



**ÇEŞİTLİ YÖNTEMLERLE YAPILAN MANDİBULAR MOLAR  
MEZİALİZASYONUNUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Birol UZUN  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU**

**Uzmanlık Tezi - 2022**

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

**ÇEŞİTLİ YÖNTEMLERLE YAPILAN MANDİBULAR MOLAR  
MEZİALİZASYONUNUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Birol UZUN**

**Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2021-2590 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA  
2022**

## İTHAF

*Uzmanlık tezimi, Covid-19 pandemi döneminde vatandaşlarımızı iyileştirebilmek adına büyük risk alarak bu uğurda kendi canını feda eden sağlık çalışanlarımıza ithaf ediyorum..*



# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
TABLOLAR DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kuvvet.....	3
2.1.1. Devamlı Kuvvet.....	3
2.1.2. Aralıklı Kuvvet .....	3
2.1.3. Kesikli Kuvvet.....	3
2.2. Ortodontik Diş Hareketi.....	3
2.2.1. Piezoelektrik (Bioelektrik) Teorisi .....	4
2.2.2. Basınç-Gerilim Teorisi .....	4
2.3. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment Merkezi .....	5
2.4. Ankraj .....	5
2.5. İskeletsel Ankraj .....	7
2.6. Minivida.....	7
2.6.1. Minividanın İçeriği .....	7
2.6.1.1. Krom-Kobalt Alaşımları ( Cr-Co alaşımı).....	7
2.6.1.2. Çelik İçerikli Olanlar .....	8
2.6.1.3. Titanyum ve Titanyum Alaşımları.....	8
2.6.2. Minivida Tasarım Özellikleri.....	8
2.6.2.1. Minividanın Yüzey Özellikleri .....	8
2.6.2.2. Minividanın Dizaynı .....	8
2.6.2.3. Minividanın Çapı .....	8
2.6.2.4. Minividanın Uzunluğu .....	9
2.6.2.5. Minividanın Başı.....	10
2.6.2.6. Minividanın Endikasyonları .....	11
2.6.2.7. Minividanın Kontraendikasyonları .....	12
2.6.2.8. Minividanın Ağız İçinde Yerleştirileceği Alanlar .....	12

2.6.2.9. Minividanın Yerleştirilme Açısı ve Torku.....	13
2.6.2.10. Minivida Yerleştirme Yöntemleri.....	14
2.6.2.11. Kortikal Kemik Kalınlığı ve Yoğunluğu .....	14
2.6.2.12. Minividaya Bağlı Faktörler ve Yerleştirme Tekniği.....	16
2.7. Sonlu Elemanlar Analizi .....	17
2.7.1. Eleman .....	18
2.7.2. Düğüm Noktası .....	18
2.7.3. Ağ Yapısı Oluşturma .....	19
2.7.4. Tarihçe .....	19
2.7.5. Sınır Şartları.....	19
2.7.6. Metodun Önemi .....	20
2.7.7. Metodun Avantajları .....	20
2.7.8. Metodun Dezavantajları.....	20
2.7.9. Metodun Çalışma Şekli.....	21
2.7.10. Kullanım Alanları .....	23
2.7.10.1. Medikal Kullanım Alanları.....	23
2.7.10.2. Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	24
2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Benzer Çalışmalar .....	25
3. MATERYAL VE METOT .....	27
3.1. Minividanın Modellenmesi.....	27
3.2. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi .....	28
3.3. Materyal Özellikleri .....	29
3.4. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi .....	30
3.5. Kanca, Yay ve Ark Telinin Modellenmesi .....	30
3.6. Sınır Koşulları.....	32
3.7. Modellerin Oluşturulması .....	32
3.7.1. Birinci Modelin Oluşturulması .....	32
3.7.2. İkinci Modelin Oluşturulması.....	33
3.7.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması.....	33
3.7.4. Dördüncü Modelin Oluşturulması .....	34
4. BULGULAR.....	36
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular .....	36
4.1.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri.....	36
4.1.2. Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri .....	37

4.1.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri.....	39
4.1.4. Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	40
4.1.5. Sagittal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	42
4.1.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler.....	44
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular .....	44
4.2.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri.....	44
4.2.2. Kemikte Oluş-an Gerilme Değerleri .....	45
4.2.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri.....	50
4.2.4. Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	50
4.2.5. Sagittal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	52
4.2.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler.....	54
4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular.....	54
4.3.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri.....	54
4.3.2. Kemikte Oluş-an Gerilme Değerleri .....	55
4.3.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri.....	59
4.3.4. Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	60
4.3.5. Sagittal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	62
4.3.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler.....	64
4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular .....	65
4.4.1. Kemikte Oluş-an Gerilme Değerleri .....	65
4.4.2. Dişlerdeki Gerilme Değerleri.....	67
4.4.3. Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	68
4.4.4. Sagittal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler .....	69
4.4.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler.....	71
5. TARTIŞMA .....	72
5.1. Amacın Tartış-ılması.....	72
5.2. Materyal ve Metodun Tartış-ılması.....	73
5.3. Bulguların Tartış-ılması .....	77
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	85
KAYNAKLAR .....	87
EKLER.....	100
EK-1. Özgeçmiş.....	100
EK-2. Etik Kurul Onayı.....	101

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanma sürecinde hiçbir zaman desteğini esirmeyen bilgi, tecrübe ve birikimlerini benimle her zaman paylaşan, sabırlı, anlayışlı, yardımsever saygıdeğer tez danışmanım **Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU'ya**

Mesleki gelişimimde büyük katkıları olan, bilgi ve birikimlerini benimle paylaşarak yol gösteren değerli hocam **Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül EVREN'e**

Uzmanlık bilgilerimin oluşmasında büyük pay sahibi olan ve desteklerini esirgemeyen **Dr. Öğr. Üyesi Erdem HATUNOĞLU'na;**

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini hep hissettiğim canım dostlarım **Uzm. Dt. Serdar DEMİRTÜRK, Uzm. Dt. Ayhan DOĞAN, Uzm. Dt. Samet ÖZDEN ve Arş. Gör. Mahmut Ayhan ÖNER'e;**

Bu süreçte yanımda olan değerli asistan arkadaşlarım ve desteklerini esirgemeyen tüm Ortodonti Anabilim Dalı Ailesi'ne;

Hayatım boyunca maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen bugünlere gelmemde büyük emekleri olan değerli aileme;

Tüm içtenliklerimle teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### Çeşitli Yöntemlerle Yapılan Mandibular Molar Mezializasyonunun Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

**Amaç:** Çalışmamızın amacı, minivida destekli ve minivida desteksiz mandibular molar mezializasyon yöntemlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemektir.

**Materyal ve Metot:** Sonlu elemanlar analizi programı kullanılarak 4 farklı çalışma modeli oluşturulmuştur. Modeller, minividadan 2. molar dişin çengeline (1. Model), minividadan 2. molar dişin direnç merkezine uzatılmış kola (2. Model), indirek ankraj ile 2. molar dişin çengeline (3. Model) ve diş destekli ankraj ile 2. molar dişin çengeline (4. Model) kuvvet verilmesi şeklinde oluşturulmuştur. Her bir modelde dişte, alveol kemiğinde ve minividanın etrafında oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, Von Mises stres analizi ve dişlerde oluşan hareket şekilleri ayrı ayrı incelenmiştir.

**Bulgular:** Direk ankrajla molar dişin çengeline kuvvet verilmesi sonucunda dişte daha çok mezial yönde devrilme oluşmuştur. Stres ve gerilmeler ise yoğun bir şekilde molar dişin ve minividanın etrafında gözlemlenmiştir. İkinci modelde molar dişte paralel hareket olduğu, gerilme ve streslerin daha dengeli bir şekilde yayıldığı görülmüştür. Üçüncü ve dördüncü modellerde molar dişte hafif devrilme ile mezializasyon benzer şekilde gerçekleşmiştir ancak stres ve gerilmeler farklılık göstermiştir.

**Sonuç:** Molar dişin gövdesel mezializasyonunda, dişin direnç merkezine uzatılan koldan minividaya uygulanan kuvvet daha etkili olmaktadır. Bu kuvvet esnasında oluşan gerilme ve stresler daha dengeli bir şekilde dağılım göstermektedir. Minividanın ankraj olarak kullanılması ile dişler etrafında oluşan stres ve gerilmeler önemli ölçüde azalmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Mandibular molar mezializasyonu, minivida, sonlu elemanlar analizi



## ABSTRACT

### **Evaluation of Mandibular Molar Mesialization by Various Methods with Finite Element Analysis**

**Aim:** The aim of our study is to examine the miniscrew supported and non-miniscrew supported mandibular molar mesialization methods with finite element analysis.

**Material and Method:** Four different working models were created using the finite element analysis program. The models are formed by giving strength from miniscrew to the hook of the 2nd molar (Model 1), from the miniscrew to the arm extended to the center of resistance of the 2nd molar (Model 2), from the hook of the 2nd molar with indirect anchorage (Molar 3), and from the hook of 2nd molar with tooth-supported anchorage (Model 4). Maximum and minimum principal stresses in the tooth, alveolar bone and around the miniscrew in each model, Von Mises stress analysis and movement patterns in the teeth were examined separately.

**Results:** As a result of the first model, the tooth was tipped mesially. Stress and strains were observed intensely around the molar tooth and miniscrew. In the second model, parallel movement of second molar occurred, stress were spreaded more evenly. In the third and fourth models, tipping and mesialization of the molar were similar, but the stresses and strains were different.

**Conclusion:** The force applied to the miniscrew from the arm extended to the resistance center of the tooth is more effective. The stresses and stresses that occur during this force are more evenly distributed. With the use of the miniscrew as an anchor, the stress and tensions around the teeth are significantly reduced.

**Keywords:** Finite element analysis, mandibular molar mesialization, miniscrew

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>BT</b>	: Bilgisayarlı tomografi
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>g</b>	: Gram
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MRI</b>	: Manyetik rezonans görüntüleme
<b>N</b>	: Newton
<b>Ni-Ti</b>	: Nikel-Titanyum
<b>°</b>	: Derece
<b>%</b>	: Yüzde

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Minividanın modellenmesi.....	27
Şekil 3.2. Dişlerin modellenmesi.....	28
Şekil 3.3. Periodontal ligamentin modellenmesi .....	28
Şekil 3.4. Kemiğin modellenmesi.....	29
Şekil 3.5. Braketler ve tüplerin modellenmesi .....	30
Şekil 3.6. Ark telinin modellenmesi .....	31
Şekil 3.7. Kancanın modellenmesi .....	31
Şekil 3.8. Yayın modellenmesi.....	32
Şekil 3.9. Birinci çalışma modelinin oluşturulması.....	33
Şekil 3.10. İkinci çalışma modelinin oluşturulması .....	33
Şekil 3.11. Üçüncü çalışma modelinin oluşturulması .....	34
Şekil 3.12. Dördüncü çalışma modelinin oluşturulması.....	34
Şekil 4.1. Birinci modelde minivida da oluşan Von Mises stres değerleri.....	36
Şekil 4.2. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler .....	37
Şekil 4.3. Kortikal kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler.....	37
Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler .....	38
Şekil 4.5. Kortikal kemikte minivida civarında oluşan minimum asal gerilmeler .....	38
Şekil 4.6. Spongiyöz kemikte oluşan maksimum (a), minimum (b) asal gerilmeler .....	39
Şekil 4.7. Molar dişte oluşan maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b).....	40
Şekil 4.8. Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b), lingual (c) .....	41
Şekil 4.9. Molar dişin yüzeyi boyunca görülen hareket miktarları bukkal (a) ve lingual (b) .....	42
Şekil 4.10. Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c) .....	43
Şekil 4.11. Molar dişin yüzeyi boyunca görülen hareket miktarları bukkal (a) ve lingual (b) .....	44
Şekil 4.12. Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler .....	44
Şekil 4.13. İkinci modelde minivida da oluşan Von Mises stres değerleri .....	45

<b>Şekil 4.14.</b> Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler .....	46
<b>Şekil 4.15.</b> Kortikal kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler .....	46
<b>Şekil 4.16.</b> Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler .....	47
<b>Şekil 4.17.</b> Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler .....	47
<b>Şekil 4.18.</b> Spongiyöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler .....	48
<b>Şekil 4.19.</b> Spongiyöz kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler .....	48
<b>Şekil 4.20.</b> Spongiyöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler .....	49
<b>Şekil 4.21.</b> Spongiyöz kemikte minivida civarında oluşan minimum asal gerilmeler .....	49
<b>Şekil 4.22.</b> Molar dişte oluşan maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b) .....	50
<b>Şekil 4.23.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c) .....	51
<b>Şekil 4.24.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a) ve lingual (b) .....	52
<b>Şekil 4.25.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c) .....	53
<b>Şekil 4.26.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b) ..	54
<b>Şekil 4.27.</b> Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler .....	54
<b>Şekil 4.28.</b> Üçüncü modelde minividada oluşan Von Mises stres değerleri .....	55
<b>Şekil 4.29.</b> Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmeler .....	56
<b>Şekil 4.30.</b> Kortikal kemiğe ait minivida civarında görülen maksimum asal gerilmeler .....	56
<b>Şekil 4.31.</b> Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler .....	57
<b>Şekil 4.32.</b> Kortikal kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler .....	57
<b>Şekil 4.33.</b> Spongiyöz kemiğe ait maksimum asal gerilmeler .....	58
<b>Şekil 4.34.</b> Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen maksimum asal gerilmeler .....	58
<b>Şekil 4.35.</b> Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler .....	59
<b>Şekil 4.36.</b> Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler .....	59
<b>Şekil 4.37.</b> Molar dişte ait maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b) .....	60

<b>Şekil 4.38.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c).....	61
<b>Şekil 4.39.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b).....	62
<b>Şekil 4.40.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c) .....	63
<b>Şekil 4.41.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b) ...	64
<b>Şekil 4.42.</b> Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler .....	64
<b>Şekil 4.43.</b> Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmeler .....	65
<b>Şekil 4.44.</b> Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler.....	66
<b>Şekil 4.45.</b> Spongiyöz kemiğe ait maksimum asal gerilmeler.....	66
<b>Şekil 4.46.</b> Spongiyöz kemiğe ait minimum asal gerilmeler .....	67
<b>Şekil 4.47.</b> Molar dişte ait maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b) .....	67
<b>Şekil 4.48.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c).....	68
<b>Şekil 4.49.</b> Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b).....	69
<b>Şekil 4.50.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c) .....	70
<b>Şekil 4.51.</b> Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b) ...	71
<b>Şekil 4.52.</b> Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler .....	71

# TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo No</b>	<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 3.1.</b> Diş, kemik, periodontal ligament, minivida, braket ve ark teline ait elastik modülü ve poisson oranları .....	29
<b>Tablo 3.2.</b> Çalışmada kullanılan eleman ve nodül sayısı .....	30



# 1. GİRİŞ

Mandibular birinci molar dişlerin kaybına sıklıkla rastlanmaktadır. Bu kaybın temel nedeninde bu dişlerin erken çürümeleri ve endodontik problemler yatmaktadır (1). Mandibular birinci molar dişlerin erken kaybı durumunda geleneksel tedavi yöntemi olarak protetik tedavi veya implant yapılmaktadır. Bununla birlikte birinci molar dişin kaybı durumunda bu boşluğa ikinci molar diş getirilerek bu boşluk kapatılabilir. İkinci molar dişin ortodontik tedavi ile mezialize edilerek bu boşluğun kapatılması protetik ve implant tedavi şekillerine göre daha az invaziv ve daha konservatif bir yaklaşımdır. Özellikle mandibular üçüncü molar dişlerin ağızda bulunduğu durumlarda mandibular ikinci molar dişlerin mezialize edilmesi daha da önemli hale gelmektedir. Molar mezializasyonu ile çekim boşluğunun kapatılması çok etkili bir tedavi yaklaşımı olmasına rağmen kortikal kemiğin kalınlığından dolayı mandibular ikinci molar dişleri bu boşluğa doğru hareket ettirmek oldukça güçtür (2).

Mandibular ikinci molar dişlerin uzun köklere sahip olması ve etrafındaki kortikal kemiğin kalınlığının fazla olması sebebiyle bu dişleri mezialize etmek için güçlü bir ankraj gereksinimi vardır. Bu ankraj gereksinimini karşılamak için son yıllarda minivida destekli molar mezializasyon yöntemleri yaygınlaşarak kullanılmaya başlanmıştır (3).

Mandibular dişler mezialize edilirken direk veya indirek ankraj yöntemlerinden faydalanılmaktadır. Her iki yöntem de günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Direk ankraj ile oluşan stres ve gerilimler daha çok minivida etrafında yoğunlaşırken indirek ankrajda ise bu stres ve gerilimler diğer dişlere de dağılmaktadır (4).

Minivida ankrajlı molar mezializasyon yöntemleri son zamanlarda yaygınlaşarak kullanılsa da kullanılan yöntem ve minividaların ankraj desteklerinin karşılaştırılması konusunda yeterli çalışma bulunmamaktadır. Sonlu elemanlar analizi ile farklı yükleme protokolleri rahatlıkla denenip karşılaştırılabilir. Böylece uygulanacak en uygun yükleme elde edilebilir. Son zamanlarda sonlu elemanlar analizi özellikle bu yüklemeler sırasında minividanın etrafındaki stres dağılımına odaklanmıştır. Böylece her bir yükleme koşulunda oluşan stresler analiz edilip değerlendirilebilir (3).

Sonlu elemanlar analizi ile cisimlere uygulanan kuvvetin etkilerini 3 boyutlu olarak incelemek mümkündür (5). Bu yöntem özellikle dentoalveolar bölgede oluşan değişikliklerin detaylı bir şekilde incelenebilmesi için nicel veriler sunmaktadır. Bu tür analizler sayesinde, dokuda meydana gelen değişikliklerin, reaksiyonların ve etkileşimlerin daha iyi anlaşılması mümkün olmuştur (6).

Bu çalışmamızın amacı geleneksel yöntemlerle yapılan mandibular molar mezializasyon yöntemleri ile minivida ankrajlı yapılan mandibular molar mezializasyon yöntemlerini çene kemiğinde oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri karşılaştırmaktır. Bu amaca yönelik olarak incelenmek istenilen hususlar; mandibular molar mezializasyonu kullanılacak olan sanal modellerin ve uygulanacak mezializasyon mekaniklerinin dizayn edilmesi, sanal modele yerleştirilmesi ve sanal ortamda mezializasyon başladıktan sonra oluşan stres bölgelerinin ve yer değiştirmelerin sonlu elemanlar analizi ile tespitinin yapılması şeklinde sıralanabilir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kuvvet

Herhangi bir cismin uzayda yer değiştirmesine neden olan etkiye kuvvet denir. Farklı büyüklük ve şekillerde olabilen kuvvet, vektörel bir büyüklük olup süre, şiddet, yön ve dağılım gibi dört temel özelliğe sahiptir (7).

Günümüzde medikal tedavide kullanılan yüzlerce farklı ilaçlar vardır, bununla birlikte ortodontistlerin kullandığı tek ilaç kuvvettir. Kuvvet iyi anlaşıldığında dişte oluşabilecek hareketler de önceden öngörülebilir ve anlaşılabilir. Kuvvetin büyüklüğü, yönü, şiddeti ve bileşenleri oluşacak hareketin de özelliğini belirler (8).

Süresine göre kuvvetler devamlı, aralıklı ve kesikli olarak üçe ayrılmaktadır (7).

#### 2.1.1. Devamlı Kuvvet

Bu yöntemde şiddetinde azalmalar olsa da sürekli olarak kuvvet uygulanmaktadır. Sabit mekaniklerle oluşturulan kuvvetler genellikle bu türden olup; Ni-Ti açıcı yaylar, elastikler veya teller bu kuvvet şekline örnek olarak verilebilir (9-12).

#### 2.1.2. Aralıklı Kuvvet

Uygulanmasından kısa bir süre sonra kuvvetin sıfıra inmesi, sonra tekrar oluşması ve tekrar sıfıra inmesi gibi birbirini takip eden periyotlardan oluşan kuvvet çeşididir. Hareketli ve fonksiyonel apareylerle oluşturulan kuvvet bu tarzdadır (9-12).

#### 2.1.3. Kesikli Kuvvet

Uygulanmasını takiben zamanla azalarak sıfıra inen kuvvet türüdür. Sistemin her aktivasyonunda çok yüksek olan kuvvet zamanla azalarak sıfıra inmektedir. Genellikle hızlı maksiller genişletme yapan apareylerin kullanılması esnasında oluşur (9-12).

### 2.2. Ortodontik Diş Hareketi

Herhangi bir dişe kuvvet uygulandığında, kuvvet uygulanan yönde periodontal ligamentte sıkışma aksi yönde ise gerilmeler oluşur. Bu sıkışma ve gerilmeler

sonucunda kemik yüzeyindeki osteoklastlar ve osteoblastların aktive olmasıyla kemikte yıkım ve yapımlar oluşur. Buna 'remodeling' denir. Remodeling olayı sonucunda dişte kuvvet uygulanan yönde bir hareket oluşur (13, 14). Yeni kemik yapımına apozisyon, yıkımına da rezorbsiyon denilmektedir (15). Apozisyon ve rezorbsiyon olaylarında rol oynayan ve dişin hareketini sağlayan yapı periodontal ligamenttir. Bu yapı temel olarak kollajen fibriller, sinir ağı, kapiller damarlar, hücresel elemanlar ve doku sıvısından oluşur. Ortalama kalınlığı 0.25 mm olup fiziksel, mekaniksel ve hücresel aktivitelerde görev alır (14, 16).

Diş hareketi üzerinde iki temel hipotez öne sürülmüştür: Bunlar piezoelektrik veya bioelektrik teorisi ile basınç gerilim teorisidir.

### **2.2.1. Piezoelektrik (Bioelektrik) Teorisi**

Dişe dışarıdan bir kuvvet uygulandığında diş bu kuvveti kök yüzeyi boyunca periodontal ligamente, periodontal ligament aracılığı ile de kemiğin dış yüzeyine iletir. Bu stres, kemiğin dış yüzeyinde pozitif (+), iç yüzeyinde ise negatif (-) yük oluşumuna neden olur. Bu elektriksel dönüşüm apozisyonu başlatan nedendir (13, 14, 17).

### **2.2.2. Basınç-Gerilim Teorisi**

En çok kabul edilen teoridir. Sıkışmanın olduğu bölgede kanlanmanın azalması sonucunda, osteoklastlar bu bölgeye gelerek rezorbsiyonu başlatır. Gerilmenin olduğu tarafta ise, artan kan akımı ile bu bölgeye gelen osteoblastlar yeni kemik oluşmasını sağlarlar. Yani hareket yönünde sıkışma ve rezorbsiyon, tersi yönde ise gerilim ve apozisyon olmakta ve böylece diş hareketi sağlanmaktadır (13, 14). Bu teoriye göre hareket 3 fazda meydana gelmektedir.

**Başlangıç fazı:** Dişe kuvvet verildikten sonra periodontal ligamentin sıkışması sonucunda oluşan ilk harekettir.

**Gecikmiş faz:** Başlangıç fazından sonra hareketi oluşturan hücrelerin bu bölgeye gelerek çoğalması ile harekete hazırlandıkları dönemdir. Burada hücresel aktiviteler maksimum seviyededir.

**Hareket fazı:** Bu safhada osteoklastlar kemiği rezorbe etmeye başlar ve hareket oluşur (13, 18, 19).

### **2.3. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment Merkezi**

Cismin herhangi bir etkiye maruz kalmaksızın, uzaysal olarak kütesinin odaklanılmış en merkezi yeri direnç merkezi olarak adlandırılmaktadır. Direnç merkezinin konumu dişin uzunluğuna, alveol kret yüksekliğine, kök sayısına ve morfolojisine bağlı olarak değişebilmektedir (20). Tek köklü dişlerde direnç merkezi, kökün alveol soketinin içinde bulunan uzunluğunun yarısına yakın bir mesafede bulunurken, çok köklü dişlerde furkasyon bölgesi veya bunun 1 mm apikalinde yer almaktadır. Direnç merkezi, kemik kaybı veya kök rezorpsiyonundan etkilenebilir ve yer değiştirebilir (21, 22).

Rotasyon merkezi, dişin dönme hareketi yapabildiği hayali bir noktadır. Bir cismin rotasyonundan bahsedilebilmesi için dönme hareketini yapabilmesi gerekmektedir. Ekstrüzyon veya intrüzyon hareketlerinde dönme hareketi oluşmadığından rotasyon merkezinin de bulunmadığı söylenebilir. Paralel yönlü harekette ise rotasyon merkezi sonsuzdadır. Rotasyon merkezi uygulanacak hareketin tipinden, kuvvetin uygulandığı nokta ve kuvvetin uygulanma yönünden etkilenmektedir (20-22).

Moment, cisme uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile direnç merkezine olan dik uzaklığının çarpımına eşittir (20). Uygulanan moment ve kuvvet oranlarının değiştirilmesi ile dişin rotasyon merkezinin yeri de değişebilmektedir. Örneğin diş kronu seviyesinden kuvvet uygulandığında, kron kuvvetin uygulama yönünde hareket ederken kök ucu da aksi yönde hareket etmekte ve dişte devrilme hareketi oluşmaktadır. Uygun moment kuvvet uygulaması ile bu rotasyon merkezi dişin kökünün ucuna taşınabilir. Bu durumda kron, kuvvet yönünde devrilme hareketi yaparken kök ucu ise pozisyonunu korur. Başka bir deyişle diş, kök ucu etrafında döner (kontrollü devrilme). Direnç merkezinden geçecek şekilde kuvvet verildiğinde ise saf translasyon hareketi oluşur ve diş gövdesel hareket eder. Dönme merkezi braket slotunun etrafına alındığında ise sadece kök hareketi oluşur. Bu harekete ise tork adı verilir (13, 16, 20).

### **2.4. Ankraj**

Diş hareketlerine karşı olan dirence ankraj denir. Ortodontide dişler, çene kemikleri, kaslar ve kafatası gibi yapılar ankraj olarak alınabilir (13). Newton'un 2. yasasına (etki-tepki) göre, bir cisme dışardan kuvvet verildiğinde o cisimde de kuvvete karşı bir tepki oluşur. Dolayısıyla hareketi istenen dişte oluşan etkiye karşılık, ankraj

bölgelerinde de tepki oluşur. Bu iki kuvvet birbirine eşit ama zıt yönlüdür. Bu nedenle bu iki bölgenin birbirlerine karşı dirençleri hareket miktarını belirler (20).

Ankraj ihtiyacına göre ankrajlar; minimum, moderate veya maksimum olarak üçe ayrılır. Çekim boşluğunun  $\frac{1}{4}$ 'ü veya daha azının anterior dişlerin retraksiyonu ve  $\frac{3}{4}$ 'ünün posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatılması minimum, bu boşluğun eşit şekilde kapatılması moderate, çekim boşluğunun  $\frac{3}{4}$ 'ü veya daha fazlasının anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılması ise maksimum ankraj olarak tanımlanır. Maksimum ankraj gerektiren olgularda ankraji artırma yöntemlerine başvurulabilir. Dişlerin sayısının artırılması, ilave olarak çene kemiğinden destek alınması bu yöntemlerin bazılarıdır (20, 23). Bununla birlikte, son dönemlerde minividaların yaygın olarak kullanıma girmesi ile minivida destekli ankraj artırma yöntemleri daha popüler hale gelmiştir (24).

Ankraji artırmanın en basit yolu ilave edilen diş sayısının artırılmasıdır. Diş sayısını artırmak posterior ankraji güçlendirmenin en pratik ve temel yollarından biridir (23). Diş sayısının artırılması dışında lingual ark, nance butonu, lip bumper ya da servikal headgear gibi diğer geleneksel yöntemlere de başvurulabilir (25). Kesici dişler ve premolar dişlerin hareketi nispeten kolaydır ancak molar dişlerin hareketi zordur. Maksillaya oranla mandibular kortikal kemik kalınlığının daha fazla olması ve spongiyöz kemiğin daha az olmasından dolayı mandibular molar dişlerin hareketi daha da zorlaşmaktadır. Özellikle mandibular molar dişlerin hareketi için ankraj gereksiniminin çok fazla olması nedeniyle geleneksel yöntemlerle bu dişlerin gövdesel hareketle mezialize edilmesi çok zordur (21). Bu nedenle geleneksel yöntemlerde oluşabilecek ankraj kaybını önlemek ve/veya azaltmak için minivida destekli iskeletsel ankrajlar kullanılmaya başlanmıştır (26).

İki çeşit minivida destekli ankraj sistemi vardır. Bunlar:

Direk ankraj: Elastik zincir veya yaylarla kuvvetin doğrudan minividaya aktarıldığı sistemlerdir.

İndirek ankraj: Kuvvetin doğrudan minividaya aktarılmadığı, destek sağlayıcı sistemlerdir (27, 28).

## **2.5. İskeletsel Ankraj**

Ankraj olarak dişlerin alınması, dişlerde istenmeyen hareketlere neden olabilmektedir. Ağız dışı aparey kullanılması ise hasta kooperasyonu gerektirmektedir. Lip bumper veya diğer intraoral apareyler geniş yer kaplamakta (29) ve bu sistemler ankrajı da tam olarak koruyamamaktadır. Bundan dolayı daha rijit bir ankraj arayışına gidilmiştir. Dental minividaların geliştirilmesi ve kullanımı ile ortodontide mutlak ankraj ihtiyacı büyük ölçüde sağlanmaya çalışılmıştır.

## **2.6. Minivida**

Minividalar, kemik ile arasında osteointegrasyon gerekmeden ankraj amacıyla kullanılan aygıtlardır (30). İlk defa 1945 yılında in vitro ortamda kullanılmış olup (31), ortodontik amaçlı ankraj sağlamak için ise 1969'da kullanılmıştır (32). Ortodonti kliniğinde ise 1983 yılında kullanılmaya başlanmıştır (31). Kullanımları basit ve pratik olduğundan, özellikle iskeletsel ankraj gereksinimi olan vakalarda klinik kullanımları hızla artmıştır (33). Son yıllarda farklı çap, boyut ve biçimde minivida çeşitleri geliştirilmiştir (34).

### **2.6.1. Minividanın İçeriği**

Minividalar temel olarak titanyum (saf titanyum) ve titanyum alaşımlarından (titanyum-alüminyum-vanadyum) geliştirilmiş olmakla birlikte, paslanmaz çelikten üretilmiş çeşitleri de bulunmaktadır (35). Ortodontik ankraj amacıyla genellikle alloplastik malzemelerden üretilmiş olanı tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte, farklı materyallerden üretilen vidaların; işlenebilirlik, biyouyumluluk, elastikiyet ve mekanik özellikleri ile ilgili avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (36). Biyouyumluluk açısından değerlendirildiğinde titanyum ve titanyum alaşımları çok üstün özelliklere sahiptirler (37). Paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarından üretilen minividalar genel olarak kabul görseler de bu vidaların klinik kullanımlarında uzun dönemde stabilizasyon sorunları ortaya çıkabilmektedir (38, 39).

#### **2.6.1.1. Krom-Kobalt Alaşımları ( Cr-Co alaşımı)**

İlk üretilen minivida çeşitlerinde Krom-Kobalt alaşımları kullanılmakla birlikte, zamanla istenilen klinik başarıyı gösteremedikleri için kullanımları azalmıştır. Günümüzde ise güncelliklerini tamamen yitirmişlerdir (37).

### **2.6.1.2. Çelik İçerikli Olanlar**

Her ne kadar biyouyumlu olarak kabul edilseler de zamanla minivida ile kemik arasında bağ dokusu geliştiğinden (37), bu minivida türlerinin titanyumdan üretilen minividalara göre kemik ile arasında oluşan temas miktarı daha azdır. Gerek bu dezavantajlarından dolayı gerekse de MR ve BT değerlendirmelerinin sağlıklı bir şekilde yapılmasını engellemeleri nedeniyle günümüzde kullanımları pek önerilmemektedir (40).

### **2.6.1.3. Titanyum ve Titanyum Alaşımları**

Bu vidalar kemikle geniş temas alanı sağlamaları ve üstün biyouyumluluk özelliklerinden dolayı günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmakta olup üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptirler. Stres ve kuvvete dayanıklı, aşınmaya ve korozyona karşı dirençli olup sitotoksik değildirler (31, 37).

## **2.6.2. Minivida Tasarım Özellikleri**

### **2.6.2.1. Minividanın Yüzey Özellikleri**

Ağızda kullanıldıklarında doku reaksiyonu geliştirmemeleri için minividaların doku dostu içeriğe sahip olmaları gerekir. Minividaların doku dostu olmalarının yanında, dokudan uzaklaştırırken de rahatlıkla çıkarılabilmeleri için cilalanmış bir yüzeye sahip olmaları gerekir (31, 37).

### **2.6.2.2. Minividanın Dizaynı**

Ankraj amacıyla kullanılan minividanın üzerine gelen yükü düzgün ve eşit bir şekilde dağıtabilmesi için iyi bir tasarıma sahip olması gerekir. Farklı alaşım içeriğine sahip parçalı minividalar korozyona uğrayabilme riski barındırdıklarından dolayı genelde minividaların tüm parçalarının aynı materyalden üretilmesi tavsiye edilmektedir (37). Kullanım yerlerine göre farklı dizayna sahip minividalar tercih edilebilir (31).

### **2.6.2.3. Minividanın Çapı**

Günümüzde kullanılan mini vida çapları ortalama 1.2 mm ile 2.3 mm arasında değişmektedir. Minividanın stabilitesinin iyi olması için minivida çapının dışında çevresinde de yeterli miktarda kemik olması gerekmektedir (37). Minividanın

çevresinde olması gereken minimum kemik miktarı için 0.5 mm (41), 1 mm (42, 43), 1.5 mm (44) ve 2 mm (45) gibi farklı görüşler bildirilmiştir.

Minividanın yerleştirileceği bölgeye göre çapları değişebilir. Retromolar veya palatinal bölgedeki kemik miktarının iyi olması ve sınırlandıran yapıların daha az olmasından dolayı daha kalın bir minivida seçilebilir. Ancak minividanın sıklıkla uygulandığı bölgeler bu yerler olmayıp daha çok dişlerin kökleri arasına uygulanmaktadır. İki kök arasındaki kemik miktarı daha sınırlı olduğu için seçilecek minividanın çapının orta veya ince olması daha uygun olabilir (46).

Ortodontik tedavi uygulanırken diş hareketlerine bağlı olarak kökler arasındaki mesafe değişebileceğinden, minivida uygulanmadan önce bu husus da göz önüne alınmalıdır (47). Schnelle ve ark. (43), Poggio ve ark. (42) ve Costa ve ark. (48, 49) minividanın yerleştirilmesi için en uygun yerin yapışık dişeti bölgesi olduğunu belirtmişlerdir. Bunun mümkün olmadığı durumlarda hareketli mukozaya da yerleştirilebileceğini, ayrıca kullanılacak minivida çapının da 1.6 mm'den fazla olmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Poggio ve ark. (42), Park ve ark. (50), Sung ve ark. (51) minividanın sahip olması gereken ideal çapın 1.2-1.5 mm arasında olduğunu belirtmişlerdir. Minividanın çapı ve uzunluğu ile ilgili yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada çapın uzunluktan daha önemli olduğu belirtilmiştir (52). Örneğin, Miyawaki ve ark. (52) 1 mm çapındaki vidaların erken kaybedildiğini, 1.3 mm veya daha fazla çapa sahip vidaların %85 üzeri olmak üzere daha yüksek başarı oranına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Çapı 1.3 mm ile 2 mm arasında değişen minividaların başarı oranlarının ise birbirlerine yakın olduğu belirtilmiştir (53, 54).

