

"ADI SOYADI"

← Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



YÜKSEK LİSANS DOKTORA
TEZİ

Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



İSTANBUL-2006

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

DOKTORA TEZİ

**ALT ÇENEDE UYGULANAN ÜÇ FARKLI TİP MİNİ
VİDANIN ÇEVRESİNDE OLUŞAN GERİLİMLERİN FEM
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

CANER BALTA

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLNAZ MARŞAN**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2017

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Ortodonti Programında Doktora öğrencisi Caner BALTA tarafından Prof. Dr. Gülnaz MARŞAN'ın danışmanlığında hazırlanan "Alt Çenede Uygulanan Üç Farklı Tip Mini Vidanın Çevresinde Oluşan Gerilimlerin FEM Analizi ile İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 13/01/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Danışman

Prof. Dr. Gülnaz Marşan

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D



Jüri-Danışman

Prof. Dr. Ahu Acar

Marmara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D



Jüri

Prof. Dr. Ata Muğan

İstanbul Teknik Üniversitesi

Makine Mühendisliği Bölümü



Jüri

Doç. Dr. Evren Öztaş

İstanbul Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.



Jüri

Prof. Dr. Hülya Kılıçoğlu

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Ortodonti A.D.



BEYAN

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

Caner BALTA



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim ve tez hazırlama sürecim boyunca beni her zaman ve her anlamda destekleyen danışmanım Prof. Dr. Gülnaz MARŞAN' a,

Tez sürecimde bilgilerimi benimle paylaşan ve tezin yürütülmesine büyük katkı sunan Prof. Dr. Ata MUĞAN ve Doç. Dr. Evren ÖZTAŞ' a,

Ortodonti eğitimim boyunca bana sundukları katkılar için Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri; Prof. Yıldız ÖZTÜRK ORTAN, Prof. Müyesser SARAÇ, Prof. Dr. Nil CURA, Prof. Dr. Sönmez FIRATLI ve Prof. Dr. Hülya KILIÇOĞLU' na,

Tez yazım sürecinde tecrübelerinden faydalandığım Dr. Ali BALIK' a,

Uzun doktora süreci boyunca çok şey paylaştığımız Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm doktora öğrencisi ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

İyi ve kötü anılarımızı beraber yaşadığımız arkadaşlarım Serhan, Rumeysa ve Eda' ya,

Daha ileri gitmem için yolumu hep açan, beni yetiştiren, desteklerini her zaman arkamda hissettiğim sevgili annem ve babama,

En eski dostlarım, yol arkadaşlarım, kardeşlerim Erdem ve Gözde' ye,

Doktora sürecinde ve hayatımda zorlukları güzelleştiren Dr. Meliha GERMEN'

e

Sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| TEZ ONAYI | İİ |
| BEYAN..... | İİİ |
| İTHAF..... | İV |
| TEŞEKKÜR..... | V |
| İÇİNDEKİLER | VI |
| TABLolar LİSTESİ..... | X |
| ŞEKİLLER LİSTESİ | Xİ |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ | Xİİİ |
| ÖZET | XİV |
| ABSTRACT..... | XV |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Gerilme Analiz Metodları | 3 |
| 2.1.3. Gerinim Ölçer Kullanımı (Strain Gauge)..... | 4 |
| 2.1.4. Lazer Işını ile Gerilme Analizi (Holografik İnterferometri)..... | 4 |
| 2.1.5. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi (Finite Element Analysis / FEM) | 4 |
| 2.2. Sonlu Elemanlar Analizi | 4 |
| 2.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları | 5 |
| 2.2.2. Terminoloji..... | 6 |
| 2.2.2.1. Kuvvet..... | 6 |
| 2.2.2.2. Gerilme (Stress) | 7 |
| 2.2.2.3. Asal Gerilme (Principal Stress)..... | 7 |
| 2.2.2.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)..... | 7 |
| 2.2.2.5. Gerinim (Strain) | 8 |
| 2.2.2.6. Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stres-Strain Curve) | 8 |
| 2.2.2.7. Elastiklik Sınırı..... | 8 |
| 2.2.2.8. Elastiklik Modülü (Young Modülü)..... | 8 |
| 2.2.2.9. Poisson Oranı (Poisson's Ratio) | 9 |
| 2.2.2.10. Elastiklik- Viskoelastiklik..... | 9 |
| 2.2.2.11. Eleman (Element)..... | 9 |

| | |
|---|----|
| 2.2.2.12. Rijit Eleman | 10 |
| 2.2.2.13. Dügüm (Node) | 10 |
| 2.2.2.14. Sınır Koşulları (Boundary Conditions) | 10 |
| 2.2.3. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi | 10 |
| 2.2.3.1. Problemin Özelliklerinin Öğrenilmesi | 11 |
| 2.2.3.2. Geometrik Modelin Oluşturulması | 11 |
| 2.2.3.3. Matematik Modelin Oluşturulması (Ağ Yapısı Oluşturma) | 12 |
| 2.2.3.4. Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi | 13 |
| 2.2.3.5. Sınır Koşullarının Tanımlanması | 14 |
| 2.2.3.6. Kuvvet Uygulanarak Denklemlerin Çözülmesi | 14 |
| 2.2.3.7. Sonuçların Yorumlanması | 14 |
| 2.2.4. Lineer ve Nonlineer Analizler | 15 |
| 2.3. Ortodontide Ankraj | 16 |
| 2.3.1. İskeletsel Ankraj | 16 |
| 2.3.2. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi | 17 |
| 2.4. Mini Vidalar | 18 |
| 2.4.1. Mandibulada Mini Vidaların Kullanımı Hata! Yer işareti tanımlanmamış. | |
| 2.4.2. Mini Vidalarda Başarı | 18 |
| 2.4.2.1. Mini Vidaya Uygulanan Ortodontik Kuvvetlerle İlgili Başarı Faktörleri.... | 19 |
| 2.4.2.2. Mini Vida Form ve Boyut Özelliklerine Bağlı Başarı Faktörleri | 20 |
| 2.4.2.3. Mini Vida Pozisyonu ile İlgili Başarı Faktörleri..... | 21 |
| 2.5. Mini Vidalarla İlgili Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi Çalışmaları | 21 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 24 |
| 3.1. Modelleme İçin Kullanılan Gereçler | 24 |
| 3.2. Geometrik Modellerin Oluşturulması | 24 |
| 3.2.1. Alt Çene Kemiğinin Modellenmesi | 26 |
| 3.2.2. Dişlerin Modellenmesi | 26 |
| 3.2.3. Periodontal Ligamanların Modellenmesi | 26 |
| 3.2.4. Mini İmplantların Modellenmesi | 27 |
| 3.2.5. Model Setlerinin Oluşturulması | 27 |
| 3.2.5.1. Birinci modelin oluşturulması | 27 |
| 3.2.5.2. İkinci modelin oluşturulması..... | 28 |
| 3.2.5.3. Üçüncü modelin oluşturulması | 28 |

| | |
|--|----|
| 3.2.5.4. Dördüncü modelin oluşturulması | 28 |
| 3.2.5.5. Beşinci modelin oluşturulması | 28 |
| 3.2.5.6. Altıncı modelin oluşturulması | 29 |
| 3.3. Matematik Modellerin Oluşturulması (Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi)..... | 29 |
| 3.4. Malzeme Özelliklerinin Programa Tanıtılması..... | 35 |
| 3.5. Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Kuvvetlerin Uygulanması..... | 35 |
| 3.6. Sonlu Elemanlar Problemlerinin Çözümü | 38 |
| 3.7. Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Değerlendirilmesi | 39 |
| 4. BULGULAR..... | 41 |
| 4.1. Birinci Modele Ait Bulgular | 41 |
| 4.1.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 41 |
| 4.1.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 45 |
| 4.2. İkinci Modele Ait Bulgular | 46 |
| 4.2.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 46 |
| 4.2.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 50 |
| 4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular | 51 |
| 4.3.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 51 |
| 4.3.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 55 |
| 4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular | 56 |
| 4.4.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 56 |
| 4.4.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 60 |
| 4.5. Beşinci Modele Ait Bulgular | 61 |
| 4.5.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 61 |
| 4.5.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 65 |
| 4.6. Altıncı Modele Ait Bulgular | 66 |
| 4.6.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular..... | 66 |
| 4.6.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular | 70 |
| 5. TARTIŞMA | 74 |
| 5.1. Amacın Tartışılması..... | 74 |
| 5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması | 75 |
| 5.3. Bulguların Tartışılması | 79 |
| 5.3.1. Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması | 79 |

| | |
|---|----|
| 5.3.2. İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması..... | 80 |
| 5.3.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması..... | 81 |
| 5.3.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması | 82 |
| 5.3.5. Beşinci Modele Ait Bulguların Tartışılması | 82 |
| 5.3.6. Altıncı Modele Ait Bulguların Tartışılması | 83 |
| 5.3.7. Modellere Ait Bulguların Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması | 84 |
| 5.4. Sonuçlar | 87 |
| KAYNAKLAR | 88 |
| ÖZGEÇMİŞ | 97 |



TABLULAR LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Tablo 3-1: Birinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı..... | 33 |
| Tablo 3-2: İkinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı | 33 |
| Tablo 3-3: Üçüncü modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı | 33 |
| Tablo 3-4: Dördüncü modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı..... | 34 |
| Tablo 3-5: Beşinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı..... | 34 |
| Tablo 3-6: Altıncı modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı..... | 34 |
| Tablo 3-7: Modeldeki parçaların lineer malzemelerinin mekanik özellikleri | 35 |
| Tablo 4-1: Modellerdeki Von- Mises gerilim değerleri..... | 72 |
| Tablo 4-2: Modellerdeki yer değiştirme değerleri..... | 73 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Şekil 2-1: Stres- Strain eğrisi | 8 |
| Şekil 2-2: Elastik ve viskoelastik materyallerin gerilme-gerinim eğrileri..... | 9 |
| Şekil 2-3: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri..... | 10 |
| Şekil 2-4: Geometrik model..... | 12 |
| Şekil 3-1: Mandibulanın 3 boyutlu görünümü..... | 25 |
| Şekil 3-2: Mandibulanın 3 boyutlu görünümü..... | 25 |
| Şekil 3-3: Mandibula grubunun 3 boyutlu görünümü | 26 |
| Şekil 3-4: Alt dişler ve PDL'lerin 3 boyutlu görünümü | 27 |
| Şekil 3-5: Alt çene grubu sonlu elemanlar modeli | 29 |
| Şekil 3-6: Alt dişler ve PDL'lerin sonlu elemanlar model, | 30 |
| Şekil 3-7: Alt Çene sonlu elemanlar modeli..... | 30 |
| Şekil 3-8: Alt çene ve mini vida sonlu elemanlar modeli..... | 31 |
| Şekil 3-9: Tet10 eleman yapısı | 31 |
| Şekil 3-10: Sınır koşulları ve yükleme | 36 |
| Şekil 3-11: Sınır koşulları ve yükleme | 36 |
| Şekil 3-12: NX Advanced Simulation ekran görüntüsü ve çözücü ayarları | 38 |
| Şekil 3-13: Gerilme dağılımlarını gösteren görüntü | 39 |
| Şekil 3-14: Gerilme değerlerini belirten renk skalası | 40 |
| Şekil 4-1: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 42 |
| Şekil 4-2: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 43 |
| Şekil 4-3: Kortikal kemikteki asal gerilmeler..... | 43 |
| Şekil 4-4: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 44 |
| Şekil 4-5: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 44 |
| Şekil 4-6: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 45 |
| Şekil 4-7: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 45 |
| Şekil 4-8: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 46 |
| Şekil 4-9: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 47 |
| Şekil 4-10: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 48 |
| Şekil 4-11: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 48 |
| Şekil 4-12: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 49 |
| Şekil 4-13: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 49 |

| | |
|--|----|
| Şekil 4-14: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 50 |
| Şekil 4-15: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 51 |
| Şekil 4-16: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 52 |
| Şekil 4-17: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 53 |
| Şekil 4-18: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 53 |
| Şekil 4-19: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 54 |
| Şekil 4-20: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 54 |
| Şekil 4-21: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 55 |
| Şekil 4-22: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 56 |
| Şekil 4-23: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 57 |
| Şekil 4-24: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 58 |
| Şekil 4-25: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 58 |
| Şekil 4-26: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 59 |
| Şekil 4-27: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 59 |
| Şekil 4-28: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 60 |
| Şekil 4-29: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 61 |
| Şekil 4-30: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 62 |
| Şekil 4-31: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 63 |
| Şekil 4-32: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 63 |
| Şekil 4-33: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 64 |
| Şekil 4-34: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 64 |
| Şekil 4-35: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 65 |
| Şekil 4-36: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 66 |
| Şekil 4-37: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 67 |
| Şekil 4-38: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 68 |
| Şekil 4-39: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)..... | 68 |
| Şekil 4-40: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)..... | 69 |
| Şekil 4-41: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş) | 69 |
| Şekil 4-42: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş) | 70 |
| Şekil 4-43: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri | 71 |

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

% : Yüzde

FEM : Sonlu elemanlar metodu

N : Newton

kgf : Kilogram kuvvet

gf : Gram kuvvet

oz : Ons

dyn : Dyne

kg : Kilogram

m : Metre

Pa : Paskal

MPa : Megapaskal

σ : Gerilme

ε : Gerinim

CAD : Bilgisayar destekli tasarım

MRI : Manyetik rezonans görüntüleme

BT : Bilgisayarlı tomografi

°: Derece

mm : Milimetre

μm : Mikrometre

E : Young modülü

E0 : Başlangıç young modülü

ÖZET

Balta, C. Alt Çenede Uygulanan Üç Farklı Tip Mini Vidanın Çevresinde Oluşan Gerilmelerin FEM Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2016.

Bu çalışmanın amacı, mandibulaya farklı pozisyonlarda yerleştirilmiş mini vidaların üzerine kuvvet uygulanması sonucu, çevresindeki kemik dokusunda ve mini vida üzerinde ortaya çıkan biyomekanik etkilerin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmesidir.

Ortodontide ankraj sağlamak amacıyla mini vidalar uzun bir süredir kullanılmaktadır. Mini vidaların, hasta kooperasyonu gerektirmemesi, çevre dokulara yan etkisinin çok az olması ve kolayca uygulanması, son yıllarda kullanım sıklığını arttırmıştır. Bu avantajlarının yanında, mandibulaya uygulanan mini vidaların kaybedilme oranlarının maksillaya orana daha fazla olduğu bilinmektedir.

Çalışmamızda mini vidaların mandibulaya üç farklı konumda (komşu diştten 0.2 mm uzakta, komşu diştten 0.75 mm uzakta ve komşu diştten 1.25 mm uzakta) ve her bir konum için iki farklı açıda (60° ve 90°) yerleştirildiği altı model oluşturulmuştur. Modeller üzerinde mini vidaya uygulanan mezial yönlü 2 N kuvvet simule edilmiştir.

Analiz sonucunda, mini vida üzerindeki en yüksek gerilmeler, mini vidanın boyun bölgesinde görülmüştür. Kortikal kemik seviyesinde en yüksek gerilmeler mini vidanın kemiğe 60° açıyla yerleştiği durumda görülmüştür. En düşük gerilmeler ise mini vidanın kemiğe 90° açıyla ve komşu diştten 1.25 mm uzakta yerleştirildiği durumda görülmüştür. Mini vida üzerinde görülen maksimum yer değiştirme değerleri, mini vidaların kuvvet uygulama noktasından kuvvet uygulama yönüne doğru görülmüştür. 60° açıyla yerleştirilen mini vidalarda ortaya çıkan yer değiştirme değerleri 90° ile yerleştirilen mini vidalardan daha yüksek çıkmıştır. Analizler sonucunda mini vidanın komşu diştten 1 mm'den daha uzağa konumlandırılmasının ve kemiğe 90° ye yakın açıyla yerleştirilmesinin, mini vidanın çevresinde daha az gerilime yol açtığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Alt Çene, Mini Vidalar, Sonlu Elemanlar Analizi, Dental Stres Analizi, Ortodontik Aygıtlar

ABSTRACT

Balta, C. Alt Çenede Uygulanan Üç Farklı Tip Mini Vidanın Çevresinde Oluşan Gerilimlerin FEM Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2016.

The aim of this study is to examine the biomechanics effects on surrounding bone texture and on mini screws with finite element analysis in order to force implementation to differently placed mini- screws.

Mini- screws have been using in orthodontics for a long time to provide anchorage.

Not requiring patient co-operation, minimal side-effects on the surrounding textures and easy application increased the usage frequency of mini-screws in recent years. In addition to these advantages, mini- screws which implied on mandibula have higher loose rate in comparison to mini- screws which implied on maxilla.

We created six different models, in three of them we placed mini- screws on mandibula in different positions 0.2 mm, 0.7 5mm and 1.25 mm away from adjacent tooth, respectively. For each mandibula position, we placed mini-screws both 60 degrees and 90 degrees. In our models we simulated 2 N force application in mesial direction on mini-screws.

According to analyses, the highest stresses was observed on the neck of mini-screws. At the cortical bone level, the higher stresses distribution was observed in which model mini- screw was placed with 60 degrees at the bone surface . The lowest stresses was found in which mini- screw placed with 90 degrees at the bone surface and 1.25 mm away from adjacent tooth. . The maximum displacement on the mini- screws was observed on the force application point toward force direction. Displacement values of mini- screws which placed with 60 degrees are higher than mini- screws that placed with 90 degrees. Consequently, we have found that inserted mini- screws with 90 degrees to the bone surface and placed more than 1 mm away from adjacent tooth create less stress around mini- screw.

Key Words: Mandibula, Mini- Screws, Finite Element Analysis, Dental Stress Analysis, Orthodontic Devices

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontide ankraj; istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanır (1). Ortodontik tedavilerin başarısında mutlaka göz önünde bulundurulması gereken çok önemli bir faktördür. Ortodontik kuvvetler uygulanırken ankraj bölgesi olarak dişler tercih edildiğinde, kuvvetler dişlerin üzerinde istenmeyen yan etkilere yol açabilmektedir (2,3).

Ankrajın artırılması amacıyla, pek çok yöntem kullanılmaktadır. Ağız dışı apareyler; palatal ya da lingual arklar, Nance apareyi ya da intermaksiller elastikler gibi ağız içi apareyler ankraj yöntemleri olarak tercih edilmektedir (2,4). Ağız dışı apareylerin maksiller kompleks üzerinde istenmeyen ortopedik yan etkilerinin görülmesi ve yaralanma riski taşımakta, ağız içi apareylerin ise destek dişlerde protrüzyon, ekstrüzyon ve devrilme gibi istenmeyen bazı yan etkileri bulunmaktadır (2,3).

