL gibi incelenecek olan yapılar ve ortodontik aygıtların oldukça karmaşık bir geometriye sahip olmaları nedeniyle yazılım, kendi algoritmasına göre 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı yerleri 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlarla tamamlamaktadır.

SEA ile elde edilen sonuçlardaki doğruluk; çalışmada kullanılan eleman sayısı, düğüm sayısı ve düğüm tipi ile alakalıdır (251). Teixeira ve ark. güvenilir sonuçların ortaya çıkması için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000- 200.000 arasında, eleman boyutunun ise 150-300 μm olması gerektiğini; 300 μm 'den daha büyük olan eleman boyutlarının yanıltıcı sonuçların elde edilmesine sebep olabileceğini bildirmişlerdir (252).

Bir başka çalışmada Sato ve ark. eleman boyutunun azaltılmasının, üç boyutlu SEA'nın stres değerlerine etkisini değerlendirmiş ve 600, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutlarını karşılaştırmışlardır. Von Mises stres değerleri, 10 N'luk vertikal yük ile yüklenen kemikte 600 ve 300 μm eleman boyutları kullanıldığında anlamlı olarak farklı bulunmuş, fakat 300, 150 ve 75 μm eleman boyutları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (253). Eleman sayısının artmasıyla gerçeğe daha yakın modeller oluşturulmaktadır. Bu durumun dezavantajı ise analiz süresinin artmasıdır (253).

Çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayıları sırasıyla, senaryo 1'de 1415722 ve 358707, senaryo 2'de 1422462 ve 360741, senaryo 3'de 1413414 ve 358046,

senaryo 4’de 1370362 ve 355845, senaryo 5’de 1422159 ve 361123, senaryo 6’da 1427438 ve 362754, senaryo 7’de 1419810 ve 360422, senaryo 8’de 1372362 ve 353843, senaryo 9’da 1426216 ve 357314, senaryo 10’da 1455155 ve 364366, senaryo 11’de 1423892 ve 356587, senaryo 12’de 1380816 ve 351216’dır. Bu şekilde yüksek sayıda eleman kullanılarak, çalışmamızda daha doğru sonuçların elde edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın gerçeğe en yakın şekilde yapılması için materyal özelliklerinin aktarılması literatür ışığında gerçekleşmiştir (254-256). Modelleri oluşturan her materyal yapısal olarak izotropik ve homojen kabul edilmektedir. Gerçekte herhangi bir canlı dokunun veya materyalin tamamen homojen ve izotropik olması mümkün olmadığı için sonlu elemanlar analizi sonuçları birebir gerçeği yansıtmayıp gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmektedir (257).

PDL’nin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda non-lineer viskoelastik ve anizotropik özellikte olduğu rapor edilirken (250, 258) bazı çalışmalarda ise lineer elastik, homojen ve izotropik olarak rapor edilmiştir (221, 259). SEA ile ‘ilk anda’ meydana gelen diş hareketleri değerlendirildiği için çalışmamızdaki PDL yapılarının izotropik, lineer elastik özelliklere sahip olduğu ve kalınlığının tüm dişlerde 0.25 mm olduğu kabul edilmiştir.

Mandibular ikinci molar dişin ortodontik olarak dikleştirilmesinde anterior ankraj gereksinimine ihtiyaç vardır (3, 24). Ankiloze dişler, dental implantlar ve mini vidalar, molar dişlerin dikleştirilmesinde mutlak ankraj sağlamada ve istenmeyen diş hareketlerini önlemede faydalıdır (260). Geleneksel diş destekli dikleştirme yöntemlerinde bu tür bir ankraj kontrolü olmadığından ankraj ünitelerinde istenmeyen diş hareketleri ile karşılaşılabilenekte, bu da tedavi süresinin uzamasına ve çeşitli komplikasyonlar meydana gelmesine neden olmaktadır (180). İskeletsel ankrajın gelişmesiyle birlikte hedef diş daha hassas kuvvet sistemleri uygulanabilmekte ve daha kısa sürede daha etkili diş hareketleri elde edilebilmektedir. İskeletsel ankraj, molar dişleri lokalize mekaniklerle ayrı ayrı dikleştirme potansiyeli de sunmaktadır (179).

Yun ve ark. mandibular ikinci molar dişin mezial tarafına yerleştirilen bir mini vida ile indirekt ankrajın kullanılabileceğini ve böylece diş dikleşirken yan etkilerin azalabileceğini bildirmiştir (166). Lee ve ark. direkt ankrajın hastanın rahatsızlığını minimuma düşürdüğünü ve indirekt ankraja göre koltukta kalma süresini azalttığını bildirmiştir. Direkt ankrajın diğer bir avantajı ise indirekt ankraj kullanıldığında ankraj ünitesinde istenmeyen hareketlerin oluşma ihtimalini ortadan kaldırmasıdır. Fakat direkt ankraj ile elde edilen kuvvetin linguale eğimli veya rotasyonlu molar dişleri dikleştirmek

için yetersiz kalabileceği bildirilmiştir (27). Çalışmamızdaki diş modellemesinde mandibular ikinci molar dişte rotasyon veya linguale eğim bulunmamaktadır. Gelecekte yapılacak çalışmalarda rotasyonlu, linguale veya bukkale eğimli parsiyel gömülü dişlerin mandibular molar dikleştirilme yöntemlerinin araştırılması literatüre ışık tutacaktır.

Mini vidaların başarısında en önemli faktörlerin başında primer stabilite gelmektedir. Mini vidanın kemiğe yerleştirilmesinden hemen sonra elde edilen mekanik kilitlenme ‘primer stabilizasyon’ olarak adlandırılmaktadır. Mini vidanın çapı ve uzunluğu gibi etkenler primer stabiliteyi etkilemektedir (261).

Mini vidanın çapının artması kortikal kemik ile temasta olan mini vida yüzey alanını arttırarak, stabiliteyi arttırmaktadır. Mini vida stabilizasyonu, kortikal kemik ile temas yüzeyi arttıkça artmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmalarda kullanılan mini vida çapları genellikle 1,0 mm ve 2,3 mm arasında değişmektedir (119). Başarılı mini vida uygulaması için ideal mini vida çapının en az 1,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir (262, 263).

Miyawaki ve ark. mini vida çapının stabiliteyi önemli ölçüde etkilediğini düşünerek 1 mm çapa sahip vidaların bir yıllık takibi sonrasında 1,5 ve 2,3 mm çapa sahip vidalardan daha az stabiliteye sahip olduğunu, 1,5 ve 2,3 mm çapa sahip vidaların ise stabilite açısından birbirlerine göre üstünlüklerinin olmadığını bildirmişlerdir (128). Wiechmann ve ark. 1,1 ve 1,6 mm çapa sahip mini vidaları maksilla ve mandibulanın palatinal ve bukkal bölgelerine uygulayarak yüksek başarı oranı elde etmişlerdir (264). Park ve ark. 2 mm’den küçük çapa sahip mini vidaların başarı oranının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (265).

Chen ve ark. yaptıkları çalışmalarda mini vidaların stabilitesinin daha iyi olması için vida uzunluğunun en az 6 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir (133). Mini vidanın kortikal kemiğe temas sağlaması için kemik içerisindeki minimum uygulama derinliğinin en az 5-6 mm olması gerektiğini belirten başka çalışmalar da bulunmaktadır (266, 267). Literatürdeki bu bilgilerin ışığında çalışmamızın birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü gruplarında 1,5 mm çap ve 8 mm uzunluğa sahip mini vida tercih edilmiştir.

Lee ve ark. yaptıkları çalışmada mini vidaların vertikal olarak yerleştirme bölgelerini araştırmışlardır. Bu bağlamda, mandibulada birinci ve ikinci premolar dişlerin kökleri arasındaki boşluğun 3 mm’den büyük olarak görüldüğü mine-sement sınırının 4 mm apikali hizasının bölgenin mini vidaların yerleştirilmesi için en uygun bölge olduğu belirtilmiştir (138).

Park ve ark. yaptığı çalışmada mini vidaların (çap $\leq 1,6$ mm) yerleştirilmesi için önerilen güvenli bölgelerin mandibulada birinci premolar ile ikinci molar dişler arasındaki vestibüler alveoler kemik olduğunu belirtmişlerdir (268). Tepedino ve ark. mandibulada, en uygun vestibüler interradiküler bölgelerin birinci ve ikinci molar dişler ile birinci ve ikinci premolar dişler arasında mine-sement sınırından 5 mm uzaklıkta olan bölgeler olduğunu bildirmiştir (269).

Poggio ve ark. mandibulada, incelenen tüm derinliklerde en güvenli bölgelerin birinci ve ikinci molar dişler ile birinci ve ikinci premolar dişler arasında olduğunu bildirmişlerdir (270). Literatürdeki bu bilgilerin ışığında çalışmamızda birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü gruplarda kullandığımız mini vida mandibular birinci ve ikinci premolar dişlerin arasına, mine-sement sınırının 4 mm apikaline yerleştirilmiştir. Mini vidayı birinci ve ikinci premolar dişler arasında tercih etme nedenlerimizden birisi de, kuvvet kolunu uzatarak ikinci molar dişi dikleştirmek için gereken moment miktarını artırmak nedeniyledir.

Bununla birlikte, Poggio ve ark. periodontal sağlığı korumak ve diş köklerine zarar gelmesini engellemek için mini vidalar ile diş kökleri arasındaki minimum kemik miktarının mini vida çevresinde 1 mm olması gerektiğini söylemişlerdir (270). En yaygın olarak kullanılan monokortikal mini vidaların çapı 1,2 ile 2 mm ve 4 ile 10 mm uzunluğunda olduğundan, yapılacak bölge bu boyutta bir mini vidayı kabul edebiliyorsa kök hasarından kaçınılabilmektedir (137, 271).

Schnelle ve ark. bir mini vidanın güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için kökler arasındaki mesafenin en az 3 mm olması gerektiğini öne sürmüştür (137).

Mini vidanın köke yakınlığı diş köklerine hasar vererek sement ve dentinde rezorpsiyonlar meydana getirebilmektedir (272, 273). Ayrıca diş kökünde meydana gelen rezorpsiyon sonucunda diş canlılığını kaybedebilir ve bu bölgede ankiloz oluşabilir. Bu tür riskleri elimine etmek amacıyla mini vidanın diştan yaklaşık 0,6 mm uzaklıkta yerleştirilmesini öneren çalışmalar da bulunmaktadır (274, 275).

Gömülü mandibular ikinci molar diş tedavi edilmediği takdirde birinci ve ikinci molar dişleri içeren çürüklere ve periodontal hastalıklara ayrıca birinci molar dişte kök rezorpsiyonu gibi ciddi sorunlara yol açabilmektedir (3, 6). Fu ve ark. çoğu gömülü mandibular ikinci molar dişin başlangıç açılanmasının (gömülü dişin uzun eksenini ile komşu birinci molar diş arasındaki açı olarak tanımlanır.) 31° ile 60° arasında değiştiğini bulmuştur (233). Çalışmamızdaki senaryolarda parsiyel gömülü mandibular ikinci molar

diş için öngörülen gömülülük dereceleri literatürdeki çalışmalar referans alınarak belirlenmiştir.

Zheng ve ark. meziale devrilmiş molar dişlerin 30°, 45°, 60° gömülülük durumlarında mini vidadan destek alınarak 0.5 N kuvvet altında yer değişimlerini ve periodontal ligamentte oluşan stresleri analiz etmek için SEA'dan yararlanmıştır. Çalışmada, mezioangüler pozisyonda gömülü ikinci molar dişlerde en uygun ortodontik dikleştirme kuvvetinin 0.5-0.8 N olduğu sonucuna varılmıştır (105).

Kittichaitanakoon ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında direkt ankraj ile başlangıç açılanması 55° olan mezioangüler şekilde gömülü daimi mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesi için 35 ve 150 g arasında kuvvet uygulamıştır. Bunun sonucunda uygulanabilecek en uygun kuvvet büyüklüğünün 80 g olduğu belirtilmiştir (231). Tamer ark. dikleştirme prosedürünün genellikle 50-80 g gibi düşük bir kuvvet gerektirdiğini belirtmiştir (29). Raveli ve ark. mezioangüler pozisyonda gömülü daimi mandibular ikinci molar dişi, kantilever spring ile 75 g kuvvet uygulayarak dikleştirmiştir (171). Abrão ve ark. yaptıkları 'fotoelastik gerilim analizinde', mandibular ikinci molar dişlerin dikleştirilmesi için uygulanan kuvvetlerin 150 g'a kadar biyolojik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir (226). Literatürdeki tüm bu bilgiler ışığında, çalışmamızda mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek için gereken kuvvet miktarı '75 g' olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda birinci grupta, molar dişleri dikleştirmek için en çok tercih edilen ve klinik uygulaması en kolay yöntemlerden biri olan klasik ni-ti open coil tekniği tercih edilmiştir.

Ortodontide kuvvet uygulayan elemanlardan olan ni-ti open coil springlerin paslanmaz çelikten yapılan springlere göre esneyebilme ve süper elastiklik özellikleri daha iyidir. Uzun süre boyunca daha hafif ve sürekli kuvvet uyguladığı için sık aktivasyona ihtiyaç duyulmadığı bildirilmiştir (276, 277). Paslanmaz çelik ve krom-kobalt springlerin aktivasyonu sonrası plastik deformasyon çok fazla gözlenirken, ni-ti open coil springlerde bu oran oldukça azdır (278). Çalışmamızda bu avantajlarından ve sık kullanılan bir materyal olmasından kaynaklı birinci grupta ni-ti open coil spring tercih edilmiştir.

Open coilin yerleştirildiği segmental ark telinin, eğimli molar dişin tüpünden geçebilecek kadar esnek ve sürtünmesiz olması tercih edilmektedir. Norton ve Proffit, eğimli molar dişin tüpünden geçebilmesi için 0,019" çapında yuvarlak kesitli paslanmaz çelik telin kullanımını önermişlerdir (173).