Sonuç olarak ankraj amacıyla bir minivida seçilecekse; minividanın özellikleri ile uygulanacak bölge dikkatlice seçilmelidir. Tüm bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda ortalama 1.4-1.6 mm çapa sahip titanyumdan yapılmış minividaların seçilebilecek en uygun minividalar olduğu söylenebilir (37, 54, 55).

#### **2.6.2.4. Minividanın Uzunluğu**

Genelde bir minividanın uzunluğu minividanın ucundan şaftına kadar olan bölüm olarak kabul edilir ve bu uzunluk ortalama 4-10 mm arasında değişmektedir.

Hangi uzunlukta minividanın yerleştirileceği tamamen uygulanacak kemiğin derinliğine bağlıdır (37).

Minivida boyunun 10 mm'yi aştığı durumlarda kemiği perfore etme riskinin olabileceği ve bu riskin, özellikle maksiller sinüs ve mandibular kanal bölgesinde daha fazla olduğu belirtilmiştir (48).

Minividanın uygulanacağı kemik kalınlığı değerlendirildiğinde ise kortikal kemik miktarı arttıkça uygulama güvenliğinin arttığı (37) ve gelen yükün kemik yüzeyi boyunca daha iyi absorbe edildiği de belirtilmiştir (56).

Mini vidanın uzunluğunun arttığı durumlarda çapının da artması vidanın üzerine gelen yükü tolere edebilmesi açısından önemlidir. İnce çapa ve uzun boya sahip bir minivida üzerine gelen yükü kaldıramayabilir ve kırılabilir (37). Literatürde ideal minivida uzunluğunun 6-10 mm arasında olması gerektiği (42) ve minividanın tasarımının ve çapının stres dağılımı açısından boyuna göre daha önemli olduğu belirtilmiştir (36).

Her ne kadar stres dağılımı açısından minivida uzunluğu daha az önemli olsa da kemik içerisinde kalan minivida uzunluğunun en az 5 mm olması gerektiği belirtilmiştir. Ancak minivida uzunluğunun artmasından ziyade, minividanın kortikal kemik içerisindeki miktarının artması tutuculuk ve stabilite açısından çok daha önemlidir (57).

Aslında çoğu vakada 6, 8 veya 10 mm uzunluğunda minivida kullanımı yeterlidir. Genel olarak 6-7 mm uzunluktaki minividaların mandibulada, 8-10 mm uzunluğundakilerin maksillada, 10 mm ve üzerindeki ise mandibular retromolar bölgede veya maksillada bikortikal olarak uygulanmasının daha uygun olduğu söylenebilir (37).

#### **2.6.2.5. Minivida Başı**

Minivida başının şekli ve uzunluğu ankraja direk katkısından ziyade doku tahrişini önleyecek ve rutin ortodontik uygulamalara izin verecek bir şekle sahip olması tercih edilmelidir. Farklı tasarım ve şekle sahip minivida başları bulunmaktadır. Bunlar arasında en yaygın olanları kancalı, yuva başlı, tek slotlu, çapraz yuvalı ve bilye başlı vida modelleridir (37).



Minivida başının şekli tek bir mekaniğin uygulanmasına özgü olabileceği gibi farklı birçok mekaniklere uygun ve/veya daha genel bir kullanıma uygun olacak şekilde de dizayn edilebilir. Bu nedenle kullanılacak minivida başının, hastaya uygulanması düşünülen tedavi mekaniklerine uygun olarak seçilmesi daha faydalı olacaktır. Hekim tek bir mekaniğe özgü bir minividayı mı veya daha klasik bir şekle sahip minividayı mı kullanacağına tedavinin başında karar vermelidir. Örneğin hastaya elastik zincir veya kapalı sarmal yaylar uygulanacaksa kancalı bir minivida başının seçilmesi daha uygundur. Ancak tedavinin ilerleyen dönemlerinde indirek ankraj gereksinimi de olacak ise braket başlı veya çapraz slot başlı bir minividanın kullanılması daha faydalı olabilir (31, 37, 47).

Bununla birlikte hastanın ağızında her mekanik için farklı bir minivida uygulanması pratik ve ekonomik açıdan mümkün olmayacağından, birçok mekanik uygulama için uygun olabilecek ve daha evrensel bir kullanıma sahip bir minivida seçilmesi daha akılcı olacaktır (37, 58).

#### **2.6.2.6. Minivida Endikasyonları**

Günümüzde ankraj amacıyla yaygın bir şekilde kullanılan minividaların klinik endikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Molar dişlerin mezializasyonu, distalizasyonu ve intrüzyonu,
- Gömülü dişlerin sürdürülmesi,
- Eğilmiş dişlerin dikleştirilmesi,
- Hastanın düzenli gelmediği ve ankrajın kritik olduğu durumlar,
- Okluzal uyumsuzlukların düzeltilmesi (59),
- Boşlukların korunması veya kapatılması,
- Anterior dişlerin intrüzyonu ve retraksiyonu,
- Simetrik ve asimetrik dental genişletme,
- Supraerüpte dişlerin okluzal seviyeye getirilmesi,
- Maksillada oluşmuş okluzal kantın düzeltilmesi,
- Gömülü kanin dişlerin traksiyonu (60),

- Mutlak ankraj gereksinimi olan vakalar,
- Gövdesel diş hareketi gereksinimi olan durumlar (61).

#### **2.6.2.7. Minivida Kontraendikasyonları**

Sıklıkla kullanılmalarına rağmen minividaların bazı kontraendikasyonları da bulunmaktadır. Bunlar;

- Diyabet, osteoporoz, osteomyelit, kan displazileri gibi bazı sistemik hastalıklar,
- İntraoral radyoterapi alacak hastalar,
- Psikolojik bozukluğu olan hastalar,
- Enfeksiyonlar,
- Kontrol altına alınamamış periodontal hastalıklar,
- Minivida uygulanmasını zorlaştıran tümöral veya kistik patolojiler,
- Minivida yerleştirilmesi için yeterli alan bulunmaması,
- Kortikal kemiğin yeterli olmaması veya düşük kalitede olması,
- Minivida uygulanmasını kabul etmeyen hastalar (61),
- Süt ve erken karma dentisyondaki sınırlamalar (62),
- Sigara kullanımı vb. başarıyı etkileyen faktörler (63),
- Ağız hijyeni çok kötü olan hastalar (64) şeklinde sıralanabilir.

#### **2.6.2.8. Minividanın Ağız İçinde Yerleştirilebileceği Alanlar**

Minivida yerleştirilmesi için maksillada birçok farklı alan bulunmaktadır. Bunlardan en uygun olanları (30, 31, 65);

- Anterior nazal spina altı,
- Midpalatal bölge,
- İnfrazigomatik kret,
- Tüber bölgesi,
- Alveolar kretler (interradiküler alanlar),

- Daha önceden diş çekimi yapılmış bölgeler şeklinde sıralanabilir.

Mandibulada için ise (30, 65) bu alanlar,

- Simfiz veya parasimfiz,
- Alveolar kret (interradiküler alanlar),
- Retromolar alan,
- Daha önceden çekim yapılmış bölgeler olarak belirtilebilir.

Maksillada ve mandibulada minivida uygulanması için en güvenli anatomik bölgeler araştırılmış ve maksillada palatinal yüzde, kaninden ikinci molara kadar olan bukkal yüzde de kaninden birinci molara kadar olan interradiküler bölgelerin uygun olduğu belirlenmiştir. Mandibulada ise yine kanin dişinden ikinci molar dişe kadar olan interradiküler alanlar bu işlem için önerilmiştir (66).

Diğer bir çalışmada da mandibular bukkal tarafta retromolar bölgeye doğru gidildikçe kemik yoğunluğunda artış olduğu (67) ve kemik yoğunluğuyla birlikte kortikal kemik kalınlığının da mandibular retromolar ve maksiller palatinal bölgelerde arttığı bildirilmiştir (68).

#### **2.6.2.9. Minividanın Yerleştirilme Açısı ve Torku**

##### **Oblik Yerleştirme**

Minivida farklı açısal değerlerde kemik yüzeyine yerleştirilebilir. Özellikle diş köklerinin birbirine çok yakın olduğu durumlarda oblik yerleştirme tercih edilir. Bu açısal yerleştirmeler 30°'den 90°'ye kadar değişebilmektedir (55, 69).

##### **Dik Açıyla Yerleştirme**

Daha pratik ve güvenli bir yöntemdir. Minivida, kemik yüzeyine dik bir şekilde yerleştirilir. Kökler arasına yerleştirilecekse kökler arasında yeterli mesafenin bulunması gerekir (70-72).

Kortikal kemiğin yeterli olduğu mandibulada minividanın kortikal kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesi ile yeterli stabilite sağlanır. Maksiller bukkal bölge gibi kortikal kemiğin daha ince olduğu yerlerde ise açısal yerleştirme ile kortikal kemikle temas alanı artırılarak stabilite daha da artırılabilir (69, 73).

Minividalar labio-lingual yönde monokortikal veya bikortikal olarak uygulanabilir. Bikortikal olması stabiliteyi artırır ancak zor ve riskli olabilir (74, 75).

### **Yerleştirme Torku**

Suzuki E. ve Suzuki B. (76) self drilling ve self tapping minividaların yerleştirilmesi için uygun tork değeri olarak, self drilling için 14.5 Ncm, self tapping için ise 9.2 Ncm kuvvet uygulanmasını önermiş ve bu tork değerlerinde başarı oranının %95 olduğunu belirtmişlerdir. Bu hususta yapılan diğer çalışmalarda da bu çalışmanın bulgularını doğrular nitelikte sonuçlar elde edilmiştir (58, 77).

### **2.6.2.10. Minivida Yerleştirme Yöntemleri**

#### **Self Tapping Yöntemi**

Minivida yerleştirilmeden önce rehber bir yuva açılır sonra minivida bu rehber oluğa yerleştirilir (44). Yapılan çalışmalarda ideal tutuculuğu sağlamak için hazırlanacak yuvanın çapının minividanın çapına oranının %70-85 olması gerektiğini belirtmişlerdir (31, 78).

#### **Self Drilling Yöntemi**

Minividanın kemiğe öncü bir rehber hazırlanmadan direk olarak yerleştirilmesidir. Bu yöntem özellikle titanyumdan yapılmış minividalar için önerilmiştir (45, 79).

Bu yöntemin uygulanabilmesi için minividanın ucunun keskin olması tercih edilmelidir. Bu da minividayı uygularken ekstra dikkat gerektirmektedir. Minividanın uygulama esnasında kayma riskine karşı öncü bir oyuk hazırlanması faydalı olur (79).

Self drilling yöntemi self tapping yöntemine göre işlemin daha kısa sürmesi, kemiksel ısınmanın daha az olması, daha az debris oluşturması ve kemik yüzeyine daha iyi adaptasyon göstermesi nedeniyle daha avantajlıdır (31, 80).

### **2.6.2.11. Kortikal Kemik Kalınlığı ve Yoğunluğu**

Primer stabilitenin sağlanmasında kortikal kemiğin kalınlığı ve yoğunluğu son derece önemlidir. Mandibula ve maksilla bukkal kemik açısından değerlendirildiğinde mandibular bukkal bölgede kemik yoğunluğu ve kalınlığı daha iyidir. Bu da mandibular

bukkal bölgeye yerleştirilen bir minividanın primer stabilitesinin daha iyi olacağı anlamına gelir (42, 81).

Mandibular kanal alt çenede bu bölgedeki diş köklerinin hemen altında seyredir. Bu yakın komşuluktan dolayı bu bölgeye minivida yerleştirilirken dikkatli olunmalıdır. Ancak maksiller bukkal bölgede herhangi bir sınırlandırıcı yapı bulunmadığından, mandibular bukkal bölgeye göre daha güvenli olduğu söylenebilir (42, 82).

Maksiller bukkal bölgedeki kemiğin bukkulingual yöndeki kalınlığı ortalama 1-2 mm arasında değişmektedir (81). Maksiller palatinal bölgede bukkal bölgeye oranla daha kalın bir kortikal kemik vardır. Mandibular bukkal bölgedeki kemik kalınlığı ise maksiller bukkal bölgeye göre daha fazla olmakla birlikte, bu kalınlık en fazla anterior bölgededir (75, 83, 84).

Kortikal kemik kalınlığı arttıkça minividaya uygulanan yerleştirme torku da artmaktadır (85-87). Kortikal tabakalar arasında yer alan süngerimsi kemiğin miktarı ve kalınlığı kortikal kemiğe oranla minividanın stabilitesinde daha az rol oynar (87). Kortikal ve süngerimsi kemiğin yoğunluğunu değerlendirmek için Hounsfield kemik yoğunluk skalası kullanılmaktadır. Bu yöntemde kemik yoğunluğuna dört farklı grup tanımlanmıştır. Bunlar (38);

D1 (> 1250 HU): Yoğun kortikal kemiğin bulunduğu gruptur. Genellikle mandibula anterior ve maksiller palatinal bölgede yoğun kortikal kemik bulunmaktadır (88).

D2 (850-1250 HU): Kortikal kemik kalınlığının kabul edilebilir düzeyde (ortalama 2 mm kadar) olduğu gruptur. Mandibular arka ve maksiller ön bölgeler bu gruba örnek gösterilebilir.

D3 (350–850 HU): Kortikal kemik kalınlığı nispeten daha ince olup, ortalama 1 mm kadardır. Bu grup için her iki çenenin posterior bölgesindeki kortikal kemik kalınlığı örnek verilebilir.

D4 (150–350 HU): Kortikal kemiğin son derece ince olduğu ve primer stabilitenin de daha zayıf olduğu gruptur. Maksillanın posterior bölgesi ve tüber maksilladaki kemik yapısı bu gruba uygundur (89).

D1 ve D2 kemiği minividanın uygulanması açısından idealdir ve çok iyi ankraj desteği sağlar. D4 yoğunluğundaki kemik yapı ise yüksek başarısızlık oranından dolayı minivida ile uzun süreli ankraj sağlama açısından genellikle uygun değildir (90, 91).

Kortikal kemiğe minivida yerleştirilirken genellikle self drilling yöntemi kullanılır. Kemiğin farklı bölgelerine uygulanacak tork değeri değişmekle birlikte bu değer ortalama 5-15 Ncm kadardır (92). Uygulanan tork değerleri bu miktardan daha az olduğunda primer stabilite iyi olmazken, daha fazla olması durumunda ise kemikte nekroza neden olabileceğinden minivida başarısız olacaktır (81).

Mandibular kemiğin kortikal yoğunluğu maksilladan daha fazla olmakla birlikte mandibulaya minivida yerleştirilirken aşırı tork kuvveti verilmesi nedeniyle bazen mandibuladaki minividanın stabilitesi maksilladan daha az olabilmektedir (93). Minividanın yerleştirilmesi için en uygun bölgeler interproksimal bölgeler olup, köklerin şekline ve yakınlığına göre bu alan değişebilir. Uygulama öncesinde bir röntgen alınarak, kökler arasında yeterli mesafenin bulunmadığı durumlarda minivida eğimli bir şekilde yerleştirilebilir (42, 81).

#### **2.6.2.12. Minividaya Bağlı Faktörler ve Yerleştirme Tekniği**

Stabilite açısından minividanın çapı boyundan daha önemlidir. Minividanın çapı arttıkça yerleştirme torku da artar. Minividanın uzunluğunun yerleştirme torkunda daha az artışa neden olmasının sebebi uzunluk artışının kortikal kemikteki temas alanını çok etkilememesidir (70, 94, 95).

Minividanın çapı arttıkça uzun süreli yüklemeye karşı direnci de artar, ancak çok kalın minividaların uygulanabileceği alan bulmak oldukça zordur. Mesela 2 mm çapındaki bir minividanın stres ve yüke karşı uzun süreli dayanıklılığı 1.5 mm'ye göre daha fazla olmakla birlikte, uygulama için daha yüksek tork gerekeceğinden minivida başarısızlıkla sonuçlanabilir (50). Minivida başarısızlığının temel nedenlerinden biri de yanlış bir teknikle yerleştirilmesidir (96). Minivida yerleştirilirken torna veya driver ile uygulanması gerekmektedir (81).

Minivida yerleştirilirken kök formu ve uzunluğu dikkatlice değerlendirilmelidir. Minividanın köke penetre olması dişte ağrıya neden olması yanısıra uzun dönemde dişte vitalite kaybı ve kök rezorbsiyonuna neden olabilir. Böyle bir durumda minivida çıkarılmalı ve başka bir bölgeye yerleştirilmelidir. Eğer aynı bölgeye yerleştirilmesi

gerekli ise bu durumda uygulama açısı değiştirilmeli ve en az 6 hafta beklenmelidir (81, 97).

Kuvvet, kemiğin ve minividanın tolere edebileceği limitleri aşmamalı ve optimum değerlerde kalınmaya çalışılmalıdır. İlk etapta hafif kuvvetler vererek başlanması faydalıdır. Minividaya uygulanacak ortalama kuvvetler 50 g ile 200 g arasında olmalıdır (81). Minivida yerleştirildikten sonra kemikle arasında osteoentegrasyon olmayacağı için hemen kuvvet uygulanabilir (86).

## 2.7. Sonlu Elemanlar Analizi

**Gerilme:** Bir cisme kuvvet uygulandığında cismin her bir alanında oluşan yük miktarı olarak tanımlanır. Temel olarak 3 farklı gerilme türü vardır (98).

**Basma Gerilmesi:** Cisme, dışardan kuvvet uygulandığında cismin içerisindeki moleküller birbirine yaklaşmaya zorlanır. Moleküller birbirlerine yaklaştıkça birbirlerine itme şeklinde bir kuvvet uygularlar ve bu kuvvet molekülde basma şeklinde bir gerilim oluşturur.

**Çekme Gerilmesi:** Herhangi bir cisme, dışardan moleküllerini birbirlerinden uzaklaştırıcı yönde bir kuvvet uygulandığında moleküller birbirlerinden uzaklaşırken aralarında bir çekme gerilmesi oluşur.

**Makaslama Gerilmesi:** Bu gerilme türünde moleküller birbirleri üzerinde kayarak hareket ederler. Zıt yönde hareket eden bu moleküller birbiri üzerinden kayarken makaslama gerilmesi oluşur.

**Deformasyon:** Herhangi bir cisme dışardan kuvvet uygulandığında cisimde bir şekil değişikliği oluşur. Kuvvet ortadan kaldırıldığında cisim tekrar orijinal şekline dönüyorsa elastik deformasyon, dönemiyorsa plastik deformasyondan bahsedilebilir. İşte cismin elastik deformasyondan plastik deformasyona geçmeden önce tolere edebileceği son bir sınır vardır. Buna da elastik sınır adı verilir. Plastik deformasyona uğrayan cisme kuvvet uygulanmaya devam edilirse cismin bütünselliği de bozulmaya başlar. Bu bozulmanın hemen öncesindeki sınıra da dayanıklılık sınırı denilir (98).

**Stres:** Cisme dışardan bir kuvvet uygulandığında, cisimde uygulanan bu kuvvete karşı bir tepki oluşur. Bu tepkiye stres adı verilir. Üç çeşit stres türü vardır (99):

Çekme stresi: Dışardan uygulanan kuvvet cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya çalıştığında çekme stresi oluşur.

Basma stresi: Dışardan uygulanan kuvvet cismin moleküllerini birbirine yaklaştırıyorsa basma stresi oluşur.

Kesme stresi: Dışardan uygulanan kuvvet cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorladığında oluşan stres türüdür.

Çekme ya da basma şeklinde oluşan streslere asal stresler adı verilir. Üç çeşit asal stres türü olmakla birlikte pratik kullanımda bunlardan ikisi önemlidir:

Maksimum asal stresler: Yüksek değerlerde çekme streslerini ifade eder ve sonlu elemanlar analizinde grafikte oluşan pozitif değerler ile gösterilir.

Minimum asal stresler: Yüksek değerlerde basma streslerini ifade eder ve sonlu elemanlar analizinde grafikteki negatif değerler ile gösterilir.

Sonlu elemanlar analizinde oluşan stres yoğunlaşması ve dağılımı Von Mises stresi ile gösterilir. Von Mises stresi belli bir alandaki materyalde oluşan iç stres dağılımını gösterir. Materyalde oluşan stresin cismin şeklini değiştirecek noktayı aşp aşmadığı bu stres değerine bakılarak anlaşılabilir (100).

**Poisson oranı:** Cisme dışardan çekme veya basma şeklinde kuvvet uygulandığında cismin eninde ve boyunda oluşan oransal değişikliklerdir (101).

**Elastik modülü (young modülü):** Cismin elastik sınırları aşmayan değerlerde gösterdiği dayanıklılık değeridir (102).

### 2.7.1. Eleman

Geometrik olarak yapıyı oluşturan en küçük birime eleman adı verilir. Elemanlar bir, iki veya üç boyutlu olabilir. Bu geometrik yapının üçgen, kare veya dikdörtgen şeklinde olabileceği anlamına gelir (103).

### 2.7.2. Düğüm Noktası

Sonlu elemanlar analizinin en küçük birimi olan elemanların belli yerlerinden birbirine bağlanmasına düğüm noktası adı verilir. Elemanlar bu düğüm noktalarının yer değiştirmesi ile hareket eder (104).



### **2.7.3. Ağ Yapısı Oluşturma**

Düğüm noktalarından birbirine bağlı elemanların bir araya gelerek oluşturdukları yapıya ağ yapısı adı verilir. Ağ yapısı oluşturulurken gelişigüzel bir dizilim olmaz. Yani elemanlar genellikle belli ağ yapısı ve koordinatlar dahilinde bir araya getirilir. Burada önemli olan nokta, ağın değişim gösteren bölgelerine maksimum sayıda sonlu eleman yerleştirilmesi gerekliliğidir (105).

### **2.7.4. Tarihçe**

Sonlu eleman analizi ilk olarak 1940'lı yıllarda öne sürülmüş ve 1943 yılında R. Courant tarafından kullanılmıştır (106). 1950'li yıllarda ise uçak tasarımlarında kullanılmaya başlanmıştır.

Asıl gelişmesini ise 1950'li yıllarda havacılık endüstrisinde kaydetmiştir. Bu amaçla Amerika Birleşik Devletleri'nde Boeing ve Bell ile Birleşik Krallık'ta Rolls Royce firmaları uçak ve uzay endüstrisi alanlarında sonlu elemanlar analizini kullanmaya başlamışlardır. Bu alanda ilk kapsamlı makale ise 1956'da M.J. Turner tarafından yayınlamıştır. 1960'larda bu alan birçok matematikçinin ilgisini çekmiş ve doğrusal problemler için sonlu elemanlar analizinin kısmi denkleminin doğru çözümü üzerinde çalışılmıştır. E. Wilson, 1960'larda yaygın olarak kullanılan yazılım programlarından faydalanarak, ilk sonlu elemanlar analizi programlarından birini geliştirmiştir. Daha sonra 1965'te NASA, Kaliforniya'da Dick MacNeal liderliğindeki bir grup tarafından genel amaçlı bir sonlu eleman programı geliştirme projesi ile bu yöntem daha da geliştirilmiştir. Fakat bu programda çok fazla hata olduğundan, MacNeal ve Bruce McCormick bu hataların çoğunu düzelterek programı yeniden geliştirmiş ve 1990 yılına gelindiğinde bu program daha popüler hale gelmiştir. John Swanson ise sonlu elemanlar analizini daha da geliştirerek nükleer reaktörlerin analizi için kullanmıştır. Hem doğrusal hem de doğrusal olmayan yetenekleri olan bu programın 1996'da halka açılması ile kısa sürede kullanımı yaygınlaşmıştır. Günümüzde ise bu alana olan ilgi ve yapılan çalışma sayısı giderek artmaktadır (107).

### **2.7.5. Sınır Şartları**

Bu kavram gerilme ve yer değiştirmelerin sayısal değerlerinin sınır koşullarını ifade eder. Sabitleme ve uygulanan kuvvete göre sınır şartları da değişir (104).

Günümüzde bilim ve mühendislik alanlarında karşılaşılan basit problemlerin çözümü kolaydır. Ancak problemlerin çoğu karmaşık bir yapıya sahip olduğundan bunların çözümleri de oldukça karmaşıktır. Bu karmaşık problemlerin çözümü için doğru bir yöntem ve bilgisayar desteğine ihtiyaç vardır. Gelişmiş bilgisayar programlaması sayesinde birçok problem matematik ve fizik dillerine çevrilir ve olası bu alanlarda çözümler üretilebilir (108). Başka bir deyişle sonlu eleman analizi önce bir problemi fiziksel olarak tanımlar, sonra bu problemin matematiksel çözümlerini yapar ve sonuç kümelerini oluşturur (109).

### **2.7.6. Metodun Önemi**

Sonlu elemanlar analizi, klinik ya da laboratuvar ortamında yapılması güç çalışmaların bilgisayar ortamında yapılmasını sağlar. Bazı çalışmaların in vivo ve in vitro olarak yapılması durumunda çalışmalar çok uzun sürebilir. Genellikle bu çalışmalar yüksek maliyet gerektirir. Ayrıca bazı etik nedenler de bu çalışmaların yapılmasını engelleyebilir. İşte sonlu elemanlar analizi ile zaman, enerji ve maliyetlemeden ciddi tasarruf sağlanır. Böylece doğru sonuçlara daha kısa sürede ve daha ekonomik bir şekilde ulaşılabilmektedir. Ayrıca gerçek hayatta yapılması mümkün olmayan çalışmaların da sanal ortamda yapılmasını mümkün kılar (110).

### **2.7.7. Metodun Avantajları**

Sonlu elemanlar analizinin sağladığı faydalar şöyle sıralanabilir (111-113):

-Ürünün araştırma, geliştirme ve üretimi işlemlerinde ilk prototiplerin kısa sürede oluşturulmasını sağlar.

-Üretilecek ürünün alternatiflerini de değerlendirerek ürünün daha kusursuz olmasını sağlar.

-Üretim sürecini kolaylaştırır, maliyet ve zamanı azaltır ve ürün kalitesini iyileştirir.

-Ara değerlendirmelerde kolaylık sağlar.

-Ürünün ömrünü uzatır ve verimliliğini artırır.

-Karmaşık dentofasiyal yapıların simülasyonlarının yapılmasına ve bilgisayar ortamına taşınarak çalışılmasına imkân verir ve dokuların özellikleri değiştirilerek farklı çalışmalar için tekrar tekrar kullanılabilmesini mümkün kılar.

-Dişte ve kemikte oluşan stres dağılımının değerlendirilmesini sağlar.

-Dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerlendirilmesini ve grafiksel olarak gösterilmesini sağlar.

-Canlı dokuları kaydederken girişimsel bir işleme gerek olmadığından uygulama kolaylığı sağlar.

### **2.7.8. Metodun Dezavantajları**

Sonlu elemanlar analizinin bilime sağladığı önemli katkıları yanı sıra bazı limitasyon ve dezavantajları da bulunmaktadır (114, 115). Bunlar:

-Sonlu elemanlar analizi ile çalışırken programı çok iyi kullanabilen, bu alanda iyi eğitim almış bilim insanlarına ve gelişmiş programlara ihtiyaç duyulduğundan, bu hususlardaki yetersizlikler elde edilen sonuçların gerçek sonuçlardan farklı olmasına yol açabilir.

-Çalışılacak konular genellikle karmaşık bir yapıya sahip olduğundan, problemin çözüm aşamasında sorunlar yaşanabilir.

- Sonlu elemanlar analizi gelişmiş yazılım programları gerektirdiğinden, yapılan çalışmalardan elde edilen verilerin bu programa uygun ve doğru bir şekilde aktarılmış olması gerekir. Bu da yüksek hassasiyet, bilgi ve tecrübe gerektiren bir işlemdir.

-Yüksek donanımına sahip bilgisayar kullanımı gerektirir.

-İnsan yapılarının modellenmesi, anatomisinin ve fizyolojisinin karmaşık olmasından dolayı oldukça kompleks bir işlemdir. Diş hekimliğinde de çalışılması planlanan alanların canlı doku olması nedeniyle bu işlem daha da zorlaşmaktadır.

-Ayrıca ağızda bulunan periodontal ligament, diş, doku ve kasların özelliklerini programlamaya aktarmak son derece karmaşık ve zor bir işlemdir.

### **2.7.9. Metodun Çalışma Şekli**

Bu metotta karmaşık bir problem daha az karmaşık alt bölgelerine ayrılır. Alt bölgelere ayrıldıktan sonra her bir parça ayrı ayrı değerlendirilip çözümü oluşturulur (108). Diğer bir deyişle gövde sonlu elemanlara bölünür, düğümlerle bu elemanlar birbirine bağlanır ve yaklaşık çözümler elde edilir (107).

Sınır şartları programa aktarılır ve yapı küçük bileşenlerine (düğüm noktalarına) ayrılır. Bu düğüm noktaları arasında bağlar oluşturulur. Daha sonra da matematiksel veriye dönüştürülür. Denklemlerin çözümünde çoğu zaman elde edilen veriler yeterli olmaz ve matematiksel olarak en az bilinmeyen sayısı kadar denklem gerekir. Bir işletim sistemi sayesinde tüm denklemlerin uzaysal olarak analizi sonucu, sınır değer probleminin formülasyonu ile cebirsel sonuç elde edilir (106, 116).

Yapılacak çalışmanın ilk aşaması problemin tanımlanmasıdır. Problemin tanımlanabilmesi için de önce geometrik şeklin sisteme aktarılması gerekir. Geometrik modelin oluşturulması manuel olarak yapılabileceği gibi tarayıcı, BT veya MRI ile yapılabilir (117, 118).

Geometrik model elde edildikten sonra bu yapı en küçük geometrik yapısına kadar bölünür. Bölünen bu en küçük yapıdaki her bir geometrik yapı için matematiksel denklem oluşturulur. Böylece yapı en küçük birimi olan elemana bölünür ve elemanlar arasında ağ yapısı oluşturulur (117, 118).

Karmaşık yapıların incelenmesi için elemanlar arasında oluşan ağ yapısının en az 4 düğümlü olması gerekir. Çünkü 1-2 düğümlü parçalar 2 boyutlu inceleme sağlar, hâlbuki canlı dokular 3 boyutludur (119).

Daha sonra incelenmek istenen yapının özellikleri sisteme yüklenir. Ağız ortamındaki dokuların çoğu lineer özellik gösterdiğinden yani boyutsal şekil değiştirme durumu oransal olduğundan elastik modül ve poisson oranlarının sisteme yüklenmesi gerekir. Elastik modül ve poisson oranı doku veya materyale özgü değerleri gösterir (117, 118).

Elastik modül ve poisson değerleri sisteme yüklendikten sonra sınır koşulları sisteme tanımlanır. Böylece çalışma belli sınırlar içerisinde gerçekleşir. Cisimlerin sabitlenmesi veya serbest bırakılması, kuvvetin uygulanacağı dayanakların belirlenmesi bu aşamada yapılır. Bu aşama aynı zamanda gerilim döngülerinin oluşumunun belirlendiği aşamadır (120).

Sınır koşulları tanımlanmadığında cisim sistemde uzaysal bir boşluktaymiş gibi hareket eder. Bu durumda dokudaki gerçek hareketlerden çok farklı veya abartılı hareketler oluşacaktır (121).

Sınır koşulları yüklendikten sonra sisteme kuvvet verilir. Kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı daha önceden belirlenmiş olmalıdır. Kuvvet düğüm noktalarına aktarılır ve ağ yapıda oluşan yer değiştirme, gerilim ve stresler gözlemlenir (122).

Tüm bu aşamalardan sonra analiz sonuçları değerlendirilir. Kuvvet uygulanması sonucunda her bir elemandaki değişiklik, düğümler sayesinde komşuluğunda bulunan elemana aktarılır. Böylece tüm elemanların etkileşimi sonucunda cisimde veya sistemde oluşan gerilme ve yer değişiklikleri belirlenir (104, 120).

### **2.7.10. Kullanım Alanları**

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak uçakların gövde dizaynları için kullanılmaya başlanmıştır (106, 107). Daha sonraları ise özellikle stres analizi statik, ısı aktarımı, akışkanların mekaniği, elektrik aktarımı gibi mühendislik alanlarında kullanılmıştır (116).

Günümüzde dünya genelinde çok sayıda mühendis ve bilim insanı yapısal davranışları, mekanik, termal, elektriksel ve kimyasal sistemlerin hem tasarım hem de performans analizleri için sonlu elemanlar analizini kullanmaktadır (107).

Bu analiz ayrıca; elektronik çipler, transistörler, soğutma sistemleri, araçların çarpışma analizi, barajların sismik analizi, elektrikli cihazlar, havalandırma sistemleri, malzemelerin yapısal analizi, canlı dokuların gerilme analizi gibi mühendislikten medikal kullanıma kadar birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (107).

#### **2.7.10.1. Medikal Kullanım Alanları**

Bu yöntem tıpta çok geniş kullanım alanına sahip olup, sürekli yeni uygulama alanları da ortaya çıkmaktadır. Özellikle, son birkaç yılda medikal alandaki gelişmeler heyecan yaratmıştır. Öngörücü tıptaki gelişmeler ile bireyin anatomisinin ve fizyolojisinin bir parçasının tıbbi görüntüleme ve izleme verileri kullanılarak modeli oluşturulabilir. Model daha sonra hastanın cerrahi prosedürler gibi alternatif tedavilere tepkisini tahmin etmek için veya protezini planlamak için kullanılabilir (107). Hastanın uzun kemiklerinin fiksasyonunda (123), kişiye özgü kraniyal implant dizaynlarında (124) ve kalça protezi tasarımlarında da bu analizden faydalanılır (125).

### 2.7.10.2. Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Günümüzde diş hekimliğinin birçok alanında sıklıkla kullanılmaktadır (120). Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin plastik ve viskoelastik davranışları ile yük ve stres altındaki davranışlarını öğrenmek için yapılan çalışmalarda kullanılır. İmplantların fiziksel davranışları ve klinik kullanımları konusunda fikir verir. Yapılacak restorasyonların ara yüzeyinde oluşacak geriliminin değerlendirilmesini sağlayarak açılacak ideal kavite şekli ve kullanılacak restorasyon tipi hakkında fikir verir. Endodontide açılacak kavitenin şekli ve kanal boyunca oluşacak stres dağılımını araştırmak için kullanılabilir. Ayrıca sabit ve hareketli protezlerin tasarımı ve protetik restorasyon ile doku arasında oluşan gerilimlerin değerlendirilmesine katkı sağlar.

Kemik, dişler ve periodontal dokularda oluşan stres ve gerilimlerin analizinde kullanılarak, yapılması planlanan tedavinin bu dokularda oluşturacağı etki öngörülebilir, böylece daha ideal ve kapsamlı planlanmalar yapılabilir (120).

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan kanal aletleri, dolgu materyalleri, akrilik kaideler, porselenler, kanal dolgu patları, implantlar, ark telleri ve braketlerin yapısal davranışları bu yöntemle incelenebilir (104). Böylece kaviteye yerleştirilen dolguda okluzal yükler altında oluşacak tepki ve stresler önceden tahmin edilebilir (126). Endodontik olarak da kanal dokusunun miktarı ve şekline uygun malzeme seçilebilir (127). Protetik olarak en uygun post tipinin belirlenmesini sağlar (128) ve restorasyonun dişe uygulanması sırasında dentin, sement ve periodontal ligamentte oluşan stresin değerlendirilmesini kolaylaştırır (129, 130).