Destek dişlerde oluşması muhtemel yan etkilerin engellenmesi ve kullanım açısından risk taşıyan apareylerin kullanımının azaltılması için son yıllarda, çene kemiğine geçici süreler için yerleştirilen mini vidalardan destek alınmaya başlanmıştır. Mini vidalar titanyum alaşımli materyallerdir ve ankraj dişlerde istenmeyen hareketleri önlemede faydalı oldukları görülmüştür (5).

Mini vidaların başarı yüzdeleri %57 - %95 aralığındadır. Bu da yaklaşık olarak ortalama %84'e tekabül etmektedir (6,7). Kayıplar posterior mandibulada ve özellikle ilk birkaç haftada daha sık görülmektedir (8).

Sonlu elemanlar analizi mühendislik alanında statik yükleme hesapları yapmak amacıyla geliştirilmiştir. Materyal özellikleri ve/veya yükleme koşulları homojen olmayan geometrik yapıları, basit geometride sınırlı sayıda elemanlara ayırarak yaklaşık çözümler sunar (9). Sonlu elemanlar analizi dişlerin yapısına benzer şekilde heterojen malzeme özellikleri içeren, düzensiz geometriye sahip cisimlere uygulanabildiği için; dişlerin yapısal davranışlarını değerlendirmek için son derece uygun bir yöntemdir (10). Sonlu elemanlar analiziyle; doku ve apareylerdeki gerilme (stress), gerinme (strain) ve yer değiştirmelerin öngörüsü, modellenmiş apareyler ve dokular için yapılabilmektedir.

Bu sayede hasta üzerinde uygulama yapmadan, uygulanacak mekaniklerin etkileri in-vitro olarak görülebilmektedir. Böylece mekaniklerde uygulanacak varyasyonlar hastada uygulanandan geliştirilebilmektedir (11). Bu analiz, son yıllarda ortodonti ile ilgili bilimsel çalışmalarda çeşitli kuvvetlerin diş ve çevre dokularda yarattığı etkilerin öngörüsünde sıklıkla kullanılmaktadır (12).

Bu çalışmanın amacı, mandibulada posterior bölgede, komşu diş köküne farklı mesafelerde konumlandırılan mini vidaların üzerine kuvvet uygulanması sonucu; mini vidada ve çevresindeki kemik dokusunda ortaya çıkan gerilimlerin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Gerilme Analiz Metodları

Gerilme analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin belirlenmesi, bunların yoğunlaştığı bölgelerin ve çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla gerilme analiz yöntemleri kullanılmaktadır(1,11).

Ortodontik kuvvetlerin; dişler, çevre dokular ve kraniyofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini inceleyen bir çok analiz metodu mevcuttur (10). Bunları şu şekilde sıralayabiliriz:

1. Fotoelastik gerilme analizi,
2. Denek hayvan çalışmaları,
3. Gerinim ölçer kullanımı (strain gauge),
4. Lazer ışını ile gerilme analizi (holografik interferometri),
5. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer),
6. Sonlu elemanlar gerilme analizi (Finite Element Analysis / FEM).

2.1.1. Fotoelastik Gerilme Analizi (Photoelastic Stress Analysis)

Fotoelastik gerilme analizi; polarize ışığın saydam cisimlerin içerisinden geçerken kırılmasına dayalı, geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için kullanılan gerilme analiz yöntemidir. Bu yöntemde üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik materyalin içerisinden polarize ışık demeti geçirilir ve bu ışık demeti, materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Polariskop isimli cihaz yardımıyla bu titreşimler izlenerek gerilme bölgeleri tespit edilir. Bu yöntem için özel bir laboratuvar ve özel hazırlanmış modellere ihtiyaç duyulur (13).

2.1.2. Denek Hayvan Çalışmaları

Denek hayvan çalışmaları, canlı dokular üzerinde yapılan çalışmalar olduğu için, canlı doku yanıtlarının incelenebilmesine olanak sağlar. Elde edilen doku yanıtlarının insan dokularına tam olarak uyumlandırılması ve insan destek dokularından alınan yanıtların değerlendirilmesi ise tam olarak başarılamamaktadır (10).

2.1.3. Gerinim Ölçer Kullanımı (Strain Gauge)

Gerinim ölçerler mekanik deformasyon sonucunda oluşan elektriksel değişiklikleri, iletkenler yardımıyla tespit etme prensibi ile çalışan mekanik aygıtlardır. Yüklenmeye maruz kalmış cisme, gerinime duyarlı kalibre edilmiş uçlar yerleştirilerek, oluşan doğrusal şekil değişiklikleri, elektrik direncindeki değişiklikler aracılığıyla incelenir. İn-vivo ve in-vitro çalışmalarda kullanılmaktadır (14).

2.1.4. Lazer Işını ile Gerilme Analizi (Holografik İnterferometri)

Holografik film üzerine, modelin üç boyutlu görüntüsünün kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Işığın iki temel özelliği olan girişim ve kırılma özelliklerinden faydalanılır. Koharent bir ışık kaynağından çıkan iki ışının etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçakları, bu saçakları uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet yardımıyla ölçülür. Çıkardığı iki lazer ışın demeti ile cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarlarını ölçer. Işın verilirken cisim hareket ettirilerek, holografik görüntüde elde edilen saçaklar değerlendirilir (15).

2.1.5. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi (Finite Element Analysis / FEM)

Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri ve farklı materyal özelliğine sahip yapılara uygulanabilen, oluşan gerilmeleri ve yer değiştirmeleri detaylı bir şekilde ölçebilen nümerik bir kuvvet analiz yöntemidir (10).

2.2. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik alanında değişik karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme ve simulasyon metodudur. Karmaşık

sistemleri mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı bir analiz şeklidir (16).

1956 yılında ilk defa uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanan yöntem, günümüzde inşaat mühendisliği, makine mühendisliği, petrol mühendisliği gibi çeşitli mühendislik alanlarında kullanılmaktadır. bu yöntem ile; gerilme, gerinim, yer değiştirme ve sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı sayısal problemler kabul edilebilir bir yaklaşımla çözülebilmektedir (17,9,18).

Ledley ve Huang (19), matematik modelini oluşturdukları bir dişe çeşitli yönlerden kuvvet uygulayarak bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri değişiklikleri inceleyerek diş hekimliğinde ilk defa sonlu elemanlar analizi ile bir çalışma yapmışlardır. Ortodontide sonlu elemanlar analizini ilk kullanan ise 1971 yılında Davidian olmuştur (20). Yaptığı çalışmada, üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için diş modeli oluşturularak dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumda oluşan mekanik cevabı incelemiş, rotasyon ve direnç merkezlerinin yer değişimini gözlemlemiştir. Bu tarihlerden itibaren sonlu elemanlar analizi; diş, periodontal ligaman, alveol kemiği gibi birçok yapıda meydana gelen gerilmelerin incelenmesi için yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (21).

2.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analiz yönteminin avantajları:

- Mühendislikten diş hekimliğine kadar birçok alanda, farklı problemlerin çözümü için kullanılabilir.
- Düzgün geometri göstermeyen ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir model hazırlanabilir.
- Esnek ve karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermektedir.
- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtabilecek şekilde modellenmektedir.

- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Analiz, oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi özellikler değiştirilerek gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamaktadır (9,18).

Tüm bu avantajlarına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır. Malzeme özellikleri ve sistemin yüklenmesi (kuvvetlerin uygulanması) analizin doğruluğu için çok hassas noktalar olup bu noktalarda hata yapıldığında analiz sonuçları gerçeklikten uzaklaşabilmektedir. Oluşturulan modeller çözüme olanak sağlayacak sadelikte olmalı, gereksiz ayrıntılar içermemeli, fakat gerçek yapıyı tanımlayabilmelidir. Sonlu elemanlar analizinin; detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, yüksek teknoloji ve zamana ihtiyaç duyması, gerçek şartların model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (22).

2.2.2. Terminoloji

Sonlu elemanlar analizinde ortaya çıkan sonuçların yorumlanmasında hata yapmamak için bazı teknik terimlerin bilinmesi gerekmektedir. Bu bölümde, çalışmamızın daha kolay anlaşılabilmesi için gerekli terimlerin kısaca açıklamalarına yer verilmiştir.

2.2.2.1. Kuvvet

Kuvvet, cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye verilen isimdir. Kuvvet, bir doğrultusu, yönü ve şiddeti olan vektörel bir büyüklüktür (23,4).

Kuvvetin şiddeti; Newton (N), kilogram-kuvvet (kgf), gram-kuvvet (gf), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. Ortodonti literatüründe kuvvetlerin büyüklükleri genel olarak “gram-kuvvet” (gf) cinsinden verilmekte fakat "gram" (g) olarak

kullanılmaktadır. Bu kuvvet birimleri arasındaki dönüşümler ise $1 \text{ kgf} = 1000\text{gf} = 32,18 \text{ oz} = 9,81 \text{ N} = 981000 \text{ dyn}$ şeklindedir. Mekanikte kullanılan kuvvetin birimi genelde Newton'dur ve $N = \text{kg} \cdot \text{m/s}$ olarak formüle edilmektedir (24).

2.2.2.2. Gerilme (Stress)

Dışarıdan kuvvet uygulanan cisimlerin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Gerilme; bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkidir (4).

Gerilme birimi olarak genellikle Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$) kullanılsa da (23) dış hekimliğindeki araştırmalarda milimetrik boyutların incelenmesi sebebiyle "Mega Paskal" terimi (MPa veya N/mm^2) tercih edilmektedir. ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$).

Temel olarak basma, çekme ve makaslama olmak üzere 3 tip gerilme kuvveti vardır; basma, çekme ve makaslama gerilmesi (25).

2.2.2.3. Asal Gerilme (Principal Stress)

Makaslama gerilmelerinin bütün düzlemlerde sıfır olduğu ve tüm gerilmelerin alana dik yönde olan normal gerilimlerden oluştuğu gerilmeler "asal gerilme" adını alır. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali görülmektedir (23,26).

Basma ve çekme gerilimlerinin dağılımını incelemek için asal gerilme dağılımına bakmak gerekir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değerlerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder; minimum asal gerilmeler ise negatif değerlerdir ve bunlar da en yüksek basma gerilimlerini ifade eder. Bir düğüm noktasında hangi gerilme şekli daha büyük bir mutlak değere sahipse o gerilmenin etkisi belirgindir (27,28).

2.2.2.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılan, enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu prensibe göre; yapının herhangi bir bölümündeki iç enerji seviyesi belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir (23).

Von Mises gerilmesi çekilebilir materyallerde gerilme kriterinin belirlenmesinde ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılır. Germe kriterlerini değerlendirebilmek

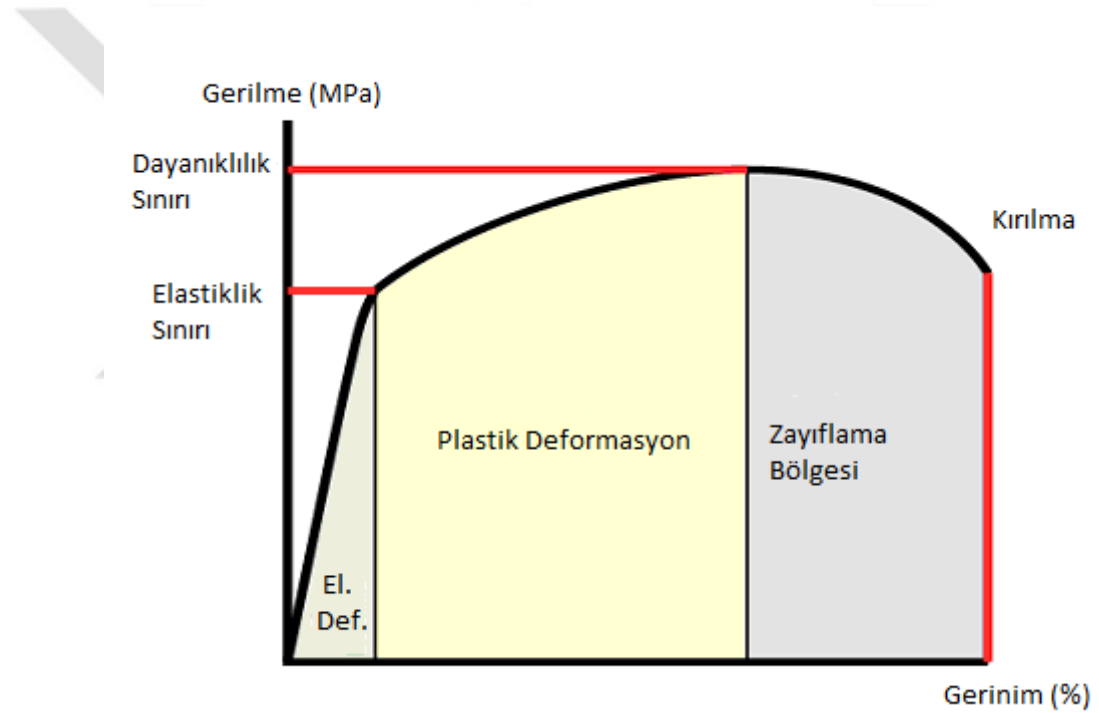
amacıyla, üç boyutlu ifadeyi renkli bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür (23,27,29,30).

2.2.2.5. Gerinim (Strain)

Gerinme, cisime uygulanan belirli bir kuvvet sonucu oluşan gerilmenin, cisimde oluşturduğu şekil değişikliği olarak tanımlanmaktadır. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür (9,18).

2.2.2.6. Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stres-Strain Curve)

Materyallerin davranışlarını saptamada kullanılır. Alınan gerilme ve gerinim değerlerine göre bir eğri elde edilir.



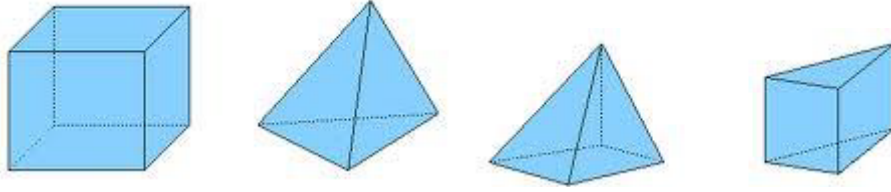
Şekil 2-1: Stres- Strain eğrisi

2.2.2.7. Elastiklik Sınırı

Cismin plastik şekil değişikliğine uğramadan, uygulanan kuvvet karşısında dayanabildiği maksimum gerilmedir (31).

2.2.2.8. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Hooke kuralına göre; elastikiyet sınırları içerisinde cismin dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır (4). Buna cismin gerilme/ gerinim oranı da denilebilir. Farklı



a) 8 düğümlü eleman b) 4 düğümlü eleman c) 5 düğümlü eleman d) 6 düğümlü eleman

Şekil 2-3: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri

2.2.2.12. Rijit Eleman

Rijit elemanlar kuvveti iletirken gerilme yüklenmeyen ve deformasyona uğramayan elemanlardır. Bağlı oldukları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutarlar (9,18).

2.2.2.13. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde davranışı daha önceden belirlenmiş birçok elemana bölünmüş olan modeller, düğüm adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde bir denklem takımı elde edilir ve bu denklem takımının çözümü için bilgisayar kullanımı zorunludur (9,18).

2.2.2.14. Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı noktaları gösterir. Analizi yapılan cismin sınır şartları, kuvvetlerin uygulanma noktalarına göre belirlenir (9,18).

2.2.3. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi

Sonlu elemanlar analizi temel işleyiş prensibi, sınırları belli olmayan karmaşık problemin, öncelikle bölümlere ayrılarak kolay hesaplanabilir hale getirilmesini, devamında da problemin çözülmesini sağlamaktır. Sonlu elemanlar analizini oluşturan aşamalar şu şekilde sıralanabilir;

- Problemin özelliklerinin öğrenilmesi,
- Geometrik modelin oluşturulması,

- Matematik modelin oluşturulması (Ağ yapısı oluşturma),
- Sınır koşullarının tanımlanması,
- Malzeme özelliklerinin programa girilmesi,
- Kuvvet uygulanarak denklemlerin çözülmesi,
- Sonuçların yorumlanması olarak sıralanabilir (9,18).

2.2.3.1. Problemin Özelliklerinin Öğrenilmesi

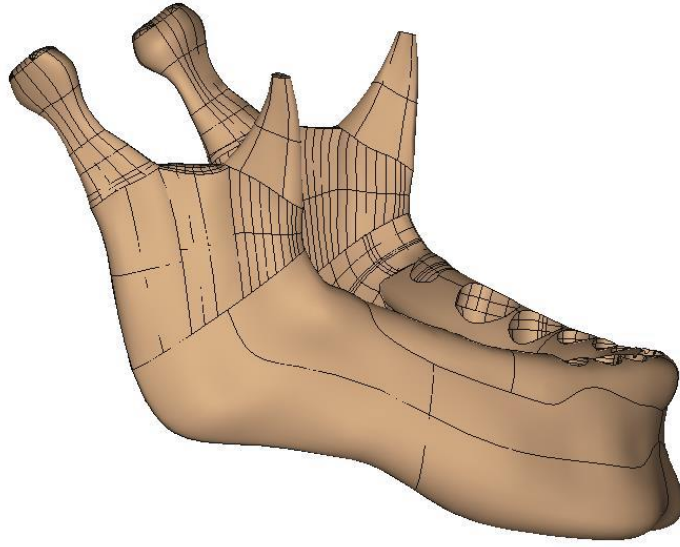
Bir problemin çözülebilmesi için problemin tanınması gerekir, bundan sonra çözüm için en doğru yöntem belirlenmelidir. Eğer bu aşamada doğru tanımlama ve doğru yöntem belirlenmesi sağlanamazsa, gerçeğe uygun bir model tasarlanması mümkün değildir (9,18).

2.2.3.2. Geometrik Modelin Oluşturulması

Bu basamak, gerçeğe yakın analiz sonuçlarına ulaşılabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Modelin doğru ve gerçeğe yakın olması, doğru sonuç alınması için çok önemli bir kriterdir (9,18).

Biyomekanik uygulamalarda kullanılan üç boyutlu model;

- MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması,
- Yüzey tarayıcıları yardımıyla taranan cismin modellenerek bilgisayar ortamına aktarılması,
- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleri ile oluşturulabilir (10,37–39) (Şekil 2-5).



Şekil 2-4: Geometrik model

Dokuların modellenmesinde en çok başvurulan yöntem; hasta anatomisinin 3 boyutlu olarak incelenmesini sağlayan MRI ve BT görüntüleme yöntemleridir. MRI ve BT ile elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılarak, sert ve yumuşak dokulara ait geometrik modeller elde edilmektedir.

İmplant, protez, plastik ya da alçı modeller gibi cisimlerin üç boyutlu modelleri ya teknik çizimlerinden faydalanılıp bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları kullanılarak ya da yüzey tarayıcıları ile taranarak oluşturulabilir (40–42).