Lee ve ark. yaptıkları çalışmada mezioangüler şekildeki ikinci molar dişin dikleştirilmesi için mini vida kullanılarak gerçekleştirilen open coil yöntemini 0.016” paslanmaz çelik tel üzerinde uygulayarak yapmıştır (27).

Abrão ve ark. yaptıkları ‘fotoelastik gerilim analizinde’, mandibular ikinci molar dişlerin farklı yöntemler ile dikleştirilmesinin kemikte oluşturduğu stres dağılımlarını kıyaslamıştır. Bunu yaparken retromolar bölgeye yerleştirilmiş mini vida, düz ark teline yerleştirilen ni-ti open coil spring, TMA telden T loop ve TMA telden helikal yardımcı springin uygulandığı dört farklı fotoelastik model hazırlanmıştır (226). Bu çalışmada 0.018” paslanmaz çelik tel kullanarak open coil yöntemini uygulamışlardır. Tüm bu çalışmalar dikkate alınarak çalışmamızda birinci grupta 0.018” paslanmaz çelik ark teli tercih edilmiştir.

Çalışmamızda ikinci grupta tercih ettiğimiz yöntem Nienkemper ve ark.’nın çalışmasından esinlenilerek tasarlanmıştır (179). Bu yöntem; ciddi şekilde mezioangüler veya horizontale yakın pozisyonda gömülü mandibular molar dişlerde dikleştirme momentini klasik yöntemlere göre artırmasından dolayı avantaj oluşturmaktadır. Ayrıca bu yöntemde klasik dikleştirme yöntemlerindeki (çalışmamızdaki birinci senaryo) distal tüberkülleri açığa çıkarmak için gereken cerrahi müdahale ihtiyacı bulunmamaktadır. Molar tüp dişin distal tüberkül tepesine bukkal-lingual doğrultuda yerleştirilmektedir (bkz. şekil 2.4 ve şekil 2.5) (179).

Nienkemper yönteminde 0.018" paslanmaz çelik tel, tüpten mini vidanın slotu seviyesine dikey olarak bükülerek, oklüzal düzleme paralel olarak ilerleyip mini vidanın birkaç mm mezialinde bir halka ile sonlanmaktadır. Dikey kıvrıma bir durdurucu eleman (stopper) yerleştirilerek ni-ti coil spring sıkıştırılmakta ve sürekli bir dikleştirme kuvveti elde edilmektedir (179).

Çalışmamızda üçüncü grupta iskeletsel ankraj destekli kantilever spring yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem yine birinci grupta tercih ettiğimiz yöntemle benzer şekilde klinikte en çok tercih edilen ve uzun yıllardır molar dişleri dikleştirmek için literatürde oldukça sık ismi geçen yöntemlerden birisidir (161, 171, 279). Özellikle dikleştirme mekaniği sırasında bir miktar molar ekstrüzyonuna da ihtiyaç duyulan vakalarda avantaj sağladığı bilinmektedir (174).

Kantilever springler, en sık TMA telden yapılmakla beraber paslanmaz çelik telden de bükülebilmektedir (279).

TMA teller, yüksek dayanıklılık ve yaylanma kombinasyonuna sahip olduğu için kantilever springler için mükemmel derecede enerji depolanması ve çalışma aralığı

sağlamaktadır (280). TMA teller, kalıcı deformasyona uğramadan önce paslanmaz çelik tellere göre defleksiyona daha fazla dayanabilmektedir. Bu yüzden daha basit tasarımlara sahip kantilever springler bükülebilmektedir ve bu durum hekimlere klinikte zaman kazandırmaktadır (281). Paslanmaz çelik teller ise yüksek dayanıklılık ve sertlik, düşük çalışma aralığı ve yaylanma özelliklerine sahiptir (45).

0.017x0.025'' TMA ark teli tüm kantilever tiplerinde kullanılmaktadır (29). Sawicka ve ark. nın yaptıkları çalışmada kantilever springin molar dişe üç düzlemde etki ettiği, bu nedenle molar dişin lingual devrilmesini önlemek için slotu dolduran boyutta telin kullanılmasının önemli olduğu belirtilmiştir ve 0,018'' slot içinde 0,017x0,025 inç TMA ark teli kullanılmıştır (3). Tüm bu sebeplerden dolayı çalışmamızda üçüncü grupta mandibular ikinci molar dişi dikleştirmek için 0,017x0,025 inç TMA teli tercih edilmiştir.

Çalışmamızda dördüncü grupta ramus vidası kullanılarak mandibular ikinci molar dişi dikleştirme yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem Chang ve ark. tarafından geliştirilen vidaların mandibular ramus bölgesinde efektif bir şekilde kullanıldığı çalışmalarda belirtilen şekilde uygulanmıştır (31).

İnterradiküler alanda titanyum mini vidaların kullanılması yatay gömülülük durumlarında pek uygun değildir ve özellikle posterior mandibulada kullanımları daha az başarı oranı göstermektedir (120, 187). MBS kemik vidaları ise birinci ve ikinci molar dişlerin laterale yerleştirildiği için gömülülüğün bulunduğu retromolar bölgeye müdahale etmezler. Bununla beraber, yatay olarak gömülü olan molar dişlerin dikleştirilmesinde MBS vidalarının kullanılması mekanik olarak karmaşık olup kontrolü zordur. Yatay olarak gömülü bir molar dişi dikleştirebilmek için, daha yukarı ve arkaya kuvvet uygulayacak şekilde mandibula ramusuna kemik vidaları yerleştirilmektedir. Mandibulanın ramusu, kalın kortikal kemik dokusu nedeniyle mini vidaların yerleştirilmesi için uygun bir yer olmaktadır (31).

Anterior ramus bölgesinin anatomik özelliklerine en iyi uyumu sağlayabilmesi, ramus bölgesinde kalın hareketli mukoza nedeniyle yeterli kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi için daha uzun bir vidaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yüzden mandibular ramusta 2 mm çap ve 14 mm uzunluğa sahip paslanmaz çelik vida kullanılmaktadır (31-33).

Ramus vidasının yerleşimi için en uygun bölge, mandibular oklüzal düzlemin yaklaşık 5-8 mm yukarısında, yükselen ramusun internal ve eksternal oblik sırtlarının ortasındaki bölgedir. Dikleştirme kuvveti, ramus vidası ile gömülü dişlere yapıştırılan bir buton veya eyelet arasında gerilmiş elastik zincir aracılığıyla uygulanmaktadır (31).

Bu bölgede bulunan kemiğin yoğun kortikal karakteri nedeniyle vidanın yerleşim sırasında kırılma ihtimali bulunmaktadır. Bu ihtimali azaltmak için paslanmaz çelik uzun ve kalın çaplı vidaların kullanılması tavsiye edilmektedir (188). Bu nedenden ötürü çalışmamızda 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğunda vida tercih edilmiştir. Vidanın klinik uygulanabilirliğinin kolay olması, ekstra bir cerrahi müdahale (flep operasyonu) gerektirmemesi, dişin dikleştirilmesi sırasında diş hareketinin yolunu engellememesi (282) gibi avantajlarından ötürü ramus vidaları kliniğimizde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır. Yukarıda sayılan klinik uygulamadaki kolaylıklar ve avantajlar doğrultusunda, ramus vidalarının diş dikleştirmesindeki etkinliği SEA ile değerlendirilmek istenmiştir.

Diğer gruplardan farklı olarak ramus vidası grubunda tercih ettiğimiz eyelet, dişe kolayca yapıştırılarak elastik zincirlerin uygulanmasına olanak tanımaktadır. Pürüzsüz bir yüzeye ve yuvarlak başa sahip olan butonlar üzerinde elastik zincirleri tutmak ise daha zordur. Ayrıca, elastik zincirler çekiş yönü daha dikey olduğunda butondan daha kolay çıkabilmektedir. Bu nedenlerle çalışmamızda buton yerine eyelet kullanımı tercih edilmiştir (33).

5.3. Bulguların Tartışılması

Bu başlık altında mini vidalar, mandibular ikinci molar dişin etrafında oluşan gerilmeler ve daha sonra her grubun kendi içerisinde transversal, sagittal ve vertikal yöndeki dişlerde meydana gelen yer değiştirme değerleri değerlendirilmiştir. Aynı gruba ait olan senaryolar kendi içinde karşılaştırmalı olarak değerlendirildikten sonra, dört grubun tüm senaryolarında oluşan genel değişiklikler ayrı bir başlık altında değerlendirilmiştir.

5.3.1. Mini Vidalarda ve Çevresinde Oluşan Gerilmelerin Tartışılması

Mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesi sırasında 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki interradiküler mini vida birinci, ikinci ve üçüncü grupların senaryolarında direk ankraj elde etmek amacıyla kullanılırken, 2 mm çapında ve 14 mm uzunluğundaki ramus vidası dördüncü grubun senaryolarında direk ankraj elde etmek amacıyla kullanılmıştır. Mini vida ve ramus vidası etrafında meydana gelen Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde mini vidada en fazla gerilmenin ilk üç grupta lokalizasyon olarak mini vidanın 'boyun' kısmında gerçekleştiği görülmüştür. Dördüncü grupta ramus vidasında en fazla gerilmenin apikale yakın 'gövde' kısmında gerçekleştiği görülmüştür.

Gracco ve ark. SEA ile yaptıkları çalışmada kemik bloklarına yerleştirilmiş farklı uzunluklardaki mini vidalara dik olarak uygulanan kuvvet karşısında tüm vidalarda stresin yoğunlaştığı yerin boyun bölgesi olduğunu bildirmişlerdir (283).

Zhang ve ark. yapmış oldukları çalışmada mikroimplant ve kemik arayüzünde meydana gelen streslerin esas olarak boyun bölgesinde oluştuğunu, kortikal kemiğe doğru azaldığını, spongios kemikte ise çok az olduğunu bildirmiştir (284).

Gallas ve ark. ankraj amaçlı kullanılan dental implantlarda oluşan stresleri SEA ile değerlendirmiştir. Çalışmada osseointegrasyon gösterecek ve göstermeyecek şekilde implantlar modellenerek dental implantlara meziodistal yönde kuvvet uygulanmıştır. Osseointegrasyon göstermeyen implantlarda stresin daha az olduğu ve maksimum streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir (285).

Balta (286), SEA ile yaptığı çalışmada mandibular birinci ve ikinci premolar dişlerin kökleri arasına farklı açılarla yerleştirilmiş, mezial yönlü kuvvet uygulanan tüm mini vidalarda en çok gerilmenin boyun bölgesinde oluştuğunu bildirmiştir.

Mini vidaya uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin boyun bölgesinde yoğun olarak görülmesinin sebebinin, bu bölgenin mini vidanın stabilitesinde primer rol oynayan kortikal kemik ile çevrili olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir (287).

Ammar ve ark. mini vida ankrajı ile alt kanin distalizasyonunu SEA ile incelemiş ve çalışmalarının sonucunda vida çevresinde meydana gelen en fazla stresin boyun bölgesinde yoğunlaştığını, mini vida baş kısmının alt kısmında ve vidanın ilk yivinde devam etmekte olduğunu bildirmiştir (254). Aynı şekilde oluşan yoğun stres Kuroda ve ark.'nın çalışmalarında da mini vida baş kısmının alt kısmında ve vidanın ilk yivinde devam etmektedir (288).

Ramus vidası; altındaki çiğneme kası tabakası bulunan kalın keratinize olmamış mukozaya nüfuz etme ihtiyacı nedeniyle nispeten uzun (14 mm) olarak kullanılmaktadır ve ortalama 3 mm'lik bir kemik penetrasyonuna sahip olması gerekmektedir. Ayrıca, hijyen erişimi ve osseoz stabilite için vida başının yumuşak doku seviyesinin yaklaşık 5 mm üzerinde olacak şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. (188). Bu grupta stresin daha çok apikale yakın gövde kısmında yoğunlaşmasının nedeninin bu durumdan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Literatürde ramus vidalarındaki stres miktarı ve dağılımını araştıran bir SEA çalışmasına rastlanılmamıştır. Bu sebeple farklı yazarların elde ettiği sonuçlar ile çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar arasında bir değerlendirme yapılamamıştır.

Değerlere baktığımızda open coil yönteminin uygulandığı birinci grupta 45° gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.710232 N/mm², 60° gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.861757 N/mm², 75° gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.959559 N/mm² olmuştur.

Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.685816 N/mm², 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.783720 N/mm², 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.876630 N/mm² olmuştur.

Kantilever springin uygulandığı üçüncü grupta 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.766608 N/mm², 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.879964 N/mm², 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 0.964615 N/mm² olmuştur.

İlk üç çalışma grubunda da (open coil, niemkemper ve kantilever grupları) dişin gömülülük derecesi arttıkça mini vida etrafında oluşan stres artmıştır.

Ramus vidasının uygulandığı dördüncü grupta 45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 2.647101 N/mm², 60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 1.801101 N/mm², 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişe uygulanan kuvvet sonucu mini vidada oluşan gerilme 1.446610 N/mm² olmuştur. Bu grupta dişin gömülülük derecesi arttıkça vida etrafında oluşan stres azalmıştır.

Literatürde çalışmamıza benzer tedavi mekaniklerinde mini vidalarda oluşan stres miktarlarını inceleyen bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bunun yanında, dikleştirme mekaniklerinde diş köklerinde PDL' de oluşan stresleri inceleyen sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Zheng ve ark.'nın yaptığı çalışmada, mezioangüler şekilde gömülü mandibular ikinci molar dişin gömülülük açısının artmasıyla, mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL' nin stres değerinin kademeli olarak arttığını; distal tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında ise kademeli olarak azaldığını bulmuştur. Bunun nedeninin artan eğim açısı olabileceğini; mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakinken, distal tarafa yerleştirilen mini vida

gruplarında PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha uzak olmasından kaynaklandığını belirtmiştir (105).