Ortodonti alanında büyüme ve gelişimi incelemek için ve ortodontik tedavi esnasında periodontal dokularda oluşan stresi değerlendirmek için kullanılabilir. Toms ve Eberhardt'ın bu analizi kullanarak yaptıkları bir çalışmada ortodontik kuvvetlere bağlı olarak en fazla stresin servikal marjin ve apekte olduğu şeklindeki bulguları bu hususta örnek gösterilebilir (131). Bunun dışında ortodontide görülen intruzyon, ekstruzyon, paralel hareket ve devrilme hareketleri esnasında dişte ve periodontal dokularda oluşan stres ve gerilmeler de rahatlıkla değerlendirilebilir. Böylece ortodontik tedavi esnasında uygulanacak ideal kuvvet miktarı ve türü belirlenebilir. Bu alanda yapılan bir çalışmada, dişe yatay yönlü uygulanan bir kuvvetin, en fazla kökün apikal bölümünde stres oluşturduğu belirlenmiştir (132). Minivida kullanılan diğer bir çalışmada ise en fazla stresin minividanın boyun kısmında ve kortikal kemikte olduğu

gözlemlenmiştir (133). Yine bu analizin kullanıldığı bir çalışmada, implant çapı ve kortikal kemik kalınlığı arttıkça oluşan stresin azaldığı, implantın açıkta kalan kısmının az olması, uygulanan kuvvetin momentinin düşük olması ve oblik yüklerin az olmasının da oluşan stresi azalttığı belirlenmiştir (134). Ortodonti alanında sıklıkla kullanılan labial ve lingual sabit teknikler sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmış ve labial teknikte lingual kök torku, dikey yönlü kuvvet kontrolü ve retraksiyon kuvvetlerinin daha etkili şekilde uygulanabildiği ortaya konmuştur (135).

Sonlu elemanlar analizi ile oral cerrahide her iki çeneye yapılan plak ve implant uygulamalarının, çenelerde ve implantta oluşturduğu stresler analiz edilerek, en uygun üst yapının planlanması gerçekleştirilebilir (136).

## **2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Benzer Çalışmalar**

Nihara ve ark. (3) mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu sağlamak için alt premolar dişler arasına yerleştirdikleri farklı vertikal derinliğe sahip minividalarla, ikinci molar dişe kron seviyesinden itibaren dişin direnç merkezinin daha apikaline kadar uzanan farklı uzunluklara sahip çengellerden uyguladıkları kuvvetlerin, alt ikinci molar dişte oluşturduğu hareketleri gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar, molar dişte paralel hareket oluşmasında bu dişe uygulanan çengelin derinliğinin, minividadan daha önemli olduğunu, ayrıca lingualden de dengeleyici kuvvet uygulanmasının bu hareketi daha da kolaylaştırdığını belirtmişlerdir.

Cattaneo ve ark. (137) farklı şiddette uygulanan stimülasyon kuvvetleri ile dişte, kemikte ve materyalde oluşan değişiklikleri inceledikleri çalışmalarında, okluzal yüklerin en fazla infrazigomatik bölgede yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

Seo ve ark. (138) ise şeffaf plaklarla ilgili sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Plagın kalınlığının artmasının periodontal ligament ve dişin rotasyon merkezine olan etkilerini bu yöntemle değerlendirmişlerdir.

Abrao ve ark. (139) minivida kullanılan ve kullanılmayan molar diş dikleştirilmesi işleminde oluşan gerilim ve stresleri inceledikleri çalışmalarında, minivida destekli molar diş dikleştirilmesi işleminde oluşan stresin daha az olduğunu ve stres dağılımının daha düzenli olduğunu bildirmişlerdir.

Gallas ve ark. (140) mandibulaya yerleştirdikleri kemikle osteoentegre olan ve olmayan implantları ankraj ve stres yönü ile karşılaştırdıkları çalışmalarında,

osteointegre implantlarda daha fazla stres oluştuğunu, bu nedenle osteointegre implantlarda başarısızlığın daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.





### 3. MATERYAL VE METOT

Araştırmamızda farklı mandibular molar mezializasyon yöntemlerinin oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma için İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Kurulu'ndan 4 Mayıs 2021 tarih ve 2021-1967 sayılı etik kurul onayı alınmıştır (Ek 2).

Bu amaçla üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analiz işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 2 TB Hard disk, 48 GB RAM donanımlı ve Windows 7 işletim sistemi olan bilgisayardan, Next Engine (Next Engine Inc, California, USA) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu taramadan, CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA), Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc., Seattle, WA, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımlarından ve ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için öncelikle geometrik modeller oluşturuldu.

#### 3.1. Minividanın Modellenmesi

Çalışmamızda yapılan 4 farklı modelleme işleminin 3'ünde çapı 1.4 mm, boyu 7 mm olan nikel titanyum minividalar kullanılmış ve bu minividalar CATIA yazılım programı kullanılarak modellenmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Minividanın modellenmesi

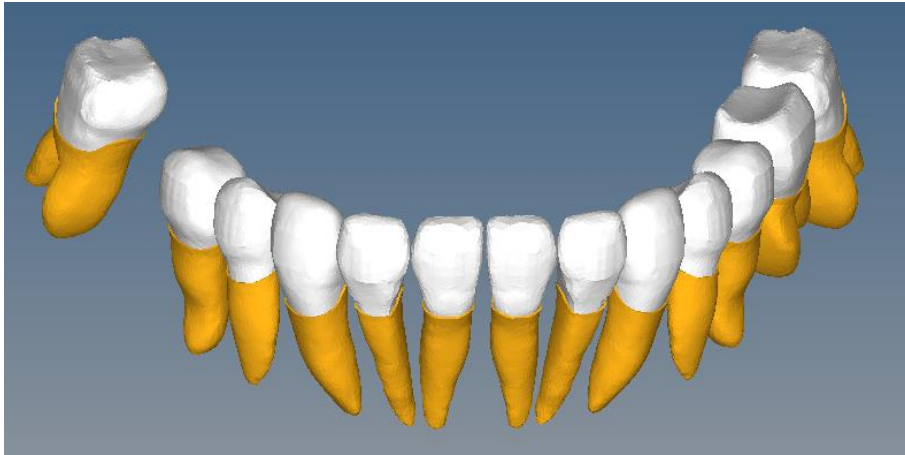
### 3.2. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Üçüncü molarlar ve sağ birinci molar diş hariç tüm mandibular dişler Wheeler's diş atlasındaki anatomik diş şekil ve boyutları dikkate alınarak Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc., Seattle, WA, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımında modellendi (Şekil 3.2). Modelleme işleminde dişlerin mine, dentin, sement, pulpa gibi katmanları oluşturulmadı.



Şekil 3.2. Dişlerin modellenmesi

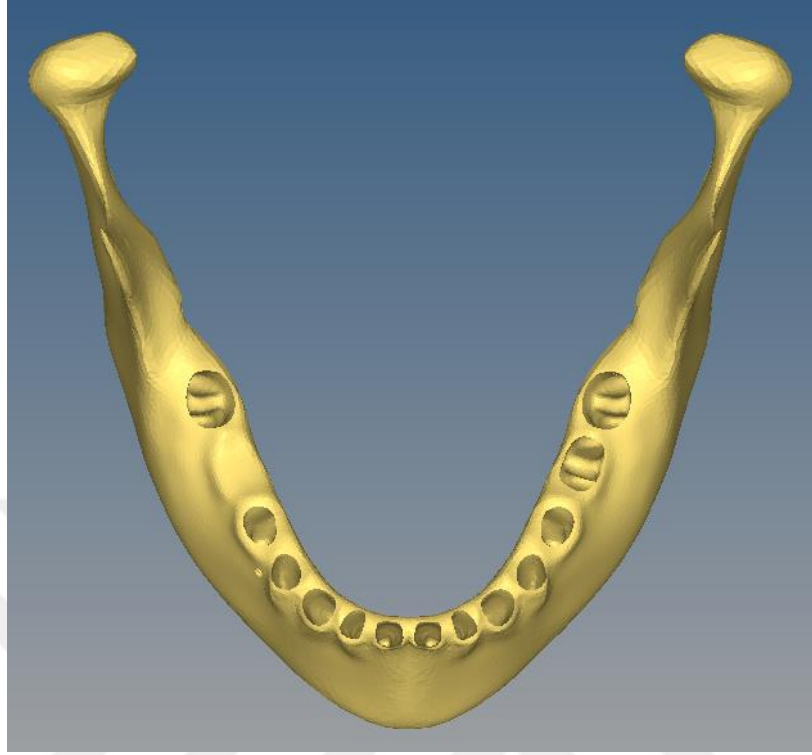
Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının “slice” işlemi uygulanarak kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, “offset” komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Periodontal ligamentin modellenmesi

PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten “boolean” yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edildi. Diş yuvalarının elde edilmesinden sonra

kemik dokusuna ‘‘offset’’ yöntemi ile kalınlık verilerek spongiyöz kemiğin dış kısmı modellendi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Kemiğin modellenmesi

### 3.3. Materyal Özellikleri

Araştırmamızda kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi (Tablo 3.1).

**Tablo 3.1.** Diş, kemik, periodontal ligament, minivida, braket ve ark teline ait elastik modülü ve poisson oranları

	Elastik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13700	0.3
Spongiyöz kemik	1370	0.3
Dişler	18600	0.31
PDL	0.69	0.45
Titanyum alaşımı (minivida)	113000	0.35
Çelik (tel, braket)	208000	0.3

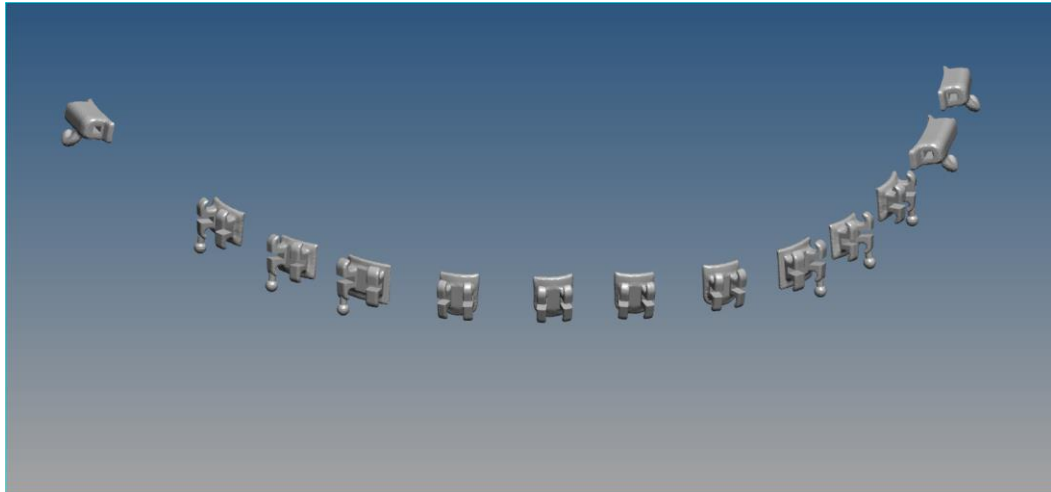
Çalışmamızda kullanılan eleman ve nodül sayısı 4 grubun herbiri için ayrı ayrı oluşturuldu. Bu değerlerden faydalanılarak uygulanan kuvvetin dış, alveol kemiği ve minivida üzerinde oluşturduğu etkiler ayrı ayrı değerlendirildi (Tablo 3.2).

**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan eleman ve nodül sayısı

MODEL	ELEMAN SAYISI	NOD SAYISI
1	1122514	232171
2	1098857	231285
3	1161447	237443
4	1058382	220340

### 3.4. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi

Çalışmamızda American Orthodontics firmasına ait (Ormco Corp., Orange, CA, USA) 0.022 inç MBT braketler ve tüpler kullanılmıştır. Tüpler NextEngine 3D firmasına ait tarayıcısı ile taranıp sisteme. “.stl” formatında aktarılmıştır. Daha sonra ise CATIA yazılım programlaması kullanılarak braket ve tüplerin 3 boyutlu modellenmesi yapılmıştır (Şekil 3.5).

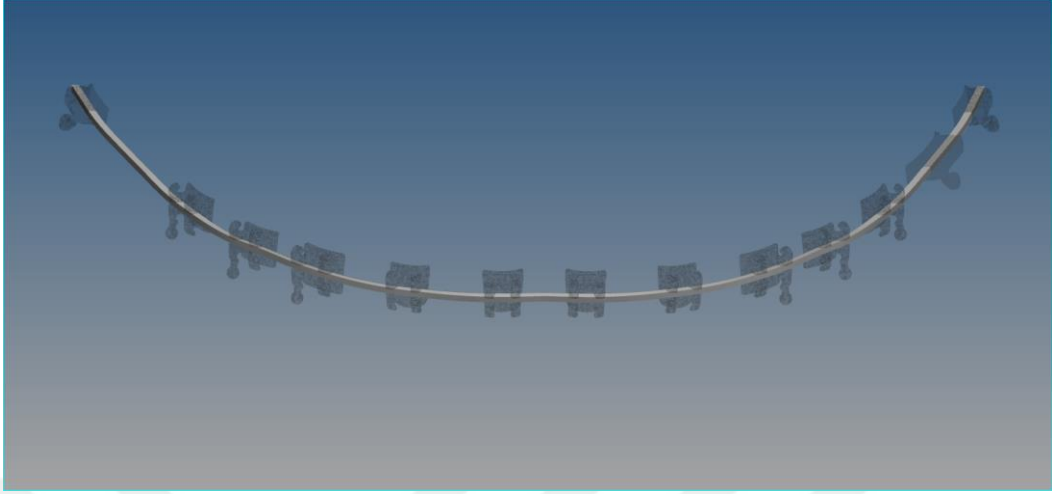


**Şekil 3.5.** Braketler ve tüplerin modellenmesi

### 3.5. Kanca, Yay ve Ark Telinin Modellenmesi

Braket slotlarından referans alınarak 0.019x0.025 inç kesite sahip paslanmaz çelik ark telinin modellenmesi yapılmış ve sisteme aktarılmıştır. Rhinoceros 4.0 yazılım programı kullanılarak ark teli braket ve tüpteki yerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.6). Kanca

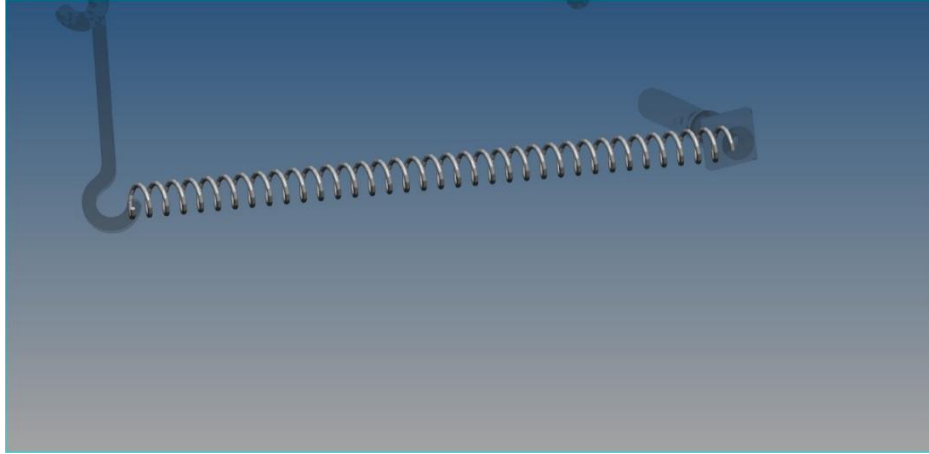
ve yaylar da aynı yazılım programıyla modellenip sisteme aktarılmıştır (Şekil 3.7 ve 3.8).



**Şekil 3.6.** Ark telinin modellenmesi



**Şekil 3.7.** Kancanın modellenmesi



**Şekil 3.8.** Yayın modellenmesi

### **3.6. Sınır Koşulları**

Sonlu elemanlar analizlerinde, oluşturulan modellere uygulanan dış kuvvetlerin etkilerinin saptanabilmesi için modellerin belli noktalardan sabitlenmesi gerekmektedir. Sabitleme noktalarının lokasyonları sonuçlara etki edebileceği için bu noktaların gerçeği temsil eden noktalar olmasına özen gösterilmelidir.

Araştırmamızda yapılan 4 model mandibular kondil bölgesinden tüm DOF'lar (Degree of freedom) 0 olacak şekilde sabitlenmiştir.

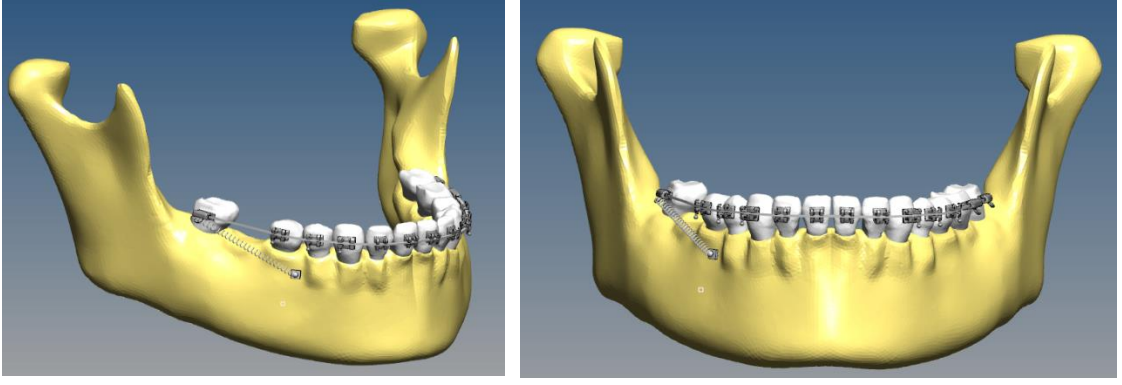
Braketler ve ark telleri arasında çalışmalarda standart olarak kullanımı kabul gören sürtünme kat sayısı 0.2 olarak tanımlandı.

Sonlu elemanlar analizi sanal ortamda matematiksel olasılıklar üzerindeki hesaplamaları içerdiğinden istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Burada önemli olan nokta programdan çıkan sonuçların dikkatli bir şekilde yorumlanmasıdır.

### **3.7. Modellerin Oluşturulması**

#### **3.7.1. Birinci Modelin Oluşturulması**

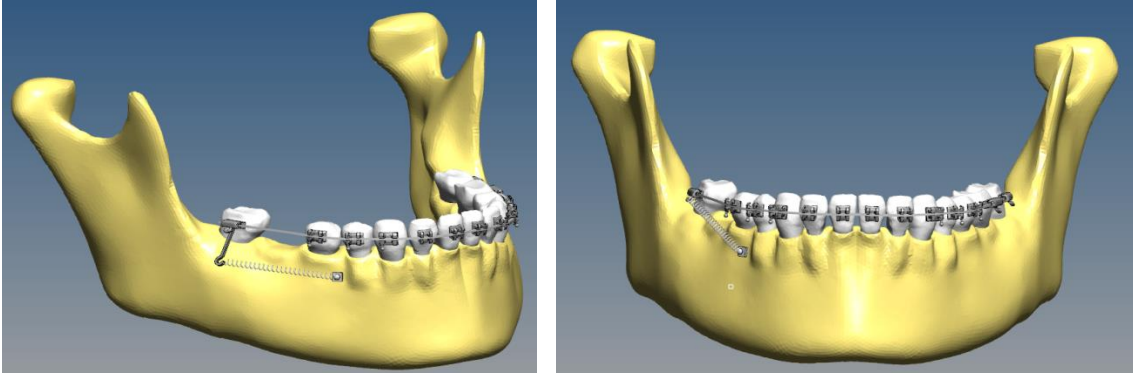
Mandibular birinci molar dişi eksik olarak oluşturulmuş modelde, 1.4 mm çapında ve 7 mm uzunluğundaki minivida alveol kretinden 7 mm aşağıya, birinci ve ikinci premolar dişlerin kökleri arasına gelecek şekilde 90 derecelik açıyla yerleştirilmiştir. Boyutu 0.019×0.025 inç olan paslanmaz çelik bir ark teli, braket ve tüplere yerleştirilmiştir. Nikel titanyum yaylarla minividadan ikinci molar dişin tüpünün çengeline 150 g kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.9).



**Şekil 3.9.** Birinci çalışma modelinin oluşturulması

### 3.7.2. İkinci Modelin Oluşturulması

Üç boyutlu sanal model üzerinde bukkal bölgeye 1.4 mm çapında 7 mm uzunluğunda nikel titanyum minivida dik bir açıyla 1. ve 2. premolar dişlerin arasına alveolar kretinden yaklaşık 7 mm aşağıya gelecek şekilde yerleştirildi. Boyutu 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli braketler üzerine yerleştirildi. İkinci molar dişin direnç merkezine kadar uzatılan kolun çengelinden minividaya nikel titanyumdan yapılmış yay uzatıldı ve yay, 150 g kuvvet uygulayacak şekilde gerildi (Şekil 3.10).



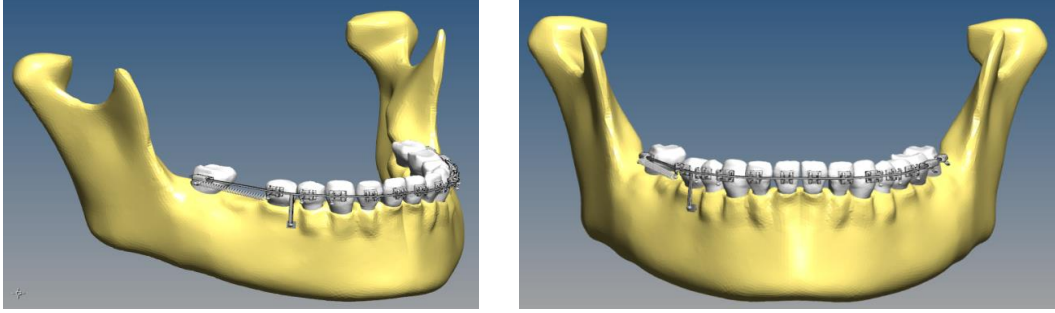
**Şekil 3.10.** İkinci çalışma modelinin oluşturulması

### 3.7.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması

Üç boyutlu sanal model üzerinde bukkal bölgeye 1.4 mm çapında 7 mm uzunluğunda nikel titanyum minivida dik bir açıyla 1. ve 2. premolar dişlerin arasına alveolar kretinden yaklaşık 7 mm aşağıya gelecek şekilde yerleştirildi. Boyutu 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli braketler üzerine yerleştirildi. Minivida 1. ve 2. premolar dişler arasındaki ark teline rijit bir tel ile bağlanarak premolarlar



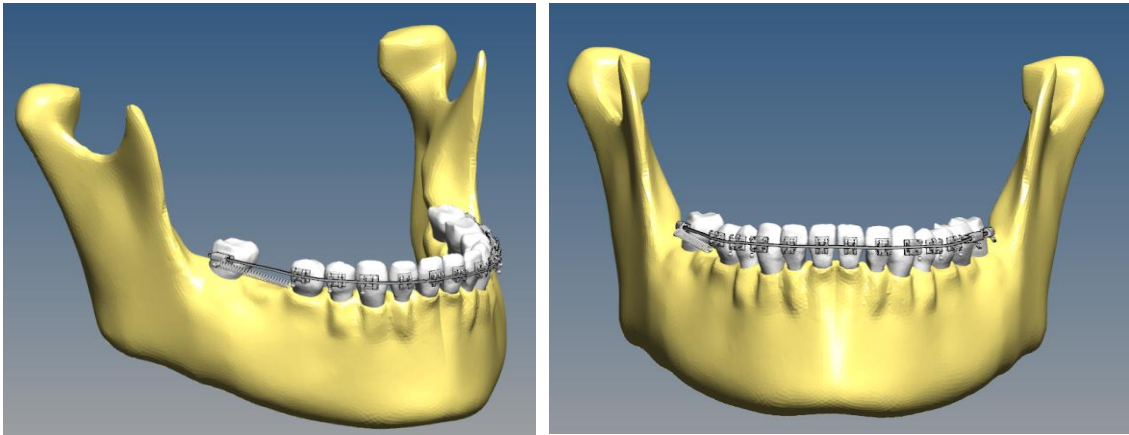
sabitlendi. Yay 2. premolar dişin çengelinden 2. molar dişin çengeline 150 g kuvvet uygulayacak şekilde aktive edildi (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Üçüncü çalışma modelinin oluşturulması

#### **3.7.4. Dördüncü Modelin Oluşturulması**

Çekilmiş olan sağ mandibular birinci molar dişin mezialinde bulunan tüm dişler (45-36 arasındaki tüm dişler) birbirine bağlanarak tek bir blok oluşturuldu. Üç boyutlu sanal model üzerinde 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli braketler üzerine yerleştirildi. Mandibular sağ ikinci premolardan 2. molar dişin tüpünün çengeline nikel titanyumdan yapılmış bir yay yerleştirildi ve 150 g kuvvet uygulayacak şekilde aktive edildi (Şekil 3.12).



**Şekil 3.12.** Dördüncü çalışma modelinin oluşturulması

Çalışmamızda; diş hekimliğinde son yıllarda kullanımı yaygınlaşan minividalar kullanılarak geleneksel yöntemle mezialize edilen molar dişlerde meydana gelen gerilmeler, sagittal, vertikal ve transversal yöndeki yer değiştirme miktarları sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.



Bu analiz ile varılan sonuçlar kuvvetin ilk uygulandığı anda meydana gelen değişiklikleri göstermektedir. Bu analiz ile, minivida, kemik ve dişler üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile Von Mises stresi ve her üç boyuttaki (sagittal, vertikal, transversal) yer değiştirme miktarları elde edilmiştir. Sonlu elemanlar analizi sonucunda, minivida ve dişler üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile Von Mises stresi ve her üç boyuttaki yer değiştirme miktarları bir renk skalası ile görselleştirilmiştir. Von Mises stresini yansıtan kırmızı ile gösterilen alan maksimum asal gerilmeyi, mavi ile gösterilen alanlar ise minimum asal gerilmeleri göstermektedir. Kırmızı renkle gösterilen alanlar gerilmenin en fazla olduğu, mavi renk ile gösterilen alanlar ise gerilmenin en az olduğu veya maksimum sıkışmayı gösteren alanlardır.

Dişlerde her üç yönde oluşan yer değiştirme miktarının değerlendirilmesinde; kırmızı renkle kaydedilen alanlar dişlerin aynı eksen üzerindeki, mavi alanlar aksi yöndeki maksimum yer değiştirmeyi gösterirken, sarı ve yeşil renkli alanlar ise minimum yer değiştirmeyi belirlemektedir. Gerilmeleri değerlendirmek için maksimum ve minimum asal gerilmeler kullanılmaktadır. Maksimum asal gerilmeler model üzerinde oluşan en yüksek çekme şeklindeki gerilmeleri, minimum asal gerilmeler ise en yüksek basma şeklindeki gerilmeleri göstermektedir. Dişlerde oluşan hareketler modeller üzerinde kırmızı ve mavi renklerle gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen alanlar vertikal ekseninde yukarı yönlü, transversal ekseninde linguale doğru, sagittal ekseninde ise mezial yönlü hareketleri göstermektedir. Mavi ile gösterilen alanlar ise vertikal ekseninde aşağı yönlü, transversal ekseninde bukkale doğru ve sagittal ekseninde distal yönde gerçekleşen hareketleri göstermektedir.

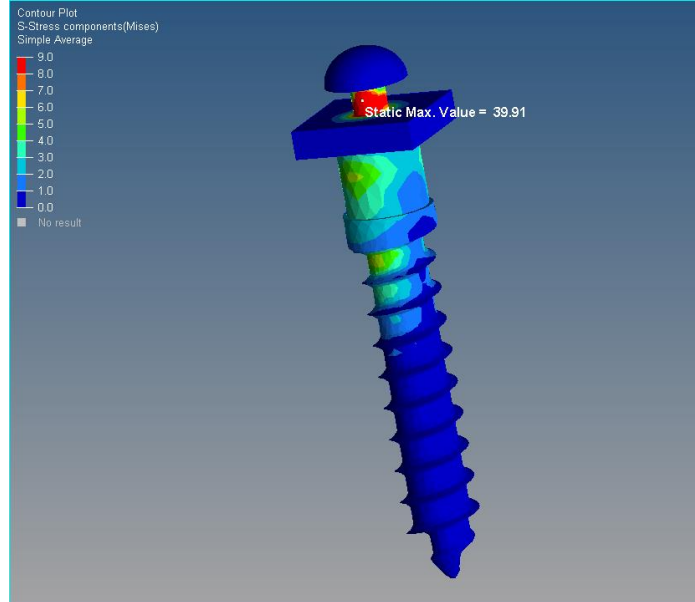
## 4. BULGULAR

Çalışmamızda; diş hekimliğinde son yıllarda kullanımı yaygınlaşan minividalar ankraj alınarak ve geleneksel yöntemle mezialize edilen molar dişlerde meydana gelen gerilmeler ve sagittal, vertikal ve transversal yöndeki yer değiştirme miktarları sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Ayrıca dişlerin etrafını saran alveol kemiğinde oluşan gerilmeler ve streslerin yanısıra, minividada oluşan stres dağılımları da incelenmiştir. Her bir model için ayrı ayrı değerlendirme yapılarak oluşan değişiklikler kaydedilmiştir.

### 4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

#### 4.1.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri

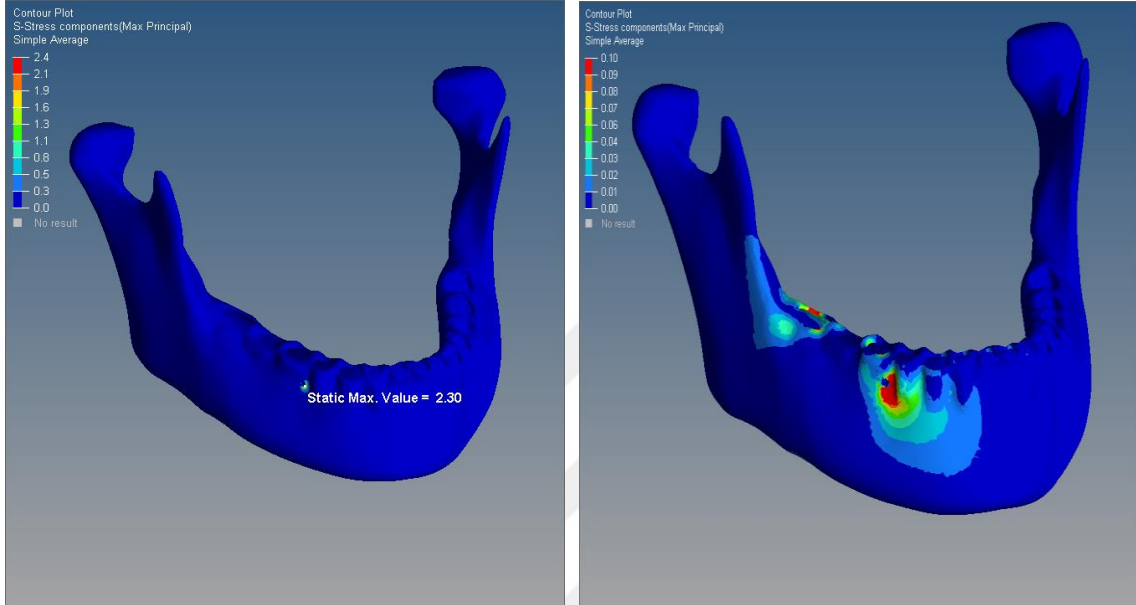
Uygulanan kuvvet sonucunda minividada meydana gelen gerilmeler, oluşturulan model üzerinde gösterilmiştir (Şekil 4.1). Buna göre en fazla Von Mises stres değeri, kuvvet uygulanmak amacıyla nikel titanyum sarmal yaylarının tatbik edildiği minividanın boyun kısmında oluşurken, minividanın ucuna doğru gidildikçe de bu stres değerleri azalmıştır.



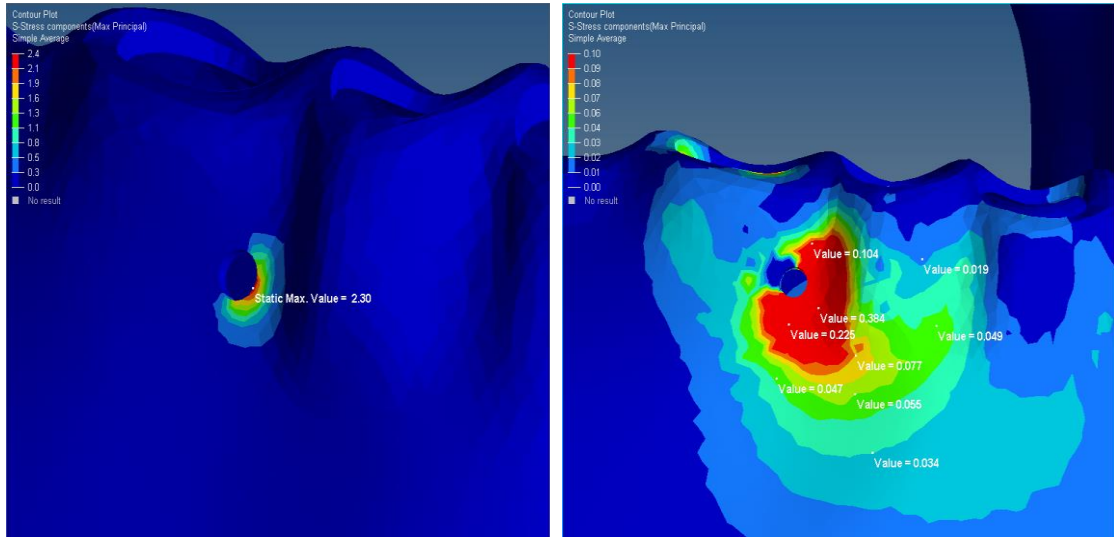
Şekil 4.1. Birinci modelde minividada oluşan Von Mises stres değerleri

#### 4.1.2. Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Şekil 4.2 ve 4.3 mandibulada minivida etrafında kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerini göstermektedir. Bu değerler incelendiğinde maksimum asal gerilmenin en fazla minividanın hareket yönünün tersi yönünde olduğu görülmektedir.