2.2.3.3. Matematik Modelin Oluşturulması (Ağ Yapısı Oluşturma)

Süreklilik gösteren problemler sonsuz sayıda bilinmeyen içerir. Problemin parçalara ayrılması ile belirli sayıda bilinmeyen elde edilmiş olur. Bu işlem, oluşturulmuş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi (ağ yapısı oluşturma) ile gerçekleştirilmektedir (43) (Şekil 2-6).

Yapının bilgisayara girilen verilerinden oluşan geometrik modeller, elle dijitize edilerek veya sonlu elemanlar programları kullanılarak ağ yapıya dönüştürülmektedir. Araştırmacılar genellikle elle dijitize edilerek oluşturulan ağ yapısı üzerinde daha iyi kontrol sağlarken, bu işlem çalışma süresini oldukça arttırmaktadır (43).

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak, oluşturulacak olan ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır (43–45). Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır (1).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı araştırmalarda ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için nadiren kullanılmaktadır (38,43–45).

Günümüzde ağ yapısının oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan üç boyutlu eleman tipleri; sekiz düğümlü, altı düğümlü, beş düğümlü ve dört düğümlüdür (38,43–45). Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan elemanların sayı ve tiplerinin belirlenmesi üst düzey mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirmektedir (43).

Ağ yapısı oluşturmak amacıyla kullanılan elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlere bağlı olarak gerilme ve gerinimin değerlendirildiği düğüm noktalarının sayısında da önemli artışlar görülmektedir. Bu artışlar çözülmesi gereken daha fazla denklem, daha büyük bilgisayar hafızaları ve daha fazla çalışma zamanı anlamına gelmektedir (43,45)..

2.2.3.4. Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi

Biyolojik yapıların, elastiklik özelliklerine ait bilgilerin geometrik modele aktarılabilmesi, sonlu elemanlar analizinin önemli bir avantajıdır. Elastiklik modülü ve Poisson oranı lineer analizler için elemanların en önemli iki materyal özelliğidir (38,46).

Elastiklik modülü, yapının yükleme sırasındaki gerilme/gerinim oranının ölçümü olarak tanımlanmaktadır. Yapılacak herhangi bir yükleme altında materyalin ne kadar deforme olacağına göstergesidir (43,47). Poisson oranı ise, yükleme sırasında yapının yan yöndeki şekil değiştirmesinin eksen yönündeki şekil değiştirmesine oranı olarak tanımlanmaktadır (43,47).

2.2.3.5. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Materyal özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmış olan matematik modelin sınırlarındaki kuvvet uygulama noktaları ve destek noktalar gibi koşullar tanımlanarak sonlu elemanlar analizi programına girilmektedir (9).

Modele dışarıdan uygulanacak kuvvetlerin model üzerindeki gerilme ve gerinim etkileri, ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir. Çünkü uzay boşluğunda bulunan geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli evrensel referans düzleminde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu durum ise, araştırılmak istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik çözümünü doğurur. Modelde sınır koşullarının tanımlanması ise modele bir dayanak noktası oluşturduğundan problem denkleminin tek bir çözümünü ortaya çıkarmaktadır (38,43–45).

Sınır koşullarının tanımlanması hata yapılmaması gereken hassas bir işlemdir. Bu işlem sırasında yapılacak basit bir hata; sınırlanmaya komşu olan bölgedeki elemanların gerilme ve gerinimlerinin hesaplanmasını etkileyebilir. Bunun için bu sınırlamalar temel problem bölgesinden uzakta konumlandırılmalıdır (48).

Ağ yapısına sahip modelin, sınır koşullarının düğüm noktalarında tanımlanması ile matematiksel model analize hazır hale gelmektedir (9).

2.2.3.6. Kuvvet Uygulanarak Denklemlerin Çözülmesi

Oluşturulan matematik model üzerindeki istenilen düğüm noktalarına kuvvet uygulanarak, ağ yapısını tanımlayan diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler de hesaplanmaktadır. Bu yolla eleman formülasyonlarının çözümlenmesi ile tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinim değerleri belirlenmektedir (9,18).

2.2.3.7. Sonuçların Yorumlanması

Hesaplanan veriler;

- Yer değiştirme görüntüleri (büyütülmüş olarak),
- Animasyonlar,
- Renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (9).

Sonlu elemanlar analizi için yapılan analizlerde on binlerce düğüm noktası kullanılmaktadır. Bunun sonucunda her model için düğüm sayılarıyla doğru orantılı olarak çok sayıda gerinim, gerilme ve yer değiştirme değeri elde edilmektedir. Elde edilen çok fazla sayıdaki verinin anlaşılabilir ve yorumlanabilir hale getirilmesi için görselleştirme işlemi çok önemli bir özelliktir. Görselleştirmede tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir.

Büyütülmüş görüntüler ve animasyonlarda ise aslında çok küçük değerlerdeki yer değiştirmeler, eşit miktarda büyütülerek daha anlaşılır hale getirilmektedir.

2.2.4. Lineer ve Nonlinear Analizler

Lineer sonlu elemanlar analizleri, günümüzde diş hekimliğinin birçok alanında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Lineer analizler; tüm hacimleri tek yapıdan oluşan, gerilme-gerinim eğrisinde elastiklik sınırına kadar doğrusal bir ilişki gösteren materyaller için uygun bir analizdir. Biyolojik sistemlerde daha karmaşık davranış özellikleri gösteren ve daha gerçekçi olarak modellenmesi gereken yapılar için çok geçerli olmadıkları düşünülmektedir. Bu sebepten viskoelastik özellik gösteren yapılar nonlinear analizlerle incelenmektedir (16).

Lineer analizler; gerilme-gerinim eğrisinde elastiklik sınırına kadar doğrusal bir ilişki gösteren ve tüm hacimleri tek bir yapıdan oluşan materyaller için uygun olmakla birlikte, biyolojik sistemlerdeki daha karmaşık davranış özellikleri gösteren ve daha gerçekçi olarak modellenmesi gereken yapılar için geçerlilikleri tartışmalıdır. Bu yüzden viskoelastik özellikler gösteren biyolojik yapıların incelenmesinde nonlinear analizler kullanılmaktadır (16).

Nonlinearlık 3 grup altında toplanabilir:

- a- Materyal nonlinearlığı,
- b- Objeler arası ilişkilerinin değişimine bağlı nonlinearlık,
- c- Geometrik (16).

Materyal nonlineerliği; ağız içi yumuşak dokular, periodontal dokular, suturalar ve artiküler disk benzeri yapıların dinamik özelliklerini gerçeğe en yakın taklit etme yoludur. Bu yapılar bu yolla gerçeğe en yakın şekilde modellenebilir. Zamana ve doğrultuya bağlı yükleme hikayesi, sıcaklık gibi evre şartları ve kuvvetin uygulama süresi gibi birçok faktör materyalin gerilme-gerinim ilişkisini etkileyebilmektedir (16).

Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlineerlik; ağız içinde diş - diş arası ve materyal - doku arası kontakt noktalarında grlmektedir. Bu yapıların birbirleri ile olan ilişkileri zamana bağlı değişkenlik göstermektedir (16).

Değişen geometrik konfigürasyonlar materyalin nonlineer davranmasına neden olabilir. Geometrik nonlineerlik, ark telleri gibi materyallerde zamana bağlı oluşan deformasyonlar ile karakterizedir (16).

Lineer statik bir model aracılığıyla zlemeyecek olan yapıların gerilme altındaki davranışlarını değerlendirmede çok güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir (16).

2.3. Ortodontide Ankraj

Ankraj terimi ortodontide; istenmeyen diş hareketlerine karşı olan direnç şeklinde ifade edilmektedir (3). Newton'un etki-tepki prensibine göre; hareketi planlanan dişe etkiyen kuvvetle ankraj bölgesine etkiyen kuvvet zıt yönlüdür. Buna bağlı olarak, bu iki bölgenin ankraj miktarları da birbirlerine doğru meydana gelecek hareketin büyüklüğünü belirleyecektir (2).

Ortodontik kuvvetin destek aldığı, harekete karşı yüksek direnç gösteren bölgeye ankraj bölgesi denir. Ortodontide ankraj alınan bölgeler tek diş, diş grubu, tüm diş kavsi, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak özetlenebilir (3).

2.3.1. İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde istenilen tedavi hedeflerine ulaşmakta ankraj kontrolü büyük öneme sahiptir (2,49). Birçok ağız içi ve ağız dışı ankraj yöntemi bu zamana kadar tanımlanmıştır. Hasta kooperasyonuna bağlılığı çok yüksek olan ağız dışı

apareylerde de, ağız içi yöntemlerde de ankraj kaybını engellemek her zaman mümkün olmamaktadır (50,5).

Kemik bağlantılı dental implantların bir formu olan; mini plaklar, mini vidalar veya mini implantlar; hasta uyumuna bağlı olmaksızın güvenilir ankraj desteği sağlayabilirler. Burada sayılan ankraj yöntemleri arasında da mini vidalar; kolay yerleştirilmesi ve çıkarılması, düşük maliyeti ve mutlak ankraj sağlama potansiyeli sebebiyle ortodonti pratiğinde giderek daha çok kullanılmaktadır (50,5,51).

Mini plaklar kemik kırıklarının fiksasyonunda uzun süredir kullanılan materyallerdi. Ortodonti pratiğinde başarılı oldukları görüldükten sonra; kompleks ortodontik tedavilerde daha stabil ankraj ihtiyacı olan olgularda bu ihtiyacın karşılanması için kullanılmaktadır (52–54). Yüksek kuvvetlere ihtiyaç duyulduğunda miniplaklar daha güvenli ankraj desteği sağlanması için tercih edilmektedir (55). Cornelis ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ortodontik tedavi sırasında, ortodontistlerin ve hastaların miniplaklar ile ilgili algılarını değerlendirmişlerdir ve her iki grup için de mini plaklar için kabul edilebilirliğin iyi seviyede olduğunu belirtmişlerdir (54).

Mini vidalar küçük boyutları sayesinde diş kökleri arasına rahatça yerleştirilmekte ve baş kısımları kullanılarak direkt kuvvet uygulanabilmektedir; bu da klinik kullanımlarını giderek arttırmaktadır (56,57).

2.3.2. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi

Ortodontik tedaviler için kemik içi implantların kullanımı uzun süre önce ortodonti pratiğine sokulmuştur. İlk olarak Roberts ve ark. 1984 yılında yaptıkları hayvan çalışmalarında kemik içi implantlar kullanılmıştır. Tavşanlara uygulanan kemik içi implantların sonrasında uygulanan sürekli kuvvetlere dayanımları incelenmiş ve altı haftalık iyileşme süreci sonrasında yeterli direncin oluştuğunu bulmuşlardır. Bu sürenin insanlarda 4- 5 haftaya denk geldiğini belirtmişlerdir (58).

1988 yılında ise Saphiro ve Kokich ortodontik ankraj için kemik içi implantların kullanılabilceğini belirtmişlerdir (59).

1996 yılında ise palatinal bölgeye kemik içi implant Wehrbein ve ark. tarafından uygulanmıştır. 3,3 mm çapında, 4 ve 6 mm uzunluğundaki implantlar tutuculuk sağlamış ve ankraj amacıyla başarılı olarak kullanılmıştır (60).

1997 yılında Kanomi alt kesici intrüzyonu amacıyla ankraj olarak 1,2 mm çapındaki mini vidalar kullanmış ve başarılı olmuştur. Kanomi bu çalışmasından yola çıkarak mini vidalar yardımıyla molar distalizasyonu ve intrüzyonunun yapılabileceğini öne sürmüştür (61).

1999 yılında ise Sugawara ve ark. cerrahi mini plakları vestibüler alveol kemiğe yerleştirmiş ve bu plaklardan ankraj olarak molar intrüzyonu gerçekleştirmişlerdir (52).

2.4. Mini Vidalar

Kemik içi implantlar dental ve ortopedik cerrahide, geniş kullanım alanına sahiptirler (62). Modern ortodontik tedavilerde kemik içi implantlar ya da mini vidalar, diş hareketi için gerekli direnci sağlamaları sebebiyle yaygın olarak kullanılmaktadır (63).

Mini vidalar küçük boyutları sayesinde diş kökleri arasına rahatça yerleştirilmekte ve baş kısımları kullanılarak direkt kuvvet uygulanabilmektedir; bu da klinik kullanımlarını giderek arttırmaktadır (56,57).

2.4.1. Mini Vidalarda Başarı

Mini vidalar genellikle yapışık diş etinden üzerinden alveolar kemiğe yerleştirilirler. Mini vidaların kemik içerisinde stabil kaldıkları sürece, ankrajın sağlanması konusunda güvenilir oldukları ispatlanmıştır (63).

Çeşitli yazarlar, ortodontik tedavi sırasında mini vidanın kemik içinde tutuculuğunun azaldığı ya da tamamen kemikten çıktığını rapor etmişlerdir (64). Mini vidaların stabilitesini etkileyen bir çok faktörden söz edilmiştir. Bu faktörler mini vidanın tipi ve boyutları (65,66), yiv dizaynı ve şekli (66), vidanın yüzey özellikleri (67), ortodontik kuvvetin büyüklüğü (68), yumuşak dokunun yapısı (69), kortikal kemik kalınlığı (70) ve yerleştirme açısı olarak sıralanabilir (67, 68).

Ortodontik mini vidanın, uygulanan kuvvetlere direnç göstermesi ve etkili bir ankraj desteği sağlaması, kemik-vida arayüzündeki yeterli iyileşmeye bağlıdır (73). Eğer bu bölgede iyileşme kesintiye uğrarsa inflamatuvar yumuşak doku oluşur, destek kemik rezorbe olur ve mini vida kaybedilir (74).

Son zamanlarda ortodonti pratiğinde çapı 1.0 mm- 2.3 mm, uzunluğu 4 mm-21 mm arasında değişen çeşitli mini vidalar kullanılmaktadır (68,75-77). İnterradiküler bölgeye uygulanan mini vidalara daha sıklıkla rastlanmasına rağmen, posterior mandibulada problemlerle karşılaşılabilir (68,75,76).

İnterradiküler mini vidalarda başarı oranı çeşitli çalışmalarda %57- %95 arasında değişen oranlarda gösterilmekle birlikte, yaklaşık olarak ortalama %84'lük bir ortalama sahiptir (6,78,7). Kayıplar sıklıkla posterior mandibulada ve sıklıkla ilk birkaç hafta içerisinde görülmektedir. Bu da klinik başarıda primer stabilitenin önemini ortaya çıkarmaktadır (79,80,8). Primer stabilitenin artırılması amacıyla küçük çaplarda pilot deliklerin açılması (81), daha yüksek kortikal kemik kalınlığına sahip bölgelerin tercih edilmesi (79,80,8,82) ve self drill yönteminin tercih edilmesi gibi çözümler denenmektedir (83,84). Mini vida dizaynını inceleyen çalışmalar 1.2 mm ve daha büyük çaptaki mini vidaların interradiküler bölgedeki uygulamalarında %70'in üzerinde başarılı olduklarını göstermektedir (75,77,85).

Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vidaların başarılı sayılabilmeleri için yerine getirmeleri beklenen başarı kriterleri şu şekilde sıralanabilir:

- a- Primer stabilite (uygulama sonrasında klinik olarak mobilitenin bulunmaması),
- b- Çevre dokularda inflamasyonun olmaması,
- c- Mini vidanın ortodontik tedavi sürecinde ihtiyaç olan süre kadar ağızda kalması (1 yıl ve üzeri),
- d- Mini vidanın çevre dokulara herhangi bir zarar vermemesi (76,77).

2.4.1.1. Mini Vidaya Uygulanan Ortodontik Kuvvetlerle İlgili Başarı Faktörleri

Mini vidalar üzerine etki eden kuvvetlerin zamanlaması, yönü ve şiddeti vidaların başarısını etkileyen etmenlerdendir.

Mini vidaların kemikle ilişkileri iki farklı şekilde ortaya çıkar, bunlardan birincisi mekanik tutunma, ikincisi ise biyokimyasal tutunmadır (5).

Kemiğe biyokimyasal olarak tutunan mini vidaların kuvvet uygulamasından önce osteointegrasyon oluşumunun beklenmesi gerekmektedir (5,86,87). Mekanik

olarak tutunan mini vidalarda kemik ve vida arasındaki yüzey alanı ve kemiğin yoğunluğu tutunma kuvvetini etkileyen temel değişkenlerdir. Mekanik olarak tutunan vidalarda kuvvet uygulamadan önce yumuşak doku iyileşmesinin beklenmesi yeterlidir (5). Ortodontik amaçla kullanılan mini vidalarda genel olarak mekanik tutuculuğun yeterli olduğu, osteointegrasyona gerek olmadan vidaların başarıyla kullanılacağı savunulduğu pek çok araştırma bulunmaktadır (75,88-90).

Mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetin şiddeti de mini vidanın kemik içindeki dayanıklılığını etkileyen faktörlerden birisidir. Yapılan çalışmalarda 1-4 N arasındaki kuvvetlerin mini vidalar tarafından kolayca tolere edilebildiği belirtilmektedir (88). Çeşitli diş hareketlerinde kullanılan kuvvetler genelde 2-3 N arasında değişmektedir (91). Kuroda ve ark. yaptıkları çalışmada kemik içerisine sadece 5 mm girmiş olan mini vidaların bile 2 N kuvvete direnç gösterebildiklerini belirtmiştir(85).

Mini vidalara uygulanan kuvvetlerin farklı açılardan olması ilgili kemikte meydana gelen gerilme dağılımını da değiştirmektedir. Yapılan çalışmalar vidalara uygulanan kuvvetlerin (dik yönlü kuvvetler haricinde) en yüksek gerilmeleri mini vidaların boyun bölgesinde oluşturduklarını göstermektedir (30,92-94). Bununla beraber, vidaların vidalama yönüne ters yönde tork oluşturacak kuvvetler vidaların kemikten çıkacak yönde hareket etmesine sebep olabilir. Bunun için, mini vidalara vidalama yönünde kuvvetlerin uygulanması tercih edilmektedir (76).

2.4.1.2. Mini Vida Form ve Boyut Özelliklerine Bağlı Başarı Faktörleri

Mini vidalar, kullanılacak bölge baz alınarak çeşitli boylarda ve çaplarda üretilmektedir. Yapılan bazı çalışmalar mini vida çapında yapılan değişikliklerin, mini vida boyunda yapılan değişikliklere göre vida- kemik ara yüzünde oluşan gerilmeleri daha çok etkilemektedir. Benzer çalışmalar vida çapının artırılmasının gerilmeleri anlamlı düzeyde azalttığını belirtmektedir (5,95,96).

Son zamanlarda ortodonti pratiğinde çapı 1.0 mm - 2.3 mm, uzunluğu 4 mm-21 mm arasında değişen çeşitli mini vidalar kullanılmaktadır (68,75-77).

Mini vidaların kemik içi yüzeylerinin formları da tutuculuk konusunda etkilidir. Konik formda olan mini vidaların, silindirik formda olan mini vidalara göre daha başarılı olduğu belirtilmektedir. Konik formda olan vidaların vidalama sırasında

kemikle daha sıkı bir ilişki oluşturduğu için bu sonucun ortaya çıktığı vurgulanmaktadır (97,98).