Bu çalışmanın (105) sonuçları referans alındığında ve fiziğin temel yasalarından biri olan etki-tepki prensibi düşünüldüğünde, PDL' de meydana gelen stresin (etki) artması sonucu mini vidada meydana gelen stresin de (tepki) artması gerektiği düşünülmüştür. Buna göre ilk 3 grupta vidalarda oluşan streslerin gömülülük derecesi arttıkça artması, dördüncü grupta ise azalması beklenecektir. Ayrıca; çalışmamızın birinci, ikinci ve üçüncü gruplarında gömülülük derecesi arttıkça PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakın olmasından dolayı mini vida stresinin arttığını; dördüncü grupta ise PDL'nin basınç noktasının vidaya daha uzak olmasından dolayı gömülülük derecesi arttıkça vidada meydana gelen stresin azaldığını düşünmekteyiz.

Dört grupta genel bir değerlendirme yapıldığında mini vidalarda en fazla gerilmenin ramus vidasının kullanıldığı dördüncü grupta olduğu, diğer üç grupta ise benzer miktarlarda gerilme olduğu görülmüştür. Ramus kemik dışında kalan 11 mm' lik parçasından dolayı, kuvvetin vidaya aktarılma noktası kemiğin üst yüzeyinden uzaklaşmaktadır. Bundan dolayı mini vida üzerinde oluşan moment, kuvvet kolunun uzamasından dolayı artmış olacaktır. Bu da ramus vidası üzerinde daha fazla stres birikmesine neden olmuş olabilir. Gracco ve ark. vida çapının artması ile vidalarda oluşan gerilmelerin artabileceğinden bahsetmişlerdir. Ramus vidası grubunda vidanın çapı (2 mm) diğer gruplardan daha fazladır ve bu da stresin daha yüksek çıkmasının nedenlerinden biri olabilir (283). Tüm bunlar dışında, ramus vidasının kemiğin içinde kalan miktarının (3 mm) diğer gruplardan az olmasından dolayı, bu bölgede birim alan başına düşen stres miktarının daha fazla olması da beklenecektir.

Vidalarda ikinci en fazla gerilmenin görüldüğü dikleştirme yöntemi kantilever spring yöntemidir. Bunun sebebinin vidada oluşan moment ve ekstrüzyon kuvvetinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Vidalarda en az gerilmeler open coil ve niemkemper yöntemlerinde meydana gelmiştir. Bu yöntemler arasında bir inceleme yapıldığında ise Niemkemper yönteminde vidada daha az gerilmenin olduğu söylenebilir. Bunun sebebi, open coil yönteminde ark telinin vida ile yaptığı açıdan dolayı daha fazla stres yükleyebilecek oblik kuvvetlerin oluşması olarak düşünülmüştür. Park ve ark. yaptıkları araştırmada aksiyal kuvvetlerin mini vidaların başarısızlık oranını arttırdığını belirtmişlerdir (130).

Niemkemper yönteminde kuvvet vidaya daha kabul edilebilir ve yıkıcı olmayacak şekilde dik açı oluşturarak iletilmektedir. Niemkemper ve ark' nın bu sistemi tanıttığı

çalışmasında sistemin avantajlarından biri olarak kuvvetin vidaya lateral olarak iletilmesi gösterilmiştir (179).

Vidaların çevresindeki maksimum ve minimum gerilme (sıkışma) alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan vidanın posteriorunda, en fazla sıkışmanın ise kuvvetin uygulama yönü olan vidanın anteriorunda gerçekleştiği gözlemlenmektedir. Değer olarak baktığımızda da en fazla gerilme ve sıkışmanın ramus vidasını kullandığımız dördüncü grupta olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler kuvvetin ilk uygulandığı andaki değişimleri göstermekte olup mini vidalarda kuvvet doğrultusuna yönelme eğilimi görülmüştür. Vidalarda boyun bölgesindeki stresin daha fazla olması vida çevresinde kemik rezorpsiyonuna ve vidaların gevşemesine neden olabilir. Tüm bunlar tedavinin aksamasına, uzamasına ve başarısızlığa sebep olabilmektedir. Bu gibi durumlarla karşılaşmamak için; kuvvetin optimal düzeyde verilmesi, bazı durumlarda vida sayısının artırılması ya da ek mekaniklerin uygulanması önerilmektedir.

5.3.2. Köklerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Open coil ile dikleştirme yönteminin uygulandığı birinci senaryoda (45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş), ikinci senaryoda (60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) ve üçüncü senaryoda (75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) köklerdeki Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin tüm bu senaryolarda distal kökün apikal üçlüsünde ve sırasıyla 0.002442 N/mm², 0.002477 N/mm², 0.002497 N/mm² olduğu tespit edilmiştir.

Nienkemper yönteminin uygulandığı birinci senaryoda (45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş), ikinci senaryoda (60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) ve üçüncü senaryoda (75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) köklerdeki Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin tüm bu senaryolarda distal kökün apeksinde ve sırasıyla 0.002310 N/mm², 0.002333 N/mm², 0.002343 N/mm² olduğu tespit edilmiştir.

Kantilever spring yönteminin uygulandığı birinci senaryoda (45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş), ikinci senaryoda (60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) ve üçüncü senaryoda (75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) köklerdeki Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin tüm bu senaryolarda mezial kökün apekse yakın apikal üçlüsünde ve sırasıyla 0.002560 N/mm², 0.002650 N/mm², 0.002750 N/mm² olduğu tespit edilmiştir.

Buraya kadar bahsedilen ilk 3 grupta (open coil, niemkemper ve kantilever grupları) genel olarak bakıldığında gömülülük derecesi arttıkça köklerdeki PDL'de meydana gelen gerilmenin de arttığı görülmektedir.

Ramus vidalı yöntemin uygulandığı birinci senaryoda (45° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş), ikinci senaryoda (60° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) ve üçüncü senaryoda (75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar diş) köklerdeki Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin sırasıyla birinci senaryoda mezial kökün servikal üçlüsünün mezialinde 0.002856 N/mm^2 , ikinci senaryonun mezial kökün servikal üçlüsünde 0.002828 N/mm^2 , üçüncü senaryoda mezial kökün servikal üçlüsünün furkasyona yakın kısmında 0.002473 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Ramus vidasının uygulama grubunda genel olarak bakıldığında gömülülük derecesi arttıkça köklerdeki PDL'de meydana gelen gerilmenin azaldığı görülmektedir.

Literatürde molar dikleştirme yöntemlerini SEA ile inceleyen ve bunun sonucunda köklerde PDL'de meydana gelen gerilmeleri araştıran kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Zheng ve ark. yaptığı çalışmada mezioangüler şekilde gömülü mandibular ikinci molar dişin gömülülük açısının artmasıyla, mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL stresinin kademeli olarak artarken, distal tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL stresinin kademeli olarak azaldığını bulmuştur. Bunun nedeninin mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakın olmasından, distal tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha uzak olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir (105). Çalışmamızda Zheng ve ark.'nın görüşlerine benzer şekilde, ilk üç grupta gömülülük derecesi arttıkça PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakın olmasından dolayı PDL stresinin arttığını, dördüncü grupta ise PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha uzak olmasından kaynaklı PDL stresinin azaldığını düşünmekteyiz.

Gruplar arası köklerdeki gerilme miktarlarına bakıldığında, en fazla gerilmenin ramus vidalı yöntemde olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin dişe daha fazla stres yükleyebilecek oblik kuvvetlerden, ramus vidasının dişe olan mesafesinin fazla olması ihtimalinden ve bundan dolayı dişte meydana gelen momentin diğer yöntemlere göre daha fazla olabileceğinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Literatürde ramus vidalı dikleştirme yöntemlerini SEA analizi ile inceleyen ve köklerde meydana gelen gerilmeleri araştıran bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Çalışmamızda köklerde oluşan gerilmelerde en fazla gerilmenin görüldüğü ikinci sıradaki yöntem kantilever spring yöntemidir. Abrão ve ark. yaptıkları fotoelastik stres

analizi çalışmasında, inceledikleri dört farklı yöntem arasında (retromolar bölgeye yerleştirilmiş bir mini vida, ni-ti open coil spring, TMA telden yapılan T-loop ve kantilever spring) köklerde en fazla gerilme yaratan yöntemin kantilever spring ile yapılan dikleştirme yönteminin olduğunu ve bunun sebebinin kantilever springin daha fazla mekanik etkiye sahip olmasından kaynaklandığını belirtmiştir (226). Ayrıca yapılan bazı çalışmalarda, köklerin meziale hareketinin kronun distale devrilme hareketine göre daha zor olduğu ve bu durumun eksternal apikal kök rezorpsiyonunun artışı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (289, 290). Çalışmamızda da bu bulguyu destekler nitelikte, tüm gruplar arasında köklerde en fazla meziale yer değiştirmenin kantilever grubunda olduğu görülmektedir. Ayrıca dişte oluşan dikleştirme momenti ve ekstrüzyon hareketinden kaynaklı olarak PDL'de meydana gelen stres miktarı diğer mezial ankrajlı yöntemlere göre artmış olabilir.

Köklerde PDL'de en az gerilmeler open coil ve niemkemper yöntemlerinde meydana gelmiştir. Bu yöntemler arasında bir değerlendirme yapıldığında ise, Niemkemper yönteminde kökte daha az gerilmenin olduğu söylenebilir. Bunun sebebinin, open coil yönteminde ark telinin vida ile yaptığı açıdan dolayı kökte daha fazla stres yükleyebilecek oblik ve aksiyal kuvvetlerin oluşması olarak düşünülmektedir. Niemkemper yönteminde kuvvet diş üzerine daha kabul edilebilir ve yıkıcı olmayacak şekilde vida ile dik açı oluşturarak iletilmektedir. Ayrıca kuvvetin uygulandığı noktanın diğer gruplara göre köklerden daha uzak olması da PDL üzerinde daha az stres oluşmasına neden olmuş olabilir.

Yukarıda bahsettiğimiz tüm bu bilgiler ışığında, kök rezorbsiyonu açısından en riskli iki yöntemin ramus vidalı ve kantilever springin kullanıldığı yöntemler olduğu görülmektedir. Özellikle bu iki yöntemde PDL'de oluşan streslerin azaltılması için, uygulanan kuvvetin mutlaka optimal seviyede ayarlanması, kuvvet iletilen noktanın köklerden daha uzak bir bölgeye taşınması gibi önlemlerin alınması önerilmektedir.

5.3.3. Dişlerde Oluşan Hareketlerin Tartışılması

5.3.3.1. Ni-Ti Open Coil, Nienkemper Yöntemi, Kantilever Spring ve Ramus Vidası ile Yapılan Mandibular İkinci Molar Dişi Dikleştirme Paterninin Eksenlere Göre Değerlendirilmesi

Çalışmamızda X, Y ve Z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirmelerin paterni aşağıdaki 3 başlık altında toplu bir şekilde değerlendirilmiştir. Bu başlıklarda literatürde yapılan benzer çalışmalar ile ilgili bir tartışma gerçekleştirilmemiştir.

5.3.3.1.1. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Transversal Yöndeki (X Eksen) Yer Değiştirmelerin Değerlendirilmesi

Transversal yöndeki hareketler incelendiğinde tüm gruplarda ve tüm gömülülük derecelerinde; mandibular ikinci molar dişin kronunun distal kısmında linguale, mezial kısmında bukkale hareket; köklerde ise distal kökte linguale, mezial kökte bukkale hareket meydana geldiği görülmüştür. X eksenindeki bulgular genel olarak yorumlandığında, dikleşme esnasında dişte saf olarak bukkale veya linguale bir hareket görülmeksizin distolingual yönde rotasyon meydana geldiği söylenebilir. Kuvvetin yaylar aracılığı ile direkt olarak bukkal tüberküllere iletilmesi bu rotasyon hareketinin nedeni olarak düşünülmüştür. X ekseninde en çok yer değiştirme meziobukkal tüberkülde görülmüştür. İlk üç grupta tüpün ve son grupta eyeletin distobukkalde konumlanmasından dolayı, meziobukkal tüberkülde daha fazla momentin oluşması bu durumu açıklar niteliktedir.

Görülen bu distolingual rotasyon hareketi istenilmeyen bir yan etkidir. Bu durum, mekaniklerin efektif bir şekilde çalışmamasına, tedavinin uzamasına ve ileri rotasyon durumlarında periodontal problemlere sebebiyet verebilir.

Birinci, ikinci ve üçüncü grup senaryolarında tüp slotunu dolduracak daha kalın ark telleri ile çalışılması veya lingual bölgeden de dişe kuvvet iletecek elemanların eklenmesi ile bu rotasyon hareketi azaltılabilir fakat sayılan bu uygulamaların klinik uygulanabilirliği parsiyel gömülü molar dişin konumu gereği oldukça zordur. Nienkemper ve ark. yaptıkları çalışmada, uyguladıkları dikleştirme mekaniğinin bir yan etki olarak molar dişte distolingual yönde rotasyona sebebiyet verdiğini söylemiştir. Bu durumun önüne geçebilmek için, teli bukkolingual olarak konumlandırılan molar tüpüne yerleştirilmeden önce yaklaşık 20-30 derece açıldırılmış ve saat yönünün tersine distobukkal yönde rotasyon momenti oluşturarak anti rotasyon etkisi elde etmişlerdir

(179). İkinci grup senaryolarında tele bu şekilde bir büküm vererek dişte meydana gelen distolingual rotasyon etkisinin önlenilebileceği düşünülmüştür.