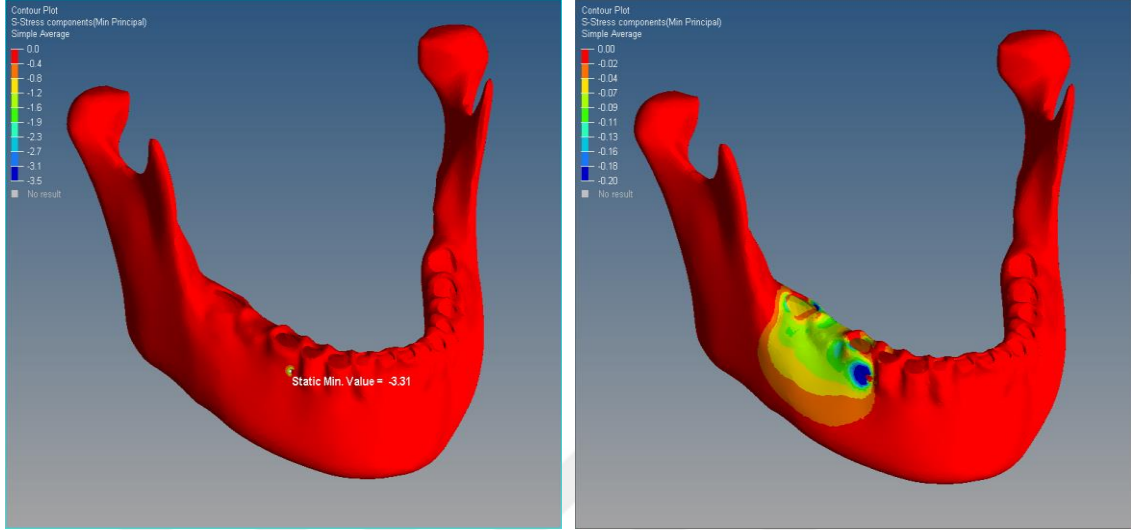


Şekil 4.2. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

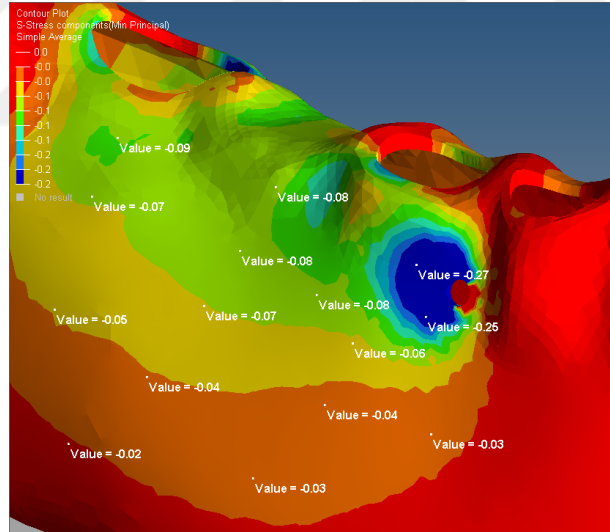


Şekil 4.3. Kortikal kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.4 ve 4.5 kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeleri göstermektedir. Bu asal gerilmeler değerlendirildiğinde, minimum asal gerilmelerin en fazla minividanın distal tarafında olduğu görülmektedir.

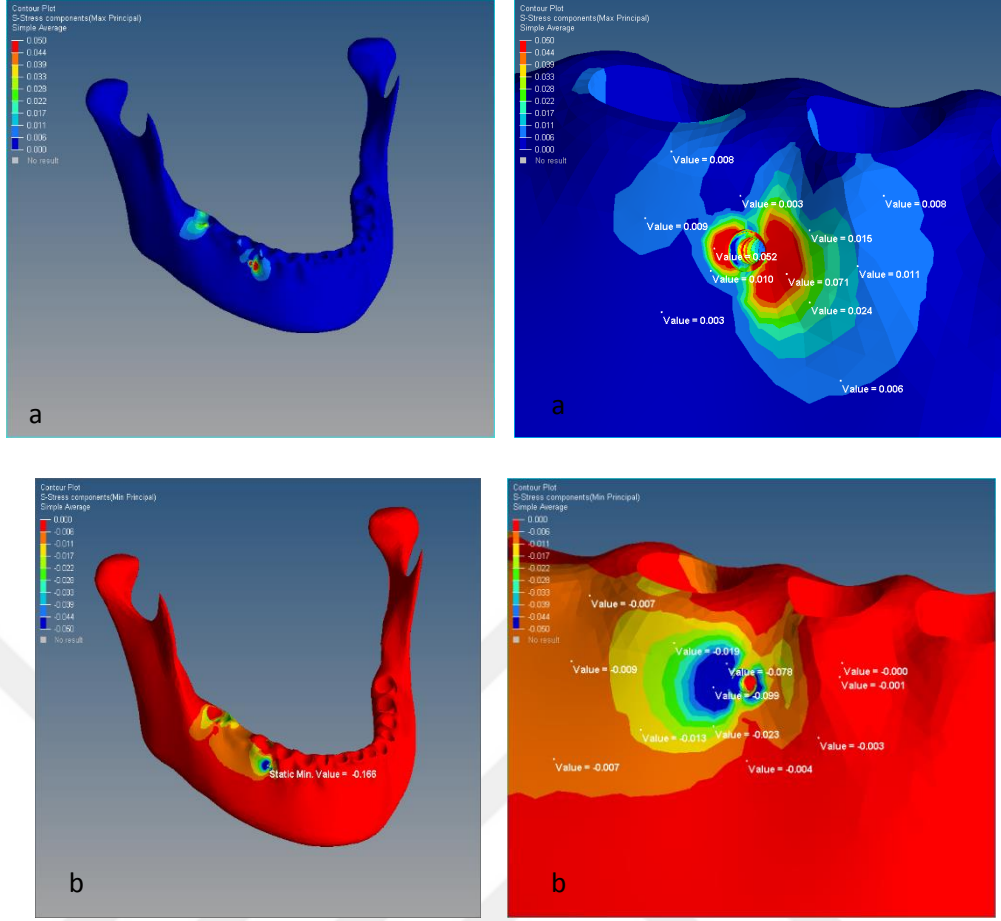


Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler



Şekil 4.5. Kortikal kemikte minivida civarında oluşan minimum asal gerilmeler

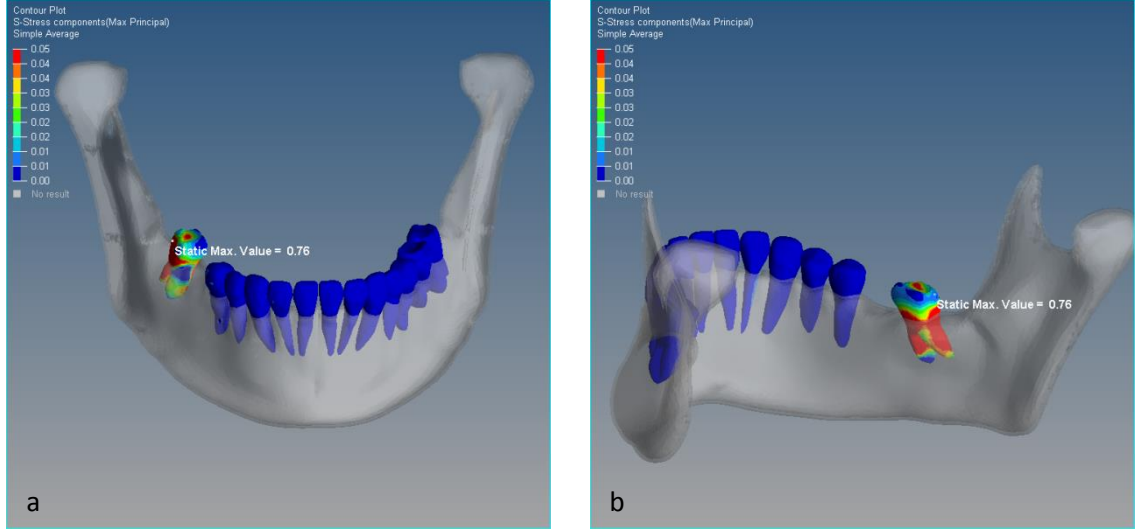
Şekil 4.6'da spongiyöz kemiğe ait maksimum ve minimum asal gerilmeler gösterilmiştir. Spongiyöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler minividanın mezial yüzüne komşu kemik alanlarında oluşurken, minimum asal gerilmeler kortikal kemikteki benzer şekilde minividanın distal tarafında dağılım göstermiştir.



Şekil 4.6. Spongiyöz kemikte oluşan maksimum (a), minimum (b) asal gerilmeler

#### 4.1.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

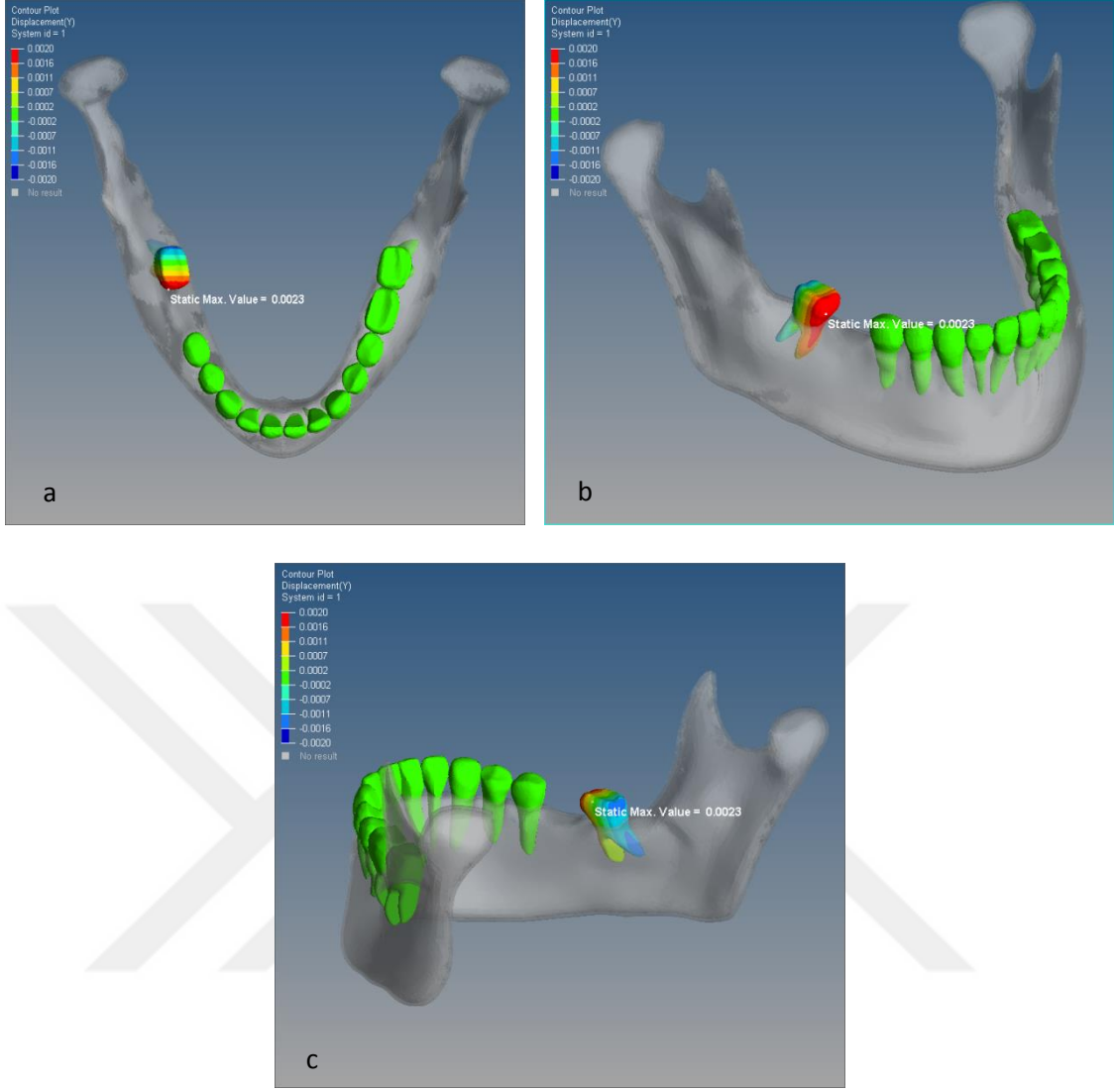
Birinci modelde ikinci molar dişte oluşan maksimum asal gerilmeler Şekil 4.7’de gösterilmiştir. Bu değerler incelendiğinde maksimum asal gerilmenin molar dişin kronun bukkal yüzünde ve distobukkal kök yüzeyinde oluştuğu görülmektedir. Çenenin lingual yüzeyinden bakıldığında ise molar dişin her iki kökünün distal tarafında maksimum asal gerilmelerin yoğun olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.7.** Molar dişte oluşan maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b)

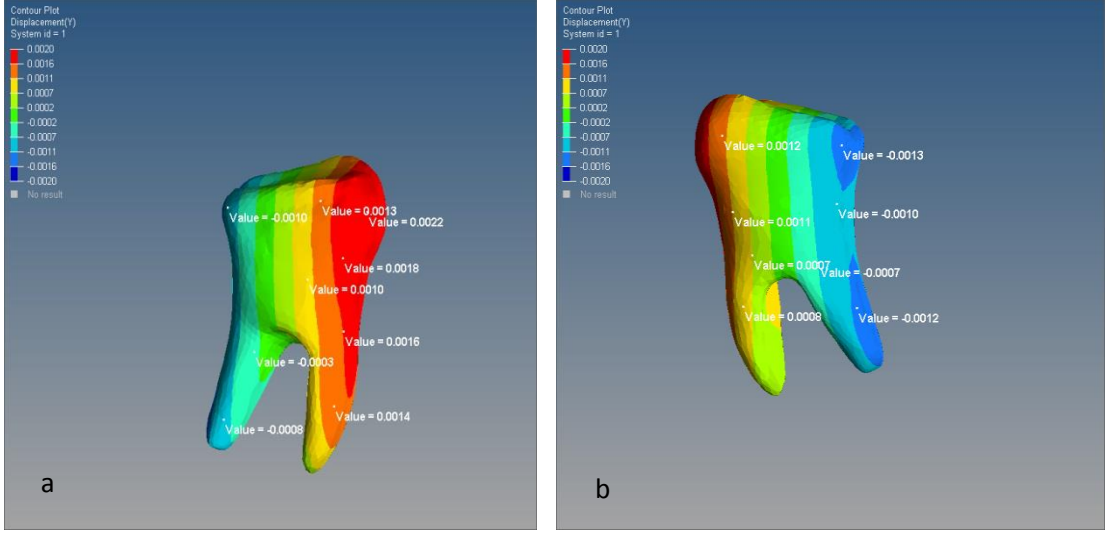
#### **4.1.4. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler**

Bu yöndeki yer değiştirmeler Şekil 4.8’de okluzal, bukkal ve lingual açıdan gösterilmiştir. Şekil 4.8 a incelendiğinde kronun mezial üçte birinin linguale doğru, kronun distal üçte birinin ise bukkale doğru rotasyon yaptığı görülmektedir. Okluzal açıdan değerlendirildiğinde rotasyon hareketine yakın bir hareketin olduğu söylenebilir. Şekil 4.8 b ve c incelendiğinde molar dişin kronunun mezial yüzünün köke doğru azalacak şekilde linguale, distal yüzünün ise bukkale doğru hareket ettiği görülmektedir.



**Şekil 4.8.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b), lingual (c)

Şekil 4.9'da ise dişin tüm yüzeylerinde oluşan hareket değerleri görülmektedir. Kronun mezial tarafında köke doğru azalan miktarda hareket görülürken, distal tarafında kronun okluzal kısmına yakın olan bölümü ile kökün apikale yakın olan bölümlerinde hareketin daha fazla oluştuğu görülmektedir.

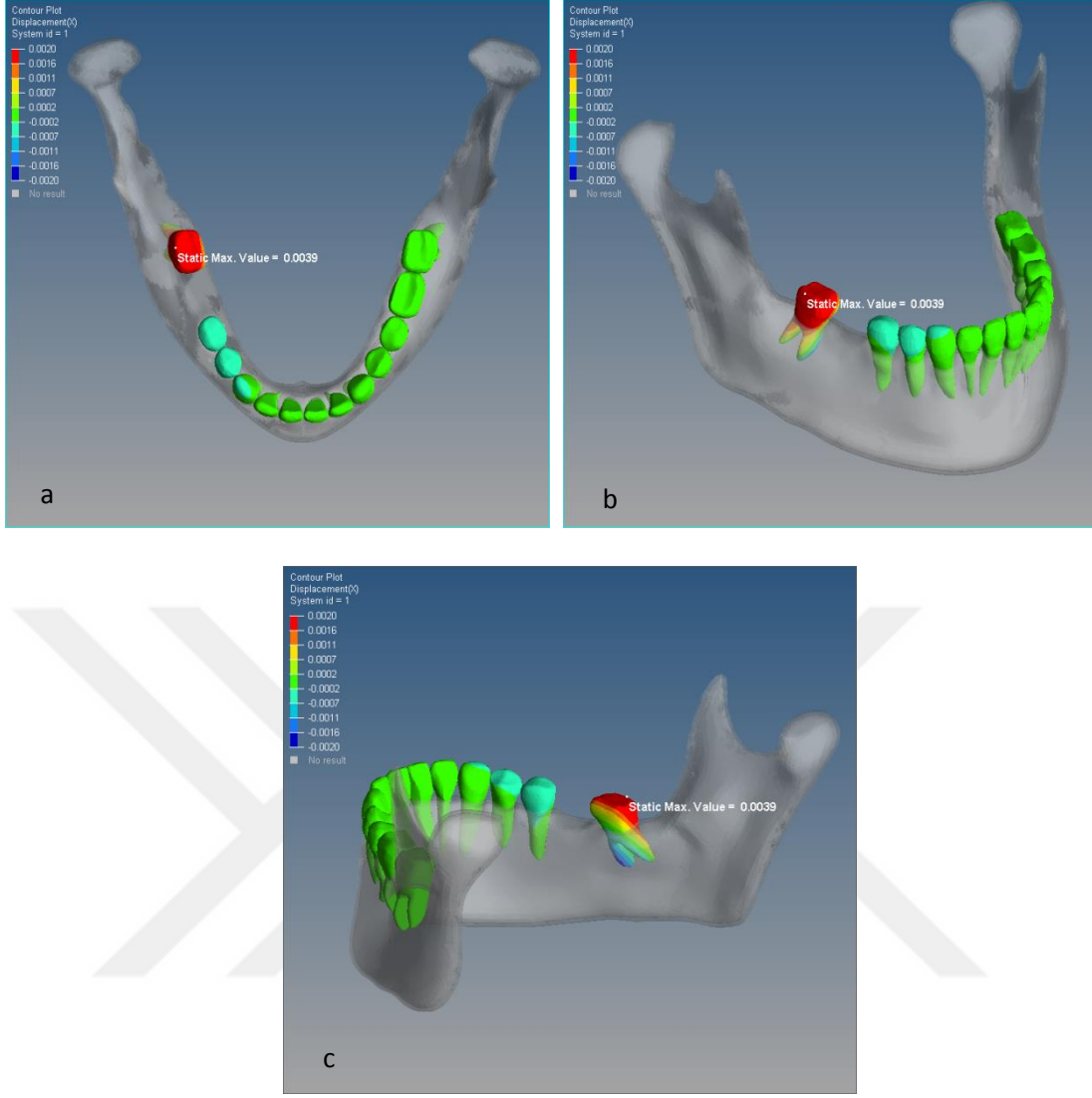


**Şekil 4.9.** Molar dişin yüzeyi boyunca görülen hareket miktarları bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.1.5. Sagittal Yöndeki Yer Değişirmeler

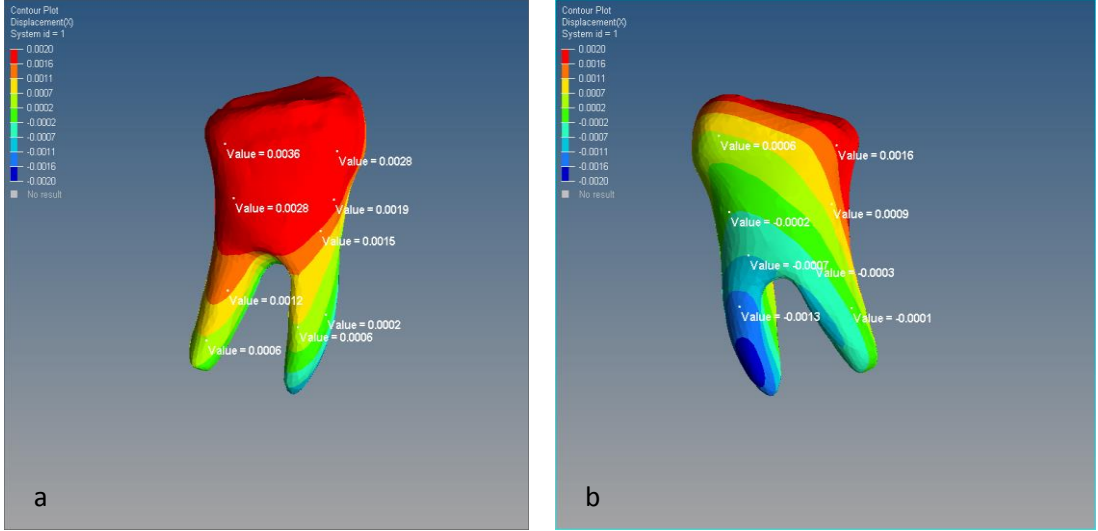
Molar dişin çene içerisinde sagittal yönde yapmış olduğu hareket incelendiğinde, dişin kronunun lingualde kalan çok az bir bölümü dışındaki bölümlerinin meziale doğru hareket ettiği ve bu hareketin kronun bukkal tarafında daha fazla olduğu gözlenmiştir. Kökte ise özellikle mezial kökte daha fazla olmak üzere bir miktar distale hareket olduğu, diş bir bütün olarak değerlendirildiğinde ise bir devrilme hareketi meydana geldiği söylenebilir (Şekil 4.10 a ve b). Kronun lingual, distal kökün de distal tarafında benzer şekilde çok az bir hareket oluşmuştur (Şekil 4.10 c).





**Şekil 4.10.** Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

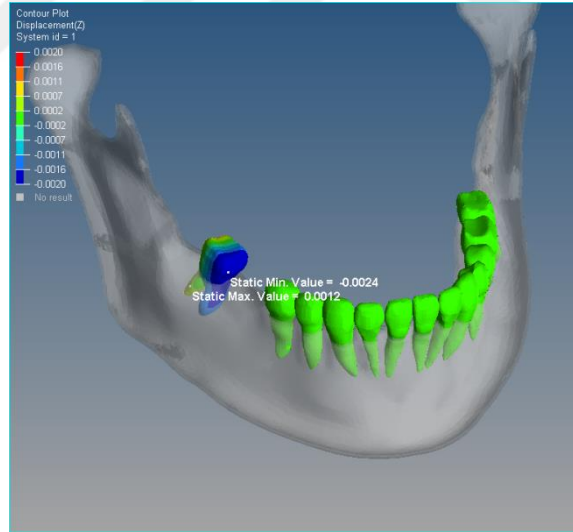
Dişin bukkal yüzeyinde kök ucuna doğru azalan bir miktarda hareket oluşurken, lingual yüzeyinde kök ucuna doğru artan distal yönde bir hareket gözlenmiştir. Bu hareket mezial kökün orta üçlüsünde çok daha belirgindir (Şekil 4.11).



**Şekil 4.11.** Molar dişin yüzeyi boyunca görülen hareket miktarları bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.1.6. Vertikal Yöndeki Yer Değişiklikler

Molar dişinin kronunun mezialinde bir miktar aşağı yönlü hareket oluşurken, kronun distal tarafında mezial taraftaki hareketle kıyaslandığında çok daha az miktarda olmak üzere yukarı yönlü bir hareket gözlenmiştir (Şekil 4.12).



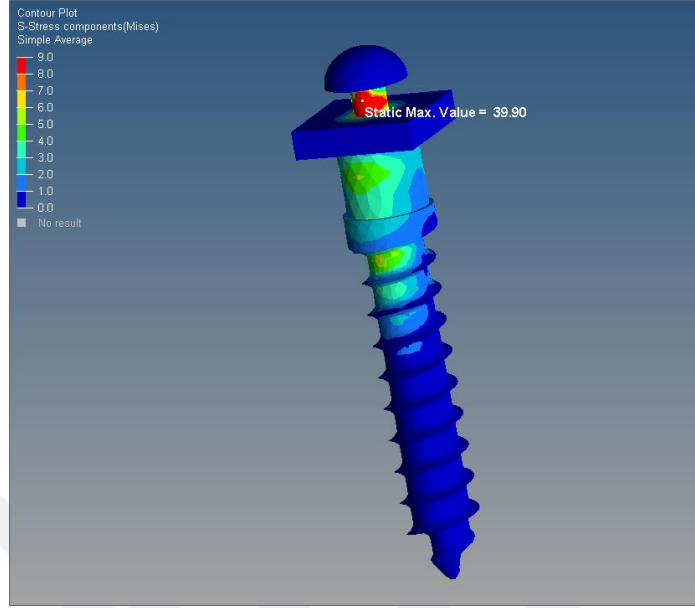
**Şekil 4.12.** Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler

## 4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

### 4.2.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri

Minivida ve çevresindeki asal gerilme dağılımı Şekil 4.13'te görülmektedir. Minivida etrafında kuvvet homojen dağılırken, Von Mises stresi değerleri minividanın

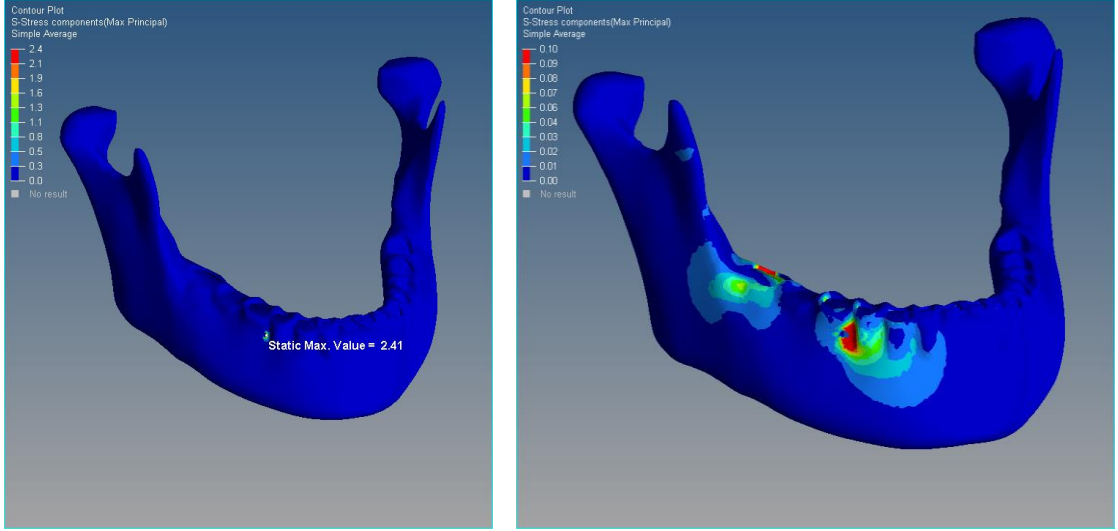
baş kısmından uç kısmına gidildikçe azalmaktadır. En fazla Von Mises değeri minividanın boyun kısmında en az ise uç kısmında ölçülmüştür.



Şekil 4.13. İkinci modelde minividadada oluşan Von Mises stres değerleri

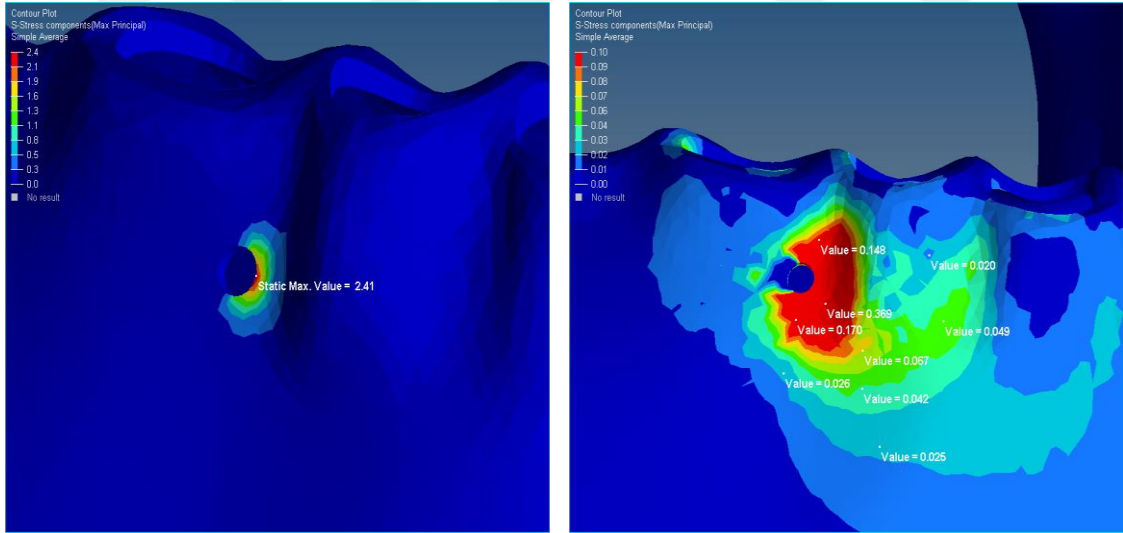
#### 4.2.2. Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Kemikte oluşan gerilme değerleri bu modelde de birinci modelde oluşan değişikliklere benzerdir. Kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler en çok minividanın mezial yüzeyine komşu kemik yüzeyinde oluşmuştur. Şekil 4.14'te kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler görülmektedir. En fazla maksimum asal gerilme minividanın mezial kısmında, bunu izleyen asal gerilme ise molar dişin distal köküne komşu lingual kemik yüzeyinde oluşmuştur. Bu alanların birinci derecede çekme gerilimine maruz kalan alanlar olduğu söylenebilir.



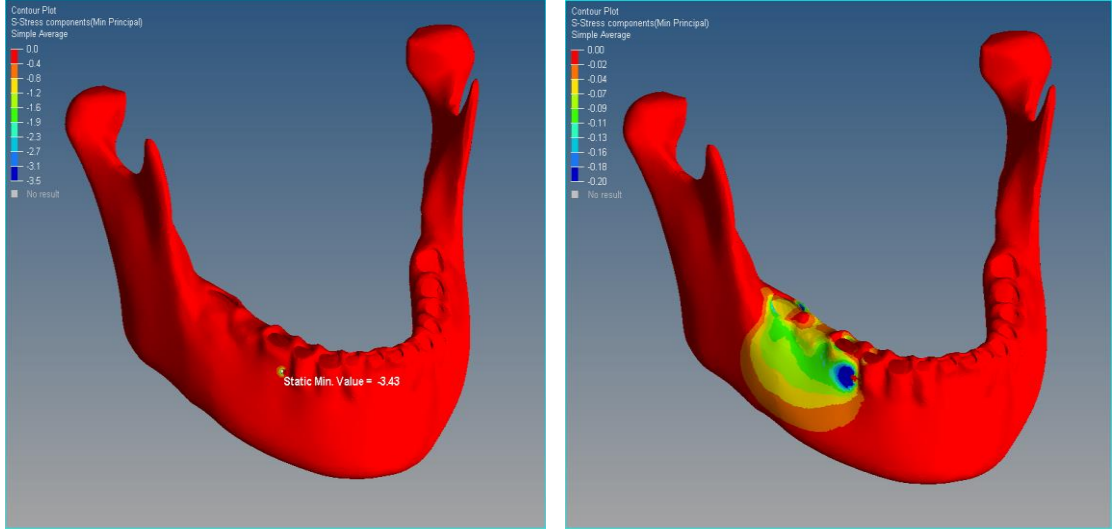
**Şekil 4.14.** Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.15'te kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler gösterilmiştir. Minividanın distal komşuluğu dışında kalan tüm temas alanında homojen ve yüksek maksimum asal gerilmeler oluşmuştur. Yüksek çekme gerilmesi görülen bu alanlar minividanın etrafını adeta bir hilal şeklinde sarmıştır. Merkezden uzaklaştıkça bu çekme gerilmelerinin hızlı bir şekilde azaldığı görülmektedir.



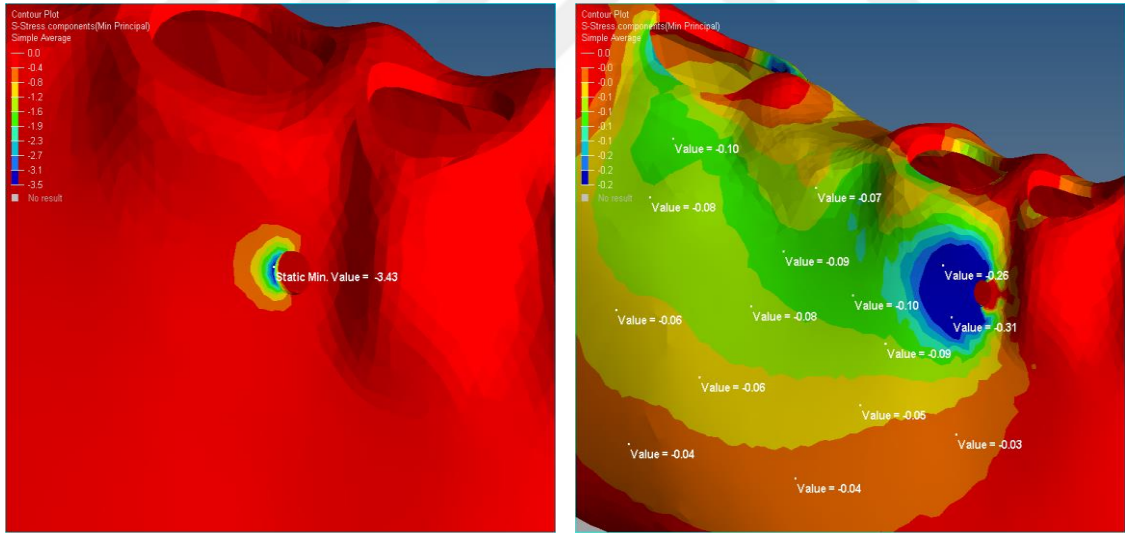
**Şekil 4.15.** Kortikal kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.16'da kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler gösterilmiştir. Basma şeklinde oluşan bu gerilmeler, minividanın hemen distalindeki kemikte en yüksek değerine ulaşırken, periferde doğru sabit bir azalma göstermiştir. Bu gerilmeler molar dişin hemen mezialindeki kortikal kemik yüzeyine kadar da aynı oranda devam etmiştir.



**Şekil 4.16.** Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

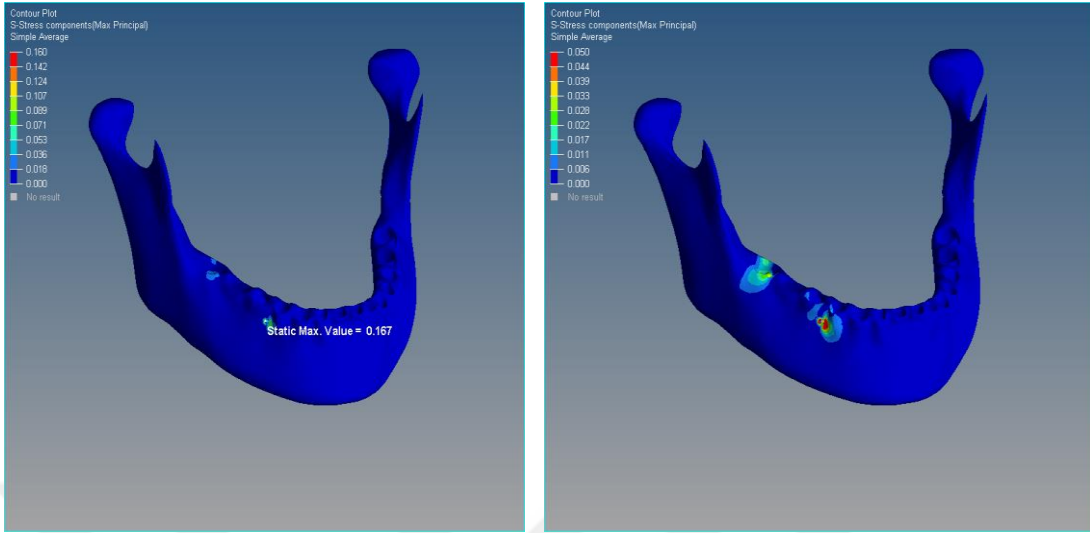
Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler Şekil 4.17’de gösterilmiştir. Basma şeklindeki bu asal gerilmeler, en fazla minividanın hemen distalinde sonrasında ise molar dişin hemen komşuluğundaki bukkal ve lingual kortikal kemik yüzeyinde oluşmuştur.