2.4.1.3. Mini Vida Pozisyonu ile İlgili Başarı Faktörleri

Mini vidalar ağız içerisinde hemen hemen bütün kemik bölgelerine yerleştirilebilir. Mini vidanın konumu çevre dokulara, özellikle diş köklerine minimal zararı verecek şekilde planlanmaktadır. Park ve ark.'nın yaptıkları çalışmada geniş açılı yerleştirilen vidaların kortikal kemik ile teması arttırabileceğini ve daha az kök hasarı ihtimali oluşturacağını belirtmişlerdir. Buna ek olarak literatürde alveolar kemiğe 30°-90° arasında farklı açılarda mini vida yerleştirilen çalışmalar mevcuttur (75).

Yapılan çalışmaların çoğunda maksiller kemik bölgelerinde mini vidaların başarısının, mandibular kemik bölgelerine göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir (77,6,99,100). Bir çalışmada mandibulanın daha iyi bir çalışma alanı olduğu görüşü belirtilmiştir (81). İnterradiküler bölgeye uygulanan mini vidalara daha sıklıkla rastlanmasına rağmen, posterior mandibulada problemlerle karşılaşılabilinmektedir (68,75,76).

Mini vidanın uygulandığı bölgedeki diş eti dokusunun sağlıklı olması vidanın dayanım süresini uzatmaktadır. Yapışık diş eti varlığı enfeksiyon riskini azaltarak başarıyı büyük oranda arttırmaktadır. Mini vidanın baş kısmının hareketli diş etinin içerisinde kalması, zamanla dokunun vidanın etrafını sararak, vidanın kullanımını zorlaştırmasına sebep olmaktadır (76,97,101).

2.5. Mini Vidalarla İlgili Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi Çalışmaları

Shen ve ark., mini vida yiv mesafesi ve diş genişliğinin, vida stabilitesi üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; 0.1 mm, 0.25 mm ve 0.40 mm diş genişliği; 0.5 mm, 1.25 mm ve 2.0 mm yiv mesafesi değerlerinin sırasıyla kombine edildiği mini vidaları; maksillanın sonlu elemanlar modeli üzerine yerleştirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, yiv mesafesinin ve dişli genişliğinin; vida ve kemik üzerindeki streslerde ve vidanın yer değiştirmesinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Diş genişliğinin vida ve kortikal kemik üzerindeki stresi daha çok etkilediğini, yiv mesafesinin ise spongioz kemikte oluşan stres üzerinde daha etkili olduğunu ortaya koymuşlardır (102).

Fattahi ve ark., dört farklı temel yiv şekli (kare, 'V' şeklinde, trapez ve tersine trapez) ve 3 farklı kuvvet doğrultusunu (0° , 45° ve 90°) kombine ederek, oluşturdukları kemik modelini sonlu elemanlar modeli şeklinde analiz etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda; yiv şeklinin oluşan stres üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını; kemiğe paralel olarak uygulanan kuvvette (90°) oluşan stresin en az olduğunu belirtmişlerdir (103).

Sivamurthy ve Sundari, 1 mm ve 1.3 mm çapında ve 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki mini vidaları kombine ederek 30° ve 60° 'lik açılarla oluşturdukları kemiğin sonlu elemanlar modeline uygulamışlardır. Çalışmaların sonucunda 1 mm çapındaki mini vidaların klinik olarak kullanımlarının güvenli olmadığını; 1.3 x 6 mm'lik mini vidaların anterior retraksiyon ve simultane intrüzyon yapılan anterior retraksiyon için uygun olduğunu; 1.3 x 8 mm'lik mini vidaların ise molar intrüzyonu için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Bütün mini vidaların, stresin azaltılması için, kemiğe 30° 'lik açılarla yerleştirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir (104).

Albogha ve ark., 16 kadın hastanın maksillasından mini vida uygulamadan önce ve uyguladıktan sonra "bilgisayarlı tomografi görüntüsünü" almışlardır. Toplamda yerleştirdikleri 28 mini vidayı, komşu dişin köküne yakınlık, yerleştirme açısı ve yerleştirilen bölgedeki kortikal kemik kalınlığı gibi çeşitli açılardan değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda komşu dişe 1 mm'den daha yakın olarak mini vida yerleştirilmesinden kaçınılması gerektiğini, apikale doğru hafif açılarak mini vidanın yerleştirilmesinin daha yüksek stabilite sağlayacağını ve 1 mm'den daha ince kortikal kemik olan bölgelerde mini vida yapılmasının riskli olabileceğini belirtmişlerdir (105).

Holberg ve ark., mandibulanın sonlu elemanlar modelinin üzerinde mini vidaları; monokortikal kısa (6 mm), monokortikal uzun (8 mm) ve bikortikal (10 mm) olarak yerleştirerek, mini vidada ve çevresindeki kemiğin ara yüzeyinde oluşan stresi incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda bikortikal olarak uygulanan mini vidanın çevresindeki kemikte stresin daha az oluştuğunu ortaya koymuşlardır (106).

Lin ve ark., mandibulanın sonlu elemanlar modeli üzerine 2 mm çapında üç farklı boyda mini vidayı (8mm, 10 mm, 12 mm), üç farklı açıda (60° , 90° , 120°) yerleştirmişlerdir. Her bir mini vida için 3 mm, 5 mm ve 7 mm 'lik kısımları dışarıda kalacak şekilde modeller oluşturulmuştur. Her mini vidaya kuron- kök doğrultusuyla üç

farklı açı yapacak şekilde eşit kuvvetler uygulanmıştır (30°, 45°, 60°). Çalışmanın sonucunda mini vidanın gömülme miktarı azaldıkça, mini vidanın etrafında oluşan stresin önemli ölçüde arttığını ortaya koymuşlardır (107).

Perillo ve ark., mandibulanın sonlu elemanlar modeli üzerine tek bir mini vidayı (1.6 mm x 8 mm); 5 farklı açıda yerleştirmiş (30°, 60°, 90°, 120°, 150°) ve mini vidaların üzerine iki farklı (30°, 0°) doğrultuda kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda 90° açı ile yerleştirilen mini vidaları, diğer tüm açılardan daha düşük kortikal ve spongios kemik stresine yol açtığını bildirmişlerdir (108).

Lee ve ark., maksilla ve mandibulanın posterior bölgesinin sonlu elemanlar modeli üzerinde tek bir mini vidayı (7 mm x 2.2 mm); iki farklı açıyla (45°, 90°) yerleştirmişlerdir. Mini vidaların konumları birinci molar- ikinci premolar arası ve ikinci molar - birinci molar arası şeklinde belirlenmiştir. Çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde 25 kg'lık kuvveti üç diş üzerinde belirlenen 10 farklı noktaya eşit olarak ve dişin uzun eksenine üç farklı açıyla (0°, 5°, 10°) gelecek şekilde uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda özellikle mandibular düzlem açısı artmış hastalarda, mini vidaların kortikal kemiğe açılarak yerleştirilmesinin ve daha anteriorda konumlandırmanın mini vidanın stabilitesi üzerinde olumlu etkisi olacağını öne sürmüşlerdir (109).

Meher ve ark. 1.5 mm ve 2 mm kortikal kemik kalınlığı modellenmiş olan kemiklerin sonlu elemanlar modeli üzerine tek bir mini vidayı (10 mm x 1.5 mm); kortikal kemiğe dik olacak şekilde yerleştirmişlerdir. İki farklı kuvveti (2N ve 3N) dört farklı doğrultuda (70°, 90°, 110°, 130°) uygulayarak, oluşan stresi değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda uygulanan kuvvetin açısı ve kortikal kemik kalınlığı arttıkça; stresin ve maksimum defleksiyon değerinin azaldığını bildirmişlerdir (110).

Motoyoshi ve ark., tek bir mini vidayı (8 mm x 1.6 mm); 30° apikale açılarak mandibulaya yerleştirildiği ve PDL ile olan mesafenin değişkenlik gösterdiği dört farklı sonlu eleman modeli oluşturmuşlardır. İmplantın yakın olarak yerleştirildiği mandibular birinci molar dişinin oklüzal yüzeyine dik olarak 300 N kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda mini vidanın PDL'ye yaklaştıkça etrafında oluşan stresin arttığını ortaya koymuşlardır (111).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada mandibulada farklı açılarda ve komşu dişe farklı mesafelerde uygulanan mini vidalarda ve çevresindeki kemik yüzeylerinde oluşan stres değerleri ve dağılımları incelenmiş ve mukayese edilmiştir.

Analiz yöntemi üç boyutlu sonlu elemanlar analizi olarak belirlenmiştir. Alt çene ve yirmi yaş dişleri hariç tüm dişler üç boyutlu olarak modellenmiş ve nonlinear sonlu elemanlar analizi ile simülasyonlar yapılmıştır.

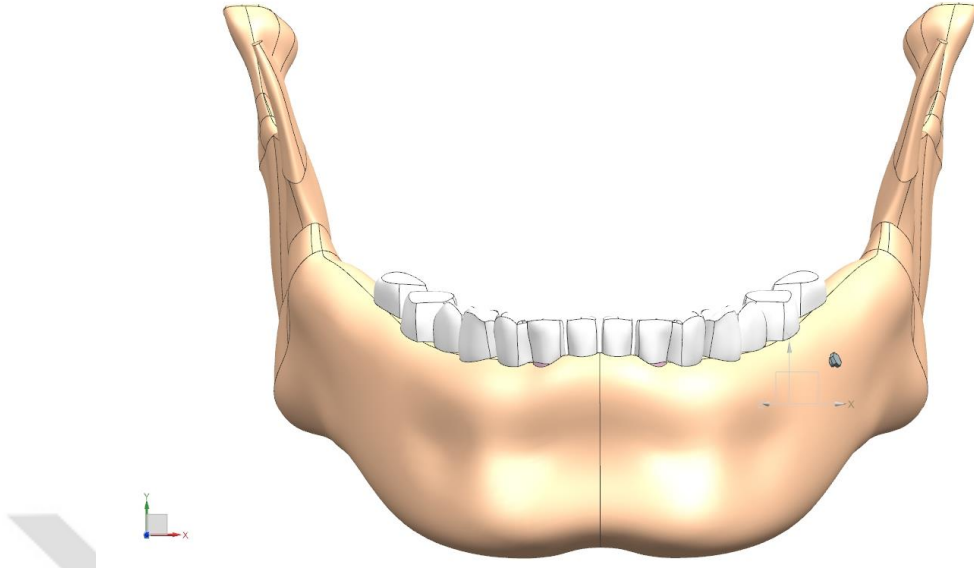
3.1. Modelleme İçin Kullanılan Gereçler

Anatomi çalışma modeli olarak kullanılan, plastik insan kafatası kemik modellerinin üç boyutlu optik yüzey tarayıcıları ile taranması sonucu elde edilen bütün kafatası modelinin mandibula kısmı çalışmamız için kullanılmıştır.

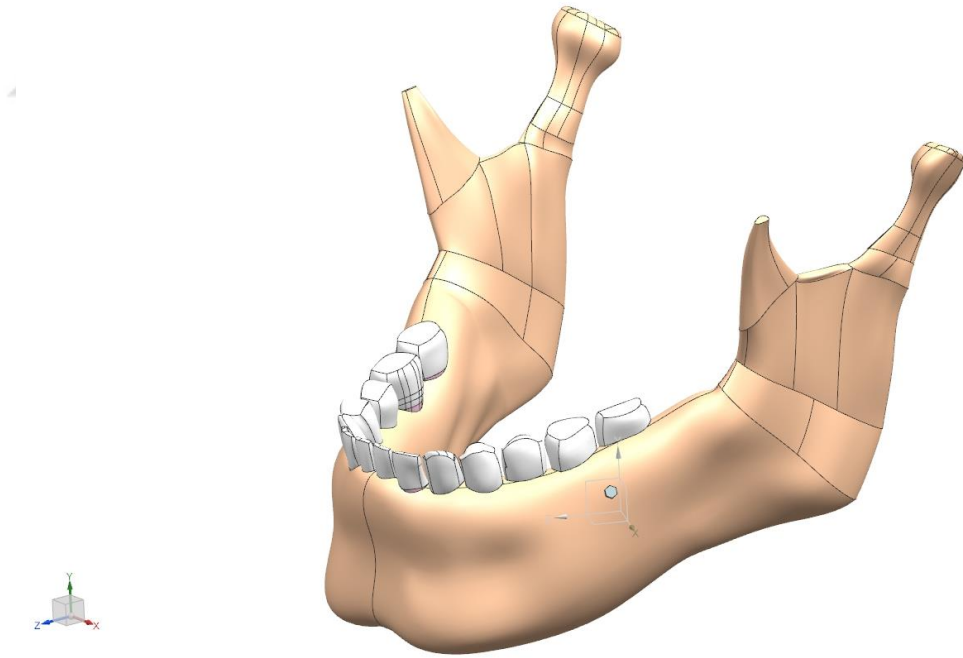
Sobotta Anatomi Atlası (112) kullanılarak dişlerin anatomik modellemesi yapılmıştır. Üç boyutlu model üzerindeki tüm modifikasyonların gerçekleştirilmesi için NX (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles, CA, USA) yazılım programı kullanılmıştır. NX NASTRAN (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles, CA, USA) yazılımı sonlu elemanlar analizi programı olarak kullanılmıştır.

3.2. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Sistemin, ilk önce bilgisayar ortamında 3B modelleri oluşturulmuştur. Tersine mühendislik yöntemi ile gerçek parçalar bilgisayar ortamına taratılarak aktarılmıştır. Daha sonra bilgisayar ortamına aktarılan parçalar 3 boyutlu olarak katı modellere dönüştürülerek boyutlandırılıp montajlanmıştır. CAD modelleri ayrıntılı olarak Şekil 3-1'de ve Şekil 3-2'de gösterilmiştir.



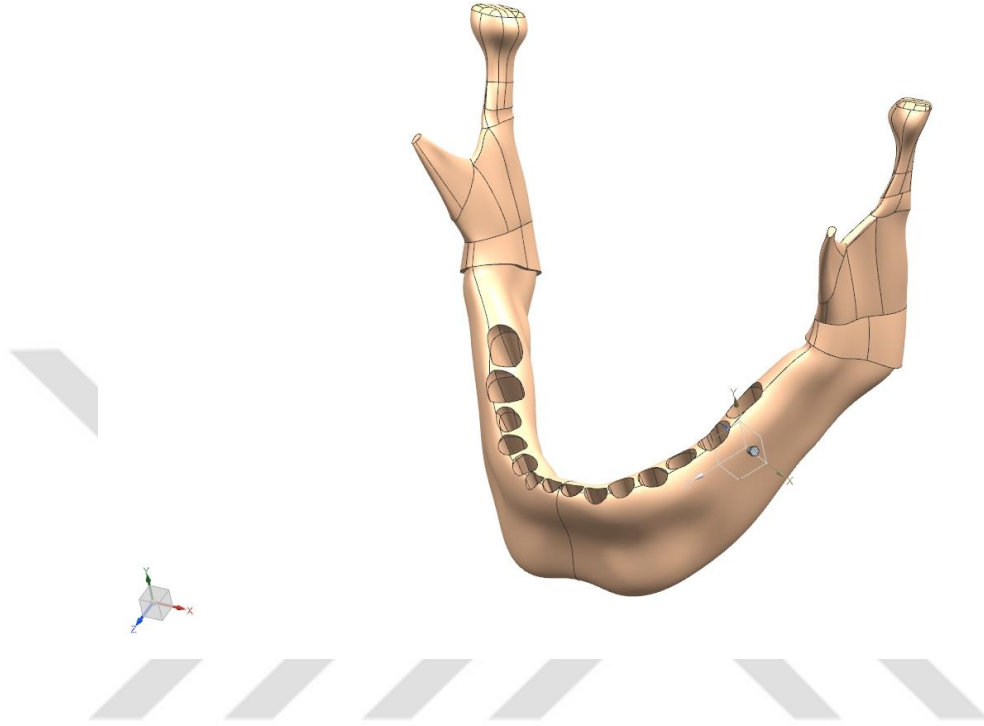
Şekil 3-1: Mandibulanın 3 boyutlu görünümü



Şekil 3-2: Mandibulanın 3 boyutlu görünümü

3.2.1. Alt Çene kemiğinin Modellenmesi

Alt çenede, 1 mm kortikal kemik kalınlığı olacak şekilde modelleme yapılmıştır (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Mandibula grubunun 3 boyutlu görünümü

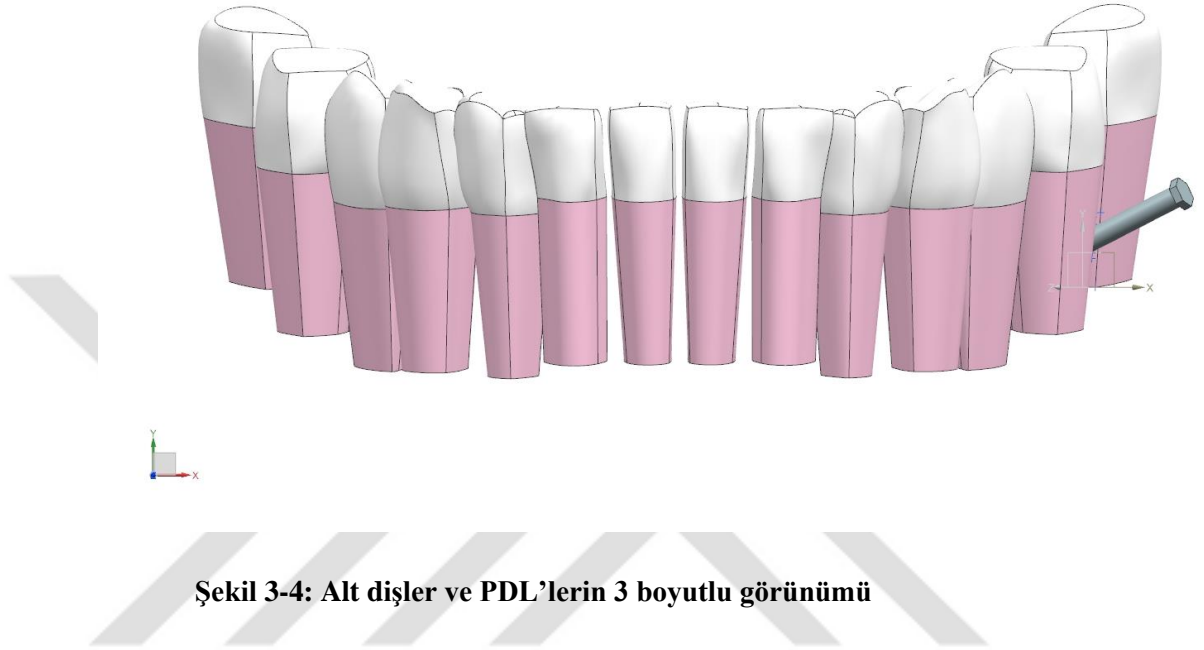
3.2.2. Dişlerin Modellenmesi

Dişler Sobotta Anatomi Atlası (112) kullanılarak modellenmiştir. Alt sağ ve sol üçüncü büyük azı dişleri modellenmemiştir (Şekil 3-4). Dişler modellenirken; dentin, mine, sement gibi tabakalar ayrı ayrı oluşturulmamış, homojen bir yapı kullanılmıştır. Anatomik olarak modellenen dişlerin kuron ve kök yapıları sadeleştirilmiştir.