Ek olarak, dördüncü grup senaryolarında; ramus vidasından dişe hem bukkal hem de lingual yönden kuvvet vermek, ramus vidasını molar dişin bukkolingual olarak ortası hizasına denk gelecek şekilde yerleştirmek, molar dişteki ataşmanı dişin bukkal yüzeyine değil de bukkolingual olarak ortası hizasına yakın bir konuma yerleştirmek gibi modifikasyonlar ile bu senaryolarda gerçekleşen distolingual rotasyon azaltılabilir veya elimine edilebilir.

Dört grup transversal yönde (x eksen) karşılaştırıldığında tüm gömülülük derecelerinde en fazla yer değiştirme yani en fazla rotasyon hareketi ramus vidalı grupta görülmüştür. İkinci olarak kantilever spring grubunda, üçüncü olarak open coil grubunda, en az Nienkemper yönteminin uygulandığı grupta görülmüştür. Ramus vidalı yöntemde kuvvet oblik olarak direkt elastik zincir vasıtası ile uygulandığı için rotasyon etkisinin daha fazla olduğu düşünülmüştür. Kantilever spring mekaniğinde ise, tüp üzerinde distal yönde meydana gelen momentin dişte aynı zamanda ekstrüzyon kuvveti de oluşturmasıyla rotasyon etkisinin artırmış olabileceği düşünülmüştür (162). Dişte en az rotasyon görülen yöntemler sırasıyla open coil ve Nienkemper gruplarıdır. Molar dişe okluzalden bakıldığında, open coil grubunda tüpün direnç merkezine daha uzak konumlanmasından dolayı rotasyon miktarının Nienkemper yönteminin uygulandığı gruba göre daha fazla çıkmış olabileceği düşünülmüştür.

Klinik olarak incelendiğinde, tedavi öncesinde hali hazırda meziolingual rotasyonlu molar dişlerin görüldüğü durumlarda ramus vidalı yöntemi uygulamak avantaj sağlayabilir. Tam tersi, distolingual rotasyonlu molar dişlerin görüldüğü durumlarda da Nienkemper yöntemini uygulamak tedavi esnasında rotasyonun daha da artmaması adına faydalı olabilir. Yine de bu tip vakalarda yukarıda bahsedildiği üzere, rotasyon hareketinin meydana gelmemesi için çeşitli önlemlerin alınması önerilmektedir.

5.3.3.1.2. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Sagittal Yöndeki (Y Eksen) Yer Değiştirmelerin Değerlendirilmesi

Y ekseninde meydana gelen hareketleri kron ve kök seviyesindeki hareketler olarak ayrı ayrı incelemenin daha doğru olacağı düşünülmüştür. Gömülülük vakalarında her ne kadar kronun distal yönde hareketi faydalı olsa da, bunun kontrolsüz bir devrilme hareketi olduğu unutulmamalıdır. Bu vakalarda asıl istenilen ve daha kontrollü olan, köklerdeki mesial yönlü harekettir (229). Tüm bunlar dışında, kron ve köklerde meydana

gelen distal ve mesial yönlü hareketlerin bazı vakalarda bize avantaj sağlayabileceği, bazı vakalarda da dezavantaj oluşturabileceği göz önünde bulundurulmalı ve sonuçlar vakanın karakterine göre değerlendirilmelidir.

Bu kapsamda krondaki hareketler incelendiğinde, tüm senaryolarda dikleştirme esnasında kronda distal yönlü hareket meydana geldiği görülmüştür. Diğer bir ifade ile, devrilmiş olan dişte saat yönünün tersinde bir dikleşme momenti meydana gelmiştir. Kronda görülen yer değiştirme miktarı ise köklerden fazla miktarda oluşmuştur. Bu da dişin dikleşirken aynı zamanda kronunun distal yönde yer değiştirmesine sebebiyet verecektir. Kuvvetin kron seviyesinden iletilmesi ve dişin rotasyon merkezine uzak olması bu durumun nedeni olarak düşünülmüştür. Molar diş dikleşirken en çok yer değiştirme distobukkal tüberkülde görülmüştür.

Kronda distal yönlü en fazla yer değiştirme, Nienkemper yönteminin uygulandığı grupta görülmüştür. İkinci olarak open coil grubunda, üçüncü olarak ramus vidasının uygulandığı grupta, en az kantilever spring yönteminin uygulandığı grupta görülmüştür.

Nienkemper yönteminin uygulandığı grupta tüp en distal konumda ve direnç merkezine en uzakta yerleştirildiği için en fazla distalizasyon miktarının bu grupta gerçekleştiği düşünülmüştür (179). Dikleşme esnasında distalizasyon hareketi de arzu edilen ve gömülü ikinci molar dişin distalinde yeterli yerin olduğu vakalarda bu durum avantajlı olabilir. Open coil ve ramus vidasının uygulandığı gruplarda tüpün direnç merkezine olan uzaklığının daha az olmasından ve ramus vidalı yöntemde dikleştirme momentinin distal kuvvet vektörüne göre daha belirgin oluşundan dolayı ramus vidalı yöntemde daha az hareket görüldüğü düşünülmüştür. Kantilever spring grubunda, kuvvetin mezialden itme veya distalden çekme şeklinde iletmeyip asıl etkinin dişin rotasyon merkezinde oluşturulan moment etkisi ile meydana gelmesi, bu grupta distalizasyon miktarının daha az oluşmasına sebep vermiş olabilir.

Y ekseninde köklerdeki hareketler incelendiğinde, 45° ve 60° gömülülük açısına sahip tüm senaryolarda dikleşme esnasında molar dişin köklerinde meziale hareket meydana geldiği görülmüştür. Farklı olarak, 75° gömülülük açısına sahip birinci, ikinci ve dördüncü gruplardaki (open coil, niemkemper ve ramus vidası grupları) senaryolarda, molar dişin köklerinde de distale hareket meydana gelmiştir. Diğer bir ifade ile, dişin uzun ekseninin neredeyse yer düzlemine paralel hale yaklaştığı bu senaryoda, krona iletilen distal yönlü itme ve çekme kuvveti köklerde de distal yönde bir hareket meydana getirmiştir. Bu durum, ikinci molar dişin kronunun birinci molar dişin köküne çok yakın veya temasta olduğu vakalarda ikinci molar dişi uzaklaştırmak adına faydalı olabilir.

Üçüncü grubun (kantilever) 75°gömülülük derecesine sahip senaryosunda diğer gruplardan farklı olarak köklerde de meziale hareket meydana geldiği görülmüştür. Ayrıca tüm gruplar genel olarak incelendiğinde de en fazla mezial kök hareketi kantilever grubunda görülmüştür. Bu da bize en kontrollü dikleştirme yönteminin kantilever spring yöntemi olduğunu göstermektedir. Yukarıda bahsedildiği üzere, kronda en az distalizasyon hareketi oluşturan mekaniğin de kantilever spring olduğu düşünüldüğünde; bu mekanikle gerçekleştirilen tedavilerde, dişin daha çok olduğu yerde ve kökteki mezial harekete bağlı olarak dikleştiği söylenebilir. Bu durum distalizasyon istemediğimiz ve ikinci molar dişin distalinde yeterli yerin olmadığı vakalarda bize avantaj sağlayacaktır.

5.3.3.1.3. Tüm Gruplarda Meydana Gelen Vertikal Yöndeki (Z Eksen) Yer Değiştirmelerin Değerlendirilmesi

Vertikal yöndeki hareketler incelendiğinde ilk üç grupta (open coil, niemkemper ve kantilever grupları) ve tüm gömülülük derecelerinde; mandibular ikinci molar dişin kronunda koronal yönde, köklerde ise apikal yönde hareket meydana geldiği görülmüştür. Diğer bir ifade ile, dişte saat yönünün tersi yönünde meydana gelen dikleştirme momentinin etkisi ile kron ve kökte zıt yönlü hareketler meydana gelmiştir. Kuvvetin birinci ve ikinci grupta açıcı ni-ti yay, üçüncü grupta TMA kantilever spring aracılığı ile dişte distal yönde devirici momentin oluşması bu durumun nedeni olarak düşünülmüştür. Dördüncü grupta (ramus vidası grubu) tüm gömülülük derecelerinde ilk üç gruptan farklı olarak mandibular ikinci molar dişin hem kronunda hem de köklerinde koronale hareket meydana geldiği görülmüştür. ‘Çekme’ tipinde olan kuvvetin üst bir seviyeden (ramus) elastik zincir aracılığı ile dişe iletilmesi bu durumun meydana gelmesinde etken olmuş olabilir. Ayrıca bu görüşü destekler nitelikte, tüm gruplarda en fazla koronal yönde hareket miktarının bu grupta olduğu görülmüştür. Özellikle şiddetli gömülülük vakalarında tedavinin ilk aşamalarında, bu dişlerin görünür hale getirilmesi için koronal yönde bir hareket istenecektir. İşte bu aşamada, ramus vidalı dikleştirme yönteminin ciddi avantaj sağlayacağı düşünülmüştür.

Vertikal yöndeki hareketler incelendiğinde tüm gruplarda ve tüm gömülülük derecelerinde; bukkal tüberküllerdeki yer değiştirme miktarının lingual tüberküllere göre daha fazla olduğu görülmüştür. Bu da bize, dişin dikleşirken aynı zamanda kronunda linguale devrilme hareketinin meydana geldiğini göstermektedir. En çok yer değiştirme ise meziobukkal tüberkülde görülmüştür. Aynı zamanda krondaki yer değiştirmenin

köklerden fazla olduğu tespit edilmiştir. Kuvvetin kron seviyesinden iletilmesi bu durumun nedeni olarak düşünülmüştür.

Dört grup vertikal yönde karşılaştırıldığında tüm gömülülük derecelerinde en fazla yer değiştirme ramus vidalı grupta görülmüştür. İkinci olarak kantilever spring grubunda, üçüncü olarak open coil grubunda, en az Nienkemper yönteminin uygulandığı grupta görülmüştür.

Klinik açıdan bakıldığında, tedavi esnasında molar dişin ekstrüzyonu da istenilen özellikle hipodiverjan büyüme paternine sahip hastalarda ramus vidalı yöntemin avantajlı olacağı düşünülmüştür. Kantilever spring yönteminin uygulandığı grupta mini vida üzerinde meydana gelen apikal yönlü kuvvete karşılık, molar dişte de koronal yönde bir kuvvet meydana gelmektedir. Literatürdeki çalışmalarda, kantilever spring yöntemlerindeki kaldırıcı etkisi ile molar dişte ekstrüzyon hareketi olduğu belirtilmiştir (162, 291).

Dişte en az ekstrüzyon hareketi görülen yöntemler sırasıyla open coil ve Niemkemper gruplarıdır. Diğer bir ifade ile, molar dikleştirilmesi esnasında dik yön kontrolü en iyi olan mekanikler bu ikisidir. Open coil yönteminde, tüp üzerine gelen kuvvetin doğrultusu telin pozisyonundan ötürü koronal ve distal yönlüdür. Bu koronal yönlü kuvvet dişte ekstra bir ekstrüzyon hareketi meydana getirmiş olabilir. Niemkemper yönteminde ise, kuvvet dişe dik açı ile iletilmektedir. Bu yüzden bu grubun dik yön kontrolü yönünden en başarılı grup olduğu düşünülmüştür. Klinik açıdan bakıldığında, tedavi esnasında molar dişin ekstrüzyonunu istemediğimiz özellikle hiperdiverjan büyüme paternine sahip hastalarda Niemkemper yönteminin avantajlı olacağı düşünülmüştür.

5.3.3.2. Ni-Ti Open Coil, Nienkemper Yöntemi, Kantilever Spring ve Ramus Vidası ile Yapılan Mandibular İkinci Molar Dişi Dikleştirme Paterninin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Bu başlık altındaki alt başlıklarda, dişlerde meydana gelen yer değiştirme paternleri literatürdeki benzer çalışmalar ile tartışılacaktır.

Anlık yer değiştirme bulgularını renkli skala ile gösteren görüntülerde, genel olarak dört gruptaki ikinci molar dişin birbirine yakın değerlerde hareket ettiği, değerler arasında küçük farklar olduğu görülmüştür. Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen bu değerlerin, kuvvet uygulandığı andaki periodontal ligamentin izin verdiği ölçüde dişlerin hareketine ait olduğu unutulmamalıdır. Dolayısıyla analiz sonucunda

gruplar arasında gözlenen anlık hareket miktarları arasındaki farkın küçük de olsa kliniğe yansımalarının önem arz edebileceğini düşünmekteyiz.

45°, 60° ve 75° parsiyel gömülü mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesi için ni-ti open coil, Nienkemper yöntemi, kantilever spring ve ramus vidası ile kuvvet uygulanmıştır. Gömülülük açısının, kuvvet uygulama noktasının, yönünün ve ankraj alınan bölgelerin konumunun farklılık göstermesi dikleştirme paternlerinde farklı sonuçlar çıkmasına yol açmıştır.

5.3.3.2.1. Trasversal Yöndeki (X Eksen) Yer Değiştirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Literatürde farklı tekniklerle gerçekleştirilen mezial iskeletsel ankrajlı molar dikleştirme yöntemlerinin araştırıldığı SEA çalışmaları incelendiğinde, molar dişte dikleşme esnasında meydana gelen distolingual rotasyon hareketinin çalışmamız ile uyumlu olduğu görülmüştür (229, 231). Diğer bir SEA çalışmasında ise Zheng ve ark. bu çalışmaların ve bizim çalışmamızın aksine, mezial iskeletsel ankrajlı dikleştirme yöntemlerinin molar dişin kronunda bukkale, köklerinde linguale hareket olduğu ve dişte meziobukkal yönde rotasyon hareketine eğilimin olduğunu belirtmiştir (105). Buna sebep olarak mini vidanın tüpün pozisyonuna göre daha bukkalde yer alması gösterilmiştir.