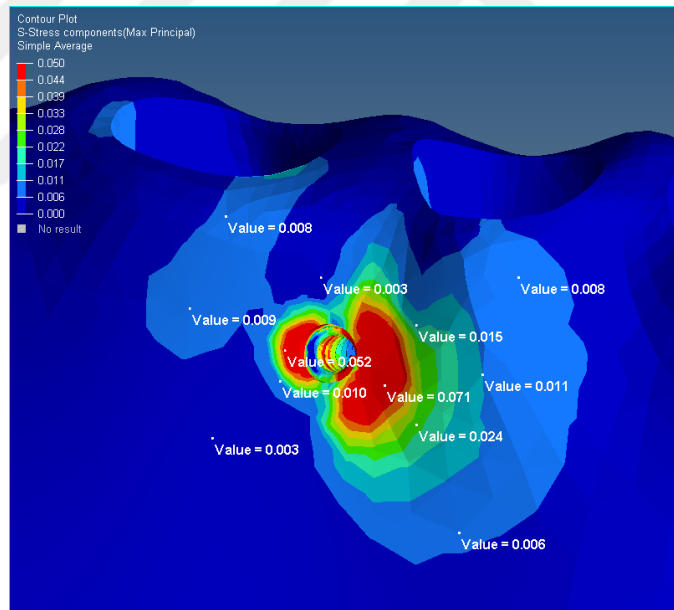
**Şekil 4.17.** Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

Şekil 4.18 ve 19’da spongiyöz kemiğe ait maksimum asal gerilmeler gösterilmiştir. Spongiyöz kemikte kortikal kemiğe oranla nispeten farklı bir dağılım görülmüştür. Minividanın hemen distalinde bulunan kemikte yoğun çekme şeklinde gerilim görülürken, mezial komşuluğunda bulunan kemikte bu gerilmeler daha da

artmıştır. Yani minividanın mezialinde görülen minimum asal gerilme miktarı daha fazladır.

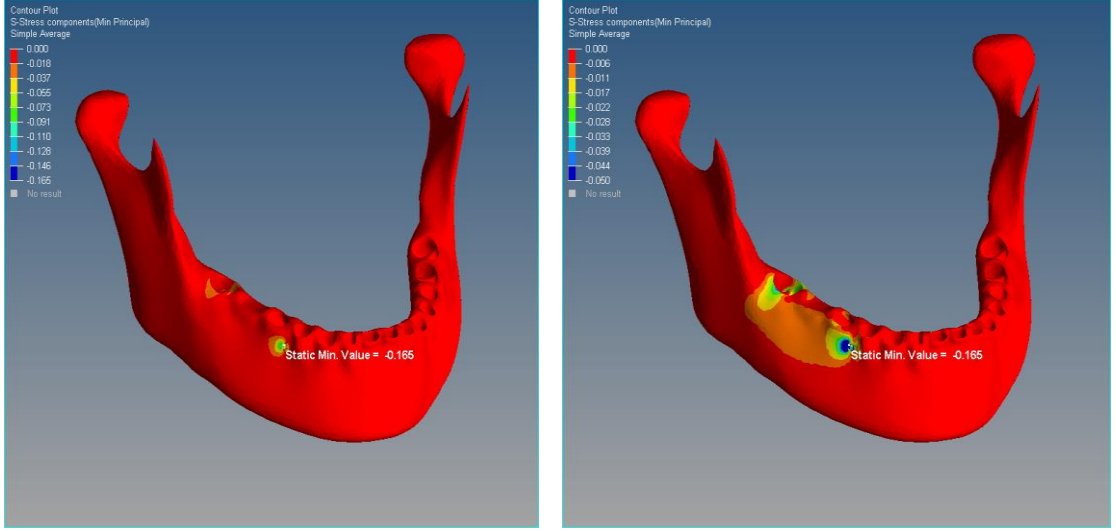


Şekil 4.18. Spongiyöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



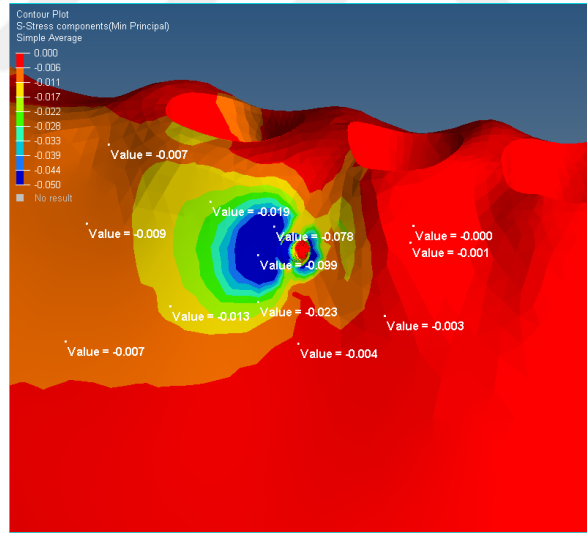
Şekil 4.19. Spongiyöz kemikte minivida civarında oluşan maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.20’de spongiyöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler görülmektedir. Bu asal gerilmelerin büyük çoğunluğu minividanın etrafında oluşurken az bir kısmının da molar dişin bukkal tarafa bakan yüzeyinde oluştuğu söylenebilir.



**Şekil 4.20.** Spongiyöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

Şekil 4.21’de spongiyöz kemiğe ait minivida civarında oluşan minimum asal gerilmeleri göstermektedir. Basma şeklindeki bu asal gerilmelerin büyük çoğunluğu minividanın distal komşuluğunda bulunan kemik yüzeyinde oluşurken az bir kısmı da hemen mezialinde oluşmuştur.

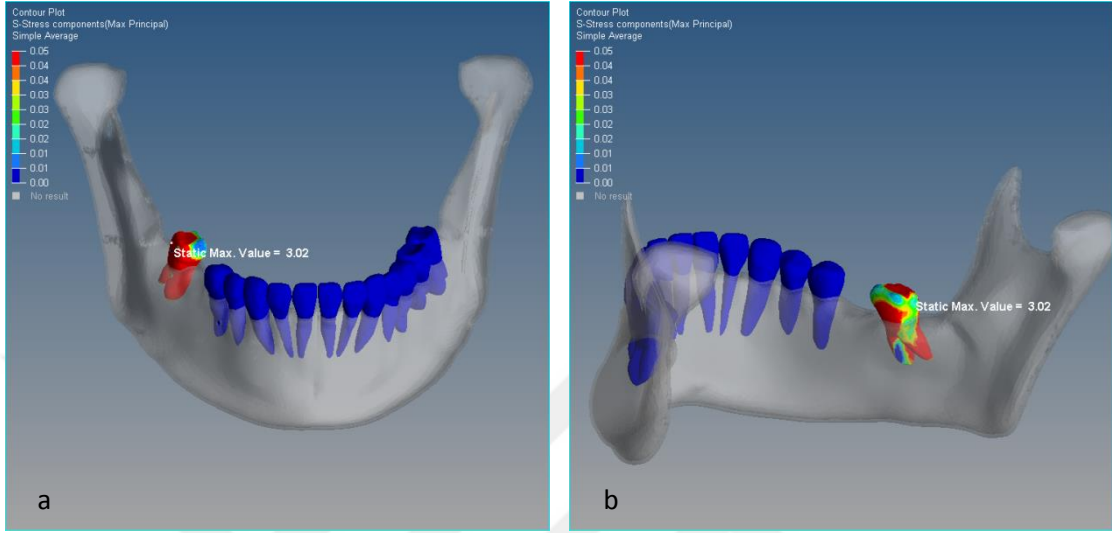


**Şekil 4.21.** Spongiyöz kemikte minivida civarında oluşan minimum asal gerilmeler



### 4.2.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

Molar diş yüzeyinde oluşan maksimum asal gerilmeler Şekil 4.22’de görülmektedir. Bu asal gerilmeler dişin bukkal yüzü boyunca homojen dağılım gösterirken, lingual yüzünde dağınık bir görünüm izlenmiştir.

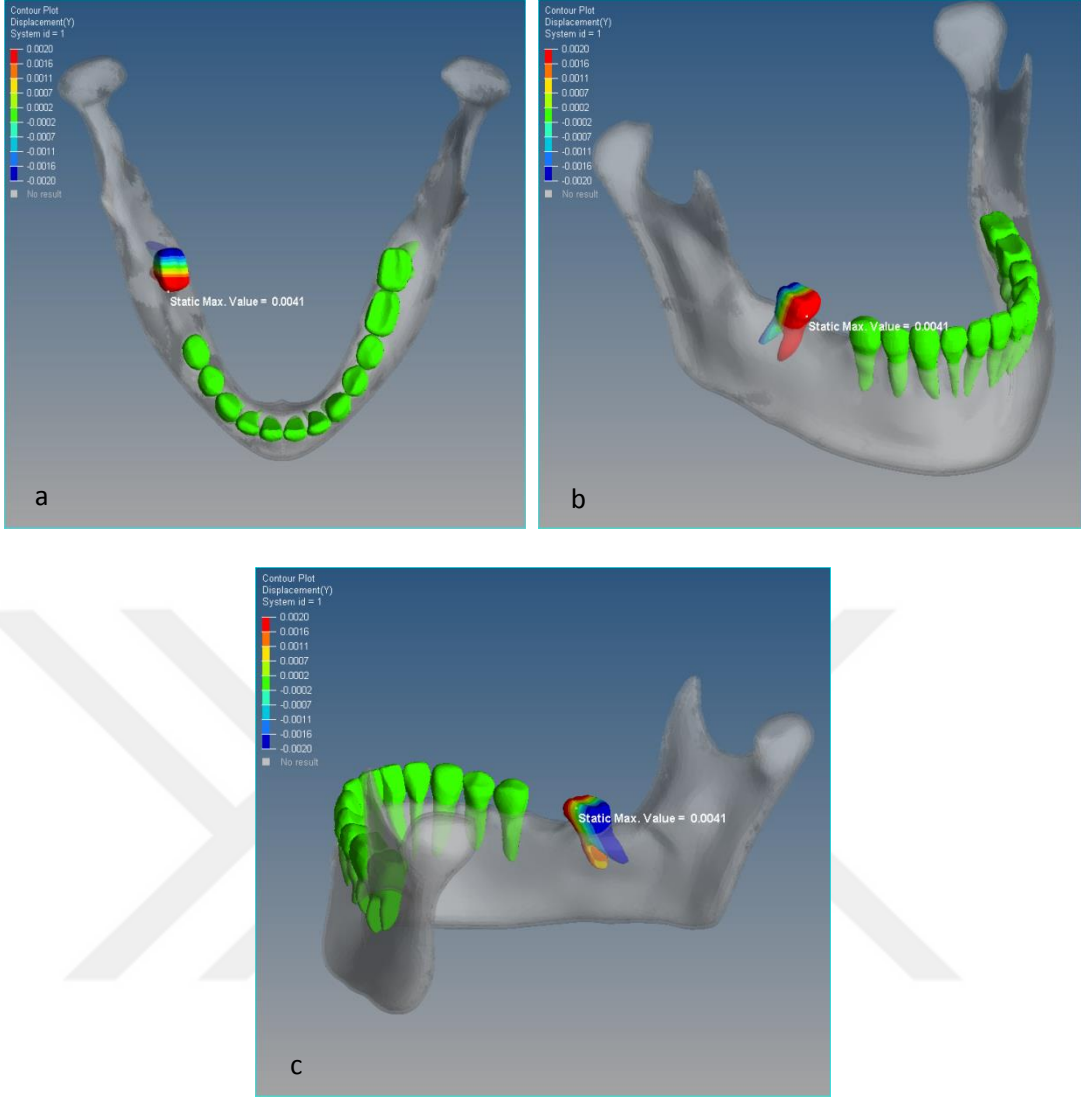


Şekil 4.22. Molar dişte oluşan maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b)

### 4.2.4. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

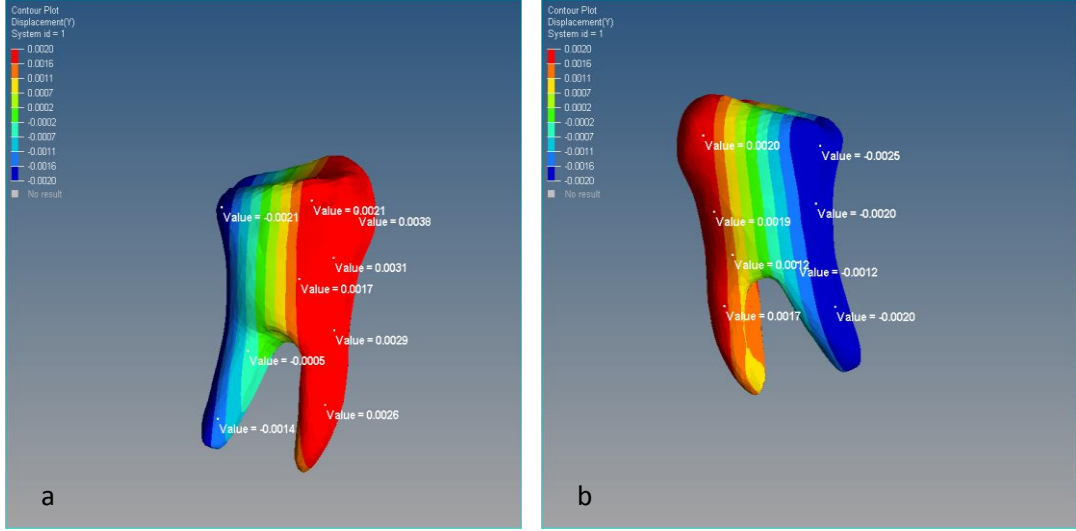
Şekil 4.23’te molar dişe ait transversal yöndeki yer değiştirmeler görülmektedir. Bukkal, okluzal ve lingual açıdan molar dişte oluşan hareketler incelendiğinde kron ve kökün mezial yarısının linguale, distal tarafının ise bukkale doğru hareket ettiği gözlemlenmiştir. Okluzal açıdan değerlendirildiğinde rotasyon hareketine benzer bir hareket yaptığı söylenebilir.





**Şekil 4.23.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

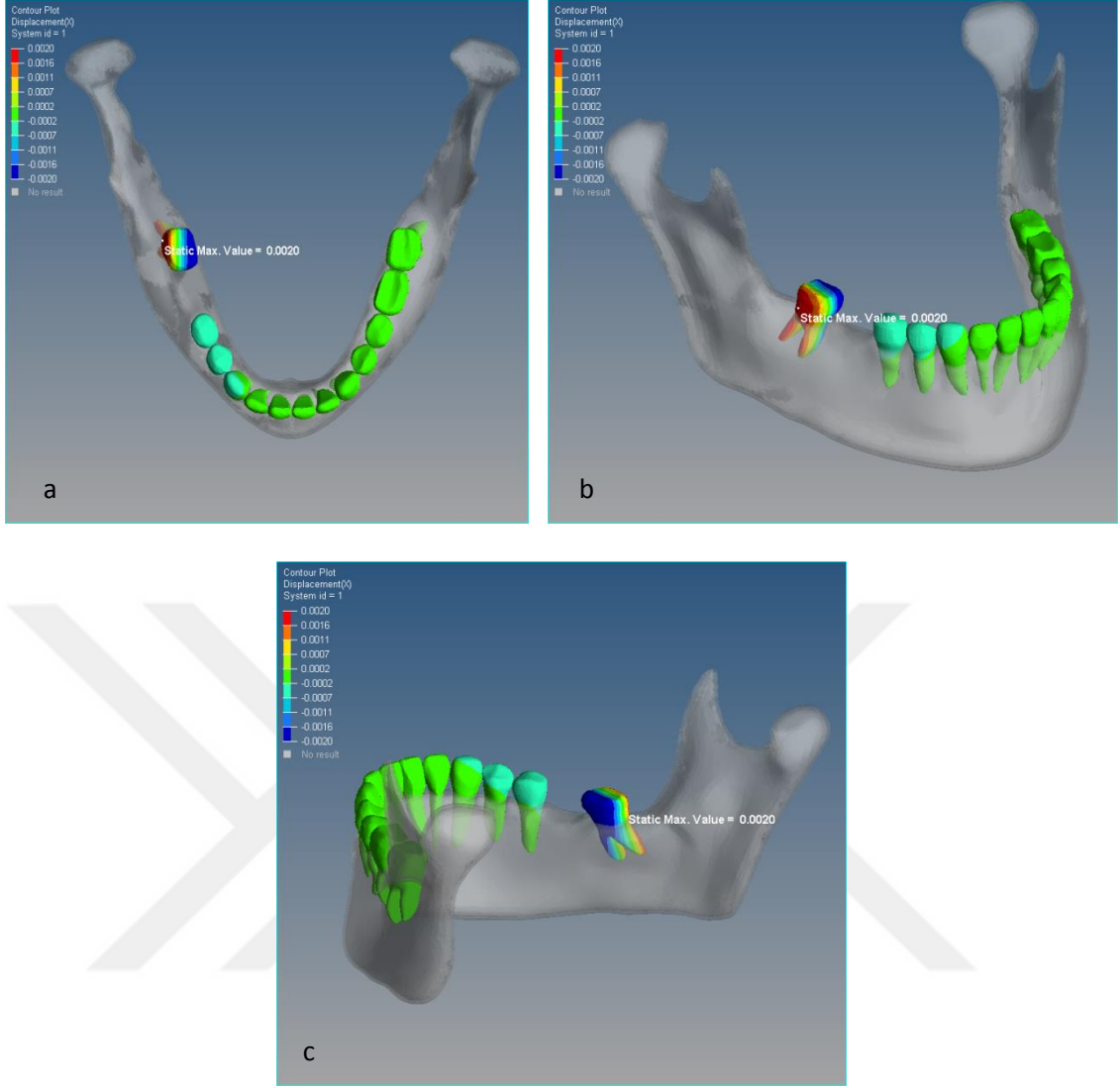
Şekil 4.24'te molar dişin yüzeyi boyunca oluşan hareket miktarının dağılımı gösterilmiştir. Dişin mezial ve distalinde iki farklı hareket oluştuğu gözlemlenmiştir. Mezial tarafta dişin kronundan kök ucuna kadar lingual yönde, distal tarafında ise krondan kök ucuna kadar bukkal yönde hareket oluşmuştur.



**Şekil 4.24.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a) ve lingual (b)

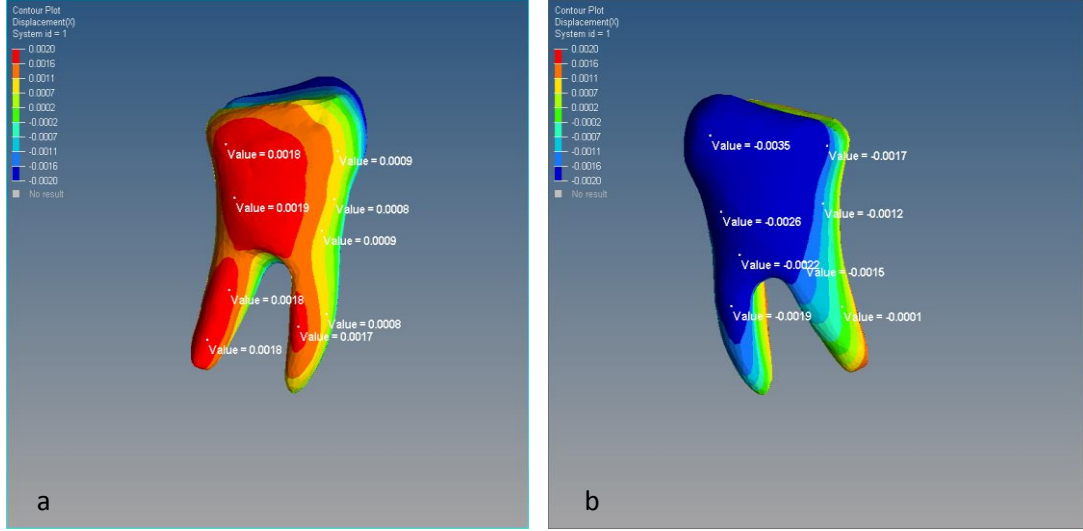
#### 4.2.5. Sagittal Yöndeki Yer Değişirmeler

Şekil 4.25 molar dişin sagittal yöndeki yer değişimini göstermektedir. Okluzal açıdan bakıldığında kronun bukkal tarafında mezial yönde, lingual tarafında ise distal yönde bir hareket olduğu gözlemlenmiştir. Bukkal ve lingual açıdan değerlendirildiğinde ise kronun bukkal yüzeyindeki mezial yönlü hareketin kök yüzeyi boyunca olduğu, benzer şekilde lingual yüzeyinde oluşan distal yönlü hareketin de kök yüzeyi boyunca devam ettiği görülmektedir.



**Şekil 4.25.** Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

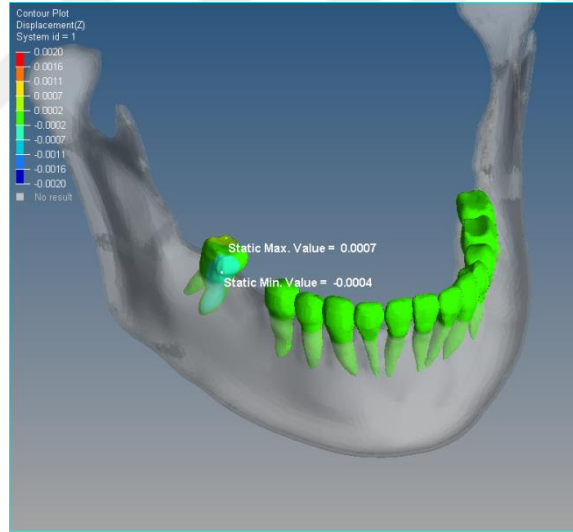
Şekil 4.26'da molar dişin tüm yüzeyi boyunca yaptığı hareketin dağılımı görülmektedir. Bukkal açıdan değerlendirildiğinde mezial kökünün bukkal yüzünde bu hareketin daha az olduğu, lingual yüzünde ise köke doğru giderek azaldığı görülmektedir.



Şekil 4.26. Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.2.6. Vertikal Yöndeki Yer Değişiklikler

Şekil 4.27 incelendiğinde molar dişin mezial kısmının çok hafif bir şekilde aşağı yönlü hareket ettiği görülmektedir.



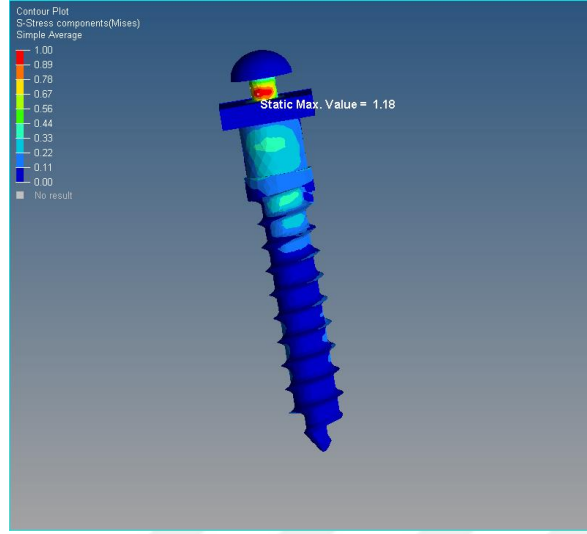
Şekil 4.27. Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler

### 4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

#### 4.3.1. Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri

Bu modelde minividanın etrafında kuvvet dağılımının homojen olduğu, Von Mises stresi değerlerinin ise uç kısımdan başa doğru bu değerlerin giderek azaldığı

görülmektedir. En fazla Von Mises değeri minividanın boyun kısmında ölçülmüştür (Şekil 4.28).

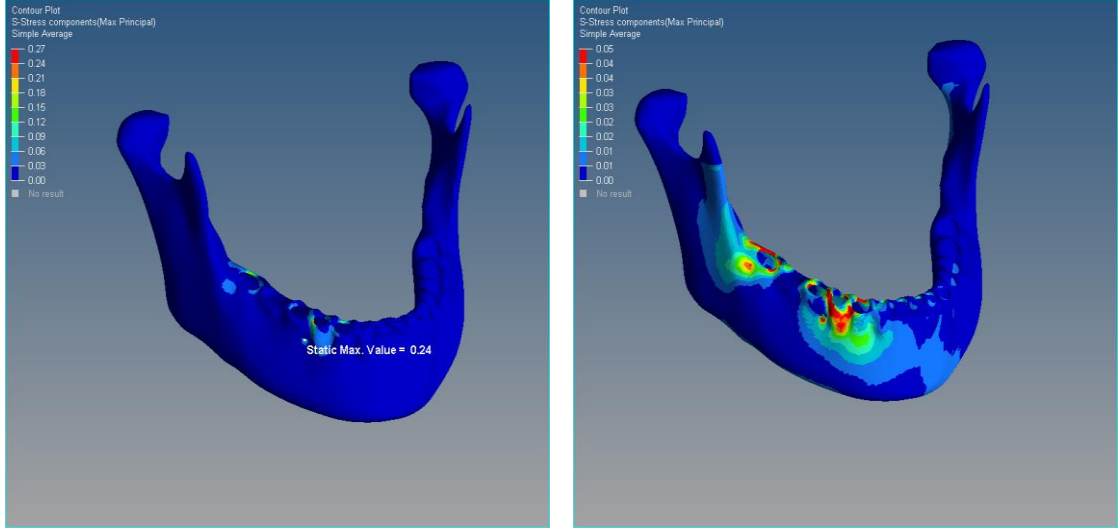


Şekil 4.28. Üçüncü modelde minividada oluşan Von Mises stres değerleri

#### 4.3.2. Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

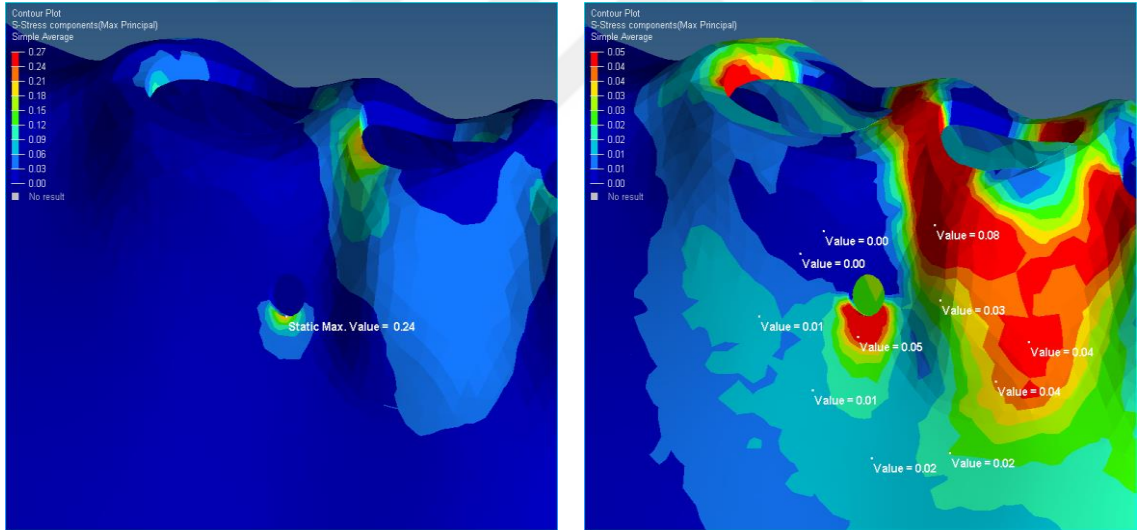
Bu modelde oluşan asal gerilmeler 1. ve 2. modelde oluşan asal gerilmelerden farklı bir dağılım göstermiştir. Kemikte oluşan maksimum asal gerilmelerin daha çok birinci premolar bölgesinde yoğunlaştığı, daha az yoğunlukta olmak üzere ikinci premolar ve kanin dişlerinde de bir miktar asal gerilme oluştuğu gözlenmiştir. En fazla gerilmeler hareketi istenen molar dişin bukkal, mezial ve distolingual bölgelerinde meydana gelmiştir.

Şekil 4.29'da kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmeler gösterilmiştir. Çekme çeklinde asal gerilmeler en fazla birinci premolar dişin bukkal kök yüzeyi boyunca, ikinci premolar dişin mezial yüzeyinde lokal olarak ve kanin dişin lingual yüzeyinde gözlenmiştir.



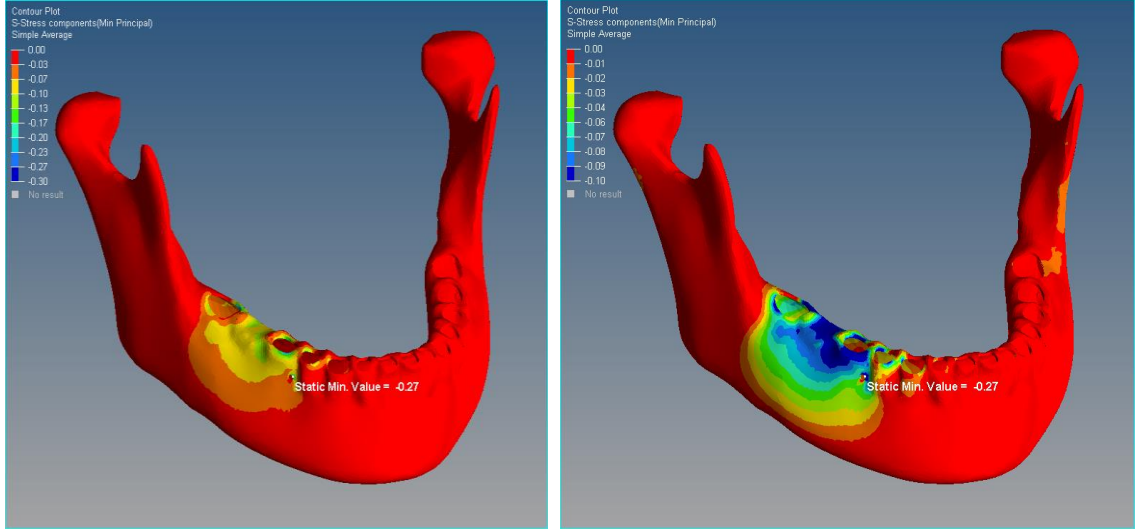
**Şekil 4.29.** Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.30’da ise minivida çevresinde oluşan çekme şeklindeki asal gerilmeler gösterilmiştir. Bu asal gerilmeler minividanın alt kısmında yoğunlaşmakla beraber premolar ve kanin dişleriyle kıyaslandığında daha dar bir alana yayıldığı gözlenmiştir.



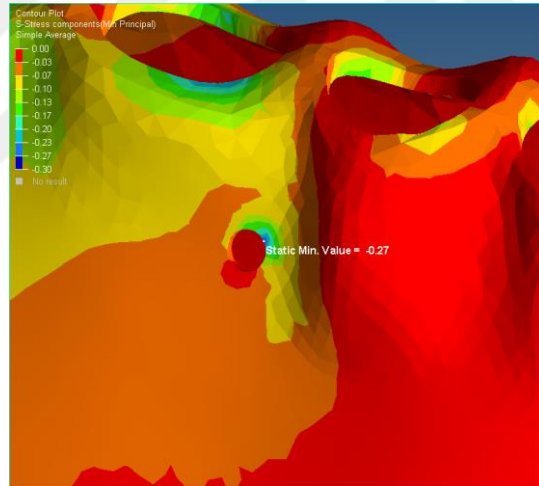
**Şekil 4.30.** Kortikal kemiğe ait minivida civarında görülen maksimum asal gerilmeler

Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler Şekil 4.31’de gösterilmiştir. Basma şeklinde oluşan bu asal gerilmelerin; minividanın alveol kretine bakan üst kısmında, ikinci premolar dişin meziobukkal, distobukkal ve distal yüzeylerinde ve molar dişin lingual yüzeyinde olduğu görülmektedir. Ancak bu basma gerilmeleri daha düşük yoğunluktadır ve daha lokalize bir alanda sınırlı kalmıştır.



**Şekil 4.31.** Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler

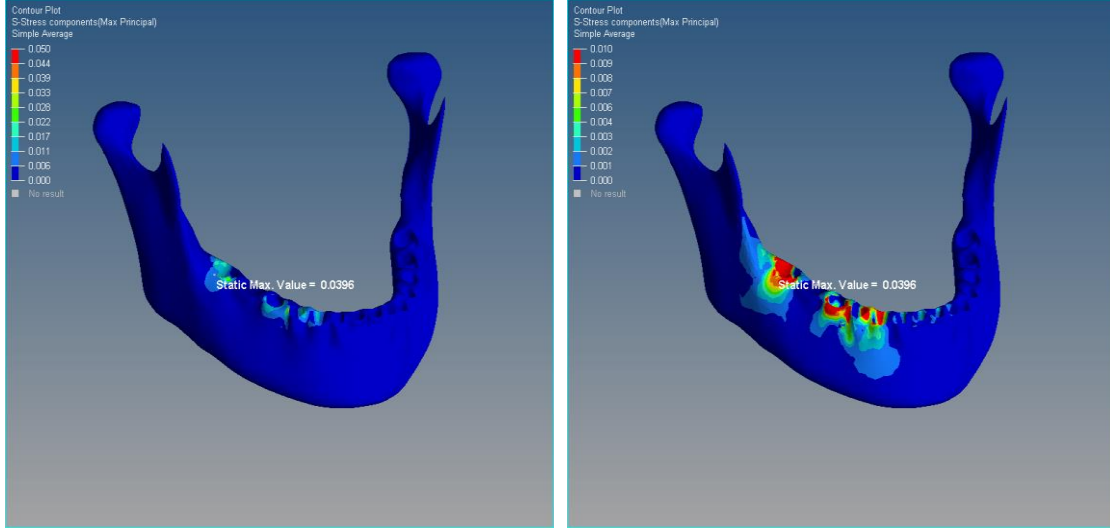
Şekil 4.32’de minividanın üst kısmında ve ikinci premolar dişin meziobukkal köşesinde lokalize bir şekilde oluşan asal gerilmeler görülmektedir.



**Şekil 4.32.** Kortikal kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler

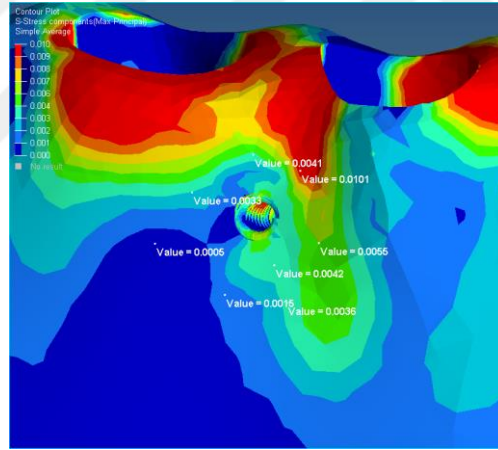
Şekil 4.33’te spongiyöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler görülmektedir. Kanin ve birinci premolar dişin soket yüzeyi boyunca, ikinci premolar dişin mezial ve bukkal kök yüzeyinde ve molar dişin bukkal ve lingual kök yüzeylerinde yaygın bir şekilde basma şeklinde asal gerilmelerin oluştuğu görülmektedir.