3.2.3. Periodontal Ligamanların Modellenmesi

Dişlerin kök yüzeylerinin etrafında 0.25 mm periodontal ligaman oluşturulması planlanmıştır. NX NASTRAN 2005 (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles,

CA, USA) programında manuel olarak oluşturulan periodontal ligaman, her bölgede homojen olarak eşit kalınlıkta tutulmuştur (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Alt dişler ve PDL'lerin 3 boyutlu görünümü

3.2.4. Mini Vidaların Modellenmesi

Mini vida olarak "AbsoAnchor" (Dentos Inc., Daegu, Korea) mini vidaları seçilmiştir. İmplantlar 1.6 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda modellenmiştir.

Çalışmada kullanılan yapılar modellendikten sonra, model setleri biraraya getirilmiştir.

3.2.5. Model Setlerinin Oluşturulması

Araştırmamız için mini vidaların kemiğe 3 farklı konumda ve her konumda iki farklı açıda yerleştirildiği toplam 6 adet model oluşturulmuştur.

3.2.5.1. Birinci modelin oluşturulması

Kullanılacak olan birinci modelde, mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 0.2 mm mesafede (PDL'nin içinde yer alacak şekilde) ve alveol kretten

apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.2.5.2. İkinci modelin oluşturulması

Kullanılacak olan ikinci modelde, mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 0.2 mm mesafede (PDL'nin içinde yer alacak şekilde) ve alveol kretten apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.2.5.3. Üçüncü modelin oluşturulması

Kullanılacak olan üçüncü modelde, mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 0.75 mm mesafede (PDL'ye 0.5 mm mesafede) ve alveol kretten apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.2.5.4. Dördüncü modelin oluşturulması

Kullanılacak olan dördüncü modelde, mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 0.75 mm mesafede (PDL'ye 0.5 mm mesafede) ve alveol kretten apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.2.5.5. Beşinci modelin oluşturulması

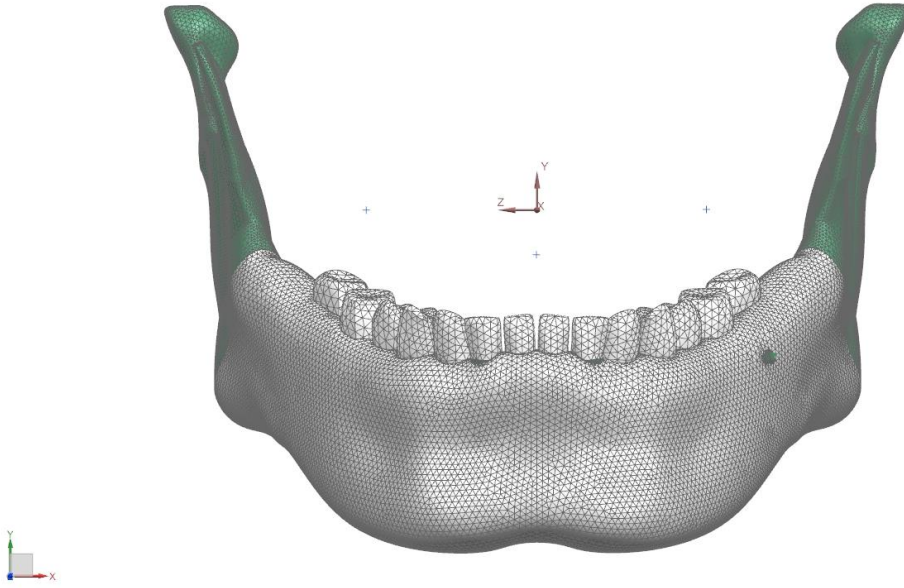
Kullanılacak olan beşinci modelde mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 1.25 mm mesafede (PDL'ye 1 mm mesafede) ve alveol kretten apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.2.5.6. Altıncı modelin oluşturulması

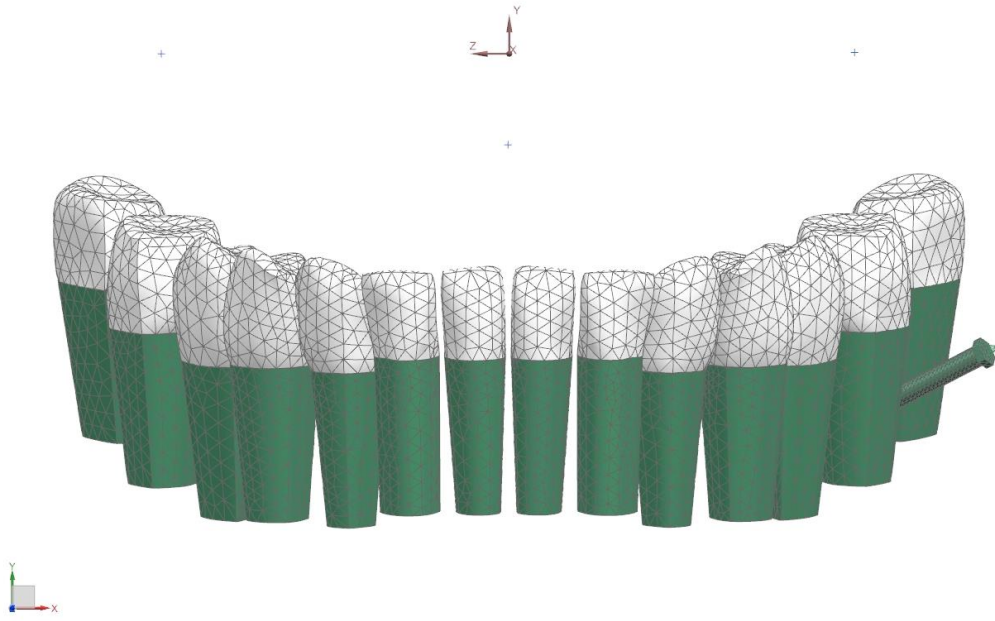
Kullanılacak olan altıncı modelde, mini vida mandibular sol alt birinci molar dişe distal yönde 1 mm mesafede ve alveol kretten apikal yönde 5 mm mesafede olacak şekilde alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

3.3. Matematik Modellerin Oluşturulması (Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi)

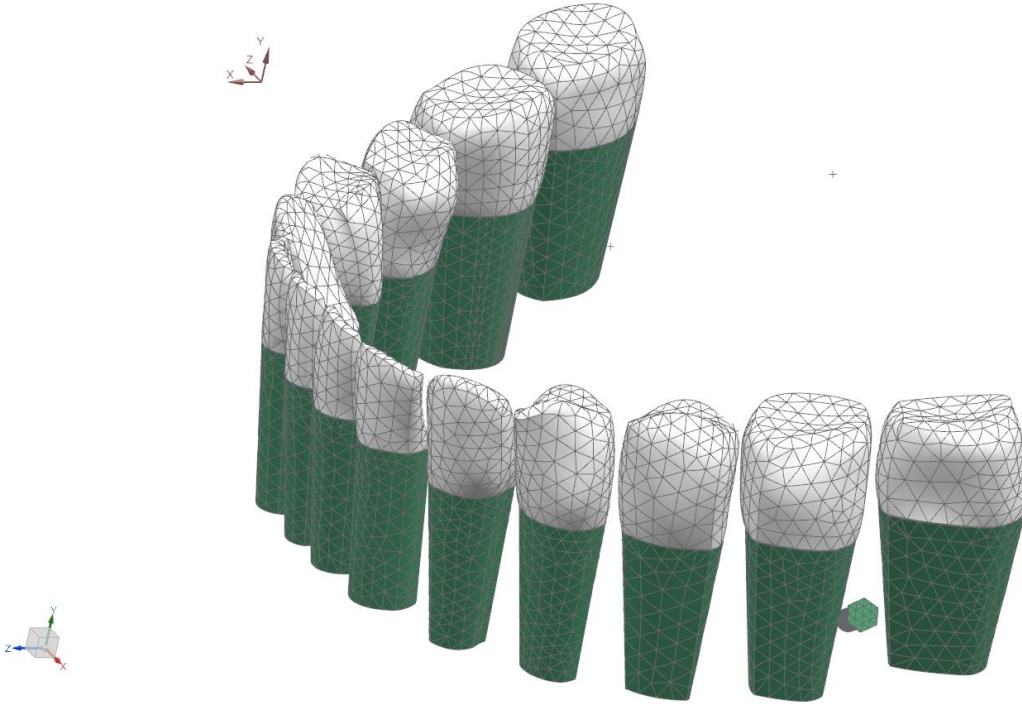
Üç boyutlu model setleri, sonlu elemanlar modelinin oluşturulacağı ve çözücü için girdi (input) dosyasının oluşturulacağı NX NASTRAN 2005 (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles, CA, USA) yazılımına transfer edilmiştir. Bu parçaların üç boyutlu FEM görüntüsü Şekil 3-5'den Şekil 3-8'e kadar gösterilmektedir.



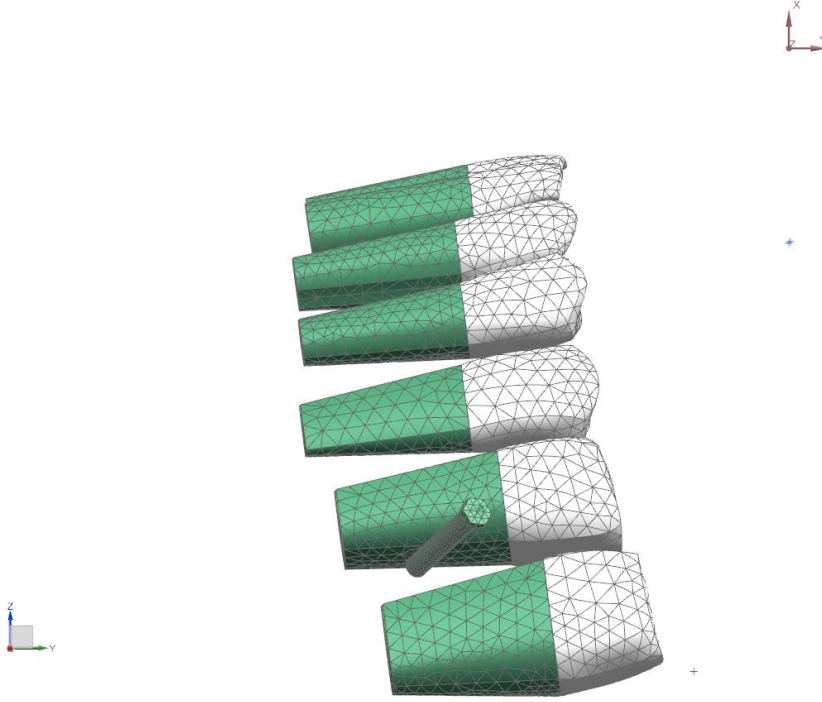
Şekil 3-5: Alt çene grubu sonlu elemanlar modeli



Şekil 3-6: Alt dişler ve PDL' lerin sonlu elemanlar model,

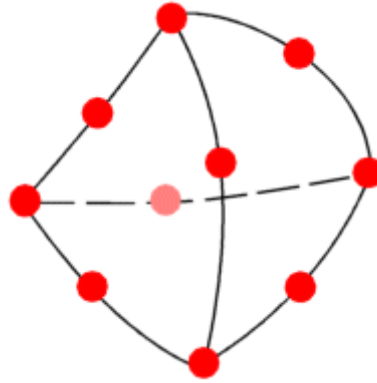


Şekil 3-7: Alt Çene sonlu elemanlar modeli



Şekil 3-8: Alt çene ve mini vida sonlu elemanlar modeli

Sonlu elemanlar modeli, Şekil 3-9'da görülen 10 düğüm noktalı “tet10” elemanlardan oluşturulmuştur.



Şekil 3-9: Tet10 eleman yapısı

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri daha da artmakta ve bilgisayar kaynakları yeterli olmadığından çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca belirli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük mertebede kalmaktadır

Çalışmamızda sonlu elemanlar modeli oluşturulurken; en yüksek 4.0 mm, en düşük 0.5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır (113). Kritik olan bölgelerde diğer bölgelere göre daha fazla sayıda eleman ve düğüm noktası kullanılmıştır.

Parçaların birbirine bağlantısında "glue" bağlantı yöntemi seçilmiştir. "Glue" bağlantı modelinde birbirine temas halindeki düğüm noktaları lineer bir bağlantı kurarak yük aktarımını gerçekleştirmektedir.

Her bir parçanın sonlu elemanlar modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları Tablo 3-1'den Tablo 3-6'ya kadar verilmektedir.

| 0.2 mm 60° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268248 | 414731 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 75138 | 151753 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| Alt PDL'ler | 82328 | 125031 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 441167 | 720772 |

Tablo 3-1: Birinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

| 0.2 mm 90° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268943 | 415818 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 75274 | 152059 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| PDL'ler | 82374 | 125105 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 442044 | 722239 |

Tablo 3-2: İkinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

| 0.5 mm 60° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268268 | 414664 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 75292 | 152028 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| PDL'ler | 82225 | 124876 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 441238 | 720825 |

Tablo 3-3: Üçüncü modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

| 0.5mm 90° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268285 | 414661 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 75300 | 152082 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| PDL'ler | 82225 | 124876 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 441263 | 720876 |

Tablo 3-4: Dördüncü modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

| 1 mm 60° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268573 | 415048 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 74962 | 151427 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| PDL'ler | 82225 | 124876 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 441213 | 720608 |

Tablo 3-5: Beşinci modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

| 1 mm 90° Modeli | Eleman Sayısı | Düğüm Noktası Sayısı |
|-------------------------|---------------|----------------------|
| Alt Çene Spongioz Kemik | 268519 | 414970 |
| Alt Çene Kortikal Kemik | 75152 | 151778 |
| Alt Dişler | 15373 | 29064 |
| PDL'ler | 82225 | 124876 |
| Mini Vida | 80 | 193 |
| TOPLAM | 441349 | 720881 |

Tablo 3-6: Altıncı modelin eleman ve düğüm noktaları sayısı

3.4. Malzeme Özelliklerinin Programa Tanıtılması

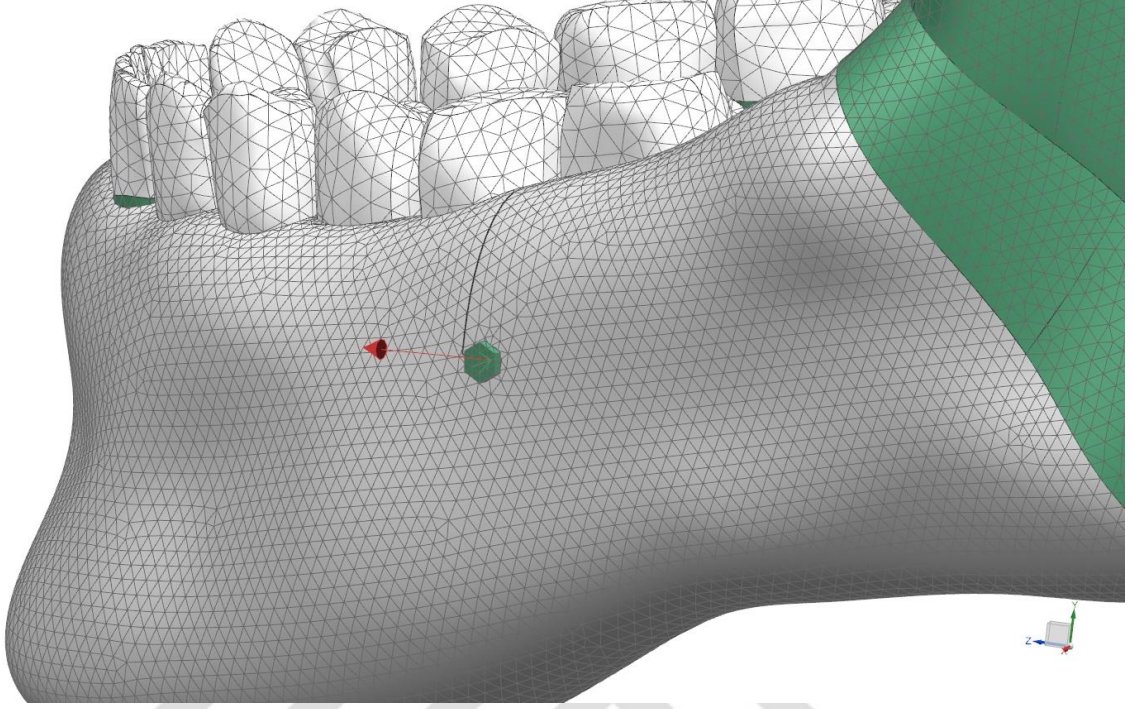
Sonlu elemanlar modelinde oluşturulan yapıların malzeme özellikleri Tablo 3-7'de gösterilmektedir. Malzeme değerleri belirlenirken önceki çalışmalar temel alınmıştır (114,12).

| | Elastisite Modülü (MPa) | Poisson Oranı (ν) |
|----------------|-------------------------|-------------------------|
| Kortikal Kemik | 13700 | 0,3 |
| Dişler | 20290 | 0,3 |
| PDL'ler | 7 | 0,49 |
| Mini Vida | 105000 | 0,33 |
| Spongioz Kemik | 7900 | 0,3 |

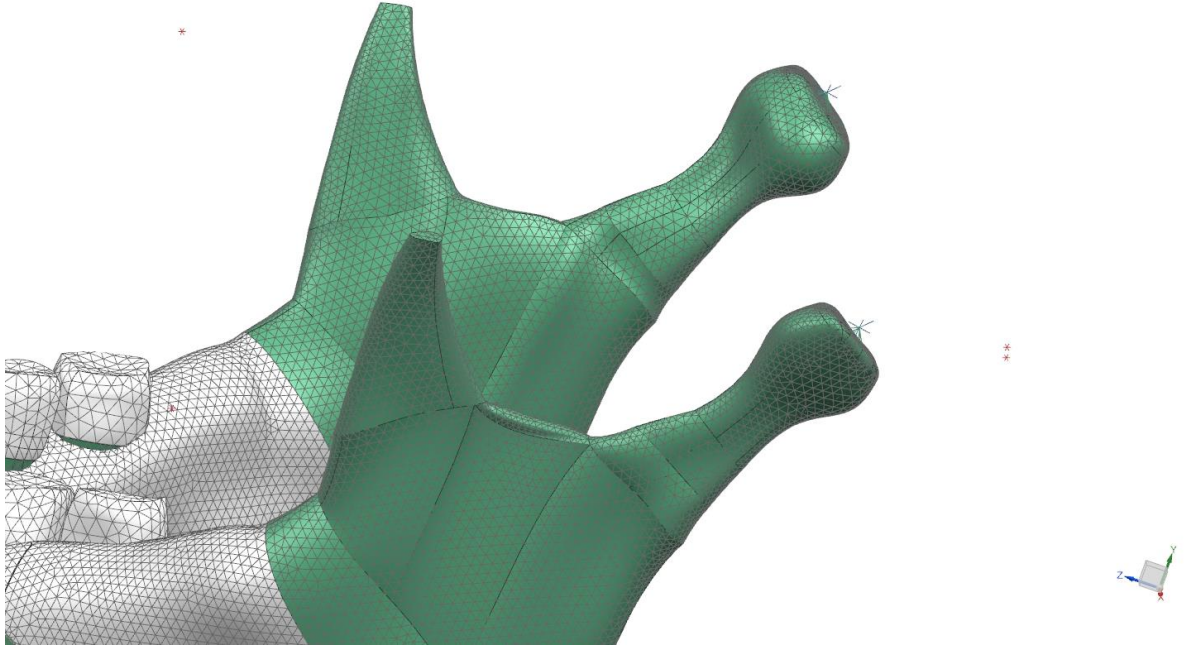
Tablo 3-7: Modeldeki parçaların lineer malzemelerinin mekanik özellikleri

3.5. Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Kuvvetlerin Uygulanması

Çalışmada; aynı model üzerinde 3 farklı vida pozisyonu ve 2 farklı vida açısıyla toplam 6 farklı analiz yapılmıştır. Sınır koşulları Şekil 3-10 ve Şekil 3-11'de gösterilmiştir. İmplantı 2 N' luk bir kuvvet uygulanmıştır. Modeldeki parçalar birbirlerine temas eden yüzeylerinden “glue” özelliği ile bağlanmışlardır.