X eksenindeki en fazla hareketin meziobukkal tüberkülde görülmesi durumu literatürde bazı SEA çalışmaları ile uyumlu iken; (105, 229) Kittichaithanakoon ve ark.'nın yaptıkları SEA çalışması ile uyumlu değildir. Yazarlar çalışmalarında, direkt ankraj ile başlangıç açılanması 55° olan mezioangüler gömülü daimi mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesi için 35 ve 150 g arasında değişen kuvvet uygulamışlar ve bunun sonucunda x ekseninde en fazla hareketin distobukkal tüberkülde görüldüğünü tespit etmişlerdir (231). Çalışmamızdaki distobukkal konumlandırmadan farklı olarak, bu çalışmada molar tüpünün meziobukkale yakın konumlanmış olması, distobukkal tüberkülde daha fazla momentin oluşmasına sebebiyet vermiş olabilir.

Literatürde distal iskeletsel ankrajlı dikleştirme yöntemlerinin sonuçları ile ilgili kısıtlı sayıda SEA çalışması bulunmaktadır. Çalışmamızdaki mekaniğe benzer olarak, Zheng ve ark. retromolar bölgeye yerleştirdikleri 1.5 mm çapında ve 10 mm uzunluğuna mini vidalar ile mandibular molar dişin dikleşme mekaniğini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda molar dişte dikleşme esnasında distolingual yönde rotasyon meydana geldiği belirtilmiştir (105). Bu da bizim ramus vidası bulgularımız ile benzerdir. Literatürdeki SEA çalışmaları dışındaki klinik çalışmalar incelendiğinde, Chang ve ark.'nın ramus

vidası kullanarak çok sayıda hastada klinik çalışmalar yürüttüğü görülmüştür. Fakat bu çalışmalarda dişin dikleştirilmesinde yukarıya ve distal yönde çekme kuvveti uygulandığı belirtilse de dişte meydana gelen rotasyonel durum ile ilgili bir bilgi belirtilmemiştir (31, 32).

5.3.3.2.2. Sagittal Yöndeki (Y Eksen) Yer Değiştirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Literatürde farklı tekniklerle gerçekleştirilen mezial iskeletsel ankrajlı molar dikleştirme yöntemlerinin araştırıldığı SEA çalışmaları incelendiğinde, molar dişte dikleşme esnasında meydana gelen distale devrilme hareketinin genel hatları ile çalışmamızla uyumlu olduğu görülmüştür (105, 229, 231). Y eksenindeki en fazla hareketin distobukkal tüberkülde görülmesi durumu bu alanda çalışılmış literatürdeki iki çalışma ile uyumlu bulunurken (105, 229); Kittichaithanakoon ve ark.'nın SEA çalışmasında y eksenindeki en fazla hareketin meziobukkal tüberkülde görüldüğü belirtilmiştir (231). Bu sonucun bizim çalışmamızla uyumlu olmadığı görülmüştür. Bu çalışmada tüpün meziobukkale yakın konumlanmış olması ve kuvvetin ilk iletildiği noktanın meziobukkal tüberkül olmasından dolayı bu tüberkülde yer değiştirme miktarının daha fazla olduğu düşünülmüştür.

Literatürde distal iskeletsel ankrajlı dikleştirme yöntemlerinin sonuçları ile ilgili kısıtlı sayıda SEA çalışması bulunmaktadır. Zheng ve ark.'nın retromolar bölgeden mini vida desteği alarak tasarladığı SEA çalışmasında, molar dişte dikleşme esnasında distal yönde devrilme meydana geldiği belirtilmiştir (105). Bu da çalışmamızdaki ramus vidası bulgularımız ile benzerdir. Chang ve ark.'nın yaptıkları klinik çalışmada dişin distale olurken aynı zamanda dikleştiği yani distal yönde devrilme hareketine uğradığı çeşitli görsellerle belirtilmiştir (31, 32).

5.3.3.2.3. Vertikal Yöndeki (Z Eksen) Yer Değiştirmelerin Literatürdeki Çalışmalar ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Literatürde farklı tekniklerle gerçekleştirilen mezial iskeletsel ankrajlı molar dikleştirme yöntemlerinin araştırıldığı iki SEA çalışmasında, çalışmamıza benzer şekilde molar dişte dikleşme esnasında linguale devrilme hareketi olduğu görülmüştür (229, 231). Zheng ve ark.'nın yaptığı diğer bir mezial iskeletsel ankrajlı SEA çalışmasında ise çalışmamıza benzer şekilde molar dişte dikleşme esnasında kronta ekstrüzyon, köklerde intrüzyon hareketinin olduğu belirtilmiştir (105).

Z eksenindeki en fazla hareketin meziobukkal tüberkülde görülmesi durumu literatürde bazı çalışmalar ile uyumlu bulunurken (105, 229); Kittichaithanakoon ve ark.'nın SEA çalışmasında en fazla hareketin distolingual tüberkülde görüldüğü belirtilmiştir (231). Kittichaithanakoon ve ark.'nın yaptığı çalışmada mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesinde görülen ilk hareketin linguale devrilme hareketi olduğu ve linguale devrilme hareketinin distale devrilme hareketinden daha fazla olduğu belirtilmiştir. Çalışmada, z ekseninde en fazla hareketin distolingual tüberkülde görülmesinin sebebinin bu durum olduğu düşünülmüştür.

Literatürde distal iskeletsel ankrajlı dikleştirme yöntemlerinin sonuçları ile ilgili kısıtlı sayıda SEA çalışması bulunmaktadır. Zheng ve ark. retromolar bölgeye yerleştirdikleri 1.5 mm çapında ve 10 mm uzunluğuna mini vidalar ile mandibular molar dişin dikleşme mekanizmasını incelemiştir. Çalışmanın sonucunda molar dişte dikleşme esnasında lingual yönde devrilme meydana geldiği belirtilmiştir (105). Bu da bizim ramus vidası bulgularımız ile benzerdir. Chang ve ark.'nın yaptıkları klinik çalışmada dişin dikleşirken aynı zamanda ekstrüze de olduğu ugradığı çeşitli görsellerle belirtilmiştir (31, 32).

Bu tez çalışmasının limitasyonlarından biri, sonlu elemanlar analizi yönteminde yumuşak doku ve kasların uygun materyal özelliklerinin tam olarak bilinmemesi nedeniyle modellenememesi ve bundan dolayı ağız boşluğunun tamamen birebir çalışmaya yansıtılamamış olmasıdır. Molar dişler dikleşirken posterior bölgede yeterli yapışık diş etinin bulunması gereklidir. Ayrıca posterior bölgedeki yumuşak dokular dişin dikleşmesine engel oluşturacak şekilde direnç gösterecektir. Diş, kortikal kemik, süngerimsi kemik, periodontal ligament, mini vida, ramus vidası ve dişe uygulanan mekanikler modellenenilse de, canlı dokular zamanla değişkenlik gösteren biyolojik yapılar olup, bunların dijital ortama tam olarak yansıtılabileceği teknolojinin henüz var olmaması sebebiyle kesin klinik sonuçlara ulaşmak günümüzde mümkün değildir.

Diğer bir limitasyon ise, elde edilen verilerin sadece kuvvetin uygulanma anına ait veriler olmasıdır. Uzun dönemdeki değişikliklerin değerlendirilmesi için non-lineer ve dinamik analizlere ihtiyaç vardır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarından elde edilen sonuçların niteliksel olmayıp niceliksel çalışmalar olduğu ve insan kafa yapılarının biyolojik olarak farklı olmasından kaynaklanan bireysel değişikliklerin hesaba katılamadığının da belirtilmesinde fayda bulunmaktadır.

Ayrıca çalışmamızda iskeletsel ankrajdan dolayı sadece gömülü olan ikinci molar dişe kuvvet iletildiği varsayılmıştır. Mandibular ikinci molar dişin dikleşme anında

mandibular birinci molar ve ikinci premolar diş üzerinde meydana getirdiği yer değiştirme ve bu dişlerde üzerinde oluşan stresler göz önünde bulundurulmamıştır. Yukarıda bahsedilen tüm bu limitasyonlar dahilinde, gelecekte yapılacak daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulduğu dşnlmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İskeletsel ankraj destekli Ni-ti open coil, Nienkemper yöntemi, Kantilever spring ve Ramus vidalı yöntemler kullanılarak mandibular ikinci molar dişin dikleştirilmesi üzerine yapılan çalışmamızda, molar diş üzerindeki stres ve yer değiştirme etkileri ile mini vidalarda oluşan stres miktarları SEA yöntemiyle değerlendirilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Mini vidalar etrafında meydana gelen Von Mises gerilme dağılımlarında en fazla gerilme ilk üç grupta mini vidanın boyun kısmında; ramus vidasının kullanıldığı dördüncü grupta ise apikale yakın gövde kısmında gerçekleşmiştir.
2. İlk üç grupta (open coil, niemkemper ve kantilever grupları) dişin gömülülük derecesi arttıkça mini vida etrafında oluşan gerilim de artmıştır. Dördüncü grupta (ramus vidası grubu) ise dişin gömülülük derecesi arttıkça vida etrafında oluşan gerilim azalmıştır. Mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında (ilk üç grup) PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakın; distal tarafa yerleştirilen mini vida grubunda (dördüncü grup) PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha uzak olması bu durumun sebebi olarak düşünülmüştür.
3. Mini vidalarda en fazla gerilme ramus vidasının kullanıldığı dördüncü grupta; en az gerilme ise Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta görülmüştür. Niemkemper yönteminde kuvvet vidaya dik açı oluşturarak lateral olarak iletilmektedir. Bu da vida üzerinde daha kabul edilebilir ve daha az yıkıcı bir stres birikimine neden olmuştur. Ramus vidası yönteminde ise kuvvet oblik olarak elastik zincir aracılığı ile iletilmektedir.
4. Tedavi esnasında mini vidalarda meydana gelen yoğun stresler vida çevresinde kemik rezorpsiyonuna ve vidaların gevşemesine neden olabilir. Tüm bunlar tedavinin aksamasına, uzamasına ve başarısızlığa sebep olabilmektedir. Bu gibi durumlarla karşılaşmamak için; kuvvetin optimal düzeyde verilmesi, vidalara daha fazla stres yükleyebilecek oblik kuvvetlerin azaltılması, gerektiğinde vida sayısının arttırılması ya da ek mekaniklerin uygulanması önerilmektedir.

5. İlk üç grupta (open coil, niemkemper ve kantilever grupları) dişin gömülülük derecesi arttıkça diş kökleri etrafında oluşan gerilim de artmıştır. Dördüncü grupta (ramus vidası grubu) ise dişin gömülülük derecesi arttıkça kökler etrafında oluşan gerilim azalmıştır. Mezial tarafa yerleştirilen mini vida gruplarında (ilk üç grup) PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha yakın; distal tarafa yerleştirilen mini vida grubunda (dördüncü grup) PDL'nin basınç noktasının mini vidaya daha uzak olması bu durumun sebebi olarak düşünülmüştür.
6. Köklerde en fazla gerilme ramus vidasının kullanıldığı dördüncü grupta; en az gerilme ise Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta görülmüştür. Ramus vidası yönteminde kuvvet oblik olarak elastik zincir aracılığı ile dişe iletilmektedir. Niemkemper yönteminde ise kuvvet diş üzerine daha paralel şekilde iletilmektedir. Bu da diş üzerinde daha kabul edilebilir ve daha az yıkıcı bir stres birikimine neden olmuştur.
7. Transversal yöndeki (x eksen) diş hareketleri incelendiğinde, tüm gruplarda molar diş dikleşme esnasında distolingual yönde rotasyona uğramıştır. Görülen bu distolingual rotasyon hareketi istenilmeyen bir yan etkidir. Bu durum, mekaniklerin efektif bir şekilde çalışmamasına, tedavinin uzamasına ve ileri rotasyon durumlarında periodontal problemlere sebebiyet verebilir.
8. Transversal yönde (x eksen) en fazla yer değiştirme, ramus vidasının uygulandığı dördüncü grupta, en az yer değiştirme ise Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta meydana gelmiştir. Klinik olarak incelendiğinde, tedavi öncesinde hali hazırda meziolingual rotasyonlu molar dişlerin görüldüğü durumlarda ramus vidalı yöntemi uygulamak avantaj sağlayabilir. Tam tersi, distolingual rotasyonlu molar dişlerin görüldüğü durumlarda da Nienkemper yöntemini uygulamak tedavi esnasında rotasyonun daha da artmaması adına faydalı olabilir.
9. Sagittal yöndeki (y eksen) hareketler incelendiğinde, 45° ve 60° gömülülük açısına sahip tüm senaryolarda dikleşme esnasında molar dişin köklerinde meziale hareket meydana geldiği görülmüştür. 75° gömülülük açısına sahip birinci, ikinci ve dördüncü gruplardaki (open coil, niemkemper ve ramus vidası grupları) senaryolarda, molar dişin köklerinde de distale hareket meydana gelmiştir. Bu durum, ikinci molar dişin kronunun birinci molar dişin

köküne çok yakın veya temasta olduğu vakalarda ikinci molar dişi uzaklaştırmak adına faydalı olabilir.