**Şekil 4.33.** Spongiyöz kemiğe ait maksimum asal gerilmeler

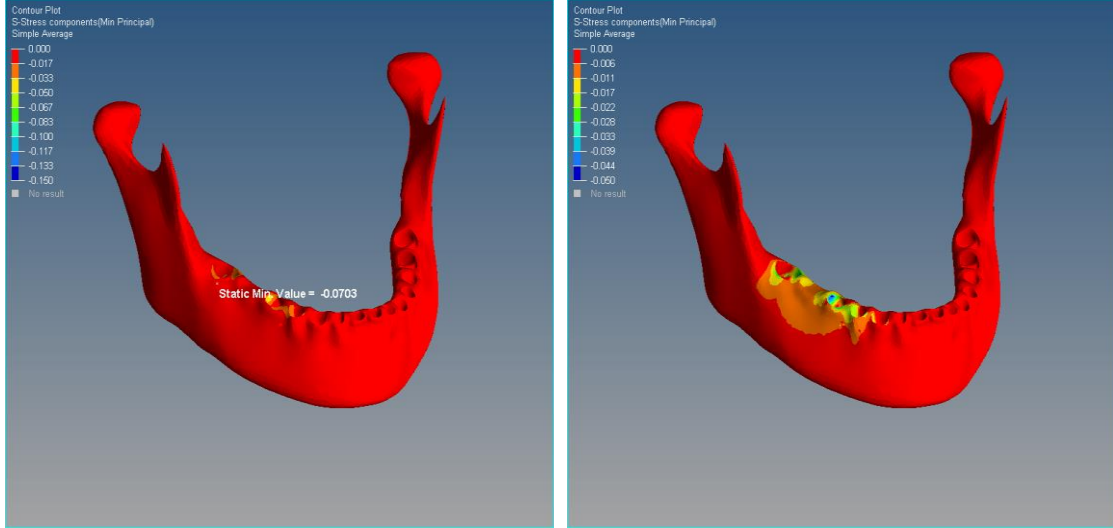
Minividanın ikinci premolara bakan yüzeyindeki spongiyöz kemikte oluşan az miktardaki maksimum asal gerilmeler Şekil 4.34’te gösterilmiştir.



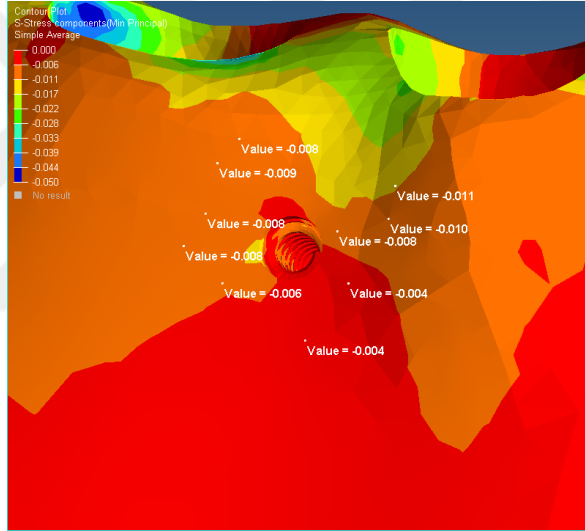
**Şekil 4.34.** Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen maksimum asal gerilmeler

Şekil 4.35 ve 36’da kemikte ve minivida etrafında spongiyöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler görülmektedir. Bu gerilmelerin minividanın etrafında oluştuğu ve minividayı yüzük gibi sardığı görülmektedir.





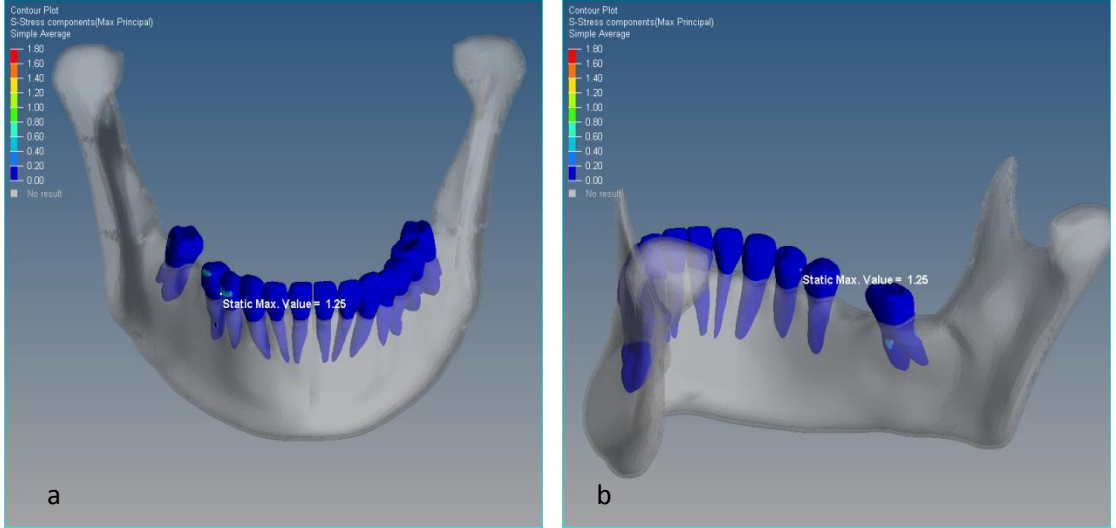
Şekil 4.35. Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler



Şekil 4.36. Spongiyöz kemiğe ait minivida civarında görülen minimum asal gerilmeler

### 4.3.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

Maksimum asal gerilmeler birinci premolar dişin ekvator hattının altında ikinci premolar dişin ise ekvator hattının üstünde belirgin olarak gözlemlenmiştir. Bu gerilmeler ikinci molar dişin ise bukkal yüzeyinin ekvator hattı ile lingual kök yüzeyinin furkasyon alanında daha belirgin olarak meydana gelmiştir (Şekil 4.37).



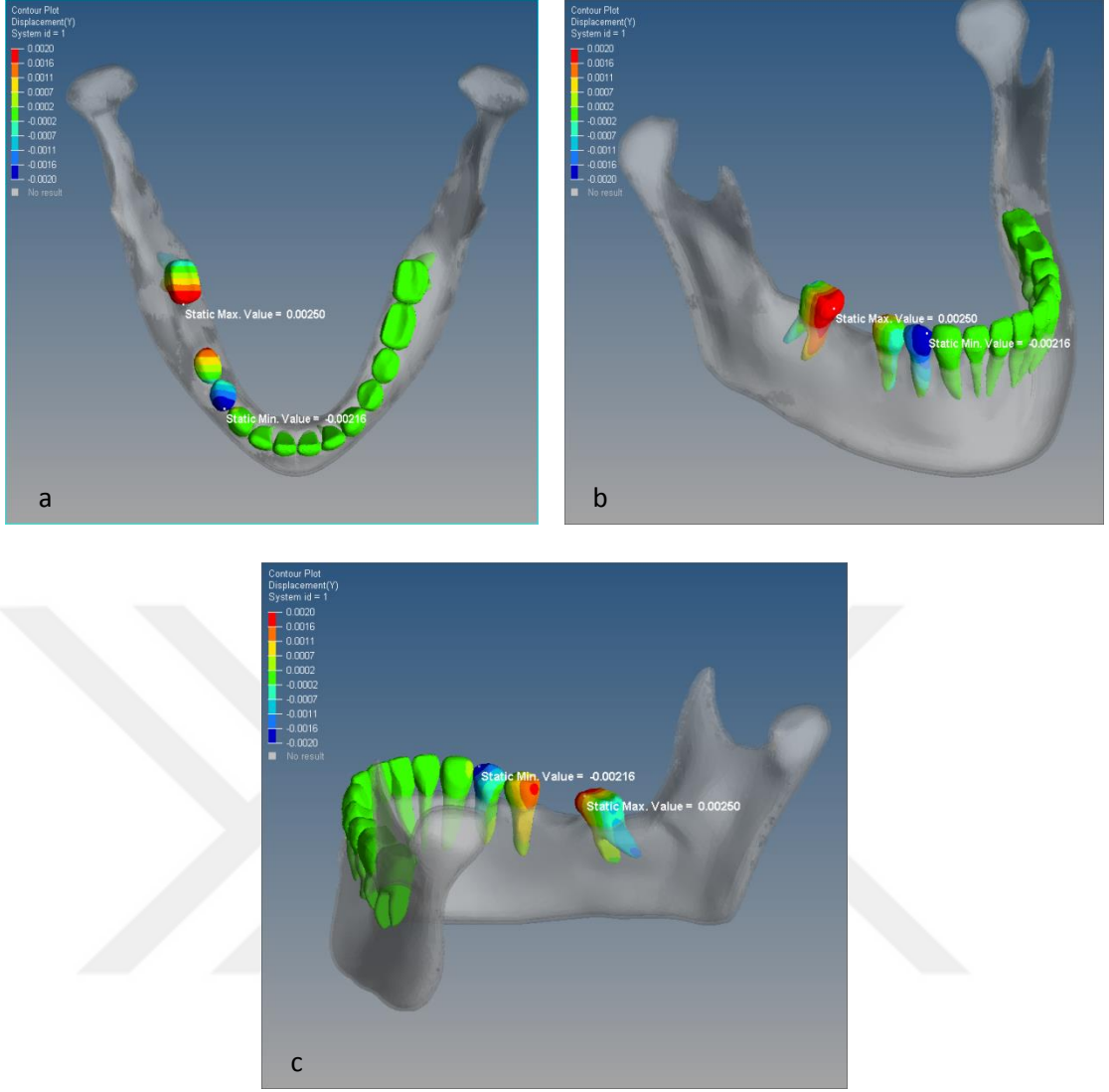
**Şekil 4.37.** Molar dişe ait maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.3.4. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

İkinci molar dişin kronunun mezial bölümü lingual yönde, distal kısmı ise daha hafif olmak üzere bukkal yönde rotasyona uğramıştır. Aynı zamanda ikinci premolar dişin kronun mezial kısmında bukkale hafif rotasyon oluşurken, birinci premolar dişin kronunun mezialinde daha belirgin olarak bukkale rotasyon gözlemlenmiştir (Şekil 4.38 a).

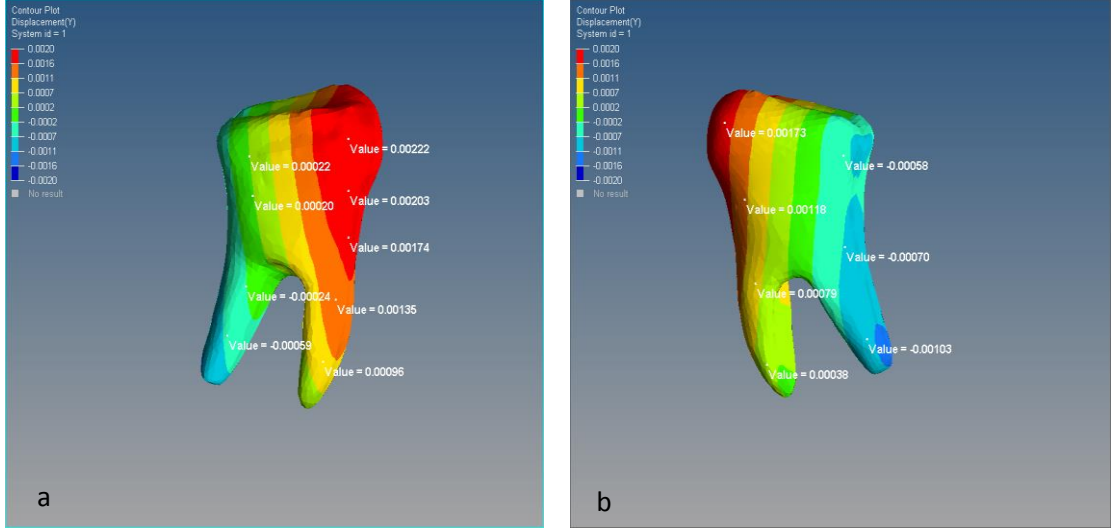
Bukkal açıdan bakıldığında ise mandibular ikinci molar dişin kronunun linguale doğru olan rotasyon hareketinin daha çok kron yüzeyinde yoğunlaştığı ve köklerde bu etkinin çok azaldığı görülmüştür. Burada tam rotasyondan ziyade daha çok devrilme şeklinde hareket olduğu gözlemlenmiştir. Birinci premolar dişin kronunun da bukkale doğru hareket ettiği ve kök yüzeyine doğru bu hareketin azaldığı görülmüştür. Bu hareketin aslında kök üzerinde bukkale doğru devrilme hareketi olduğu söylenebilir. İkinci premolar dişte ise neredeyse hiç hareket oluşmamıştır (Şekil 4.38 b).

Lingual yönden bakıldığında ikinci molar dişin distal kökünün apikalde daha fazla olmak üzere distale doğru yer değiştirdiği, mezial kökte ise minimum düzeyde hareket olduğu görülmüştür. Ayrıca ikinci premolar dişin kronunun linguale doğru, birinci premolar dişin kronunun mezial kısmının bukkale doğru hareket ettiği gözlemlenmiştir. Her iki premolar dişin köküdeki hareket de minimum seviyededir (Şekil 4.38 c).



**Şekil 4.38.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

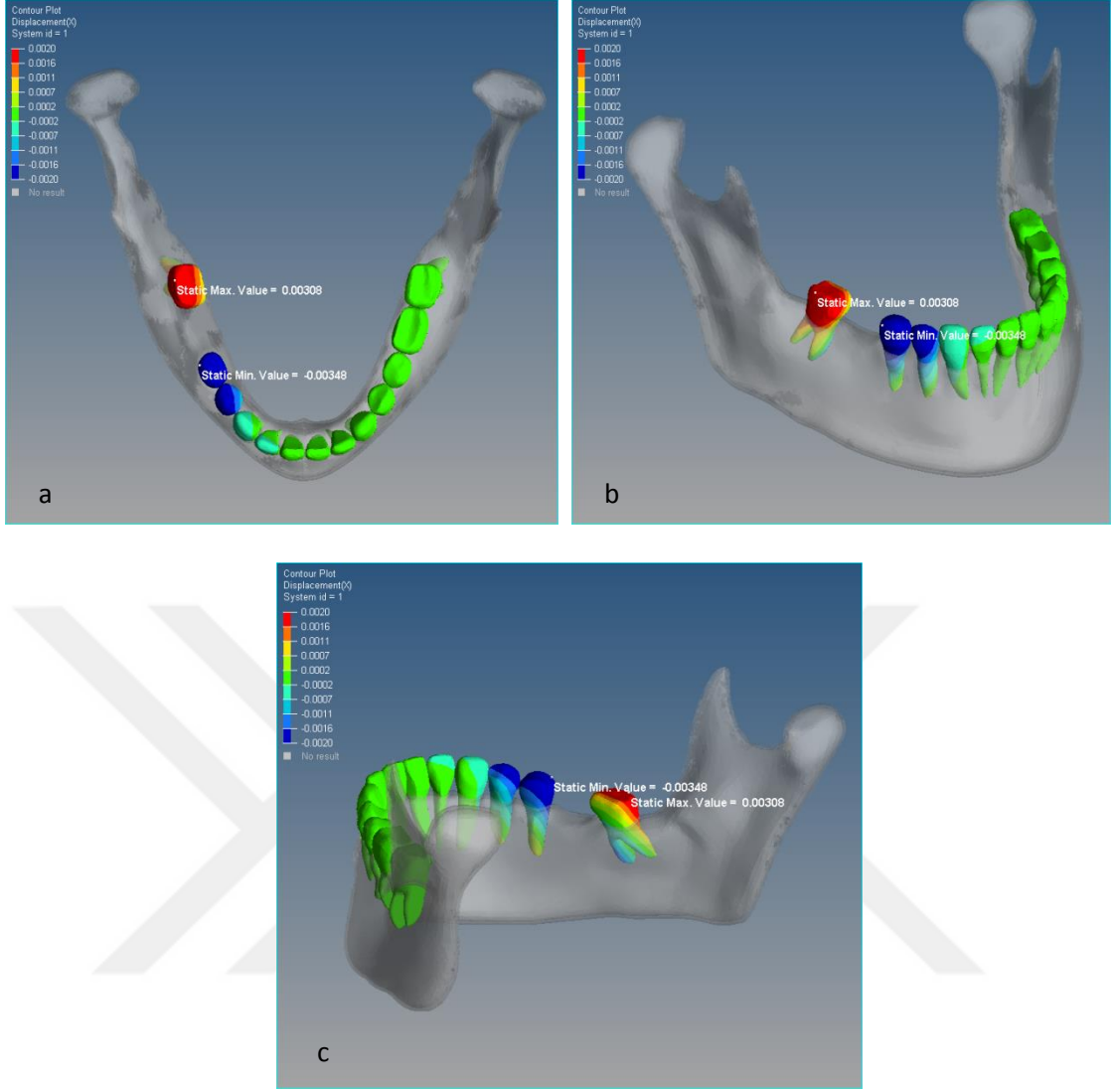
Molar dişin transversal yöndeki hareket miktarının dağılımı Şekil 4.39’da gösterilmiştir. Bukkal yönden değerlendirildiğinde kronun mezial bölümünün tümüyle linguale hareket ettiği görülmektedir. Distal tarafta ise krontan başlayıp kök ucuna kadar tüm yüzeyde bukkale hareket gerçekleşmiştir. Lingual yönden bakıldığında ise kronun mezial bölümü bukkalden daha az olmak kaydıyla yine linguale hareket etmiştir. Distal tarafta ise yine krontan kök ucuna kadar ve kök ucunda daha belirgin olmak üzere bukkal yönlü hareket gerçekleşmiştir (Şekil 4.39 a ve b).



**Şekil 4.39.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b)

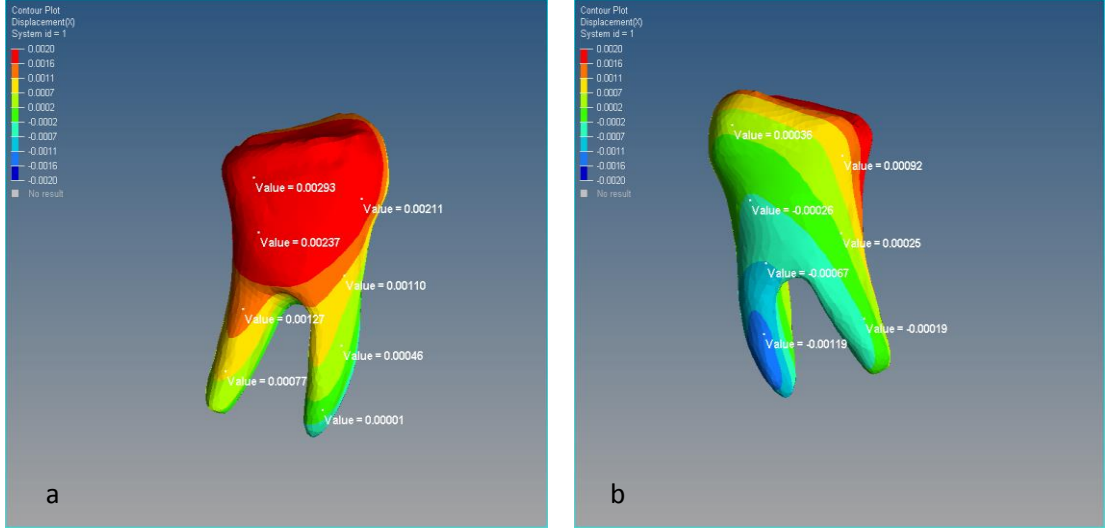
#### 4.3.5. Sagittal Yöndeki Yer Değişirmeler

İkinci molar dişin sagittal düzlemde yaptığı hareket incelendiğinde daha çok devrilme hareketi yaptığı, özellikle kronun bukkal tarafının tamamen meziale doğru hareket ettiği gözlemlenmiştir. Köklerde oluşan hareket daha sınırlı kalmıştır. Mezial kökün ucu hafif distale hareket etmiş, distal kökün ucu ise daha çok yerinde kalıp yukarı yönde hafif rotasyon yapmıştır. İkinci premolar dişin kronunun tamamı, birinci premolar dişin kronun da bukkal kısmı distale hareket etmiştir. Bu hareket kronlarda çok belirgin iken, köklerde minimal seviyededir. Ayrıca ikinci premolar dişte daha belirgin olmakla birlikte her iki premolar dişin distale doğru devrilme hareketi yaptığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.40).



**Şekil 4.40.** Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

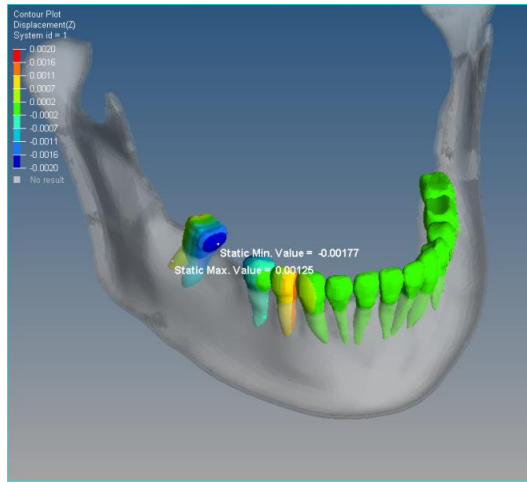
Molar dişin yüzeyinde oluşan hareket miktarları bukkal açıdan değerlendirildiğinde kronunun tümüyle meziale hareket ettiği, lingual açıdan değerlendirildiğinde ise mezial kökün orta kısmında daha belirgin olmak üzere distal yönlü bir hareket olduğu görülmektedir (Şekil 4.41).



Şekil 4.41. Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.3.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Mandibular 2. molar dişin daha çok devrilme şeklinde hareket yapmasından dolayı kronun mezial kısmı aşağı yönlü hareket etmiştir. Dişin kronunun distal kısmında ise çok hafif miktarda yukarı hareket olduğu gözlemlenmiştir. İkinci premolar dişin kronunda daha belirgin olmak üzere aşağı yönlü devrilme hareketi yaptığı, birinci premolar dişin kronunda ise mezial orta hattından itibaren kök ucuna doğru yukarı yönlü hareket olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.42).

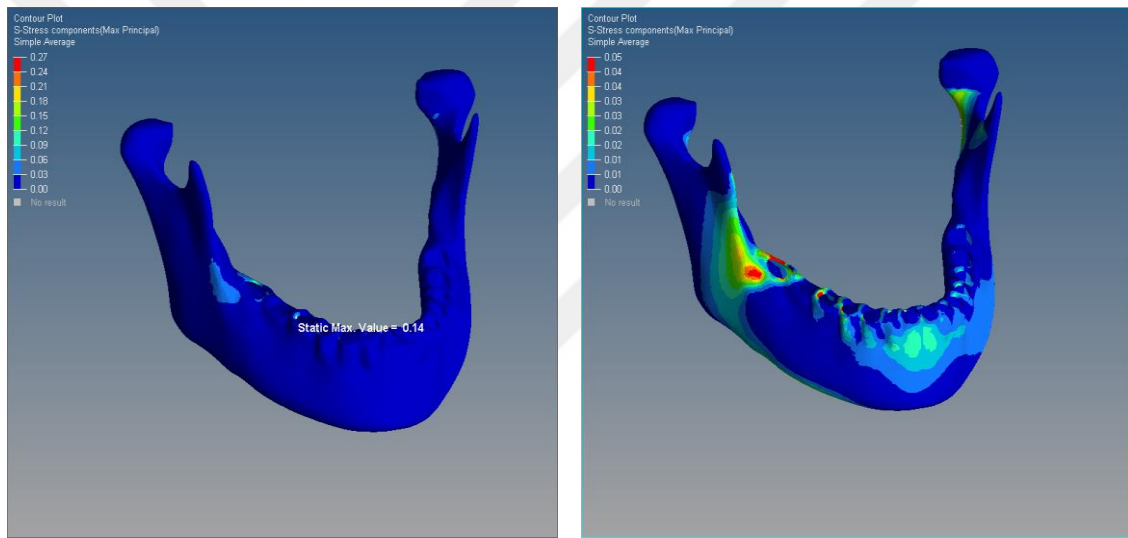


Şekil 4.42. Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler

#### 4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

##### 4.4.1. Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

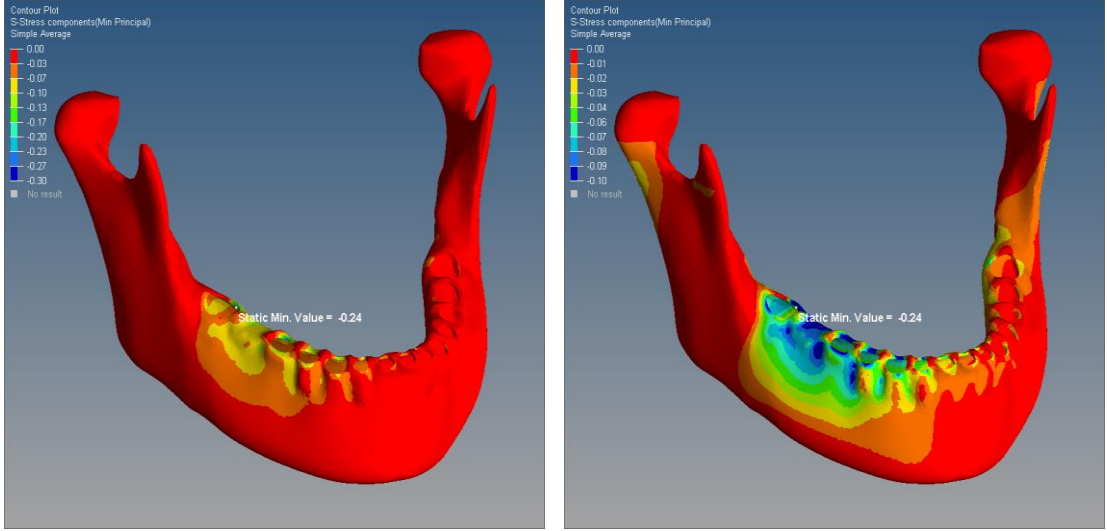
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler, özellikle ikinci moların servikal bölgesine yakın distobukkal ve distolingual yüzeylerine komşu kemik yüzeyinde oluşmuştur. Bu gerilmeler birinci ve ikinci premolar dişlerin servikal bölgelerine yakın komşu kemik yüzeylerinde de gözlenmiştir. Bu alanları birinci derecede basma şeklinde gerilim oluşturan alanlar olarak tanımlamak mümkündür. Molar dişte oluşan asal gerilimler daha belirgindir. Molar ve premolar dişler kadar belirgin olmasa da mandibular keser dişlerin kök yüzeylerinde de hafif düzeyde gerilimler oluşmuştur (Şekil 4.43).



Şekil 4.43. Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmeler

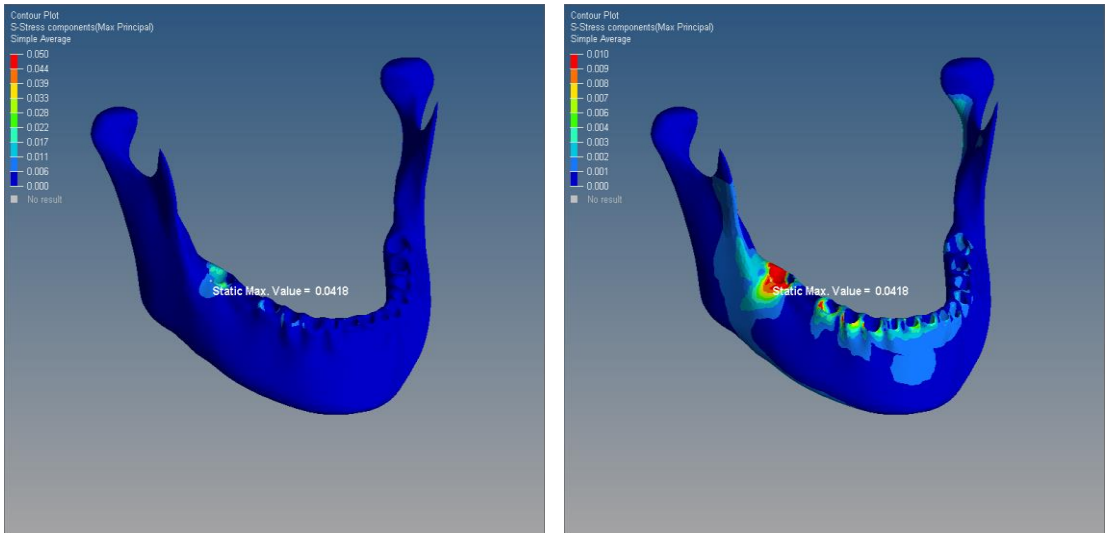
Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler ise ikinci molar dişin servikaline yakın bukkal ve lingual kemik yüzeyinde, birinci ve ikinci premolar dişlerin distobukkal kök yüzeylerine komşu kemik yüzeylerinde yoğunlaşmıştır. Ayrıca ikinci premolar ile ikinci molar diş arasında kalan alveol kemiğin sırt kısmında da minimum asal gerilmeler yoğun bir şekilde gözlemlenmiştir. Bu alanlar birinci derecede çekme gerilimleri gözlenen alanlar olmuştur. Kanin dişin servikaline yakın komşu alveol kemiğinde de hafif olarak gözlemlenen bu asal gerilimler keserlere doğru giderek azalmıştır (Şekil 4.44).





**Şekil 4.44.** Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilmeler

Spongiyöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler molar dişin servikaline yakın komşu kemik yüzeyinde kemiği bir yüzük gibi çepeçevre saracak şekilde oluşmuştur. Molar kadar belirgin olmamakla birlikte, ikinci premolar dişin servikaline yakın distobukkal kemik yüzeyi ile birinci premolar dişin servikale yakın distobukkal ve meziobukkal köşelerindeki kemik yüzeylerinde de çekme şeklinde asal gerilmeler oluşmuştur. Bu asal gerilmeler kanin ve keserlere doğru giderek azalmış ve minimuma inmiştir (Şekil 4.45).

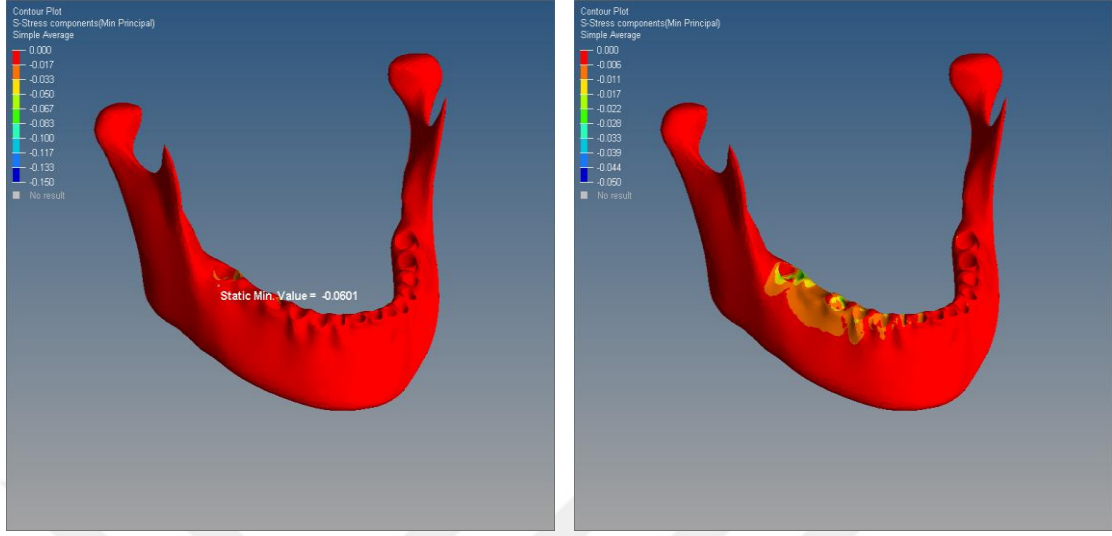


**Şekil 4.45.** Spongiyöz kemiğe ait maksimum asal gerilmeler

Spongiyöz kemikte basma şeklinde oluşan minimum asal gerilmeler; birinci molar dişin servikaline yakın kemik yüzeyi ile ikinci premolar dişin distal, birinci



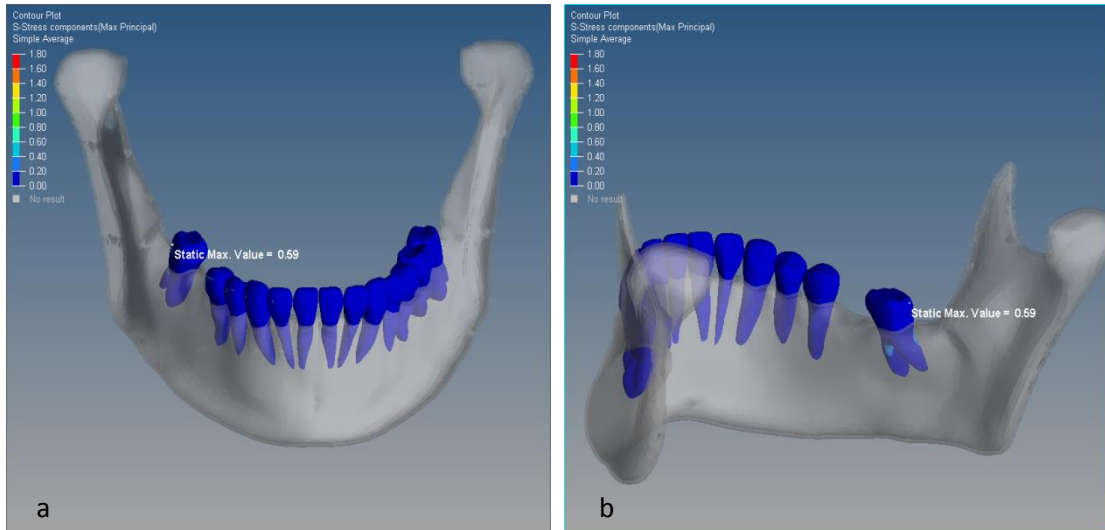
premolar dişin de bukkal yzeyine yakın servikal alanlarda gözlemlenmiştir (Şekil 4.46).