Şekil 3-10: Sınır koşulları ve yükleme



Şekil 3-11: Sınır koşulları ve yükleme

Çalışmada kullanılan modeller aşağıdaki gibidir:

1.Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 0.2 mm uzaklıkta olacak ve bir kısmı PDL'nin içinde kalacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

2.Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 0.2 mm uzaklıkta olacak ve bir kısmı PDL'nin içinde kalacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

3. Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 0.75 mm (PDL'den 0.5 mm) uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

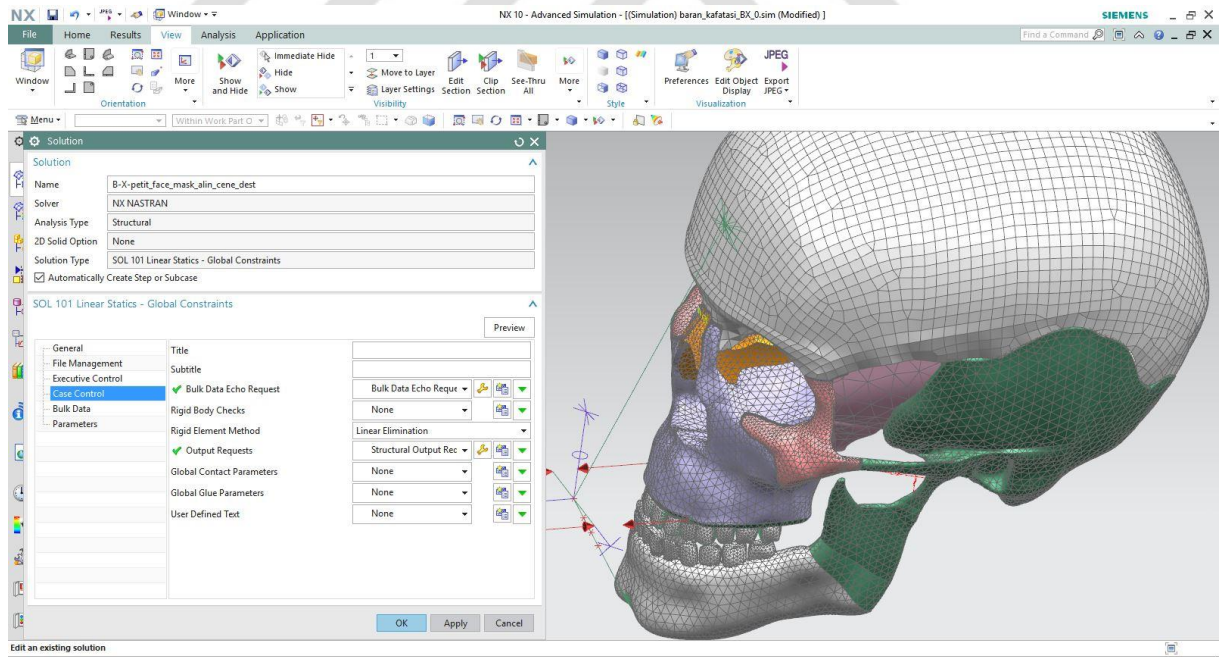
4. Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 0.75 mm (PDL'den 0.5 mm) uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

5. Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 1.25 mm (PDL'den 1 mm) uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

6. Model: Mini vida mandibular sol alt birinci molar dişin distaline gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Mini vida molar dişin distal kök yüzeyinden 1.25 mm (PDL' den 1 mm) uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmıştır. Mini vidanın alveol kret tepesinden uzaklığı 5 mm olarak hazırlanmış ve vida alveol kemiğine 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidaya, vida başından alveol krete paralel olacak şekilde mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

3.6. Sonlu Elemanlar Problemlerinin zm

Çalışmamızda Rochester niversitesi tarafından 1960' lı yılların sonlarında üretilen NASTRAN (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles, CA, USA) yazılımı kullanılmıştır. Yazılım NASA ve Amerikan Havacılık endüstrisinin problem çözümlerinde kullanılmak amacıyla üretilmiştir. şekil 3-12' de NX NASTRAN yazılımının arayüz görüntüleri verilmiştir.



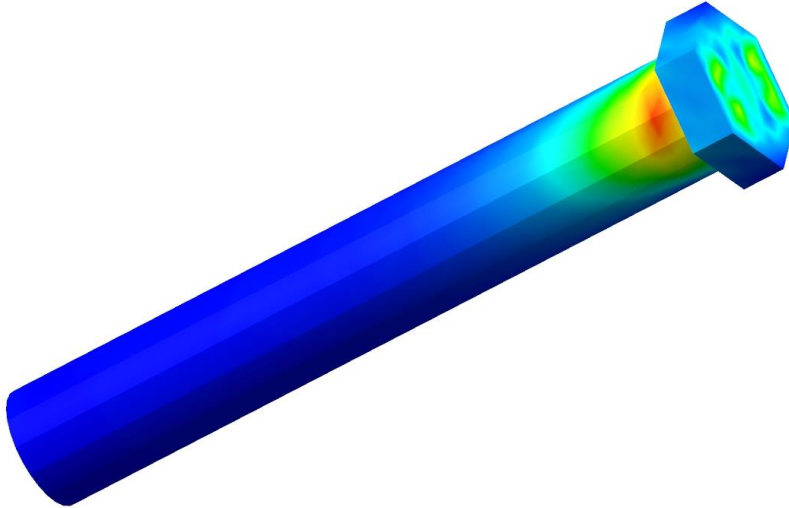
şekil 3-12: NX Advanced Simulation ekran görüntüsü ve çözücü ayarları

3.7. Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

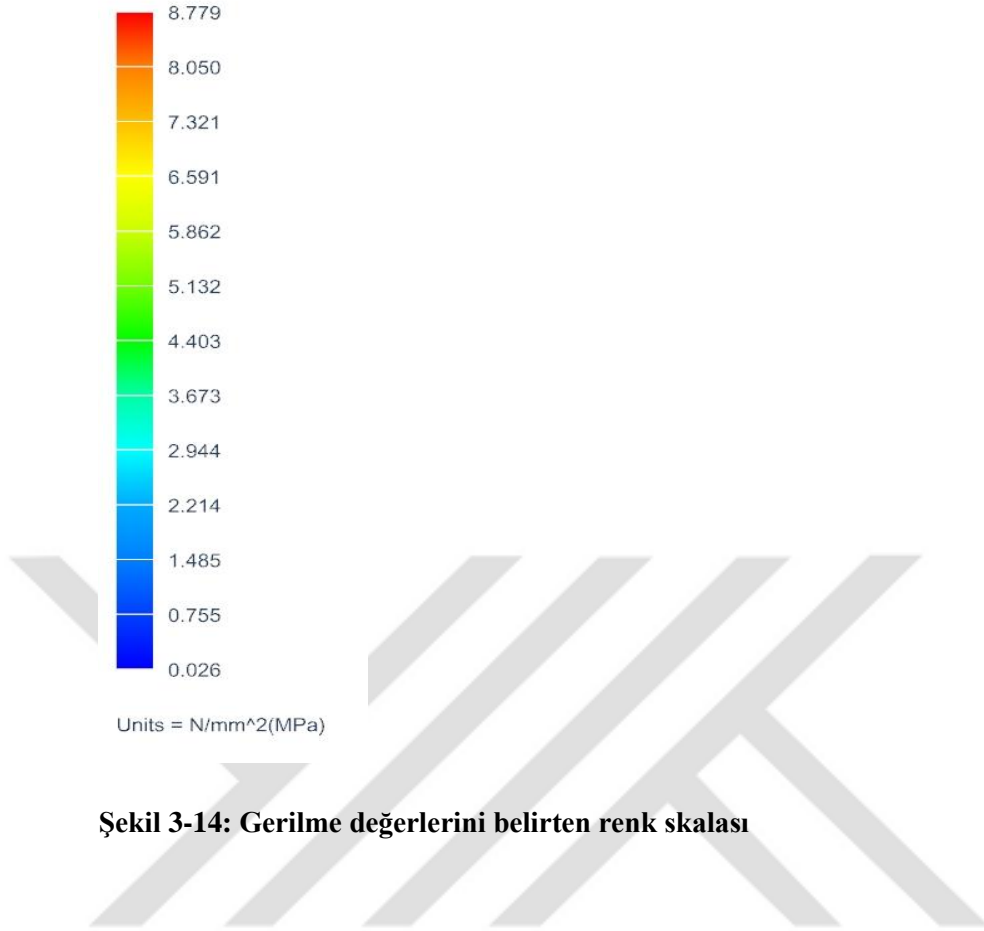
Sonlu elemanlar modellerine uygulanan farklı kuvvetler analizlerle değerlendirilerek farklı değişkenlerle ilgili veriler elde edilir. Oluşan veriler, asal gerilmeler, Von Mises gerilmeleri ve yer değiştirme gerilmeleri değerleridir.

Analiz sonucunda kuvvetlerin meydana getirdiği gerilmeler; tablolar, renk skalasıyla değerlendirilecek görüntüler ve animasyonlar olarak kayıt altına alınır. Gerilme sonuçları "MPa" cinsinden ifade edilir.

Gerilme değerlerinin sonuçları, renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedilmiştir (Şekil 3- 13). Renkler değer aralıklarına karşılık gelmektedir. Her değer aralığının renk kodu ise karşısında gösterilmektedir (Şekil 3- 14). Gerilme değeri koyu mavi renkte minimum, kırmızı renkte maksimum değerlerdedir.



Şekil 3-13: Gerilme dağılımlarını gösteren görüntü



4. BULGULAR

Sonlu elemanlar modellerine uygulanan farklı kuvvetler analizlerle değerlendirilerek farklı değişkenlerle ilgili veriler elde edilir. NX NASTRAN 2005 (MacNeal-Schwendler Corporation, Los Angeles, CA, USA) ile çözüm sonucunda çıktı dosyaları kullanılarak şekil değişimi ve gerilmeler görselleştirilmiştir.

Çalışmamızda şekil değişimi μm cinsinden, Von Mises gerilmeleri ise MPa ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$) cinsinden tanımlanmıştır.

Şekillerde; şekil değişimi dağılımı ve Von Mises gerilme dağılımı renklendirme yöntemiyle gösterilmiştir. Bu yöntemde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Bu değer aralığı da şekillerin sol tarafındaki skala ile görselleştirilmiştir.

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

Birinci modelde, dişten 0.2 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 60° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde mini vidanın bir kısmı PDL'nin sınırları içerisinde yer almaktadır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değiştirme değerleri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 1, Şekil 4- 2, Şekil 4- 3, Şekil 4- 4, Şekil 4- 5, Şekil 4- 6, Şekil 4- 7).

4.1.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

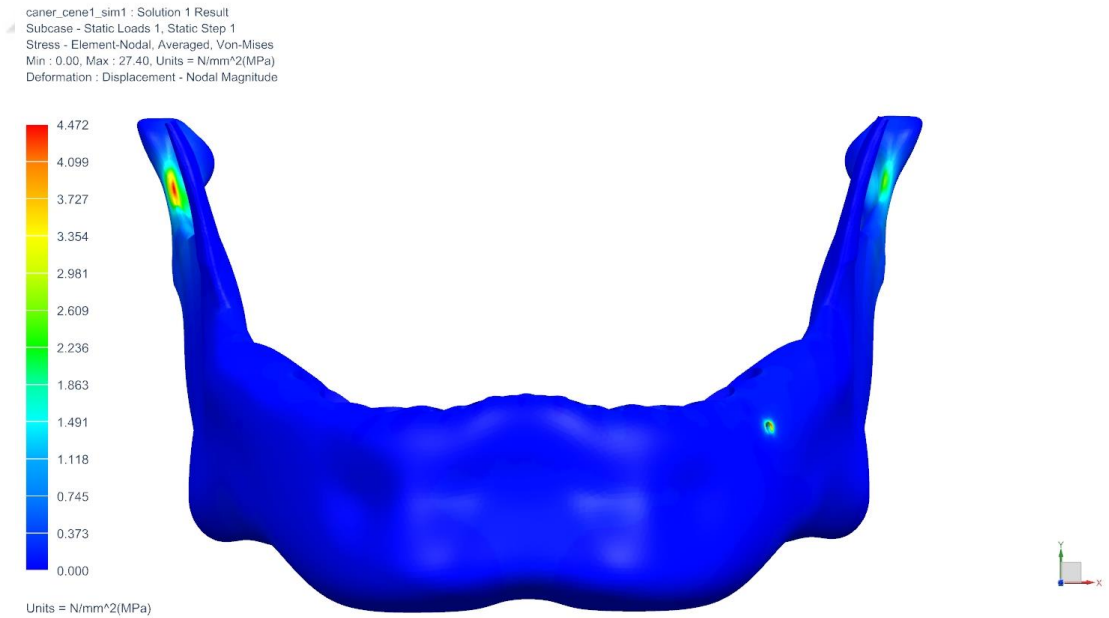
Sonlu elemanlar yöntemiyle oluşturulan birinci modelde (Şekil 4- 1, Şekil 4- 2, Şekil 4- 3, Şekil 4- 4, Şekil 4- 5, Şekil 4- 6), mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongioz kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değerleri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 4.47 MPa olmuştur. Yüksek gerilme değerleri daha çok vida yuvasının mezial ve distal taraflarında ve kortikal kemiğin dış yüzeyine yakın bölgelerde görülmüştür. Gerilme alanları incelendiğinde; mini vidanın mezial ve distalinde maksimum asal gerilmelerin olduğu gözlemlenmektedir (Şekil 4- 3). Oluşan bu asal gerilmelere incelendiğinde;

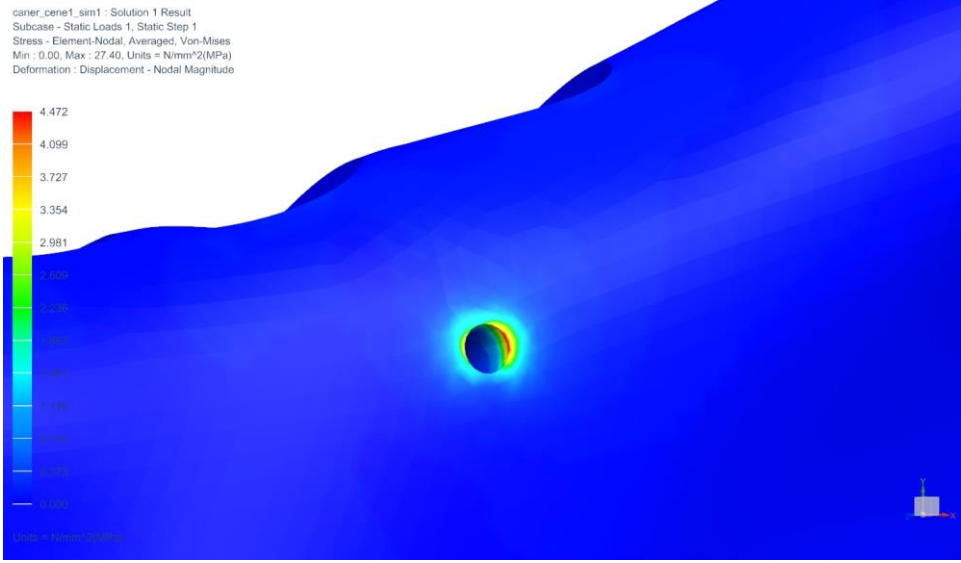
vidanın mezialinde daha çok basma gerilmelerinin, distalinde ise daha çok çekme gerilmelerinin ortaya çıktığı görülmektedir. Asal gerilmeler kuvvetin uygulandığı yönde basma gerilmeleri, ters tarafta ise çekme gerilmeleri şeklinde ortaya çıkmaktadır. Modellerin tamamında mini vidanın mezialinde basma, distalinde ise çekme gerilmeleri görülmektedir.

Spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 0.49 MPa olarak ölçülmüştür. Spongioz kemik üzerinde de, kortikal kemik ile benzer şekilde gerilmeler daha çok mini vida yuvasının mezial ve distal komşuluklarında ve spongioz kemiğin kortikal kemiğe yakın yüzeyinde görülmüştür.