10. Tüm gruplarda, sagittal yöndeki (y eksen) hareketler incelendiğinde, gömülülük derecesi arttıkça köklerdeki mezial yönde hareket azalmış, distal yönde hareket miktarı ise artmıştır. Diğer bir ifade ile, gömülülük şiddeti arttıkça dişi dikleştirmek daha da zorlaşmıştır. Bunun sebebinin alveol kemiğinin molar dişe karşı direncinin artmasından kaynaklı olduğu düşünülmüştür.
11. Tüm gruplarda 'kron seviyesinde' sagittal yöndeki (y eksen) hareketler incelendiğinde, molar dişin dikleşme esnasında distale doğru devrilme hareketine uğradığı görülmüştür. Sagittal yönde (y eksen) en fazla yer değiştirmenin Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta, en az yer değiştirmenin ise kantilever springin uygulandığı üçüncü grupta olduğu görülmektedir. Bu bağlamda, dikleşme ile birlikte distalizasyon hareketini de istediğimiz vakalarda Nienkemper yönteminin; distalizasyon istemediğimiz vakalarda ise kantilever spring yönteminin avantajlı olacağı düşünülmektedir. Kantilever spring kullanılarak gerçekleştirilen tedavilerde, dişin daha çok olduğu yerde ve kökteki mezial harekete bağlı olarak dikleştiği söylenebilir. Bu durum distalizasyon istemediğimiz ve ikinci molar dişin distalinde yeterli yerin olmadığı vakalarda bize avantaj sağlayacaktır. Ayrıca, yatay pozisyona yakın şiddetli gömülülük durumlarında en etkili dikleştirme yönteminin kantilever spring olduğu da söylenebilir.
12. Tüm gruplarda 'kök seviyesinde' sagittal yöndeki (y eksen) hareketler incelendiğinde, köklerde en fazla meziale hareket kantilever springin uygulandığı üçüncü grupta olduğu görülmüştür. Bu da bize, iskeletsel ankrajlı molar dikleştirme yöntemleri arasında en kontrollü yöntemin kantilever spring olduğunu göstermektedir.
13. Tüm gruplarda vertikal yöndeki (z eksen) hareketler incelendiğinde, krona ekstrüzyon, köklerde intrüzyon ve lingual yönde kron devrilmesi meydana gelmiştir. Lingual yönde meydana gelen bu devrilme hareketi posterior bölgede çapraz kapanışa sahip hastalarda avantajlı olabilir. Bunun dışındaki diğer vakalarda ise bir dezavantaj meydana getirebilir. Bunun önlenmesi adına dikleştirme yapılan diş bölgesinde ark teline bukkal yönde bir kron torku verilmesi, tedavinin belli bir aşamasından sonra devamlı ark sistemine

geçilmesi veya transversal yönde daralmayı kontrol altına almak için lingual ark kullanılması önerilmektedir.

14. Vertikal yönde en fazla yer değiştirme ramus vidasının uygulandığı dördüncü grupta görülmüştür. Kuvvetin dişe çekme kuvvetiyle üst bir seviyeden elastik zincir aracılığı ile aktarılmasının bu durumun nedeni olabileceği düşünülmüştür. Klinik açıdan bakıldığında, tedavi esnasında molar dişin ekstrüzyonu da istenilen özellikle hipodiverjan büyüme paternine sahip hastalarda ramus vidalı yöntemin avantajlı olacağı düşünülmektedir. Özellikle şiddetli gömülülük vakalarında tedavinin ilk aşamalarında, bu dişlerin görünür hale getirilmesi için koronal yönde bir hareket istenecektir. Bu aşamada, ramus vidalı dikleştirme yönteminin ciddi avantaj sağlayacağı düşünülmüştür.
15. Vertikal yönde en az yer değiştirme, Nienkemper yönteminin uygulandığı ikinci grupta görülmüştür. Niemkemper yönteminde, kuvvet dişe dik açı ile iletilmektedir. Bu yüzden bu grubun dik yön kontrolü yönünden en başarılı grup olduğu düşünülmüştür. Klinik açıdan bakıldığında, tedavi esnasında molar dişin ekstrüzyonunu istemediğimiz özellikle hiperdiverjan büyüme paternine sahip hastalarda Niemkemper yönteminin vertikal kontrol açısından avantajlı olacağı düşünülmektedir.
16. Şiddetli gömülülük vakalarında (75°), tedavinin ilk aşamalarında ramus vidası ile dişe koronal yönde hareket verip görünür hale getirdikten sonra, kökte mezial hareketin en çok görüldüğü kantilever spring yöntemi ile tedaviye devam edilmesi önerilmektedir.
17. Kök rezorbsiyonu açısından en riskli iki yöntem; köklerde en fazla gerilmenin görüldüğü ramus vidalı grup ve kökte meziale hareketin en fazla görüldüğü kantilever springin kullanıldığı grup olmuştur. Özellikle bu iki yöntemde PDL'de oluşan streslerin azaltılması için, uygulanan kuvvetin mutlaka optimal seviyede ayarlanması, kuvvet iletilen noktanın köklerden daha uzak bir bölgeye taşınması gibi önlemlerin alınması önerilmektedir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, dört farklı yöntemle uygulanan kuvvetler sonucu ilk anda gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir. Özellikle biyolojik yapının tamamen taklit edilememesi, bireysel değişkenlikler nedeniyle ortaya çıkan sonuçların, klinik ortamda farklılıklar oluşturabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bununla birlikte, bu çalışmanın klinik çalışmalarla desteklenmesi

gerektiği ve bu yöntemler üzerinde daha fazla SEA çalışmasının yapılmasına ihtiyaç olduğu düşünölmektedir.



KAYNAKLAR

1. Raghoobar G, Boering G, Vissink A, Stegenga B. Eruption disturbances of permanent molars: a review. *Journal of oral pathology & medicine* 1991, 20(4): 159-66.
2. Adeyemo WL. Do pathologies associated with impacted lower third molars justify prophylactic removal? A critical review of the literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2006, 102(4): 448-52.
3. Sawicka M, Racka-Pilszak B, Rosnowska-Mazurkiewicz A. Uprighting partially impacted permanent second molars. *The Angle Orthodontist* 2007, 77(1): 148-54.
4. Grover PS, Lorton L. The incidence of unerupted permanent teeth and related clinical cases. *Oral Medicine, Oral Surgery, Oral Pathology* 1985, 59: 420-5.
5. Varpio M, Wellfelt B. Disturbed eruption of the lower second molar: clinical appearance, prevalence, and etiology. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1988, 55(2): 114-8.
6. Bondemark L, Tsiopa J. Prevalence of ectopic eruption, impaction, retention and agenesis of the permanent second molar. *The Angle Orthodontist* 2007, 77(5): 773-8.
7. Wellfelt B, Varpio M. Disturbed eruption of the permanent lower second molar: treatment and results. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1988, 55(3): 183-9.
8. Eckhart JE. Orthodontic uprighting of horizontally impacted mandibular second molars. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1998, 32(10): 621-4.
9. Oliver R, Richmond S, Hunter B. Submerged permanent molars: four case reports. *British Dental Journal* 1986, 160(4): 128-30.
10. Valmaseda-Castellón E, De-la-Rosa-Gay C, Gay-Escoda C. Eruption disturbances of the first and second permanent molars: results of treatment in 43 cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1999, 116(6): 651-8.
11. Kurol J. Impacted and ankylosed teeth: why, when, and how to intervene. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006, 129(4): 86-90.
12. Magnusson C, Kjellberg H. Impaction and retention of second molars: diagnosis, treatment and outcome: a retrospective follow-up study. *The Angle Orthodontist* 2009, 79(3): 422-7.
13. Mcaboy CP, Grumet JT, Siegel EB, Iacopino AM. Surgical uprighting and repositioning of severely impacted mandibular second molars. *The Journal of the American Dental Association* 2003, 134(11): 1459-62.

14. Motamedi MHK, Shafeie HA. Technique to manage simultaneously impacted mandibular second and third molars in adolescent patients. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007, 103(4): 464-6.
15. Fu P-S, Lai C-H, Wu Y-M, Tsai C-F, Huang T-K, Zeng J-H, Chen W-C. Uprighting impacted mandibular permanent second molars with the tip-back cantilever technique cases report. *Journal of Dental Sciences* 2008, 3(3): 174-80.
16. Stern N, Revah A, Becker A. The tilted posterior tooth. Part I: etiology, syndrome, and prevention. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981, 46(4): 404-7.
17. Norton LA. Periodontal considerations in orthodontic treatment. *Dental Clinics of North America* 1981, 25(1): 117-30.
18. Morp N, Muralami T, Tanaka T, Ohto C. Uprighting of impacted lower third molars using brass ligatures wire. *Australasian Orthodontic Journal* 2002, 18(1): 35-8.
19. Majourau A, Norton LA. Uprighting impacted second molars with segmented springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995, 107(3): 235-8.
20. Giancotti A, Muzzi F, Santini F, Arcuri C. Miniscrew treatment of ectopic mandibular molars. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2003, 37(7): 380-3.
21. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004, 126(1): 113-7.
22. Zachrisson BU, Bantleon H-P. Ask an expert: optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World Journal of Orthodontics* 2005, 6(1): 80-7.
23. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM. *Contemporary orthodontics-e-book*, 6th ed. Philadelphia, Elsevier Health Sciences, 2018.
24. Roberts III, William W, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1982, 81(3): 177-84.
25. Mah S-J, Won P-J, Nam J-H, Kim E-C, Kang Y-G. Uprighting mesially impacted mandibular molars with 2 miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2015, 148(5): 849-61.
26. Sivoilella S, Roberto M, Bressan P, Bressan E, Cernuschi S, Miotti F, Berengo M. Uprighting of the impacted second mandibular molar with skeletal anchorage. *Orthodontics Basic Aspects and Clinical Considerations* 2012: 247-65.

27. Lee K, Park Y, Hwang W, Seong E. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2007.
28. Lee K, Park Y. The biomechanics of miniscrews. Burstone C, Choy K. The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics. *Quintessence Publishing Company* 2015.
29. Tamer İ, Öztaş E, Marşan G. Up-to-date approach in the treatment of impacted mandibular molars: A literature review. *Turkish Journal of Orthodontics* 2020, 33(3): 183.
30. da Costa Sabec R, Fernandes TMF, de Lima Navarro R, Oltramari-Navarro PVP, Conti ACdCF, de Almeida MR, Poleti M. Can bone thickness and inter-radicular space affect miniscrew placement in posterior mandibular sites? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2015, 73(2): 333-9.
31. Chang C, Lin J, Roberts W. Forty consecutive ramus bone screws used to correct horizontally impacted mandibular molars. *Int J Orthod Implantol* 2016, 41: 60-72.
32. Chang C, Lin J, Roberts W. Ramus screws: the ultimate solution for lower impacted molars. *Seminars in Orthodontics* 2018, 24: 135-154.
33. Lin S-Y, Chang C, Roberts WE. Simple mechanics to upright horizontally impacted molars with ramus screws. *Orthodontic Journal of Nepal* 2015, 5(2): 42-7.
34. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EHH, Yao CCJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical Oral Implants Research* 2007, 18(6): 768-75.
35. Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist* 2008, 78(1): 101-6.
36. Ansari TA, Mascarenhas R, Husain A, Salim M. Evaluation of the power arm in bringing about bodily movement using finite element analysis. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement* 2011, 12(4): 318.
37. Liu G-R, Quek SS. The finite element method: a practical course: *Butterworth-Heinemann*; 2013.
38. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research* 1983, 62(2): 82-6.

39. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist* 2001, 71(2):127-31.
40. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko C-C. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 2018, 34(4): 207-14.
41. Dorow C, Schneider J, Sander FG. Finite element simulation of in vivo tooth mobility in comparison with experimental results. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2003, 3(01): 79-94.
42. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2001, 119(5): 498-504.
43. Kavarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *European Journal of Oral Sciences* 2004, 112(2): 140-7.
44. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth A Study of Autopsy Specimens and Their Conversion into Finite Element Models: A Study of Autopsy Specimens and Their Conversion into Finite Element Models. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 2002, 63: 358-70.
45. Nanda RS, Tosun YS. Biomechanics in orthodontics. Principles and practice Hanover Park IL: Quintessence Publishing Company 2010: 38-9.
46. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1984, 85(4): 294-307.
47. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1980, 77(4): 396-409.
48. Burstone CJ. Centers of resistance of the human mandibular molar. *Journal of Dental Research* 1981, 60: 515.
49. Wise G, Frazier-Bowers S, D'souza R. Cellular, molecular, and genetic determinants of tooth eruption. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2002, 13(4): 323-35.

50. Queral-Godoy E, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Frequency and evolution of lingual nerve lesions following lower third molar extraction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2006, 64(3): 402-7.
51. Rozina N, Erum A, Hameed Ullah J. Prevalence of impacted and ectopic teeth in patients seen in a tertiary care centre. *Pakistan Oral and Dental Journal* 2009, 29(2): 297-300.
52. Ma'aïta J, Alwrikat A. Is the mandibular third molar a risk factor for mandibular angle fracture? *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2000 89(2): 143-6.
53. Hattab FN, Alhaija ESA. Radiographic evaluation of mandibular third molar eruption space. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1999, 88(3): 285-91.
54. Suri L, Gagari E, Vastardis H. Delayed tooth eruption: pathogenesis, diagnosis, and treatment. A literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004, 126(4): 432-45.
55. Frazier-Bowers S, Simmons D, Koehler K, Zhou J. Genetic analysis of familial non-syndromic primary failure of eruption. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2009, 12(2): 74-81.
56. Frazier-Bowers SA, Simmons D, Wright JT, Proffit WR, Ackerman JL. Primary failure of eruption and PTH1R: the importance of a genetic diagnosis for orthodontic treatment planning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010, 137(2): 160-7.
57. Frank CA. Treatment options for impacted teeth. *The Journal of the American Dental Association* 2000, 131(5): 623-32.
58. Tay F, Pang A, Yuen S. Unerupted maxillary anterior supernumerary teeth: report of 204 cases. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1984, 51(4): 289-94.
59. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Chi AC. *Oral and Maxillofacial Pathology*, Elsevier Health Sciences, 2023.
60. Wg S. *Cherubism*, A Text Book of Oral Pathology, 1983: 699-702.
61. Andreasen JO, Petersen JK, Laskin DM. Textbook and color atlas of tooth impactions: diagnosis • treatment • prevention, 1997.
62. Flaitz CM, Hicks J. Delayed tooth eruption associated with an ameloblastic fibro-odontoma. *Pediatric dentistry* 2001, 23(3): 253-9.