Şekil 4.46. Spongiöz kemiğe ait minimum asal gerilmeler

#### 4.4.2. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

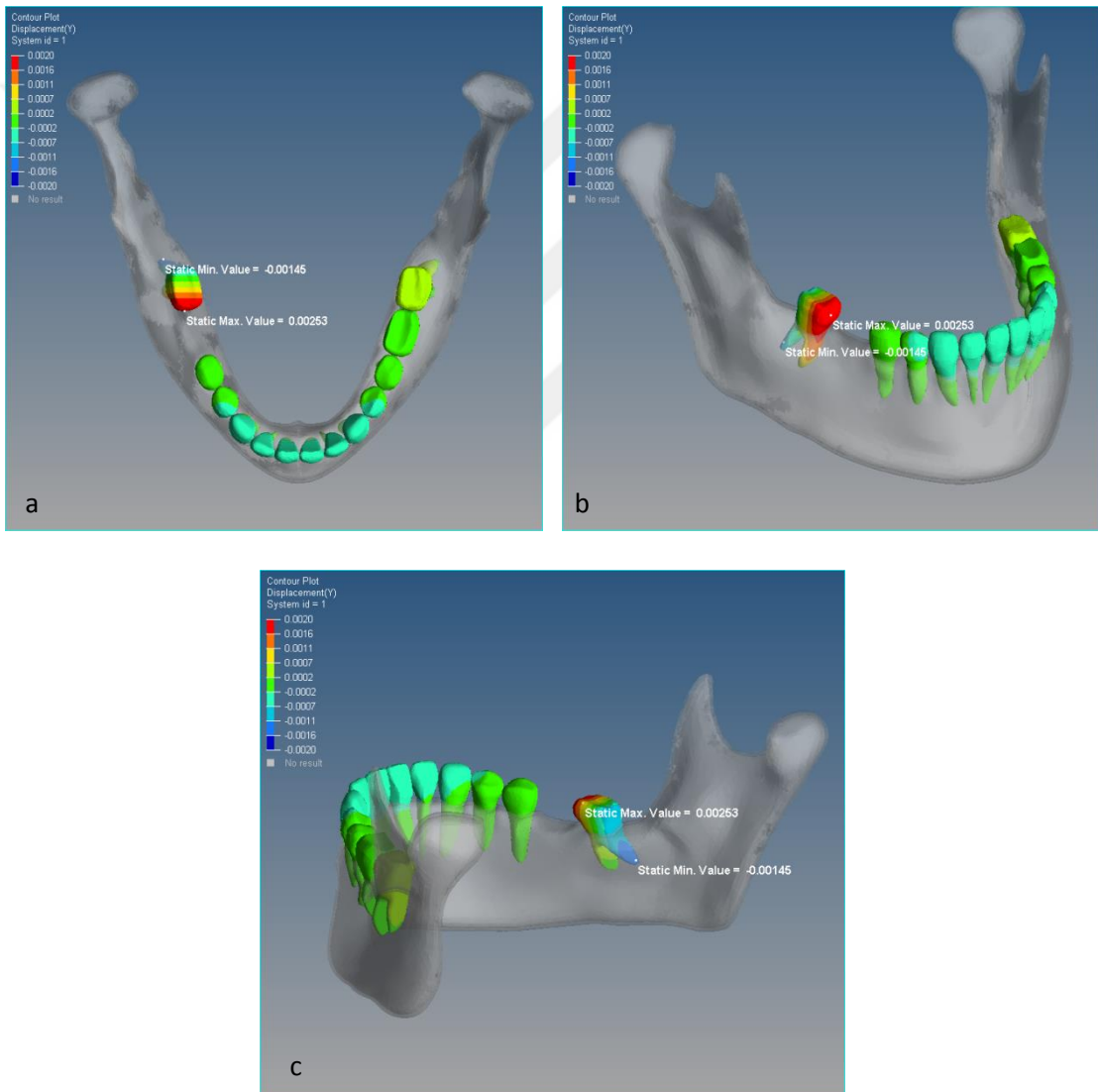
Dişlerdeki maksimum asal gerilmeler braket hizası civarında ölçülmüştür. İkinci molar dişin tüpü, birinci ve ikinci premolar dişlerin braketleri hizasında bu gerilme en yüksek seviyededir. Ayrıca molar dişin lingual yüzeyinin bifurkasyon bölgesinde de bu gerilme oldukça yüksektir (Şekil 4.47).



Şekil 4.47. Molar dişe ait maksimum asal gerilmeler bukkal (a) ve lingual (b)

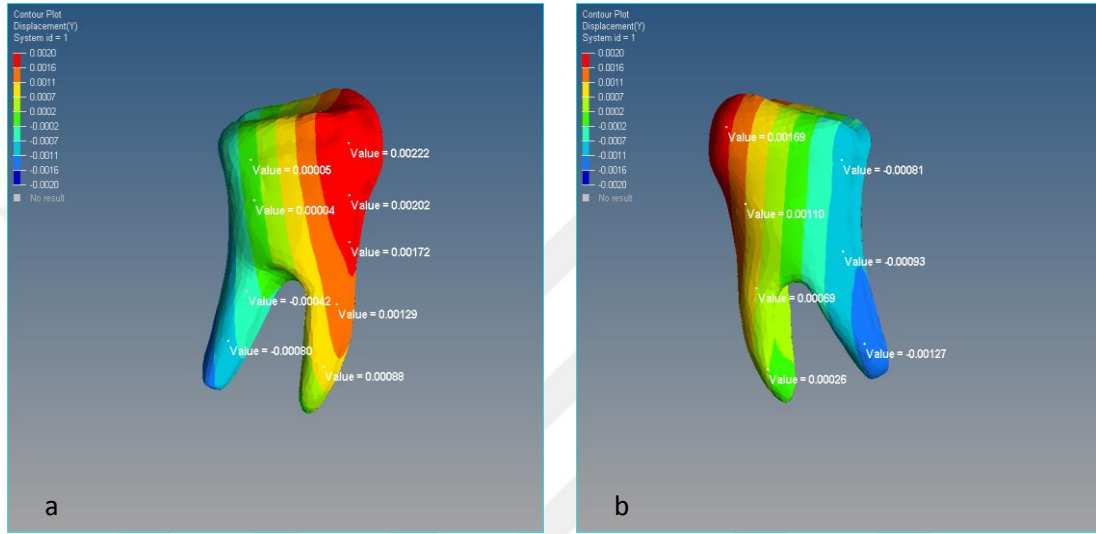
#### 4.4.3. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

İkinci molar dişin bu ekseninde üç boyutlu olarak yaptığı hareket üçüncü modeldeki harekete benzerdir. Molar dişin kronunda hafif linguale rotasyonla birlikte anterior yönde devrilme gözlenmiştir. Bu devrilme miktarı krontan köke doğru gidildikçe azalmaktadır. Ayrıca kronun distal tarafında mezial taraftaki kadar olmasa da hafif düzeyde bukkale rotasyon görölmektedir. Dişin temelde yaptığı hareket daha çok devrilme şeklinindedir. İkinci premolardan anteriora doğru gidildikçe azalan oranlarda olmak üzere dişlerin kronlarında distale hareket oluşmuştur. Ancak bu hareket molar dişin yaptığı hareketle kıyaslandığında çok hafif düzeyde kalmaktadır (şekil 4.48).



şekil 4.48. Molar dişte görölen transversal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

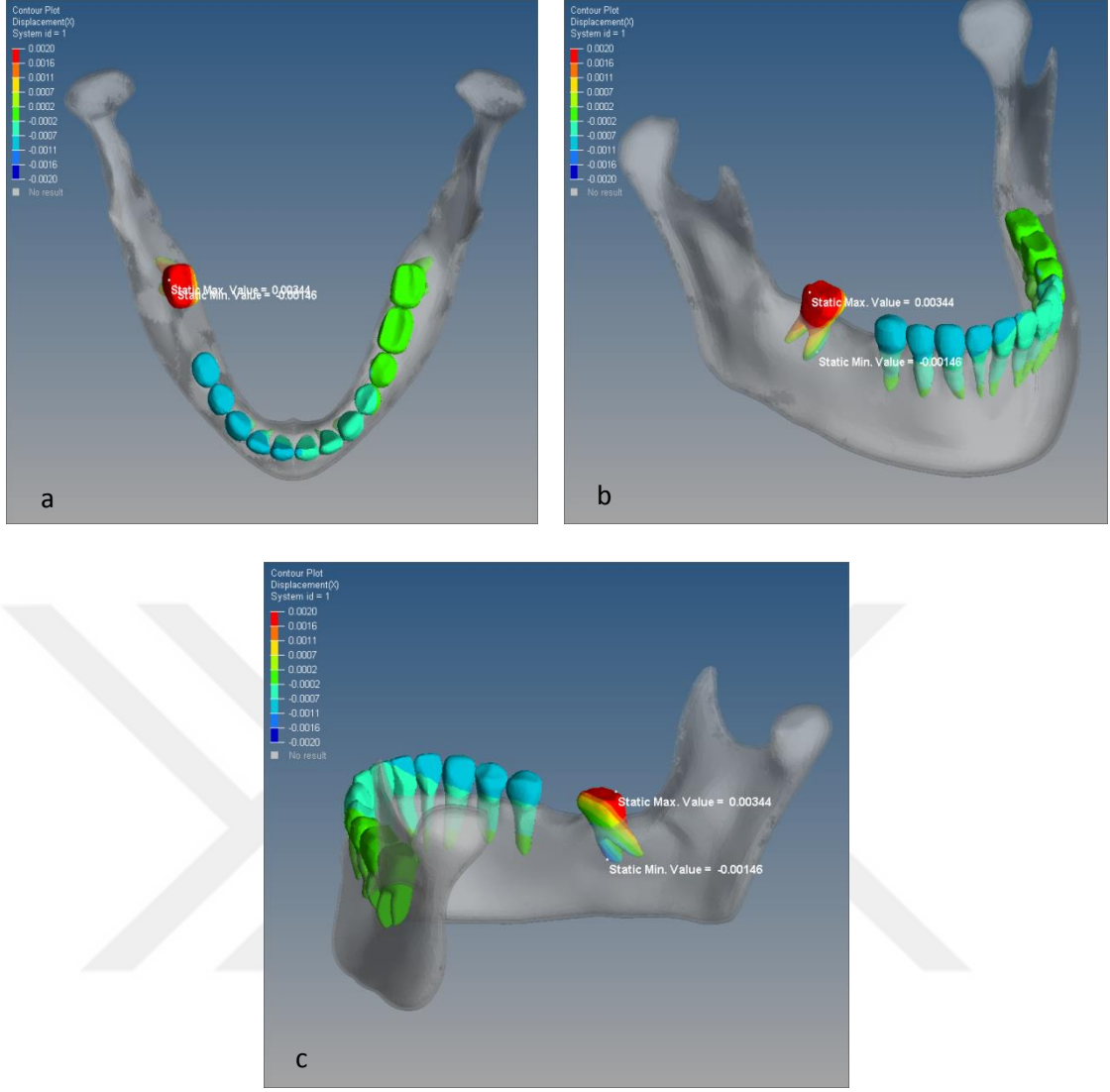
Molar dişin transversal yöndeki hareket miktarının dağılımlı şekil 4.49'da gösterilmiştir. Bukkal açıdan değerlendirildiğinde, kronun mezial bölümünün tümüyle linguale hareket ettiği görülmektedir. Distal taraftan bakıldığında kronun başlayıp kök ucuna kadar tüm yüzeyde bukkale hareket gerçekleşmiştir. Lingual açıdan değerlendirildiğinde kronun mezial bölümü bukkalden daha az olmak kaydıyla yine linguale hareket ederken, distal tarafta kök ucunda daha belirgin olmak üzere yine kronun kök ucuna kadar bukkal yönlü hareket gerçekleşmiştir.



**şekil 4.49.** Molar dişte görülen transversal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b)

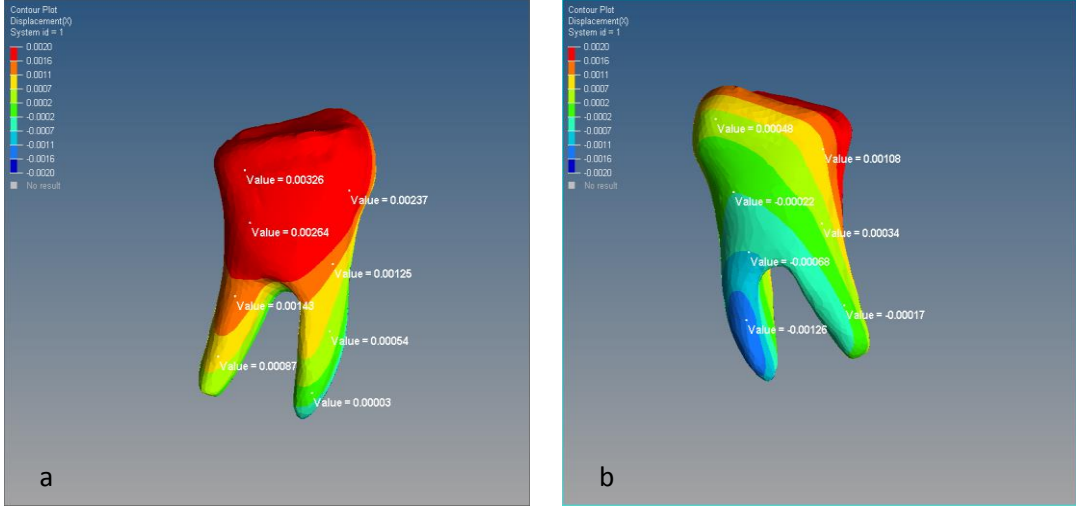
#### 4.4.4. Sagittal Yöndeki Yer Değeristirmeler

Molar dişin bu ekseninde yaptığı hareket de bir önceki modelle benzerdir. İkinci moların kronu mezial yönde hareket etmiştir. Bukkal açıdan değerlendirildiğinde bu hareketin, gövdesel bir hareketten ziyade devrilme hareketi olduğu görülmektedir. Ayrıca ikinci molar ve ikinci premolar dişlerin kron düzeyinde biraz daha fazla olmak üzere az miktarda distale hareket ettikleri ve ikinci moların mezial kökünün bir miktar distal yönde döndüğü gözlemlenmiştir (şekil 4.50).



**Şekil 4.50.** Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler okluzal (a), bukkal (b) ve lingual (c)

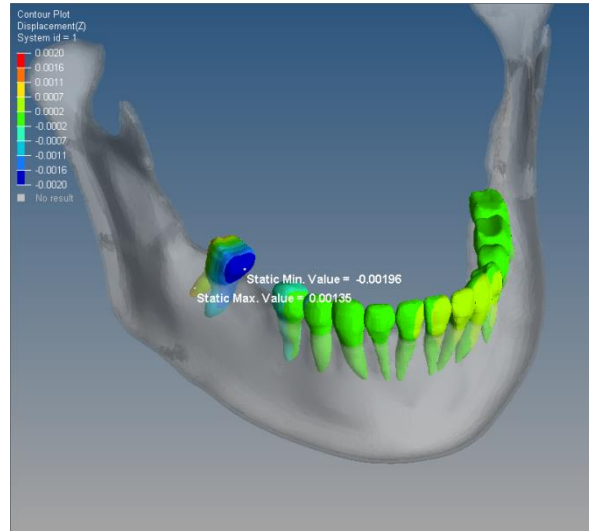
Şekil 4.51’de sagittal yönde dişlerde gözlenen hareket miktarları gösterilmiştir. Bukkal açıdan değerlendirildiğinde molar dişin kronunun bukkal tarafının tümüyle meziale hareket ettiği, mezial kökün uç kısmında ise çok az miktarda distale hareket gerçekleştiği belirlenmiştir. Diş lingual açıdan değerlendirildiğinde ise mezial kökte tümüyle distal yönlü hareket olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.51.** Molar dişte görülen sagittal yöndeki hareketler bukkal (a) ve lingual (b)

#### 4.4.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler

Bu yöndeki yer değiştirmeler üçüncü modeldekine benzerdir. İkinci molar dişin daha çok devrilme şeklinde hareket yapmasından dolayı kronun mezial kısmı aşağı yönlü hareket etmiştir. Dişin kronunun distal kısmında ise çok hafif miktarda yukarı hareket olduğu gözlemlenmiştir ancak bu meziale olan devrilmeye göre çok hafif kalmıştır. İkinci premolar dişin distal tarafı da aşağı yönde hareket etmiştir (Şekil 4.52).



**Şekil 4.52.** Molar dişte görülen vertikal yöndeki hareketler

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Amacın Tartışılması

Sonlu elemanlar analizi ile klinik çalışmaların zorlukları olmaksızın birçok araştırma bilgisayar ortamında rahatlıkla yapılabilmektedir. Klinik çalışmaların zorlukları yanısıra etik açıdan da pek çok sınırlamaları bulunmaktadır. Ancak bu problem ve zorluklar bilgisayar ortamı için geçerli değildir. Uygun bir bilgisayar programı ile zaman ve enerjiden tasarruf sağlanacağı gibi oluşabilecek maliyetlemeler de minimize edilmiş olur (110).

Bazı vakalarda mandibular 1. molar dişlerin çürük nedeniyle erken kaybedilmesi ve çekim boşluğuna komşu dişlerin istenmeyen hareketleri başlı başına bir ortodontik tedavi ihtiyacı doğurabilmektedir. Mandibular 1. molar dişlerin kaybından dolayı oluşan çekim boşluğun kapatılması için seçilebilecek en uygun tedavi yöntemlerinden biri, bu boşluğun hemen distalinde bulunan 2. molar dişlerin meziale alınması ile kapatılmasıdır. Yaygın olarak kullanılan bu tedavi şekli, farklı tedavi metotları ile gerçekleştirilebilmektedir (2). Bunlardan biri de, minivida destekli olarak farklı kuvvet elemanları ile gerçekleştirilen tedavi yöntemidir. Hangi yöntem uygulanırsa uygulansın mandibular diş köklerinin uzun olması ve çevresindeki kemiğin kalın olması nedeniyle güçlü bir ankraj ihtiyacı doğmaktadır (3). Bu güçlü ankraj gereksinimini karşılamak için genellikle minividalardan yararlanılmaktadır. Ayrıca dişsel ankrajın arttırıldığı geleneksel yöntem de ankrajın güçlendirildiği bir diğer tedavi şeklidir. Başka bir deyişle mandibular dişler mezialize edilirken direk veya indirek ankraj yöntemlerinden faydalanılmaktadır. Her iki yöntem de günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Direk ankraj ile oluşan stres ve gerilimler daha çok minivida etrafında yoğunlaşırken indirek ankrajda ise bu stres ve gerilimler diğer dişlere de dağılmaktadır (4).

Nihara ve ark. (3) mandibular ikinci molar dişi mezialize etmek için direk ankrajdan faydalanmışlardır. Bunun için mandibular birinci ve ikinci premolar dişlerin arasına farklı vertikal derinliklerde minivida yerleştirmiş ve bu minividalardan molar dişlere bağlanan farklı uzunluklardaki çengellere kuvvet uygulayarak, oluşan hareketleri gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda ise yalnızca minivida kullanılarak sağlanan, ikinci molarların mezial hareketine bağlı değişimler gözlemlenmiş, diğer mezializasyon yöntemleriyle herhangi bir karşılaştırma yapılmadığı gibi dişin ve minividanın etrafında

oluşan gerilim ve stresler de incelenmemiştir. Cusley ve ark. (141) direk ankrajla sağlanan molar diş mezializasyonunu klinik açıdan değerlendirdikleri çalışmalarında, minividadan sağlanan iskeletsel ankrajla ayrıca keser retraksiyonu, molar distalizasyonu, tek veya çoklu dişlerde intrüzyon, orta hattın düzeltilmesi ve okluzal düzlemin değiştirilmesi gibi birçok işlemin de yapılabileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar ağız hijyeninin iyi olmadığı, yeterli kemik desteğinin bulunmadığı ve yerleştirme kurallarına özen gösterilmediği durumlarda minivida kayıplarının daha sık yaşanabileceğini belirtmişlerdir.

Janakiraman ve ark. (142) minividadan direk ankrajla molar dişin çengeline kuvvet verildiğinde, molar dişin önce devrilme ve sonra da dikleşme hareketi yaparak meziale hareket ettiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, rijit bir ark teli kullanılması durumunda molar dişte görülen bu devrilme ve dikleşmenin molar dişin tüp slotu ile ark teli arasındaki boşluk kadar olduğunu belirtmişlerdir. Winkler ve ark. (143) indirek ankrajla yapılan molar mezializasyonunu inceledikleri çalışmalarında, özellikle dişlerin hızlı hareket ettirilip çekim boşluğunun erken kapatıldığı durumlarda dişte eksternal kök rezorbsiyonu riskinin arttığını ve gençlerde bu riskin yetişkinlere oranla daha az oluştuğunu belirtmişlerdir.

Holberg ve ark. (144) ise hem direk hem de indirek ankrajla mandibular ikinci molar dişin mezializasyonunu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak inceledikleri çalışmalarında, dişlerde oluşan hareketleri dikkate almaksızın dişler ve minivida etrafında oluşan gerilim ve stresi değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar direk ankrajla yapılan molar mezializasyonunda stresin özellikle minivida etrafında oluştuğunu, indirek ankrajda ise stresin daha çok ikinci premolar dişin distal tarafında oluştuğunu belirtmişlerdir.

Mandibular molarlar dişlerin mezializasyonu için farklı yöntemler bulunmasına karşın, literatürde bu yöntemlerin karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda molar mezializasyon yöntemleri ile ilgili daha kapsamlı bir değerlendirme yapılarak, bu alanda mevcut literatür bilgilerine katkı sağlanması amaçlanmıştır.

## **5.2. Materyal ve Metodun Tartışılması**

Ortodontik tedavi amacıyla kullanılacak minividanın içeriği iyi seçilmelidir. Klinikte kullanılan ve Cr-Co alaşımından yapılan ilk minividalar, günümüzde

güncelliklerini yitirmişlerdir. Paslanmaz çelikten üretilen minividalar günümüzde kullanılmakla birlikte, biyouyumluluk ve stres toleransı gibi birçok özellikleri hala titanyum ve alaşımlarının gerisindedir. Arada bağ dokusu geliştiğinden, paslanmaz çelik minividaların kemikle temas alanı oluşturma özellikleri zayıftır. Titanyum ve alaşımından yapılmış minividalar ise birçok açıdan paslanmaz çelik ve Cr-Co alaşımlarından çok daha üstün özelliklere sahiptirler (37). Bu nedenle çalışmamızda Nikel-Titanyum minividalar tercih edilmiştir.

Minividanın stabilitesini etkileyen temel faktörler minividanın çapı ve etrafındaki kemiğin miktarıdır. Minividanın çapı konusunda yapılan çalışmalarda en az 1.2 mm ve en fazla da 2.3 mm olması gerektiği belirtilmiştir (37). Minividanın çevresinde olması gereken minimum kemik miktarı konusunda literatürde farklı görüşler bildirilmiştir. Bazı yazarlar 0.5 mm (41) ve 1 mm (42, 43) olması gerektiğini belirtirken, diğerleri ise en az 1.5 mm (44) ve 2 mm (45) olması gerektiğini savunmuşlardır. Minividanın çapı seçilirken yerleştirileceği bölge de çok önemlidir. Retromolar ve palatinal bölgede kemik miktarı yeterli olduğundan, daha geniş bir minivida seçilebilir. Ancak minividanın çoğunlukla uygulandığı diş kökleri arasındaki bölgelerde, son derece sınırlı düzeyde kemik bulunmaktadır. Bu nedenle bu bölgelerde uygulanacak minividanın çapı çok önemlidir (46). Poggio ve ark. (42), Park ve ark. (50), Sung ve ark. (51) çalışmalarında ideal çapın 1.2 ile 1.5 mm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çaptaki minividaların hem yeterli dayanıklılığa sahip olduğunu hem de ağız içinde birçok bölgede rahatlıkla kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Miyawaki ve ark. (52) ise daha geniş bir çap aralığı sunarak minividanın sahip olması gereken ideal çapın, 1.3 mm ile 2 mm arasında olması gerektiğini savunmuşlardır. Bu hususta literatürdeki genel kanaat ise 1.3 mm çapın altındaki minividaların kırılma riskinin olduğu, 2 mm ve üzerindeki çapa sahip minividaların ise çevre dokuya zarar verebileceği şeklindedir (53).

Sonuç olarak minividanın hem istenilen dayanıklılıkta olması hem de çevre dokulara zarar vermemesi için sahip olması gereken ideal çapın 1.4 mm ile 1.6 mm arasında olduğu söylenebilir. Bu çaptaki minividalar kuvvet karşısında kırılmaya uğramadan uzun süre ankraj sağlamada başarılıdır (37). Bu bilgilerin ışığında minividanın sahip olması gereken en uygun çapın 1.4 mm olduğu kanaatine varılarak, çalışmamızda bu çaptaki vidalar tercih edilmiştir.



Minividanın uzunluğu yerleştirileceği bölgedeki kemik miktarına göre değişebilir. Çene kemiklerindeki sınırlandırıcı yapıların mevcudiyetinden dolayı minividanın uzunluğu dikkatlice seçilmelidir. Maksillada sinüs ve burun tabanının bulunması, mandibulada ise mandibular kanalın bulunması, seçilecek minividanın uzunluğunu sınırlandırmaktadır. Yapılan çalışmalarda minivida boyunun 10 mm'yi aştığı durumlarda kemiği perforasyon etme riskinin olduğu belirtilmiştir (48). Minivida uygulanacak bölgedeki kortikal kemik miktarı arttıkça uygulama güvenliğinin de artacağı bildirilmiştir (37). Literatürde minividanın ideal uzunluğunun, 6-10 mm arasında olması gerektiği bildirilmiştir (42). Bu uzunluğun mümkün olmadığı yerde minividanın kemik içerisinde kalan uzunluğunun en az 5 mm olması gerektiği vurgulanmıştır (57). Aslında çoğu vakada 6-10 mm arasındaki uzunluğa sahip minivida kullanımı yeterlidir (37). Genel olarak 6-7 mm uzunluktaki minividaların mandibulada, 8-10 mm uzunluğundaki minividaların ise maksillada kullanımının uygun olduğu söylenebilir (37).

Hu ve ark. (46) kökler arasında minivida uygulanacak bölgelerle ilgili kapsamlı çalışmalarında, mandibular birinci ve ikinci premolar dişler arasında minivida uygulanacak en uygun yerin dişlerin servikalinden 7 mm apikale doğru olan bölge olduğunu ve bu minividanın uzunluğunun 8 mm'yi aşmaması gerektiğini vurgulamışlardır. Daha uzun bir minividanın ancak bikortikal olarak uygulanabileceğini, aksi halde lingual kortikal kemikte perforasyon yapabileceğini ve ideal olarak minivida etrafında 1 mm kalınlığında kemik olması gerektiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca servikalden 7 mm apikale doğru inildiğinde kökler arasında kalan kemiğin genişliğinin ortalama 3.6 mm olduğunu ve bu genişliğin bukkolingual olarak da 8.5-9 mm olduğunu belirtmişlerdir.

Schnelle ve ark. (43), Poggio ve ark. (42) ve Costa ve ark. (48, 49) minividanın ağızda yerleştirilmesi gereken en ideal yerin yapışık dişeti olduğunu, yapışık dişetinin yeterli olmadığı durumlarda ise minividanın zorunlu olarak hareketli mukozaya yerleştirilebileceğini belirtmişlerdir.

Yukarıda işaret edilen çalışmaların rehberliğinde seçilecek en ideal minivida uzunluğunun 7 mm, minividanın yerleştirilmesi gereken vertikal mesafenin de kret seviyesinin 7 mm apikalinde olması gerektiği düşünülmüş ve çalışmamızda bu

doğrultuda hareket edilmiştir. Hu ve ark. (46), Chaimanee ve ark. (145), Poggio ve ark.'nın (42) önerileri de bu hususlarda bizi destekler niteliktedir.

Minivida başının şekli seçilirken önemli olan faktörler, doku tahrişine yol açmaması ve uygulanacak mekaniklere izin verecek bir dizayna sahip olması şeklinde özetlenebilir. Günümüzde bu kriterler göz önünde bulundurularak; kancalı, yuva başlı, slotlu, çapraz yuvalı, bilye başlı gibi vida çeşitleri geliştirilmiştir (37).

Farklı mekaniklerin uygulanması için farklı başlıkta minividalar kullanılabilir. Örneğin hastaya elastik zincir veya kapalı sarmal yaylar uygulanacaksa kancalı bir minivida başının seçilmesi uygundur, ancak tedavinin ilerleyen dönemlerinde indirek ankraj gereksinimi de ortaya çıkacaksa bu minivida türü çok uygun olmayabilir. Bu durumda slot başlı bir minivida seçilmesi daha uygundur (37).

Direk ankrajda birçok farklı minivida başı kullanılabilir. Ancak indirek ankrajda Holberg ve arkadaşlarının (146) belirttiği gibi kullanılan mekaniğe özgü bir minivida seçilmesi gerekebilir. Bu iki farklı durum göz önünde bulundurulduğunda, her iki yöntemde de tek tip minivida kullanmanın daha avantajlı olacağı düşünülmüş ve çalışmamızda slot başlı minividalar tercih edilmiştir.

Minividanın kemiğe dik açıyla yerleştirilmesi pratik ve güvenli bir yöntemdir. Kökler arasına yerleştirilecekse bu alanda yeterli mesafenin bulunması gerekir (70-72). Kortikal kemiğin yeterli olduğu mandibulada, minividanın kortikal kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesi ile yeterli stabilite sağlanabilir. Mandibular bukkal bölgede yeterli yoğunluk ve kalınlıkta kortikal kemik mevcuttur, ancak mandibular bukkal bölgede dişlerin köklerinin hemen altında mandibular kanal bulunduğundan bu bölgede minividanın açıl olarak yerleştirilmesi risklidir (69).

Mandibulada premolar dişler arasındaki kemik miktarının sınırlı olması ve minividanın kret tepesinden 7 mm aşağıya yerleştirmesi gerektiğinden çalışmamızda minividanın dik bir açıyla yerleştirilmesinin daha uygun olacağına karar verildi.

Holberg ve ark. (146) direk ve indirek ankrajdan faydalanarak yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu için 150 g kuvvet uygularken, Nihara ve ark. (3) da ortalama 100-150 g arası kuvvet uygulamışlardır. Literatürde molar mezializasyonu için gerekli olan optimum kuvvet miktarı ile ilgili 100, 150 veya 200 g şeklinde farklı görüşler bulunmaktadır (3, 146). Bu

nedenle çalışmamızda molar dişin mezializasyonu için uygulanması gereken ideal kuvvetin 150 g olmasına karar verilmiştir.

Literatürde genel olarak direk ankrajla yapılan mandibular molar mezializasyonunda kuvvetin ikinci molar dişin çengeline veya direnç merkezine kadar uzatılmış bir kola uygulandığı gözlenmiştir. İndirek ankrajda ise mandibular premolarların arasına minivida yerleştirilip bu dişler sabitlenmiş ve ikinci premolardan ikinci molar dişin çengeline kuvvet uygulanmıştır (3, 141, 146-148). Bu nedenle söz konusu yöntemlerin çalışmamıza aynen aktarılmasının uygun olacağı düşünülmüştür.

Kolu molar dişin direnç merkezine kadar uzatılmış çengelin sahip olması gereken uzunluğu Ammar ve ark. (133) ortalama 7 mm olarak belirtmişlerdir. Burstone C. (149) ise çok köklü dişlerde direnç merkezinin furkasyon bölgesi veya bunun 1-2 mm apikali olduğunu ve seçilecek çengelin uzunluğunun buna göre belirlenmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Sürtünmeli bir sistemde dişlerin paralel bir şekilde hareket etmesi için uygulanacak ark telinin rijit olması gerekmektedir. Bunun için de ark teli yeterli kalınlıkta olmalıdır. Genel olarak ark telinin kalınlığı arttıkça dayanıklılığı da artar, ancak bu durumda braketle arasında oluşan sürtünme de artacağından dişin hareketi zorlaşır ve ankraj gereksinimi de artar (150-152). Molar diş hareket ettirilirken istenmeyen hareketlerin daha az oluşması için çalışmamızda da rijit bir ark teli (19x22 SS) ve 22 slotluk braket kullanımı tercih edilmiştir.

### **5.3. Bulguların Tartışılması**

Yaptığımız araştırmada 4 farklı ankraj tipi kullanılarak mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu yapılmıştır. Molar dişin mezializasyonu için kuvvet uygulamasını takiben diş, çene kemiği ve minividadada oluşan asal gerilmeler, Von Mises stresleri, stres dağılımları ve dişlerde görülen yer değişiklikleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu, birinci molarların kaybedildiği durumlarda uygulanacak tedavi şekillerinden biridir, ancak bu tedavide uygulanacak kuvvet ve ankraj sistemlerinin uygun şekilde ayarlanması gerekir (153).

Nihara ve ark. (3) mandibular ikinci molar dişi direk ankrajla mezialize etmek için, molar dişin kronundan itibaren direnç merkezinin apikaline kadar uzanan 5 farklı kanca kullanmışlardır. Minividayı mandibular birinci ve ikinci premolar dişlerinin

arasına servikal seviyeden apikale doğru 4 farklı konumda yerleştiren araştırıcılar, minividadan farklı uzunluktaki her bir molar dişin çengeline kuvvet uygulayarak dişte oluşan hareketleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Bu alışma sonucunda molar dişe uygulanan çengelin boyu uzadıkça, molar dişte oluşan meziodistal yöndeki devrilme ve rotasyonun azaldığını belirtmişlerdir. Nihara ve ark. (3) bulgularına paralel olarak çalışmamızda da molar dişin engeli, koronalden apikale doğru uzadıkça meziodistal yöndeki devrilmenin ve rotasyonun azaldığı gözlenmiştir. Molar dişin direnç merkezine uzatılmış engelde meziodistal yöndeki rotasyonlar azalırken, daha saf bir rotasyon hareketi oluşmuştur. Nihara ve ark. (3) molar dişe uygulanan çengelin boyunun uzatılmasının, dişin bukkolingual devrilmesine olan etkisinin minimum olduğunu bildirmiş, bunu engel boyunun belirtilen ekseninde uzatılmasının dişin direnç merkezine olan dik uzaklığın çok az değiştirmesine bağlamışlardır. Bulgularımız da bu eksenindeki hareket miktarından ziyade çengelin direnç merkezine doğru transversal kesitte oluşan momentten dolayı, dişin yaptığı hareketin devrilmeden çok rotasyon şeklinde olduğunu göstermiştir. Bu bulgular kuvvetin direnç merkezine olan uzaklığı arttıkça, o ekseninde istenmeyen hareketlerin oluştuğuna, bu uzaklık azaldıkça da bu istenmeyen hareketlerin azaldığına işaret etmektedir.

Smith R. ve Burstone C. (20) direnç merkezine yakın kuvvet uygulayabilmek amacıyla molar dişin çengeline direnç merkezine kadar uzatmış ve minividadan direk molar dişin çengeline kuvvet uygulayarak molar dişi mezialize etmişlerdir. Araştırıcılar bu kuvvet mekaniği ile molar dişte daha çok paralel hareket oluştuğunu ve az miktarda da meziodistal devrilme meydana geldiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda sonlu elemanlar analizini kullanarak, uygulanan ilk kuvvet sonucunda molar dişteki harekete ilişkin olarak elde ettiğimiz sonuçlar Smith ve Burstone'un bulguları ile uyumludur.

Kim SJ. ve ark. (147) minividadan direk molar dişin çengeline kuvvet uygulanması durumunda molar dişte meziale doğru devrilme olduğunu, ancak molar dişten furkasyon bölgesine uzatılan çengelden kuvvet uygulandığında ise daha gövdesel bir hareket oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da molar dişin çengeline direk kuvvet uygulanan gruplarda devrilmenin fazla olduğu, direnç merkezine kadar uzatılmış kolun çengeline kuvvet verildiğinde ise daha çok paralele yakın hareket oluştuğu gözlenmiştir. Tüm bu çalışmaların sonuçları, molar dişlerin meziale hareketi istenen

vakalarda paralel bir hareket sağlayabilmek için uygulanacak kuvvetin, molar dişin direnç merkezine yakın olması gerekliliğini ortaya koymuştur.

Kojima ve ark. (154) bulgularımızı destekleyecek şekilde, direnç merkezine doğru uzatılmış çengel ve minivida arasına uygulanan kuvvetlerle molar dişteki rotasyonun azaldığını ve kemik içerisinde yeterli derinliğe yerleştirilerek sağlamlaştırılan ankraj sayesinde dişte gövdesel hareketin başarılabileceğini belirtmişlerdir. Fakat araştırmacılar bu çalışmada minividanın kemik içerisinde ne kadar derine yerleştirildiği ile ilgili belirli bir değer belirtmemişlerdir. Çalışmamızda Hu ve arkadaşlarının (46) belirttikleri gibi minivida kret seviyesinin 7 mm aşığına ve kemik içerisinde yaklaşık 7 mm derinliğe yerleştirilmiştir.