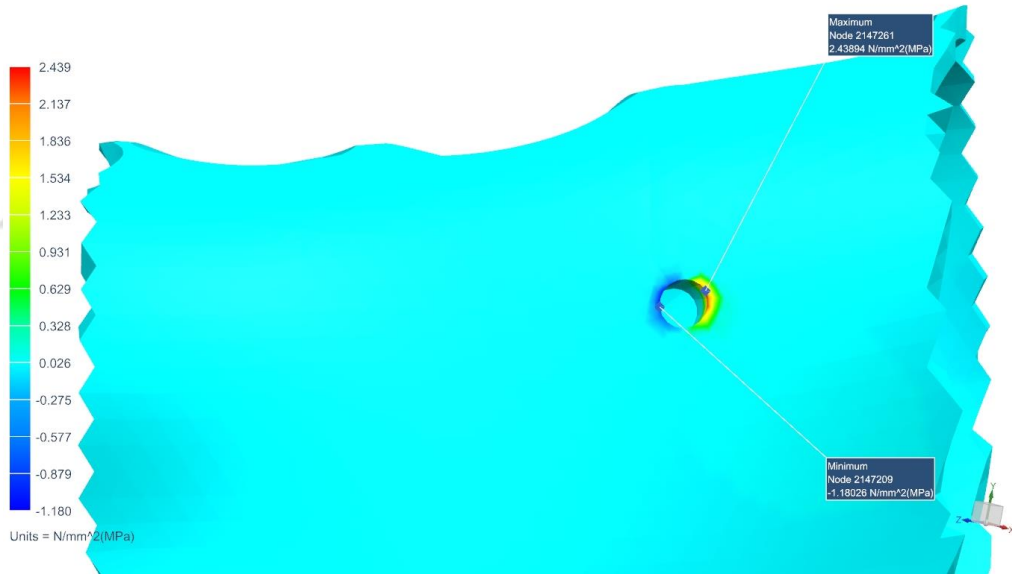
Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 8.45 MPa olarak tespit edilmiştir. Mini vida üzerinden kuvvetin uygulandığı yöne doğru (vidanın mezial kısmında) gerilmeler daha yoğundur. Mezial kısmın ise boyun bölgesinde daha yüksek gerilme değerleri gözlenmiştir.



Şekil 4-1: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

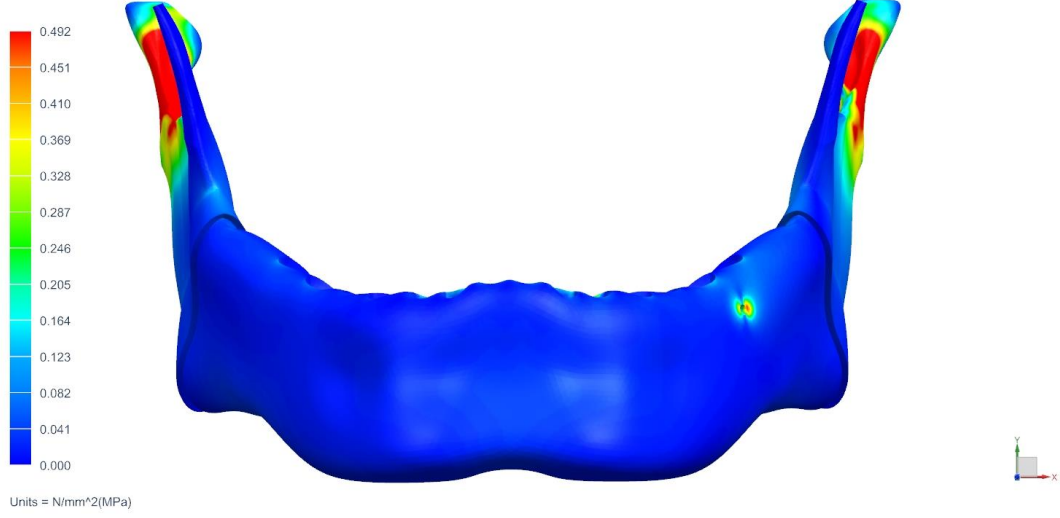


Şekil 4-2: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)



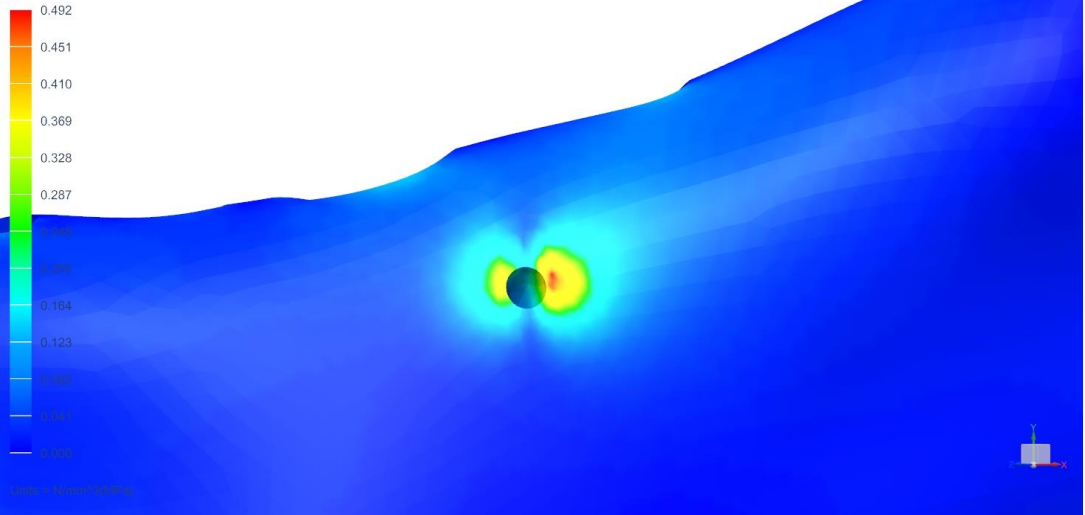
Şekil 4-3: Kortikal kemikteki asal gerilmeler

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 27.40, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

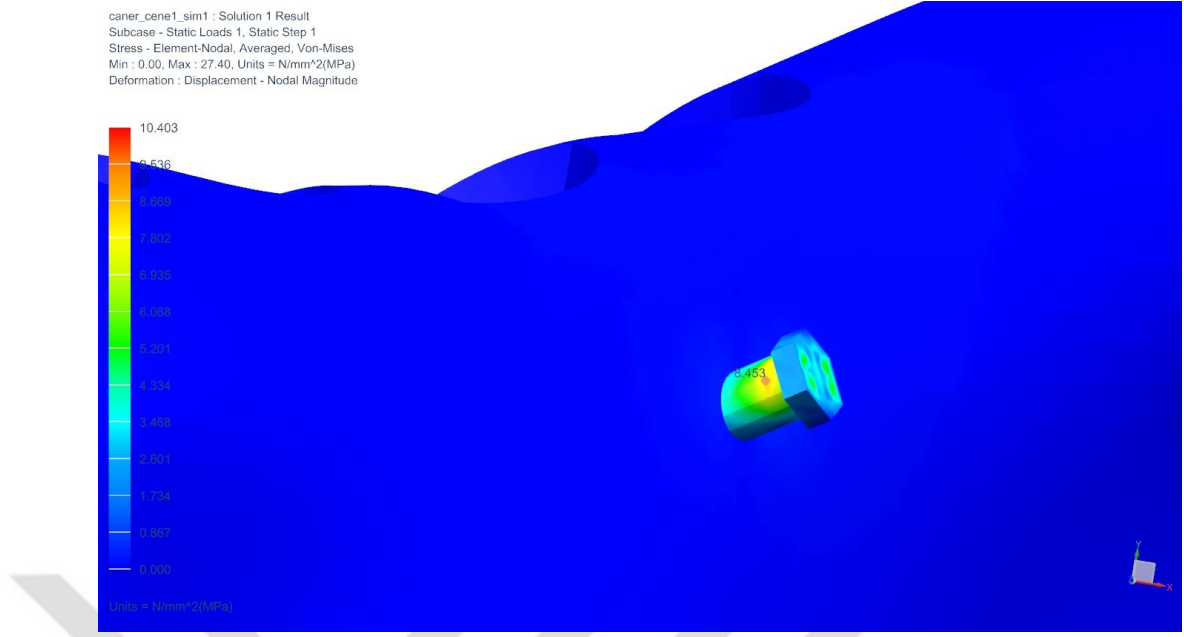


Şekil 4-4: Spongiöz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

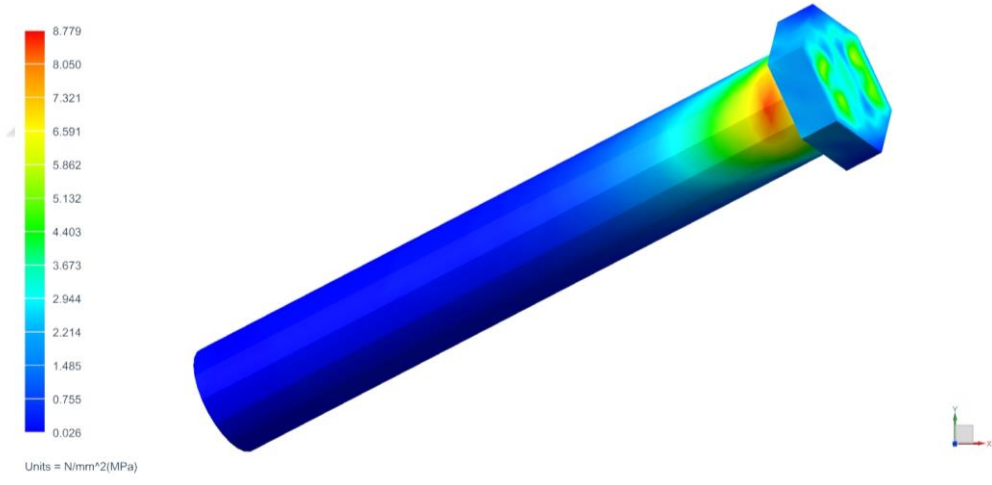
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 27.40, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-5: Spongiöz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)



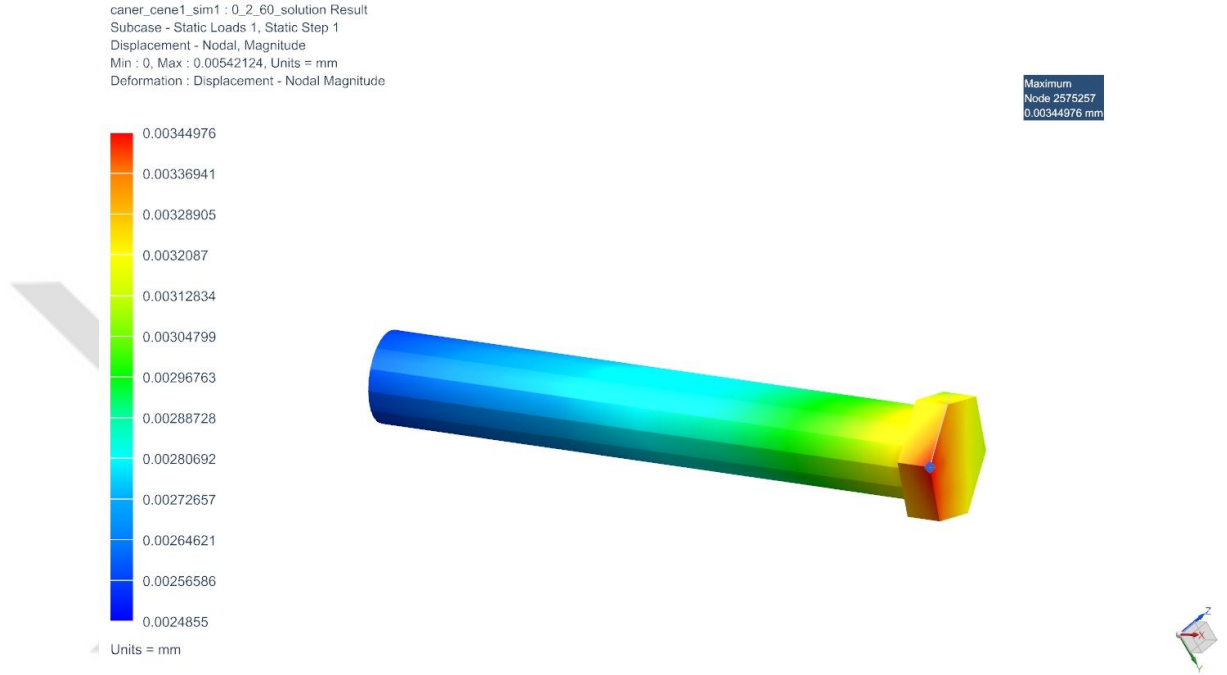
Şekil 4-6: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)



Şekil 4-7: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

4.1.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

Sonlu elemanlar yöntemiyle oluşturulan birinci modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanmasıyla, mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4- 2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise 3.45 μm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki yer değiştirmeler kuvvetin uygulandığı yöne doğru ve kuvvetin uygulanma noktasına yakın bölgelerde daha fazla görülmektedir (Şekil 4- 8).



Şekil 4-8: Mini vida bileşke yer değıştirmeleri

4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

İkinci modelde, dişten 0.2 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 90° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde de mini vidanın bir kısmı PDL'nin sınırları içerisinde yer almaktadır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değiştirme değerleri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 9, Şekil 4- 10, Şekil 4-11, Şekil 4- 12, Şekil 4- 13, Şekil 4- 14, Şekil 4- 15).

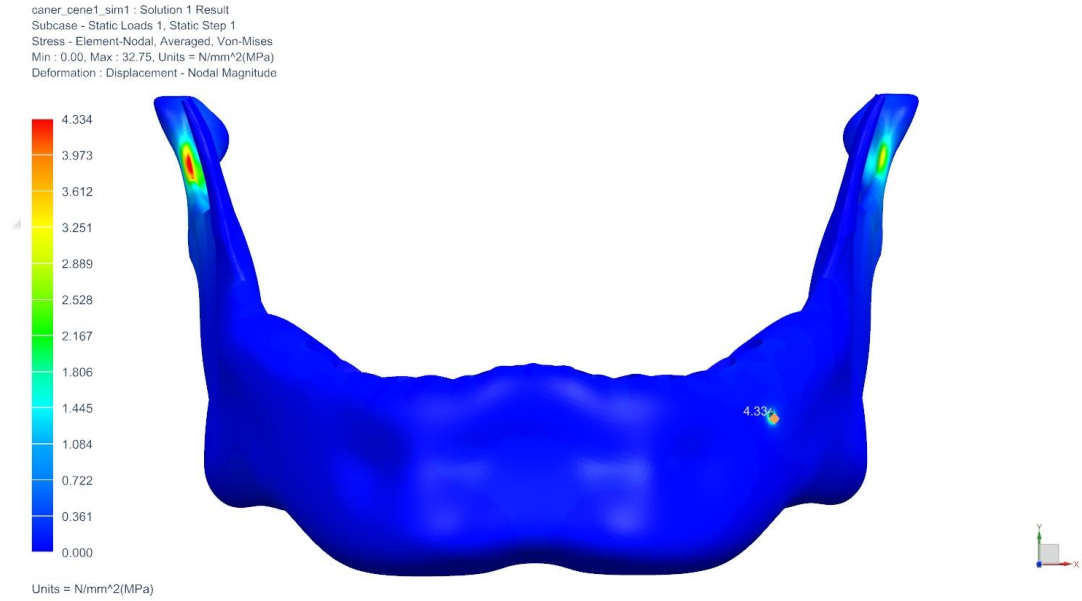
4.2.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sonlu elemanlar yöntemiyle oluşturulan ikinci modelde (Şekil 4- 9, Şekil 4- 10, Şekil 4-11, Şekil 4- 12, Şekil 4- 13, Şekil 4- 14), mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongios kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değerleri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 4.33 MPa olmuştur. Yüksek gerilme değerleri daha çok vida yuvasının distal tarafında ve kortikal kemiğin dış yüzeyine yakın bölgelerde görülmüştür.

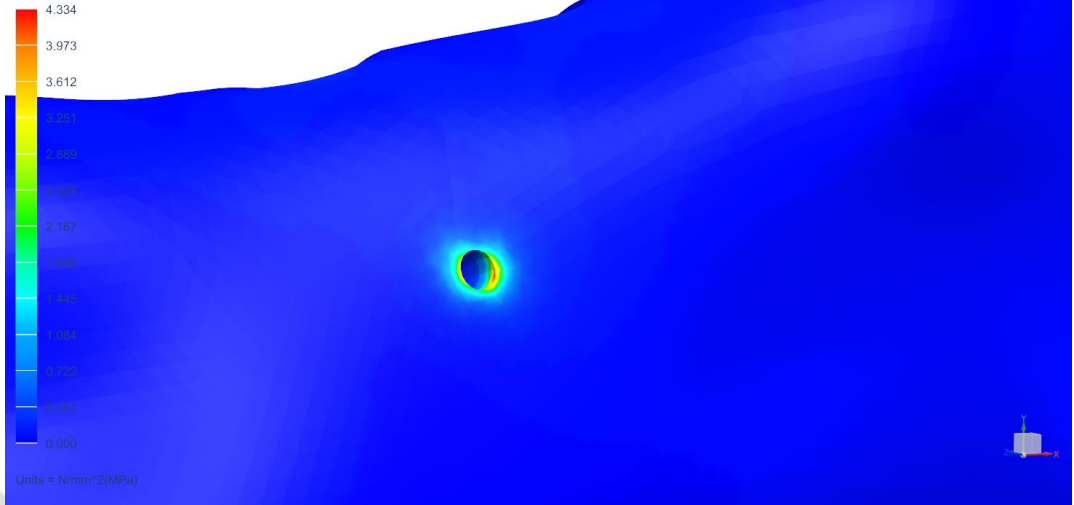
Spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 0.51 MPa olarak ölçülmüştür. Spongioz kemik üzerinde de, kortikal kemik ile benzer şekilde gerilmeler daha çok mini vida yuvasının mezial ve distal komşuluklarında ve spongioz kemiğin kortikal kemiğe yakın yüzeyinde görülmektedir. Spongioz kemiğin mini vidanın distal kısmına komşu bölgesinde maksimum stres değeri görülmektedir.

Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 8.40 MPa olarak tespit edilmiştir. Mini vida üzerinde, vidanın mezial kısmında, gerilimler daha yoğundur. Mezial kısımda ise boyun bölgesinde daha yüksek gerilme değerleri gözlenmiştir.