63. Damm D, Fantasia J. Failure of eruption. Adenomatoid odontogenic tumor. *General Dentistry* 2000, 48(6): 650-22.
64. Yassin OM. Delayed eruption of maxillary primary cuspid associated with compound odontoma. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 1999, 23(2): 147-9.
65. Veis A, Tziafas D, Lambrianidis T. A case report of a compound odontoma causing delayed eruption of a central maxillary incisor: clinical and microscopic evaluation. *Journal of Endodontics* 2000, 26(8): 477-9.
66. Rad A, Reid J. Delayed eruption of a permanent molar associated with a complex odontoma: report of case. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1996, 63(4): 299-301.
67. Tomizawa M. Unilateral delayed eruption of maxillary permanent first molars: four case reports. *Pediatric Dentistry* 1998; 20: 53-6.
68. Damm D, Fantasia J. Focal delayed eruption. Regional odontodysplasia. *General Dentistry* 2001, 49(4): 356-28.
69. Di Biase D. Mucous membrane and delayed eruption. *The Dental Practitioner and Dental Record* 1971, 21(7): 241-50.
70. Di Biase D. Mucous membrane and delayed eruption. *Transactions of the British Society for the Study of Orthodontics* 1969, 5(6): 149-58.
71. Goho C. Delayed eruption due to overlying fibrous connective tissue. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1987, 54(5): 359-60.
72. Smith R, Rapp R. A cephalometric study of the developmental relationship between primary and permanent maxillary central incisor teeth. *ASDC Journal of Dentistry for Children* 1980, 47(1): 36-41.
73. Alvarez JO. Nutrition, tooth development, and dental caries. *The American Journal of Clinical Nutrition* 1995, 61(2): 410-16
74. Garn SM, Rohmann CG. Interaction of nutrition and genetics in the timing of growth and development. *Pediatric Clinics of North America* 1966, 13(2): 353-79.
75. Moyers RE. *Handbook of orthodontics*, 4th ed. London, Medical Publisher, 1988: 152-6.
76. Shaw L, Foster T. Size and development of the dentition in endocrine deficiency. *The Journal of Pedodontics* 1989, 13(2): 155-60.
77. Loevy HT, Aduss H, Rosenthal IM. Tooth eruption and craniofacial development in congenital hypothyroidism: report of case. *Journal of the American Dental Association (1939)* 1987, 115(3): 429-31.

78. Hinrichs Jr E. Dental changes in juvenile hypothyroidism. *Journal of Dentistry for Children* 1966, 33(3): 167-73.
79. Seow WK. Effect of preterm birth on oral growth and development. *Australian Dental Journal* 1997, 42(2): 85-91.
80. Yamamoto H, Sakae T, Davies JE. Cleidocranial dysplasia: a light microscope, electron microscope, and crystallographic study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1989, 68(2): 195-200.
81. Fukuta Y, Totsuka M, Fukuta Y, Takeda Y, Yoshida Y, Niitsu J, Yamamoto H. Histological and analytical studies of a tooth in a patient with cleidocranial dysostosis. *Journal of Oral Science* 2001, 43(2): 85-9.
82. Kaloust S, Ishii K, Vargervik K. Dental development in Apert syndrome. *The Cleft Palate Craniofacial Journal* 1997, 34(2): 117-21.
83. Gorlin RJ, Cohen Jr MM, Hennekam RC. *Syndromes of the head and neck*, 4th ed. New York, Oxford University Press, 2001.
84. Jensen BL, Kreiborg S. Development of the dentition in cleidocranial dysplasia. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 1990, 19(2): 89-93.
85. Buch B, Noffke C, de Kock S. Gardner's syndrome--the importance of early diagnosis: a case report and a review. *SADJ: Journal of the South African Dental Association* 2001, 56(5): 242-5.
86. Shroff B, Kashner JE, Keyser JD, Hebert C, Norris K. Epidermal growth factor and epidermal growth factor-receptor expression in the mouse dental follicle during tooth eruption. *Archives of Oral Biology* 1996, 41(6): 613-7.
87. Marks SC. The basic and applied biology of tooth eruption. *Connective Tissue Research* 1995, 32(1-4): 149-57.
88. Shroff B, Siegel SM. Molecular basis for tooth eruption and its clinical implications in orthodontic tooth movement. *Seminars in Orthodontics* 2000, 6(3): 155-72.
89. Ida-Yonemochi H, Noda T, Shimokawa H, Saku T. Disturbed tooth eruption in osteopetrotic (op/op) mice: histopathogenesis of tooth malformation and odontomas. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 2002, 31(6): 361-73.
90. Droz-Desprez D, Azou C, Bordigoni P, Bonnaure-Mallet M. Infantile osteopetrosis: a case report on dental findings. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 1992, 21(9): 422-5.
91. Stephen L, Hamersma H, Gardner J, Beighton P. Dental and oral manifestations of sclerosteosis. *International Dental Journal* 2001, 51(4): 287-90.

92. Blankenstein R, Brook A, Smith R, Patrick D, Russell J. Oral findings in Carpenter syndrome. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2001, 11(5): 352-60.
93. Kreiborg S, Cohen Jr M. The oral manifestations of Apert syndrome. *Journal of Craniofacial Genetics and Developmental Biology* 1992, 12(1): 41-8.
94. Hitchin A. Cementum and other root abnormalities of permanent teeth in cleidocranial dysostosis. *British Dental Journal* 1975, 139(8): 313-8.
95. Rasmussen P, Kotsaki A. Inherited retarded eruption in the permanent dentition. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 1997, 21(3): 205-11.
96. Shapira Y, Borell G, Nahlieli O, Kuftinec MM. Uprighting mesially impacted mandibular permanent second molars. *The Angle Orthodontist* 1998, 68(2): 173-8.
97. Thilander B, Jakobsson S. Local factors in impaction of maxillary canines. *Acta Odontologica Scandinavica* 1968, 26(1-2): 145-68.
98. Becker A. The orthodontic treatment of impacted teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008, 133(2).
99. Ferguson J, Pitt S. Management of unerupted maxillary canines where no orthodontic treatment is planned; a survey of UK consultant opinion. *Journal of Orthodontics* 2004, 31(1): 28-33.
100. Chu F, Li T, Lui V, Newsome P, Chow R, Cheung L. Prevalence of impacted teeth and associated pathologies-a radiographic study of the Hong Kong Chinese population. *Hong Kong Medical Journal* 2003, 9(3): 158-63.
101. Ericson S, Kurol J. Radiographic examination of ectopically erupting maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987, 91(6): 483-92.
102. Bishara SE, Ortho D. Impacted maxillary canines: a review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992, 101(2): 159-71.
103. Aydin U, Yilmaz H, Yildirim D. Incidence of canine impaction and transmigration in a patient population. *Dentomaxillofacial Radiology* 2004, 33(3): 164-9.
104. Proffit W, Fields Jr H. *Contemporary Orthodontics*, St. Louis: Mosby–Year Book, 1993.
105. Zheng B, Ran J, He J, Al-Yafrusee ESAM, Zhao Y, Liu Y. Three-dimensional finite element analysis of the uprighting movement of mandibular mesially inclined second molars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2024, 165(3): 314-20.

106. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007, 103(5): 6-15.
107. Kyung S, Hong S, Park Y. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2003: 22-6.
108. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003, 123(6): 690-4.
109. Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 2009, 20(12): 1351-9.
110. Dalessandri D, Salgarello S, Dalessandri M, Lazzaroni E, Piacino M, Paganelli, Maiorana C, Santoro F. Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: a meta-analysis (n> 50). *European Journal of Orthodontics* 2014, 36(3): 303-13.
111. Rodriguez JC, Suarez F, Chan H-L, Padial-Molina M, Wang H-L. Implants for orthodontic anchorage: success rates and reasons of failures. *Implant dentistry* 2014, 23(2): 155-61.
112. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012, 142(5): 577-95.
113. Branemark P-I. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* 1981, 9: 15-25.
114. Gainsforth BL, Higley L. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery* 1945, 31(8): 406-17.
115. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1983, 17: 266-9.
116. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle Orthodontist* 1990, 60(2): 135-52.
117. Wehrbe H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1998, 10(6): 315-24.

118. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995, 107(3): 251-8.
119. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1997, 31: 763-7.
120. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery* 1998, 13(3): 201-9.
121. Melsen B. Mini-implants: where are we? *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2005, 39(9): 539.
122. Cope JB, editor Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Seminars in Orthodontics* 2005, 11: 3-9.
123. Mizrahi E. The use of miniscrews in orthodontics: A review of selected clinical applications. *Primary Dental Journal* 2016, 5(4): 20-7.
124. Cousley R, Sandler P. Advances in orthodontic anchorage with the use of mini-implant techniques. *British dental journal* 2015, 218(3): 4.
125. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *Journal of Orthodontics* 2006, 33(4): 288-307.
126. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2004, 19(1): 100.
127. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007, 131(4): 43-51.
128. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003, 124(4): 373-8.
129. Park H-S, Lee S-K, Kwon O-W. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist* 2005, 75(4): 602-9.
130. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006, 130(1): 18-25.
131. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research* 2006, 17(1): 109-14.

132. Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Garib D. Mini-implant insertion based on tooth crown references: a guide-free technique. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2012, 41(1): 128-35.
133. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 135(3): 284-91.
134. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist* 2008, 78(6): 1065-70.
135. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 135(5): 564-82.
136. Jasoria G, Shamim W, Rathore S, Kalra A, Manchanda M, Jaggi N. Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: a comprehensive review. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2013, 14(5): 993-9.
137. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist* 2004, 74(6): 832-7.
138. Lee K-J, Joo E, Kim K-D, Lee J-S, Park Y-C, Yu H-S. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 135(4): 486-94.
139. Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Progress in Orthodontics* 2007, 8(1): 192-201.
140. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007, 131(1): 9-15.
141. Viwattanatipa N, Thanakitcharu S, Uttraravichien A, Pitiphat W. Survival analyses of surgical miniscrews as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 136(1): 29-36.
142. Lim H-J, Eun C-S, Cho J-H, Lee K-H, Hwang H-S. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 136(2): 236-42.

143. Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park H-S, Ludwig B. Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 136(2): 158-67.
144. Vedtofte H, Andreasen J, Kjær I. Arrested eruption of the permanent lower second molar. *The European Journal of Orthodontics* 1999, 21(1): 31-40.
145. Mead SV. Incidence of impacted teeth. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography* 1930, 16(8): 885-90.
146. Kokich VG, Mathews DP. Surgical and orthodontic management of impacted teeth. *Dental Clinics of North America* 1993, 37(2): 181-204.
147. Celebi AA, Gelgor IE, Catalbas B. Correction of mesially impacted lower second molar. *Journal of Medical Cases* 2011, 2(6): 236-9.
148. Moro N, Murakami T, Tanaka T, Ohto C. Uprighting of impacted lower third molars using brass ligature wire. *Australasian Orthodontic Journal* 2002, 18(1): 35-8.
149. Apfel H. Transplantation of the unerupted third molar tooth. *Oral Surgery* 1956, 9: 96.
150. Shellhart WC, Moawad M, Lake P. Case report: implants as anchorage for molar uprighting and intrusion. *The Angle Orthodontist* 1996, 66(3): 169-72.
151. Prashanth C. Molar uprighting simplified. *International Journal of Contemporary Dentistry* 2010, 1(2): 43.
152. Sohn D-S, Lee J-K, An K-M. Minor tooth movements using microimplant anchorage. *Implant Dentistry* 2008, 17(1): 32-9.
153. Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bünger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *European Spine Journal* 2000, 9: 97-103.
154. Papadopoulos M, Papageorgiou S, Zogakis I. Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Journal of Dental Research* 2011, 90(8): 969-76.
155. Papadopoulos MA, Papageorgiou SN, editors. Current evidence on clinical performance of miniscrew implants in orthodontic treatment. *Seminars in Orthodontics* 2013, 19(3): 162-73.
156. Papadopoulos MA PS, Zogakis IP. *Success rates and risk factors of orthodontic miniscrew implants used as temporary anchorage devices for orthodontic purposes.* In: Papadopoulos MA, editor. *Skeletal anchorage in orthodontic treatment of class*

II malocclusion: contemporary applications of orthodontic implants, miniscrew implants and mini plates, Edinburgh, Elsevier, Mosby, 2014: 258–73.

157. Weiland FJ, Bantleon H-P, Droschl H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1992, 26(6): 335-7.
158. Fonseca RJ. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 3th ed. Missouri, Elsevier Health Sciences, 2018.
159. Johnson JV, Quirk GP. Surgical repositioning of impacted mandibular second molar teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987, 91(3): 242-51.
160. Pogrel MA. The surgical uprighting of mandibular second molars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995, 108(2): 180-3.
161. Kuhlberg AJ. Cantilever springs: force system and clinical applications. *Seminars in Orthodontics* 2001, 7(3): 150-59.
162. Melsen B. Uprighting of lower molars. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1996, 30: 640-5.
163. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Uprighting mesially inclined mandibular second molars with a modified Uprighter Jet. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2007, 41(5): 281-4.
164. Musilli M, Marsico M, Romanucci A, Grampone F. Molar uprighting with mini screws: comparison among different systems and relative biomechanical analysis. *Progress in Orthodontics* 2010, 11(2): 166-73.
165. Park H-S, Kyung H-M, Sung J-H. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2002, 36(10): 592-6.
166. Yun SW, Lim WH, Chun YS. Molar control using indirect miniscrew anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2005, 39(11): 661-4.
167. Leung MT-C, Lee TC-K, Rabie ABM, Wong RW-K. Use of miniscrews and miniplates in orthodontics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2008, 66(7): 1461-6.
168. Derton N, Perini A, Mutinelli S, Gracco A. Mandibular molar uprighting using mini-implants: Different approaches for different clinical cases-Two case reports. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement* 2012, 13(1): 138.
169. Moro N, Murakami T, Tanaka T, Ohto C. Uprighting of impacted lower third molars using brass ligature wire. *Australasian Orthodontic Journal* 2002, 18(1): 35-8.