Nihara ve ark. (3) mandibular ikinci molar dişin mezial hareketinde; kuvvet uygulama noktası kron seviyesinden direnç merkezine doğru kaydıka, ikinci molar dişte oluşan hareketin devrilme hareketinden gövdesel harekete doğru dönüştüğünü ve molar dişte görülen rotasyonun azaldığını belirtmişlerdir. Bu bulgular, molar dişin direnç merkezine yakın bölgeden kuvvet uyguladığımız grupta elde ettiğimiz bulgularla aynı paraleldedir.

Ammar ve ark. (133) kanin distalizasyonu için kanin braketinin çengelinin boyunun direnç merkezine kadar uzatılması ile periodontal ligamentte oluşan sıkışma bölgelerinin daha dengeli bir dağılım gösterdiğini ve dişte daha az devrilme oluştuğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde kuvvetin direnç merkezine yakın noktadan verilmesi durumunda periodontal ligamentte oluşan gerilmelerin daha dengeli dağıldığı gözlenmiştir.

Burstone C. (149) çok köklü dişlerde direnç merkezinden (furkasyon veya 1-2 mm apikali) kuvvet uygulandığında dişte paralel hareket oluştuğunu, devrilme ve rotasyon gibi istenmeyen diş hareketlerinin çok daha az olduğunu belirtmişlerdir. Molar dişin furkasyonuna yakın noktadan kuvvet uyguladığımız grupta elde ettiğimiz bulgular bu sonuçlara benzerdir.

Kravitz ve ark. (155) mandibular molar dişin mezializasyonu için minivida uyguladıkları çalışmalarında, dişte rotasyon ve devrilmenin en aza indirilmesi için molar dişin çengelini direnç merkezine doğru uzatmış ve mandibulaya lingualden de ark

uygulamışlardır. Araştırmacılar böyle bir mekanikle, ankrajın daha iyi korunduğunu ve molar dişte gövdesel hareket oluştuğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da molar diş çengelinin dişin direnç merkezine uzatıldığı ikinci modelde, molar dişin paralele yakın bir hareketi olduğu gözlenmiş, ancak lingual ark uygulanmadığı için bu arkın molar diş hareketindeki etkileri ve uzun dönemde oluşabilecek ankraj kaybı değerlendirilememiştir.

Geramy A. (156) palatinal bölgede sürmüş lateral dişin labiale hareketini sağlamak için, kolu direnç merkezine kadar uzatılmış çengel kullanmış ve bu sayede dişin gövdesel bir hareketle labiale geldiğini belirtmiştir. Her iki çalışmada farklı diş hareketleri incelenmiş olmasına rağmen, direnç merkezine yakın kuvvet uygulanması ile dişlerde daha gövdesel bir hareket oluştuğunun belirlenmesi yönüyle bulgularımız benzer kabul edilebilir.

Nagaraj ve ark. (157) mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu için minividadan molar dişin çengeline direk kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, minividadan uzun süre stabilizasyonunu koruduğunu ve molar dişin kökleri ile birlikte hareket ederek çekim boşluğunu kapattığını belirtmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi ile dişlerde oluşan sadece ilk hareketler değerlendirilebildiğinden, çalışmamızda minivida ve molar dişte oluşan uzun süreli hareket değerlendirilememiştir. Ancak çalışmamızda Nagaraj ve ark. bulgularının aksine molar dişin çengeline direk kuvvet uygulandığında bu dişte devrilme hareketi oluştuğu gözlemlenmiştir. Böyle bir mekanikle molar dişte devrilme oluşmasının temel nedeninin, gerilmelerin yoğun olarak dişin servikal bölgesinde toplanması olduğu söylenebilir.

Ammar ve ark. (133) diş hareketlerini sonlu elemanlar analizi ile 3 boyutlu olarak inceledikleri çalışmalarında, Von Mises stresinin asıl olarak minivida çevresinde oluştuğunu periodontal alanda ise daha az miktarda ve daha düzenli dağılım gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, molar diş çengelinin direnç merkezine doğru uzatılmasının periodontal ligament üzerinde oluşan gerilmeyi azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda molar dişin direnç merkezine kadar uzatılmış çengele kuvvetin uygulandığı ikinci modelde, molar dişin çengeline direk kuvvetin uygulandığı üçüncü modelde minividadan oluşan Von Mises stresi ile kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmelerin eşit miktarda oluştuğu, yalnızca bu gerilme ve sıkışmaların lokalizasyonunda hafif değişiklikler olduğu gözlenmiştir. Bulgularımız molar dişte oluşan gerilme ve

sıkışmalar açısından değerlendirildiğinde, direnç merkezinden kuvvet uygulanan modelde bu kuvvetler daha düzenli dağılım gösterirken, direk kron çengelinden kuvvet uygulanan modelde çok düzensiz dağılım göstermişlerdir. Bu durum direnç merkezinden kuvvet verildiğinde, kuvvetin periodontal ligamentte daha düzenli dağıldığına işaret etmektedir.

Holberg ve ark. (146) minivida kullanarak direk ve indirek ankrajla sağladıkları mandibular ikinci molar dişin mezializasyonunu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Mandibular ikinci premolar dişinin hemen distaline yerleştirdikleri minividadan mandibular ikinci moların çengeline, minividadan molar dişin direnç merkezine kadar uzatılmış çengele ve minivida ile indirek ankraj sağlanan mandibular premolar dişlerden de molar dişin çengeline kuvvet uyguladıkları 3 farklı modelde ortalama 150 g kuvvet uygulayarak molar mezializasyonunu değerlendirmişlerdir. Direk minividadan molar dişe kuvvet verildiğinde maksimum asal gerilmelerin özellikle molar dişin çengeli etrafında yoğunlaştığını, direnç merkezine uzatılmış çengelden kuvvet uygulandığında ise molar diş üzerindeki maksimum asal gerilmelerin azaldığını ve kemik alanına doğru daha düzenli yayıldığını bildirmişlerdir. Minivida açısından değerlendirildiğinde ise ikinci uygulamada minividadan oluşan asal gerilmelerin birinci yöntem göre daha da azaldığını belirtmişlerdir. Minivida ile indirek ankraj yapıp premolardan molar dişe kuvvet uygulandığında ise minividanın etrafındaki gerilme ve stresin çok az indiğini ve stresin daha çok dişler etrafında yoğunlaştığını açıklamışlardır. Araştırmacılar büyük ortodontik kuvvetler gerektiren klinik uygulamalarda, minividayı kaybetme riskini en aza indirmek için dolaylı bir ankraj seçmenin daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışma minividanın konumundaki küçük farklılık dışında yöntem ve uygulama açısından çalışmamızla büyük benzerlikler göstermektedir. Çalışmamızda bu üç değerlendirmeye ilaveten, konvansiyonel olarak (minividasız) arktan direk kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen molar mezializasyonundaki değişiklikler de incelenmiştir (model 4). Direk ve indirek ankrajla yapılan molar mezializasyonları karşılaştırıldığında, direk ankrajla yapılan uygulamada minividanın etrafında oluşan maksimum asal gerilmeler ile Von Mises stresinin daha fazla olduğu, indirek uygulamada ise bu gerilmelerin daha çok dişlere yayıldığını görülmüştür. İndirek ankrajda dişlerin etrafında gözlediğimiz maksimum asal gerilmelerin lokalizasyonundaki hafif farklılık dışında bulgularımız Holberg ve ark.'nın bulguları ile tam olarak uyumludur. Molar dişin etrafında oluşan gerilme ve sıkışmalar

açısından değerlendirme yapıldığında; bu hususta direk ve indirek ankraj uygulamasından ziyade molar dişin çengelinin konumunun daha önemli olduğu belirlenmiştir. Kolu direnç merkezine kadar uzatılmış çengelle kuvvet uygulanan molarda asal gerilmeler şiddet olarak daha az olup daha geniş alana dağılmıştır. Direnç merkezinden kuvvet verilmesi durumunda bu kuvvetin periodontal ligament aracılığı ile kemiğe daha düzenli dağılması nedeniyle, molar dişte oluşan hareket tarzı ve gerilme dağılımları açısından da çalışmalarımızın sonuçları Holberg ve arkadaşlarının bulguları ile uyumludur.

Toms ve ark. (158) kuvvet uygulanması ile periodontal aralıkta oluşan sıkışma ve molar dişin hareketini değerlendirdikleri çalışmalarında periodontal aralıkta oluşan sıkışmanın daha dengeli dağıldığı durumlarda molar dişteki hareketin de daha dengeli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da direnç merkezine uzatılan koldan kuvvet uygulandığında periodontal alandaki minimum asal gerilmelerin daha düzenli dağıldığı gözlenmiştir. Tüm bu çalışmalar kuvvetin direnç merkezine yakın uygulanması ile kuvvetin dişin çevre dokularında daha dengeli dağıldığını göstermektedir.

Van Schepdael ve ark. (159) periodontal dokularda oluşan stres ve gerilmeleri analitik değerlendirmeler ve sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak incelemiş ve sonuçların birbirleri ile uyumlu olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmanın sonlu elemanlar analizinde elde edilen bulgulara benzerdir, ancak çalışmamızda analitik değerlendirme yapılmadığı için bu hususta herhangi bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Singh ve ark. (160) bulgularımızla uyumlu olarak, minivida üzerine horizontal yüklemelerde en fazla Von Mises stresinin, minividanın kuvvet uygulanan noktası olan boyun kısmında oluştuğunu belirtmişlerdir.

Cousley R. (141) minividadan molar dişin çengeline direk kuvvet verilerek mezialize edilmesi durumunda molar dişte devrilme olacağını, bu çengelin furkasyon alanına uzatılıp minividadan direk kuvvet verilmesi durumunda ise molar dişte gövdesel hareket olduğunu belirtmiştir. Bu sonuç, çalışmamızda kuvvetin direnç merkezine yakın uygulandığı grupta elde ettiğimiz bulgularla uyumludur.

Benzer şekilde Kim SJ. ve ark. (147) minividadan direk molar çengeline kuvvet uygulanması durumunda molar dişte meziale doğru devrilme olduğunu, bu şekilde bir kuvvet uygulanarak molar mezializasyonu yapılacaksa mutlaka dikleştirici bir



biyomekaniğin de sisteme ilave edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, molar diştten furkasyon bölgesine uzatılan çengelden kuvvet uygulandığında daha gövdesel bir hareket olduğunu ve ikinci bir mekaniğe gerek kalmadığını vurgulamışlardır. Araştırmacıların bu bulguları tümüyle bulgularımızı destekler niteliktedir.

Papageorgiou ve ark. (161) minividanın başarısı üzerine yaptıkları bir çalışmada stresin bir bölgeye toplanmasından ziyade minivida etrafında yayılmasının daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda direk ankrajla mezialize edilen yöntemde asal gerilmelerin minividanın etrafında yoğunlaştığı, indirek ankrajda ise bu gerilmelerin şiddetinin azaldığı ve daha geniş alana dağıldığı gözlenmiştir. Ancak elde ettiğimiz sonuçlar, minivida etrafında kuvvet verildiği anda oluşan gerilmelere ilişkin olduğundan bu gerilmelerin minivida üzerindeki uzun vadeli etkilerini değerlendirememiştir.

Saga ve ark. (162) konvansiyonel yöntemle yaptıkları molar mezializasyonunda molar dişte mezial yönde devrilme olduğunu ve bu devrilmeyi önlemek için de dikleştirici mekaniklere ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir. Bulgularımıza göre; minivida kullanılmaksızın dişlerden destek alınarak yapılan molar mezializasyon grubunda ve minivida ankrajlı indirek yöntemle yapılan molar mezializasyon grubunda, destek alınan dişler ve minivida etrafında oluşan asal gerilmeler diğer yöntemlere göre daha düşük şiddette ve daha dengeli dağılım göstermiştir. Ayrıca indirek ankraj kullanılan grupta, destek alınan ankraj ünitelerinin sayısının artırılması, bu dişler üzerinde oluşan gerilmeleri de azaltmıştır. Bununla birlikte, her iki yöntemde de molar dişlerde devrilme olmuştur. Kanaatimizce molar dişte oluşan devrilme hareketinin, kuvvetin verildiği noktanın direnç merkezinden uzakta olmasından kaynaklanmaktadır.

Janakiraman ve ark. (142) molar mezializasyonu için molar dişe uygulanan kuvvetin yeri ve minividanın konumu ile ilgili çalışmalarında; molar dişe kron hizasından kuvvet uygulanması durumunda molar dişte mezial yönde devrilme hareketi oluştuğunu, bunu önlemek için de rijit bir ark veya lingual tarafta dengeleyici bir ark kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar indirek ankrajla premolarların ankraj değerinin artırıldığı vakalarda bu rijit ark sisteminin daha da önemli olduğunu, direk ankrajla kuvvetin direnç merkezine uygulandığı sistemde ise dönme momenti oluşmayacağı için dişin gövdesel hareket yapacağını belirtmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızın bulguları ile paralellik göstermektedir.

Baumgaertel ve ark. (163) minivida destekli indirek ankrajdan yararlanarak rijit ve rijit olmayan tellerin minivida üzerine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, rijit tel kullanıldığında minivida üzerinde oluşan yükün arttığını, nonrijit tel kullandığında ise minividaya daha az yük bindiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde, minividadan premolar dişlere rijit bir tel uygulanarak sağlanan indirek ankrajla gerçekleştirilen molar mezializasyon modelinde, yükün büyük bir kısmının minividaya aktarıldığı ve gerilmelerin destek dişlerden ziyade minivida etrafında oluştuğunu gözlenmiştir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı ankraj yöntemleri kullanılarak mandibular ikinci molar dişin mezializasyonu için kuvvetin uygulandığı ilk anda oluşan değişimlerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi sonucunda;

1. Minivida etrafında maksimum ve minimum asal gerilmeler en fazla direk ankrajla yapılan yöntemlerde olmuştur.
2. Direk ve indirek yöntemlerde Von Mises stresinin en fazla minividanın boyun kısmında olduğu gözlenmiştir.
3. Tüm yöntemler arasında molar dişte meziodistal yöndeki en az devrilme, bir başka deyişle en fazla gövdesel hareket molar dişin direnç merkezine uzatılan çengelden direk kuvvet uygulaması ile oluşmuştur.
4. Tüm yöntemlerde molar dişte linguale doğru bir rotasyon oluşmakla birlikte, bu rotasyon en belirgin şekilde direk ankrajla molar dişe kuvvet uygulandığında meydana gelmiştir.
5. Hem indirek ankrajla hem de geleneksel yöntemle yapılan molar mezializasyonunda asal gerilmeler benzer şekilde dağılım göstermiş ve molar dişte benzer tarzda hareket oluşmuştur. Ancak minivida ankrajlı indirek yöntemde asal gerilmeler minivida çevresinde oluşurken, minividanın uygulanmaksızın dişsel ankrajın kullanıldığı geleneksel yöntemde bu gerilmeler daha çok ikinci premolar diş etrafında oluşmuştur.
6. Minivida ankrajının kullanıldığı molar mezializasyon yöntemlerinde minividadan ve minivida çevresindeki kemik yüzeyinde oluşan asal gerilmeler benzerlik göstermiştir.
7. Minivida destekli ve direk ankrajla yapılan mezializasyonunda molar diş etrafındaki kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan asal gerilmelerin dağılımı benzerlik gösterirken, molar dişte oluşan asal gerilmeler de farklılıklar kaydedilmiştir. Ayrıca molar dişte oluşan hareket her üç ekseninde değerlendirildiğinde de farklılıklar gözlenmiştir. Minividadan molar dişin direnç merkezine uzatılmış çengelden kuvvet uygulandığında, dişin kronuyla birlikte kök yüzeyinde de meziale doğru hareket oluşurken,

minividadan molar dişe direk kuvvet uygulandığında daha çok kronun meziale doğru hareket ettiği belirlenmiştir.

8. Vertikal yöndeki en az yer değiştirme, direk ankrajla molar diş çengeline kuvvet uygulanan grupta olmuştur. Diğer üç yöntemde de vertikal yer değiştirmeler benzerlik göstermiştir.
9. Minivida kullanımaksızın geleneksel yöntemle yapılan molar diş mezializasyonunda molar ve premolar dişlerde oluşan asal gerilmeler, minivida destekli yöntemlere oranla daha dengeli dağılım göstermiştir.
10. Minivida destekli yöntemler arasında kemik yüzeyinde en az asal gerilme oluşan grup, indirek ankrajla molar mezializasyonunun sağlandığı gruptur.
11. Sonlu elemanlar analizi ile yapılan değerlendirmeler kuvvet uygulandıktan sonra dişlerde oluşan ilk harekete ilişkin değişimleri kapsamaktadır. Dişlerde, minividada ve kemikte oluşan uzun süreli değişiklikleri göstermemektedir. Bu itibarla sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon programı olduğu unutulmamalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Yavuz I, Baydaş B, İkbāl A, Dağsuyu İM, Ceylan İ. Effects of early loss of permanent first molars on the development of third molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006, 130(5): 634-8.
2. Al-Areqi MM, Abu Alhaija ES, Al-Maaitah EF. Effect of piezocision on mandibular second molar protraction. *Angle Orthod* 2020, 90(3): 347-53.
3. Nihara J, Gielo-Perczak K, Cardinal L, Saito I, Nanda R, Uribe F. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. *Eur J Orthod* 2015, 37(1): 95-100.
4. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009, 135(3): 284-91.
5. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976, 55(6): 1004-11.
6. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996, 109(2): 155-62.
7. Harman PM, Harman PM. *Energy, force and matter: the conceptual development of nineteenth-century physics*, 1<sup>st</sup> ed. Cambridge, Cambridge University Press, 1982.
8. Choy K, Burstone C. *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics*, 1<sup>st</sup> ed. Chicago, Quintessence Publishing Co, 2018.
9. Daskalogiannakis J, Miethke RR, McNamara JA. *Glossary of orthodontic terms*, 1<sup>st</sup> ed. Batavia, Quintessence, 2000.
10. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. *Contemporary Orthodontics*, 4<sup>th</sup> ed. St. Louis MO, Mosby, 2000.
11. Ülgen M. *Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı*, 2. Baskı İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Yayınları, 2000, 2-3.
12. Bölükbaşı E. Farklı yarık tipine sahip dudak damak yarıklı hastalarda üst çene genişletmesinin oluşturduğu stres alanlarının fem analizi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı. Doktora tezi, İstanbul: Bezmi Alem Üniversitesi, 2019.

13. Proffit W, Fields H, Sarver D. *Contemporary Orthodontics*, 6<sup>th</sup> ed. St. Louis, Mosby, 2019: 142-163
14. Thilander B, Rygh P, Reitan K. *Tissue reactions in orthodontics. Orthodontics: current principles and techniques*, 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia, Elsevier/Mosby, 2011: 247-86.
15. Ülgen M . *Ortodonti, Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı*, 3. Baskı. İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Yayınları, 2007: 213-308.
16. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*, 5<sup>th</sup> ed. Elsevier Health Sciences; 2006.
17. Bölükbaşı E. Farklı yarık tipine sahip dudak damak yarıklı hastalarda üst çene genişletmesinin oluşturduğu stres alanlarının fem analizi ile incelenmesi/Evaluation of the stress distribution during maxillary expansion in patients with different types of cleft lip and palate using the finite element analysis. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı. Doktora tezi, İstanbul: Bezmi Alem Üniversitesi, 2019.
18. Reitan K. *Biological principles and reactions. Orthodontics, current orthodontic concepts and technique*, 1<sup>st</sup> ed. St. Louis, Mosby, 1985: 141-2.
19. Cardaropoli D, Gaveglio L, . The influence of orthodontic movement on periodontal tissues level. Elsevier, Semin Orthod 2007: 234-45.
20. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984, 85(4): 294-307.
21. Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*, 4<sup>th</sup> ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2005.
22. Papageorgiou IS. The center of resistance of teeth in Orthodontics. *Hellenic Orthodontic* 2005, 8(1): 21-38
23. Ülgen M. *Ortodontik tedavi prensipleri* 1. Baskı. İstanbul, Ankara Üniversitesi Yayınevi ,1993.
24. Park H-S, Kwon T-G. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004, 74(5): 703-10.
25. McLaughlin R, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1991, 25(11): 687-96.
26. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod* 2006, 33(4): 288-307.

27. Roberts WE. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 1994, 28: 693-704.
28. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, 134(5): 625-35.
29. Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990, 97(4): 336-48.
30. Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Interview. *Prog Orthod* 2005, 6(1): 62-9.
31. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007, 103(5): 6-15.
32. Linkow L. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 1969, 18(1): 149-54.
33. Park H-S, Lee S-K, Kwon O-W. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2005, 75(4): 602-9.
34. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *J of Orthod Orthog Surg* 1998, 13(3): 201-9.
35. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004, 5(2): 212-35.
36. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall RL. *Applications of orthodontic mini-implants*, 2<sup>nd</sup> ed. Chicago, Quintessence, 2007.
37. Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B, Johnston LE. *Mini-implants in Orthodontics*, 2<sup>nd</sup> ed. Chicago, Quintessence International 2007, 11-64 .
38. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry. *J Am Plast Surg*, 1986,8(2): 38-51
39. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 2<sup>nd</sup> ed. St Louis, Elsevier Health Sciences, 2004.

40. Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J* 2000, 9(2): 97-103.
41. Maino BG, Mura P, Bednar J, editors. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod* 2005, 12(2): 108-71
42. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006, 76(2): 191-7.
43. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *Angle Orthod* 2004, 74(6): 832-7.
44. Huang L-H, Shotwell JL, Wang H-L. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005, 127(6): 713-22.
45. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004, 126(1): 42-7.
46. Hu K-S, Kang M-K, Kim T-W, Kim K-H, Kim H-J. Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrew installation. *Angle Orthod* 2009, 79(1): 37-45.
47. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H. Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012, 142(2): 228-34.
48. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G, editors. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 2005. 12(2): 66-81
49. Costa A. *Bone and soft tissue depths of OrthoTADs The clinical guide and atlas*, 2<sup>nd</sup> ed. Dallas, Under Dog Media LP, 2006.
50. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006, 130(1): 18-25.
51. Sung J-H, Kyung H-M, Seong-Min B, McNamara JA. *Microimplants in orthodontics*, 1<sup>st</sup> ed. Seoul, Daegu, Korea, 2006.
52. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003, 124(4): 373-8.



53. Müller-Hartwich R, Jost-Brinkmann P-G, Präger T. Failure rate of microscrews used for orthodontic anchorage. *World J Orthod* 2005, 6(4): 288-392
54. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 140(4): 181-92.
55. Tatli U, Alraawi M, Toroğlu MS. Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019, 156(2): 220-8.
56. Abdelgader I. *Numerical and experimental investigation of different types of mini implants used for orthodontic anchorage*, 1<sup>st</sup> ed. Bonn, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, 2006.
57. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 2001, 12(4): 358-63.
58. Nanda SB, Mohammad N, Nayak TK, Pattanaik S, Sahoo SN, Panigrahi P. Mini-Implants in Orthodontics. *Indian J Public Health* 2018, 9(12): 13-39.
59. Nanda R, Uribe FA. Temporary anchorage devices in orthodontics. *Am J Orthod* 2009, 22(4): 117-142
60. Hyde JD, King GJ, Greenlee GM, Spiekerman C, Huang GJ. Survey of orthodontists' attitudes and experiences regarding miniscrew implants. *J Clin Orthod* 2010, 44(8): 481-516.
61. Echarri P, Kim T, Favero L, Kim H-J. *Orthodontics and Microimplants: Complete Technique Step By Step*. Ripano, 2<sup>nd</sup> ed. SA 2007, 96.
62. 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. *Clin Oral Implants Res* 2007, 18(6): 768-75.
63. Bayat E, Bauss O. Effect of smoking on the failure rates of orthodontic miniscrews. *J Orof Orthop/ Fortschr Kieferorthop* 2010, 71(2): 117-24.
64. Bain CA. Smoking and implant failure--benefits of a smoking cessation protocol. *In J Oral Maxillofac Implants* 1996, 11(6):33-57.
65. Chang H-P, Tseng Y-C. Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *The Kaohsiung journal of medical sciences* 2014, 30(3): 111-5.

66. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010, 137(1): 108-13.
67. Chugh T, Ganeshkar SV, Revankar AV, Jain AK. Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics. *Prog Orthod* 2013, 14(1): 38-65.
68. Liu H, Wu X, Yang L, Ding Y. Safe zones for miniscrews in maxillary dentition distalization assessed with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017, 151(3): 500-6.
69. Kyung H-M. Overview development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003, 37: 321-8.
70. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007, 77(6): 979-85.
71. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci* 2009, 51(3): 347-53.
72. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(5): 628-35.
73. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(2): 147-52.
74. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. *Angle Orthod* 2010, 80(3): 452-8.
75. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008, 37(4): 334-40.
76. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(5): 669-72.
77. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod* 2015, 37(1): 56-9.

78. Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 1995, 95(7): 1165-9.
79. Sung J, Kyung H, Bae S, Park H, Kwon O, McNamara J. *Microimplants in orthodontics* 2<sup>nd</sup> ed. Seoul, Daegu 2006, 70-112.
80. Son S, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014, 145(4): 480-5.
81. Cousley R. *The orthodontic mini-implant clinical handbook*, 2<sup>nd</sup> ed. Peterborough, Wiley, 2013.
82. Lemieux G, Hart A, Cheretakis C, Goodmurphy C, Trexler S, McGary C. Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 140(3): 356-65.
83. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009, 136(2): 230-5.
84. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(4): 495-503.
85. Silvestrini Biavati A, Tecco S, Migliorati M, Festa F, Marzo G, Gherlone E., Three- dimensional tomographic mapping related to primary stability and structural miniscrew characteristics. *Clin Orthod Res* 2011, 14(2): 88-99.
86. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007, 36(8): 695-9.
87. Marquezan M, Lau TC, Mattos CT, Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF. Bone mineral density. *Angle Orthod* 2012, 82(1): 62-6.
88. Kinner FSK, Schlegel KD. The anatomic basis for palatal implants in orthodontics. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 2002, 17(2): 133-9.
89. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*, 1<sup>st</sup> ed. St. Louis, Elsevier, 1999, 23-145.
90. Suarez D. *Miniscrews and the orthodontist: should they be used*, 1<sup>st</sup> ed. New York, ConventioNNews Spring 2005.
91. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995, 10(1), 29-48.

92. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(5): 673-78.
93. Kim K-D, Yu W-J, Park H-S, Kyung H-M, Kwon O-W. Optimization of orthodontic microimplant thread design. *Korean J Orthod* 2011, 41(1): 25-35.
94. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010, 25(4): 777-83.
95. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 2012, 82(6): 1022-8.
96. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini- screw. *Clin Oral Implants Res* 2005, 16(5): 575-8.
97. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008, 19(1): 99-106.
98. Morse PM, Feshbach H. Methods of theoretical physics. *American Journal of Physics* 1954, 22(6): 410-3.
99. Mackerle J. Finite-element modelling of non-destructive material evaluation, an addendum: a bibliography Modelling Simul. *Mater Sci Eng* 2004, 12(5): 799-902.
100. Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983, 16(6): 385-409.
101. Pritchard RH, Lava P, Debruyne D, Terentjev EM. Precise determination of the Poisson ratio in with 2D digital image correlation. *Soft Materials* 2013, 9(26): 6037-45.
102. Morestin F, Boivin M. On the necessity of taking into account the variation in the Young modulus with plastic strain in elastic-plastic software. *Nucl Eng Des* 1996, 162(1): 107-16.
103. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS 3<sup>rd</sup> ed. New Delhi, Pearson Education 2011.
104. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001, 85(6): 585-98.

105. Şahin M. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2008.
106. Jin J-M. *The finite element method in electromagnetics*, 3<sup>rd</sup> ed. Illinios Willey, IEEE Press, 2015.
107. Jacob F, Ted B. *A first course in finite elements*, 3<sup>rd</sup> ed. Illinios Willey, IEEE Press, 2007.
108. Logan DL. *A first course in the finite element method*, 6<sup>th</sup> ed. Boston, Cengage, 2011.
109. Hutton DV. *Fundamentals of finite element analysis*, 2<sup>nd</sup> ed New York, McGraw-hill Pub, 2004.
110. Krishnamurthy N. Finite elements for the practicing engineer. *Singapore J Inst Eng* 1983, 23: 57-72.
111. Idelsohn SR, Onate E, Calvo N, Del Pin F. The meshless finite element method. *Int J Numer Meth Engng* 2003, 58(6): 893-912.
112. Wolf JP. *The scaled boundary finite element method*, 2<sup>nd</sup> ed. Lausanne, Wiley, 2003.
113. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent* 2010, 34(3): 281-5.
114. Ramoğlu S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2014, 24(3): 175-80.
115. Mur G. Edge elements, their advantages and their disadvantages. *IEEE Transactions on Magnetics* 1994, 30(5): 3552-7.
116. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. *The finite element method: its basis and fundamentals*, 6<sup>th</sup> ed. Swansea, Elsevier, 2005.
117. Čižmár T, Dholakia K. Shaping the light transmission through a multimode optical fibre: complex transformation analysis and applications in biophotonics. *Optics express* 2011, 19(20): 18871-84.
118. Zimmermann T. *The finite element method. Linear static and dynamic finite element analysis*. NJ, Englewood Cliffs, 1987, 803-864.
119. Koriotoh T, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997, 8(1): 90-104.

120. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008, 36(7): 463-71.
121. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health* 2014, 2(156): 2332-702
122. oğalan KY. Alt ene tam dişsizlik olgularında anterior bölgeye yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan farklı protez tasarımlarının in vitro olarak kuvvet dağılımı yönünden incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2011.
123. Verim Ö, Taşgetiren S, Songur A, Aker S. İnsan Tibia ve Fibula Kemiklerinin 3D Modeli ve Statik Sonlu Elemanlar Analizi. IATS, 2011, 11: 16-8.
124. Aslan EM. Kişiye Özel Kranial İmplantlarda Yapısal Parametrelerin Araştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi Uygulaması. Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomühendislik Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2020.
125. Fatih K, Gülhan İ, Avcar M, Yünlü L. Kalça Protezi Tasarımının Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Statik Analizi. *Muh Bil Tas Derg* 2021, 9(1): 199-208.
126. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials* 2007, 23(5): 539-48.
127. Kim S, Park S-Y, Lee Y, Lee C-J, Karabucak B, Kim H-C. Stress Analyses of Retrograde Cavity Preparation Designs for Surgical Endodontics in the Mesial Root of the Mandibular Molar: A Finite Element Analysis—Part I. *J Endod* 2019, 45(4): 442-6.
128. Garhnayak L, Parkash H, Sehgal D, Jain V, Garhnayak M. A Comparative Study of the Stress Distribution in Different Endodontic Post-Retained Teeth with and without Ferrule Design—A Finite Element Analysis. *Int Sch Res Notices* 2011, 6 (2): 29-58.
129. Chevalier V, Arbab-Chirani R, Arbab-Chirani S, Calloch S. An improved model of 3-dimensional finite element analysis of mechanical behavior of endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109(3): 111-21.
130. Martins SCS, Garcia PR, Viana ACD, Buono VTL, Santos LA. Off-Centered Geometry and Influence on NiTi Endodontic File Performance Evaluated by Finite Element Analysis. *J Mater Eng Perform* 2020, 9(2): 1-8.

131. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003, 123(6): 657-65.
132. Wilson A, Middleton J, Jones M, McGuinness N. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *Br J Orthod* 1994, 21(2): 161-7.
133. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 139(1): 59-71.
134. Liu T-C, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012, 141(4): 468-76.
135. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009, 135(3): 316-22.
136. Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000, 27(8): 660-3.
137. Cattaneo PM, Cornelis MA. Orthodontic Tooth Movement Studied by Finite Element Analysis: an Update. What Can We Learn from These Simulations? *Curr Osteoporos Rep* 2021, 11(3): 1-7.
138. Seo J-H, Eghan-Acquah E, Kim M-S, Lee J-H, Jeong Y-H, Jung T-G. Comparative Analysis of Stress in the Periodontal Ligament and Center of Rotation in the Tooth after Orthodontic Treatment Depending on Clear Aligner Thickness—Finite Element Analysis Study, Materials. *MDPI* 2021, 14(2): 324-47.
139. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018, 153(3): 415-21.
140. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The Eur J Orthod* 2005, 27(1): 12-6.
141. Cousley R. *The orthodontic mini-implant clinical handbook*, 2<sup>nd</sup> ed. NJ, John Wiley & Sons, 2020.

142. Janakiraman N, Alrushaid S, Upadhyay M, Nanda R, Uribe FA. Biomechanics of Lower Second-Molar Protraction Using a New Appliance. *J Clin Orthod* 2016, 50(12): 736-44.
143. Winkler J, Göllner N, Göllner P, Pazera P, Gkantidis N. Apical root resorption due to mandibular first molar mesialization: a split-mouth study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017, 151(4): 708-17.
144. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Indirect miniscrew anchorage: biomechanical loading of the dental anchorage during mandibular molar protraction—an FEM analysis. *J Orofac Orthop / Fortschr Kieferorthop* 2014, 75(1): 16-24.
145. Chaimanee P, Suzuki B, Suzuki EY. “Safe zones” for miniscrew implant placement in different dentoskeletal patterns. *Angle Orthod* 2011, 81(3): 397-403.
146. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Direct versus indirect loading of orthodontic miniscrew implants—an FEM analysis. *Clin Oral Invest* 2013, 17(8): 1821-7.
147. Kim S-J, Sung E-H, Kim J-W, Baik H-S, Lee K-J. Mandibular molar protraction as an alternative treatment for edentulous spaces: focus on changes in root length and alveolar bone height. *J Am Dent Assoc* 2015, 146(11): 820-9.
148. Nandakumar J, Alrushaid S, Upadhyay MM, Nanda R. Biomechanics of Lower Second-Molar Protraction Using a New Appliance. *JCO* 2016, 8(2): 72-91.
149. Burstone C. Centers of resistance of the human mandibular molar. *J Dent Res* 1981, 60(12): 515.
150. Daems J, Celis J-P, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *The Eur J Orthod* 2009, 31(3): 260-5.
151. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980, 78(6): 593-609.
152. da Silva DL, Mattos CT, Simão RA, de Oliveira Ruellas AC. Coating stability and surface characteristics of esthetic orthodontic coated archwires. *Angle Orthod* 2013, 83(6): 994-1001.
153. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988, 94(5) :426-31.



154. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012, 142(4): 501-8.
155. Kravitz ND, Jolley T. Mandibular molar protraction with temporary anchorage devices. *J Clin Orthod* 2008, 42(6): 351-78.
156. Geramy A. Bodily labializing lateral incisors: 3D analysis using finite element method. *Acta Odontol Scand* 2013, 71(3-4): 570-6.
157. Nagaraj K, Upadhyay M, Yadav S. Titanium screw anchorage for protraction of mandibular second molars into first molar extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, 134(4): 583-91.
158. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech* 2002, 35(10): 1411-5.
159. Van Schepdael A, Geris L, Vander Sloten J. Analytical determination of stress patterns in the periodontal ligament during orthodontic tooth movement. *Med Eng Phys* 2013, 35(3): 403-10.
160. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012, 141(3): 327-36.
161. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142(5): 577-95. 7.
162. Saga AY, Maruo IT, Maruo H, Guariza Filho O, Camargo ES, Tanaka OM. Treatment of an adult with several missing teeth and atrophic old mandibular first molar extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011, 140(6): 869-78.
163. Baumgaertel S, Jones CL, Unal M. Miniscrew biomechanics: Guidelines for the use of rigid indirect anchorage mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017, 152(3): 413-9.

## **EKLER**

### **EK-1. Özgeçmiş**



## **EK-2. Etik Kurul Onayı**