170. Burch JG, Bagci B, Sabulski D, Landrum C. Periodontal changes in furcations resulting from orthodontic uprighting of mandibular molars. *Quintessence International* 1992, 23(7): 509.
171. Raveli TB, Raveli DB, de Mathias Almeida KC, dos Santos Pinto A. Molar uprighting: a considerable and safe decision to avoid prosthetic treatment. *The Open Dentistry Journal* 2017, 11: 466.
172. Sander F, Wichelhaus A. Clinical application of the new NiTi-SE-steel uprighting spring. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 1995, 56: 296-308.
173. Norton LA, Proffit WR. Molar uprighting as an adjunct to fixed prosthesis. *The Journal of the American Dental Association* 1968, 76(2): 312-5.
174. Khouw F, Norton L. The mechanism of fixed molar uprighting appliances. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1972, 27(4): 381-9.
175. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1977, 72(4): 414-21.
176. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007, 132(5): 630-8.
177. Tuncay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. *Journal of the American Dental Association (1939)* 1980, 100(6): 863-6.
178. Carano A, Testa M, Siciliani G. The Distal Jet for uprighting lower molars. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1996, 30(12): 707-10.
179. Nienkemper M, Ludwig B, Kanavakis G, Pauls A, Wilmes B, Drescher D. Uprighting Mesially Impacted Lower Third Molars with Skeletal Anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2016, 50(7): 420-6.
180. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Progress in Orthodontics* 2018, 19: 1-12.
181. Melo A, Duarte de Silva R, Shimizu RH, Campos D, Andrighetto AR. Lower molar uprighting with miniscrew anchorage: direct and indirect anchorage. *Int J Orthod Milwaukee* 2013, 24(3): 25-9.
182. Kokich VG. Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Seminars in Orthodontics* 1996, 2(2): 153-60.
183. Park H-S, Kwon O-W, Sung J-H. Uprighting second molars with micro-implant anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2004, 38(2): 100-5.

184. Nečka A, Antoszevska J. Miniscrew-Anchorage in Treatment of Impacted Second Molar in Mandible – Case Report. *Dent Med Probl* 2007, 44(2): 271-4.
185. Lin J. The wisdom of managing wisdom teeth-Part III. Methods of molar uprighting. *Int J Orthod Implantol* 2011, 24: 4-11.
186. Roberts WE. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 1994, 28(12): 693-704.
187. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004, 126(1): 42-7.
188. Chang C, Lin S, Roberts W. Forty consecutive ramus bone screws used to correct horizontally impacted mandibular molars. *Int J Orthod Implantol* 2016, 41: 60-72.
189. Cowin S. Bone Mechanics. Boca Raton, Fla. *CRC Press* 1989.
190. Currey J. The structure and mechanical properties of bone. Bioceramics and their clinical applications. *Woodhead Publishing* 2008: 3-27.
191. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2010, 11(1): 18-23.
192. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014, 24: 131-5.
193. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. *Pearson Education India* 2011.
194. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hygiene & Health* 2014, 2(5): 1-5.
195. Caputo A, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Chicago, Quintessence Pub, 1987: 19-23.
196. Ulusoy M, AK A. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003: 687-9.
197. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 2002, 17.
198. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001, 85(6): 585-98.
199. 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, 92(6): 499-5.

200. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014, 24(3): 175-80.
201. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research* 1976, 55(6): 1004-11.
202. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp L. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences* 1956, 23(9): 805-23.
203. Yijun L. Model for dynamic analysis of Timoshenko beam, *Journal of Sound and Vibration* 2003, 41(3): 291-9.
204. Moratal D. Finite element analysis. *Sciyo* 2010, 43-103.
205. Caputo A, Standlee J. *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Chigaco, Quintessence Publishing Company, 1987.
206. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of Solids and Materials*, New York, Cambridge University Press, 2006.
207. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003, 123(6): 657-65.
208. Shigley JE, Mitchell LD, Saunders H. Mechanical engineering design. *Journal of Mechanical Design* 1985, 107(2): 145.
209. Kutz M. *Mechanical Engineers' Handbook, Volume 1: Materials and Engineering Mechanics*, 4th ed. Kanada, Wiley, 2015.
210. Marghitu DB. *Mechanical Engineer's Handbook*, Elsevier, 2001.
211. Gümüş H. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
212. Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya D. *The Science and Engineering of Materials*, Springer, 2003: 357-74.
213. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2010, 34(3): 281-5.
214. Hughes TJ. The finite element method prentice-hall. New Jersey (USA). 1987.
215. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of Biomechanics* 2002, 35(10): 1411-5.
216. Ramoğlu S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014, 24(3): 175-80.

217. Song C, Ooi ET, Natarajan S. A review of the scaled boundary finite element method for two-dimensional linear elastic fracture mechanics. *Engineering Fracture Mechanics* 2018, 187: 45-73.
218. Konda P, Tarannum S. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS)* 2012, 16(16).
219. Ming-Yih L, Chun-Li L, Wen-Da T, Lun-Jou L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* 2010, 63(3): 451-5.
220. Ebrahimi F. *Finite element analysis: new trends and developments*, BoD—Books on Demand, 2012.
221. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study. *The Angle Orthodontist* 1992, 62(1): 15-22.
222. Tominaga J-y, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Orthodontic Waves* 2010, 69(4): 129-30.
223. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertrpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. *The Angle Orthodontist* 2012, 82(5): 812-9.
224. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 135(3): 316-22.
225. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003, 123(4): 441-50.
226. Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2018, 153(3): 415-21.
227. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2014, 146(2): 198-206.

228. She X, Deguchi T, Yao H, Zhou J. Biomechanical effect of selective osteotomy and corticotomy on orthodontic molar uprighting. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2021, 160(2): 292-301.
229. Barros SE, Faria J, Cevallos KJ, Chiqueto K, Machado L, Noritomi P. Torqued and conventional cantilever for uprighting mesially impacted molars: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2022, 162(4): 203-15.
230. Wheeler RC. *An atlas of tooth form*. 3th ed. Philadelphia/WB Saunders Google Schola, 1969.
231. Kittichaithanakoon P, Patanaporn V, Rungsiyakull C. Effects of Mechanics for Uprighting Partially-Impacted Mandibular Second Molars using Miniscrew Anchorage: A Finite Element Analysis. *Chiang Mai Dental Journal* 2021, 42(3).
232. Cassetta M, Altieri F, Di Mambro A, Galluccio G, Barbato E. Impaction of permanent mandibular second molar: A retrospective study. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal* 2013, 18(4): 564.
233. Fu P-S, Wang J-C, Wu Y-M, Huang T-K, Chen W-C, Tseng Y-C, et al. Impacted mandibular second molars: A retrospective study of prevalence and treatment outcome. *The Angle Orthodontist* 2012, 82(4): 670-5.
234. Chintakanon K, Boonpinon P. Ectopic eruption of the first permanent molars: prevalence and etiologic factors. *The Angle Orthodontist* 1998, 68(2): 153-60.
235. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM. *Contemporary orthodontics-e-book*, 6th ed. Philadelphia, Elsevier Health Sciences, 2018.
236. Kravitz ND, Yanosky M, Cope JB, Silloway K, Favagehi M. Surgical uprighting of lower second molars. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2016, 50(1): 33-40.
237. Ritchey B, Orban B. The crests of the interdental alveolar septa. *The Journal of Periodontology* 1953, 24(2): 75-87.
238. Shellhart WC, Oesterle LJ. Uprighting molars without extrusion. *Journal of the American Dental Association (1939)* 1999, 130(3): 381-5.
239. Zachrisson BU, Bantleon H-P. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World Journal of Orthodontics* 2005, 6(1).
240. Geramy A, Sheikhzadeh S, Majd H. Second molar uprighting with temporary anchorage devices: a finite element study. *Journal of Babol University of Medical Sciences* 2018, 20(11): 7-12.

241. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS. Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 1995, 22: 201-5.
242. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of Oral Biology* 2000, 45(7): 543-50.
243. Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA. Toward characterization of craniofacial biomechanics. *Journal of Craniofacial Surgery* 2010, 21(1): 202-7.
244. Kumar YM, Ravindran N, Balasubramaniam M. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *The Angle Orthodontist* 2009, 79(2): 368-72.
245. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1982, 47(3): 317-29.
246. Karaman AI, Başçiftçi F, Polat O. Unilateral distal molar movement with an implant-supported distal jet appliance. *The Angle Orthodontist* 2002, 72(2): 167-74.
247. Lang LA, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003, 90(6): 539-46.
248. Ertürk T. Anterior dişlerin mikroimplant desteği ile intrüze edilerek retrakte edilmesi sırasında meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. 2008.
249. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012, 141(3): 327-36.
250. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002, 122(2): 174-9.
251. Duran GS, Görgülü S, Dindaroğlu F. Three-dimensional analysis of tooth movements after palatal miniscrew-supported molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2016, 150(1): 188-97.
252. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998, 25(4): 299-3.

253. Sato Y, Teixeira E, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999, 26(8): 640-3.
254. 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, 139(1): 59-1.
255. Ajami S, Mina A, Nabavizadeh SA. Stress distributions of a bracket type orthodontic miniscrew and the surrounding bone under moment loadings: Three-dimensional finite element analysis. *Journal of Orthodontic Science* 2016, 5(2): 64-9.
256. Rossi AC, Freire AR, Botacin PR, Ferreira Caria PH, Prado FB. Computer graphics applied to Anatomy: A study of two Bio-CAD modeling methods on finite element analysis of human edentulous hemi-mandible. *International Journal of Morphology* 2014, 803-11.
257. Bişirici G. Üst anterior dişlerin kütleli retraksiyonunun sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi 2008.
258. Su M-Z, Chang H-H, Chiang Y-C, Cheng J-H, Fuh L-J, Wang C-Y. Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. *Journal of Dental Sciences* 2013, 8(2): 121-8.
259. Van Schepdael A, Geris L, Vander Sloten J. Analytical determination of stress patterns in the periodontal ligament during orthodontic tooth movement. *Medical Engineering & Physics* 2013, 35(3): 403-10.
260. Kravitz ND. Treatment with the mandibular Arnold expander. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 2014, 48(11): 689-96.
261. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 136(2): 224-9.
262. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. *Progress in Orthodontics* 2005, 6(1): 62-9.
263. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in Orthodontics* 2005, 6(1): 82-7.

264. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini-and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 2007, 18(2): 263-7.
265. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *The Korean Journal of Orthodontics* 2003, 33(3): 151-6.
266. Lin JC, Liou EJ, Yeh C-L, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World Journal of Orthodontics* 2007, 8(2).
267. Tseng Y-C, Hsieh C-H, Chen C-H, Shen Y-S, Huang I-Y, Chen C-M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2006, 35(8): 704-7.
268. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009, 136(3): 314-25.
269. Tepedino M, Cattaneo PM, Niu X, Cornelis MA. Interradicular sites and cortical bone thickness for miniscrew insertion: A systematic review with meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2020, 158(6): 783-98.
270. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *The Angle Orthodontist* 2006, 76(2): 191-7.
271. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002, 122(1): 84-94.
272. Kang Y-G, Kim J-Y, Lee Y-J, Chung K-R, Park Y-G. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *The Angle Orthodontist* 2009, 79(2): 248-55.
273. Kadioglu O, Büyükyılmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008, 134(3): 353-60.
274. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr D. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2004, 33(5): 442-6.

275. Lee Y-K, Kim J-W, Baek S-H, Kim T-W, Chang Y-I. Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. *The Angle Orthodontist* 2010, 80(3): 452-8.
276. Von Fraunhofer J, Bonds P, Johnson B. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist* 1993, 63(2): 145-8.
277. Bourke A, Daskalogiannakis J, Tompson B, Watson P. Force characteristics of nickel-titanium open-coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010, 138(2): 142-49.
278. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson Jr MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992, 102(2): 127-33.
279. Bilinska M, Kristensen KD, Dalstra M. Cantilevers: Multi-tool in orthodontic treatment. *Dentistry Journal* 2022, 10(7): 135.
280. Chang H-P, Tseng Y-C. A novel β -titanium alloy orthodontic wire. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 2018, 34(4): 202-6.
281. Gurgel JA, RM Pinzan-Vercelino C, Powers JM. Mechanical properties of beta-titanium wires. *The Angle Orthodontist* 2011, 81(3): 478-83.
282. Mehta S, Arqub SA, Sharma R, Patel N, Tadinada A, Upadhyay M. Variability associated with mandibular ramus area thickness and depth in subjects with different growth patterns, gender, and growth status. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2022, 161(3): 223-34.
283. 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, 31(1): 12-20.
284. Zhang Y, Zhang D, Feng C. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *Shanghai Journal of Stomatology* 2005, 14(3): 281-3.
285. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics* 2005, 27(1): 12-6.
286. Balta C. Alt çenede uygulanan üç farklı tip mini vidanın çevresinde oluşan gerilimlerin fem analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul, 2008.

287. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey PV. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: A finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *Journal of Orthodontics* 2012, 39(4): 249-55.
288. 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. *Journal of Orthodontics* 2014, 41(4): 275-84.
289. Zhou J, She X, Miller PD, Yao H. Selective osteotomy-assisted molar uprighting and simultaneous ridge augmentation for implant site development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2019, 156(6): 846-57.
290. de Freitas MR, Beltrão RTS, Janson G, Henriques JFC, Chiqueto K. Evaluation of root resorption after open bite treatment with and without extractions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007, 132(2): 143-65.
291. Sung SJ. Uprighting Impacted Mandibular Second Molars with a Cantilever System Using TADs. *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics* 2020: 405-13.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş



EK-2. Etik Onay