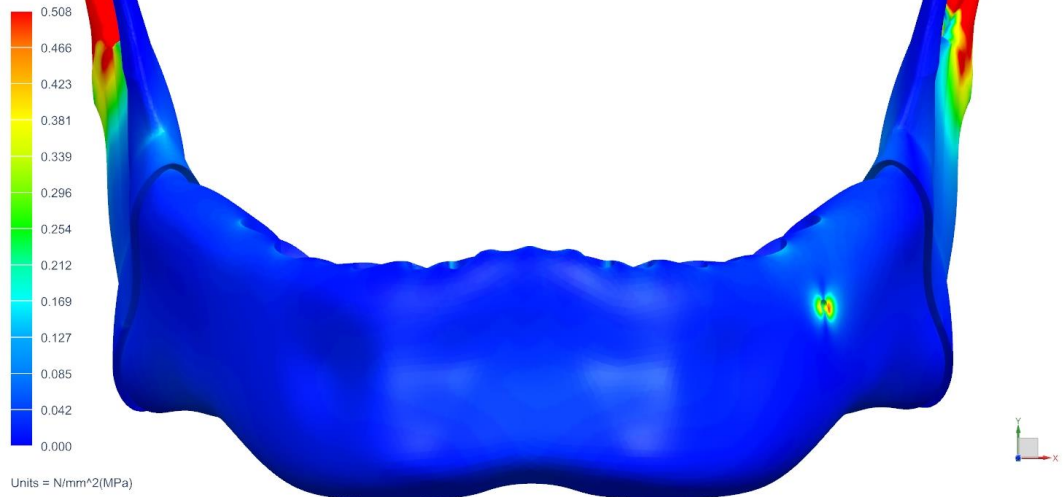
Şekil 4-9: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 - Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.75, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation - Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-10: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 - Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 0.508, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation - Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-11: Spongios kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

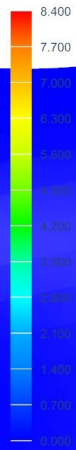
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.75, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm²(MPa)

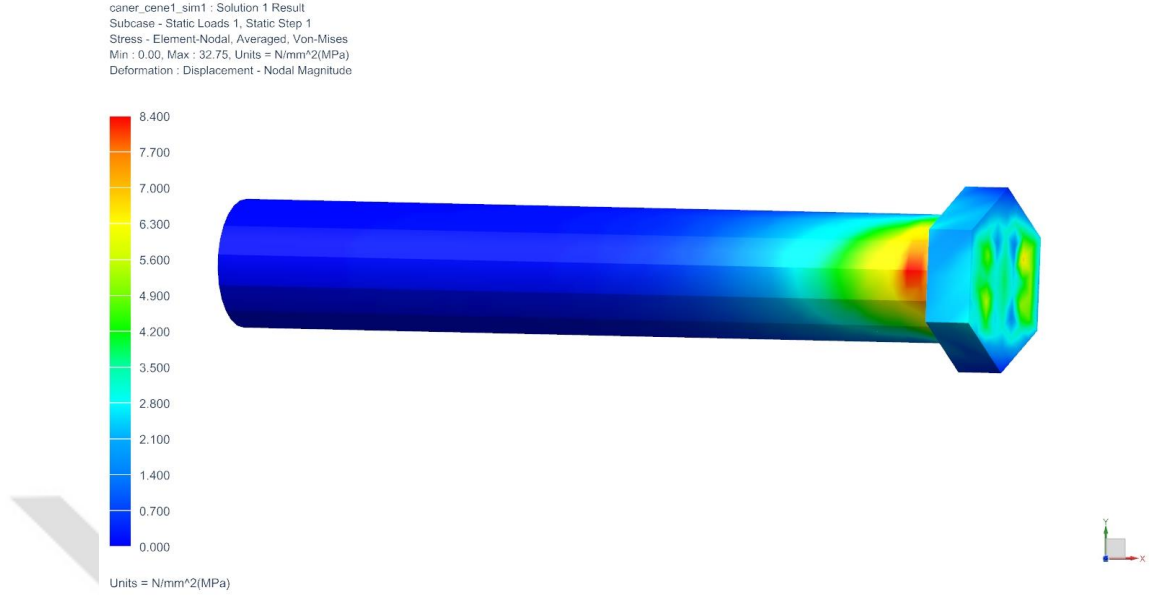
Şekil 4-12: Spongiöz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.75, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm²(MPa)

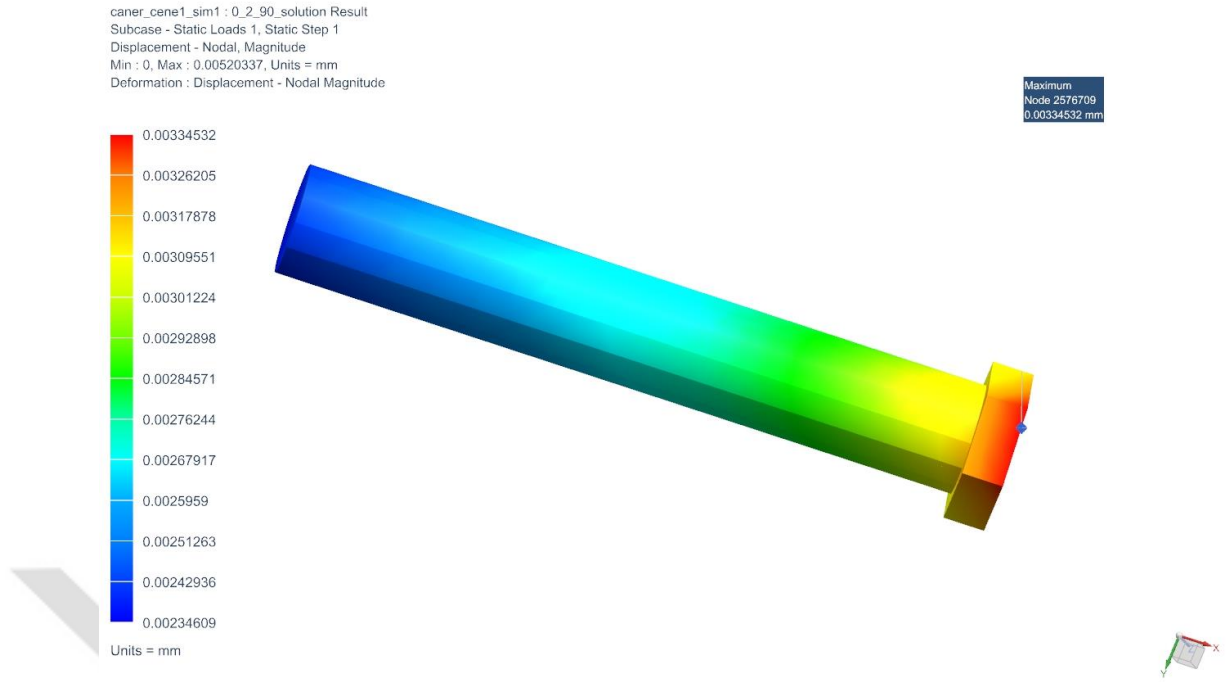
Şekil 4-13: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)



Şekil 4-14: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

4.2.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

İkinci modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde, mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4- 2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise 3.33 μm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki yer değiştirmeler, kuvvetin uygulandığı yöne doğru ve mini vidanın baş kısmında daha yoğun görünmektedir (Şekil 4- 15).



Şekil 4-15: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri

4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde, diştten 0.75 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 60° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde mini vida PDL'den 0.5 mm uzakta konumlandırılmıştır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değiştirme değerleri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 16, Şekil 4- 17, Şekil 4- 18, Şekil 4- 19, Şekil 4- 20, Şekil 4- 21, Şekil 4- 22).

4.3.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

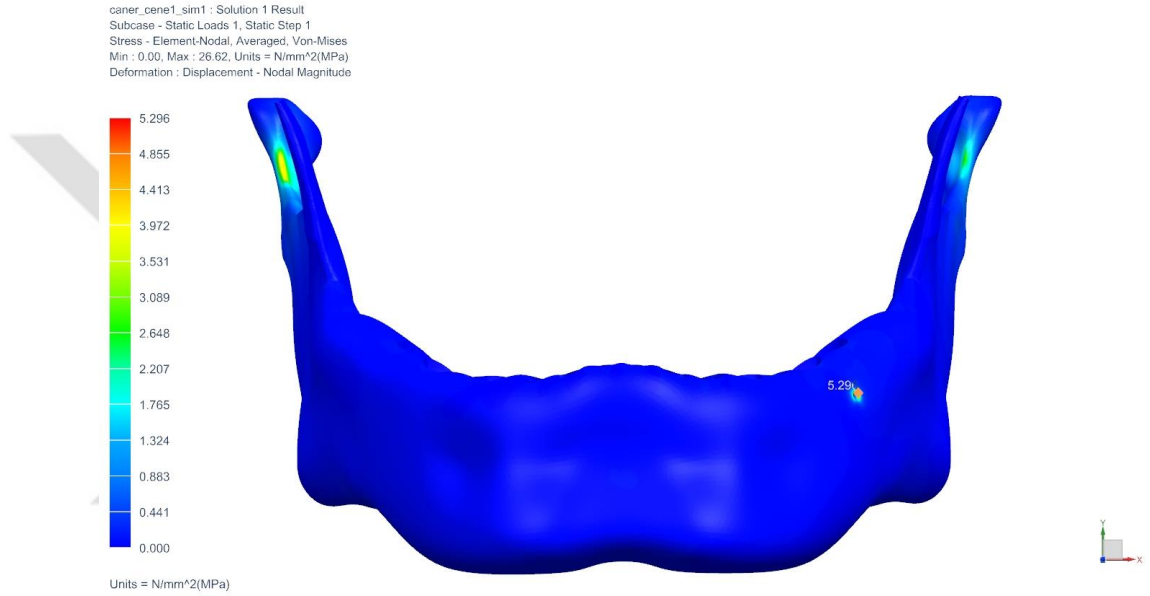
Oluşturulan üçüncü modelde (Şekil 4- 16, Şekil 4- 17, Şekil 4- 18, Şekil 4- 19, Şekil 4- 20, Şekil 4- 21), mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongios kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değerleri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 5.30 MPa olmuştur. Bu değer bütün modellemeler arasında kortikal kemikte görülen en yüksek değerdir. İmplant yuvasının distal tarafı daha yüksek gerilme değerleri göstermektedir.

Spongios kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 0.50 MPa olarak ölçülmüştür. Spongios kemik üzerinde de, gerilmeler daha çok mini vida

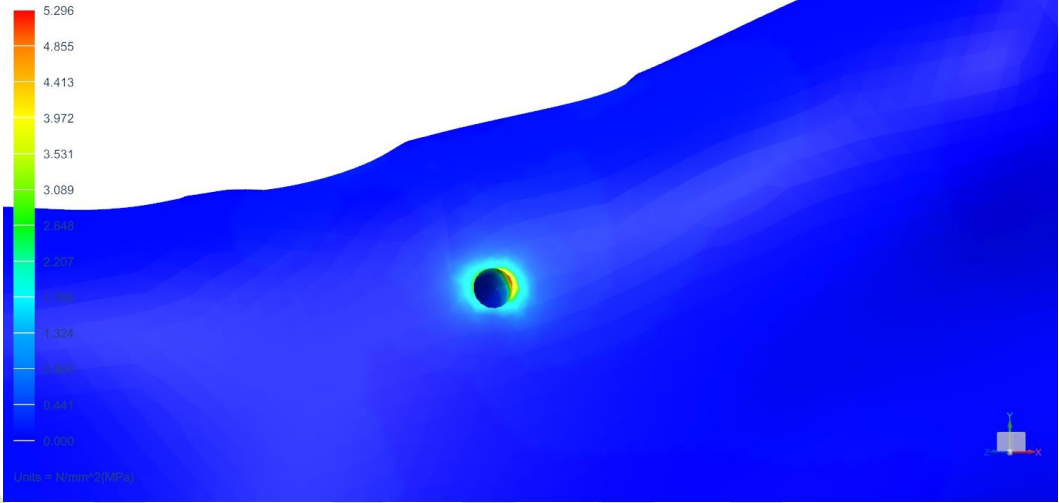
yuvasının mezial ve distalinde yer alan kemik alanlarına dağılsa da distal bölge daha yüksek stres değerleri göstermektedir. Gerilimler spongioz kemiğin kortikal kemikle ilişkide olduğu yüzeyde yoğunlaşmıştır.

Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 8.25 MPa olarak tespit edilmiştir. Mini vidanın mezial kısmında ve boyun bölgesinde gerilimler daha yoğundur.



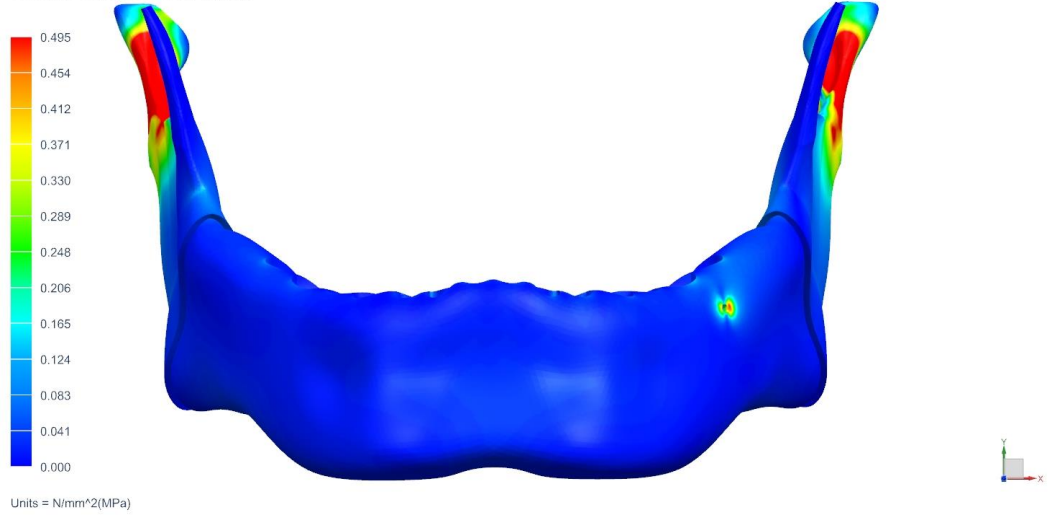
Şekil 4-16: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 26.62, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

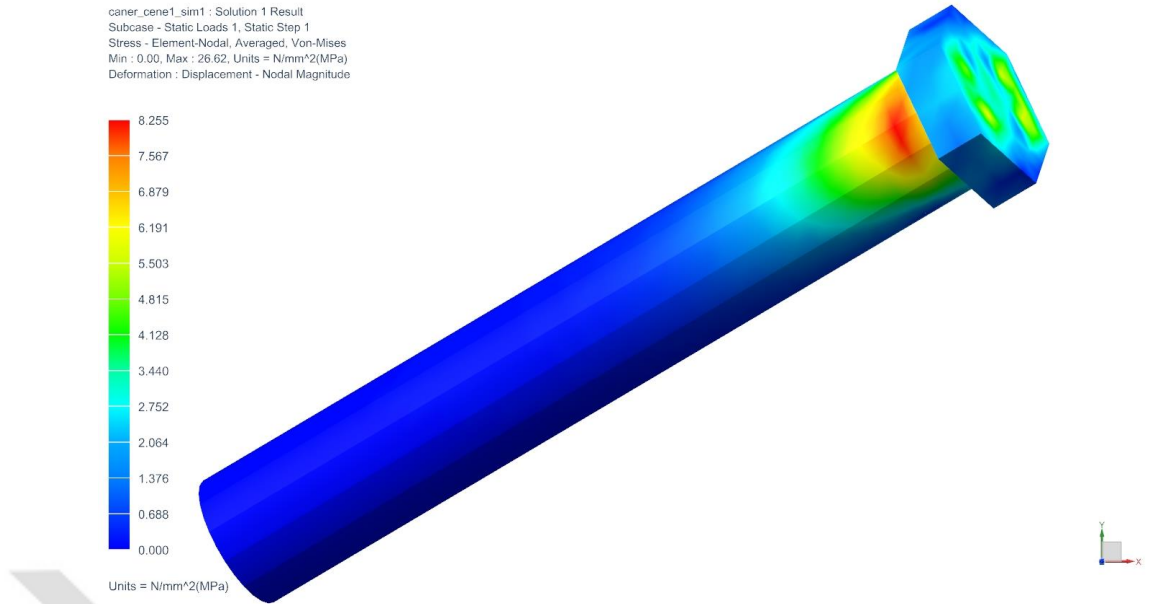


Şekil 4-17: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 26.62, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



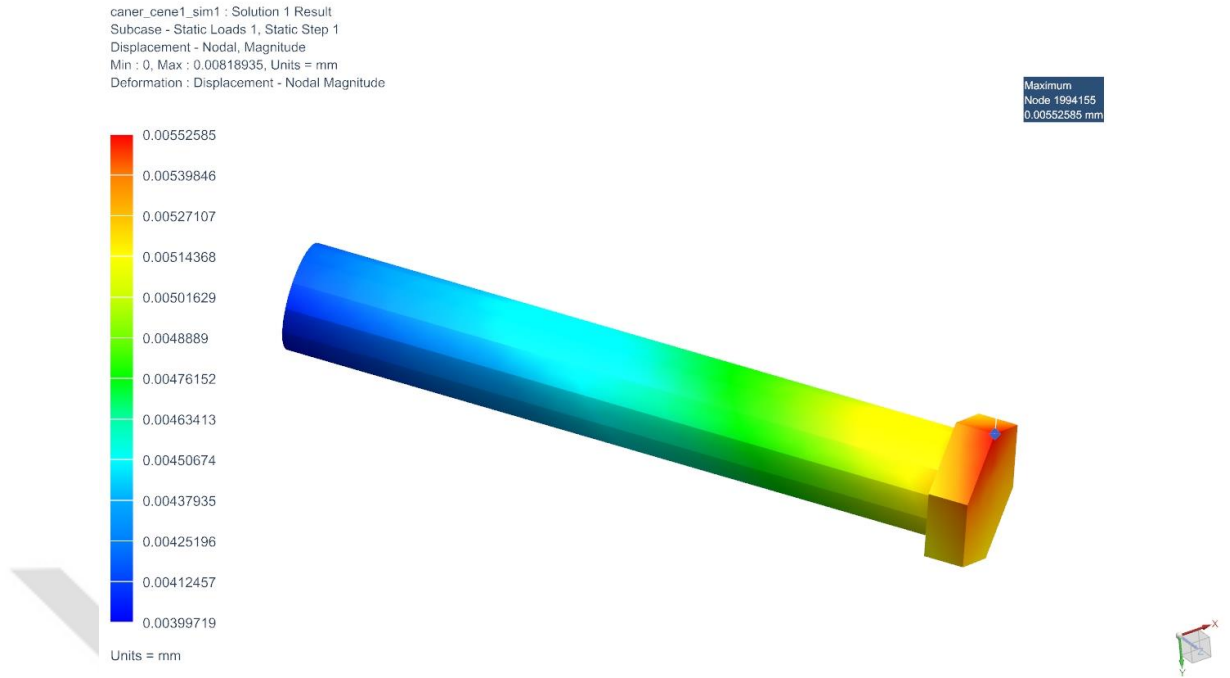
Şekil 4-18: Spongios kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)



Şekil 4-21: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

4.3.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

Üçüncü modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongios kemik ve mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4-2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise 5.53 μm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki yer değiştirmeler, kuvvetin uygulandığı yöne doğru ve mini vidanın baş kısmında daha yoğun görünmektedir (Şekil 4- 22).



Şekil 4-22: Mini vida bileşke yer değiştirmeleri

4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

Dördüncü modelde, dıştan 0.75 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 90° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde mini vida PDL'den 0.5 mm uzakta konumlandırılmıştır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değiştirme değerleri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 23, Şekil 4- 24, Şekil 4- 25, Şekil 4- 26, Şekil 4- 27, Şekil 4- 28, Şekil 4- 29).

4.4.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

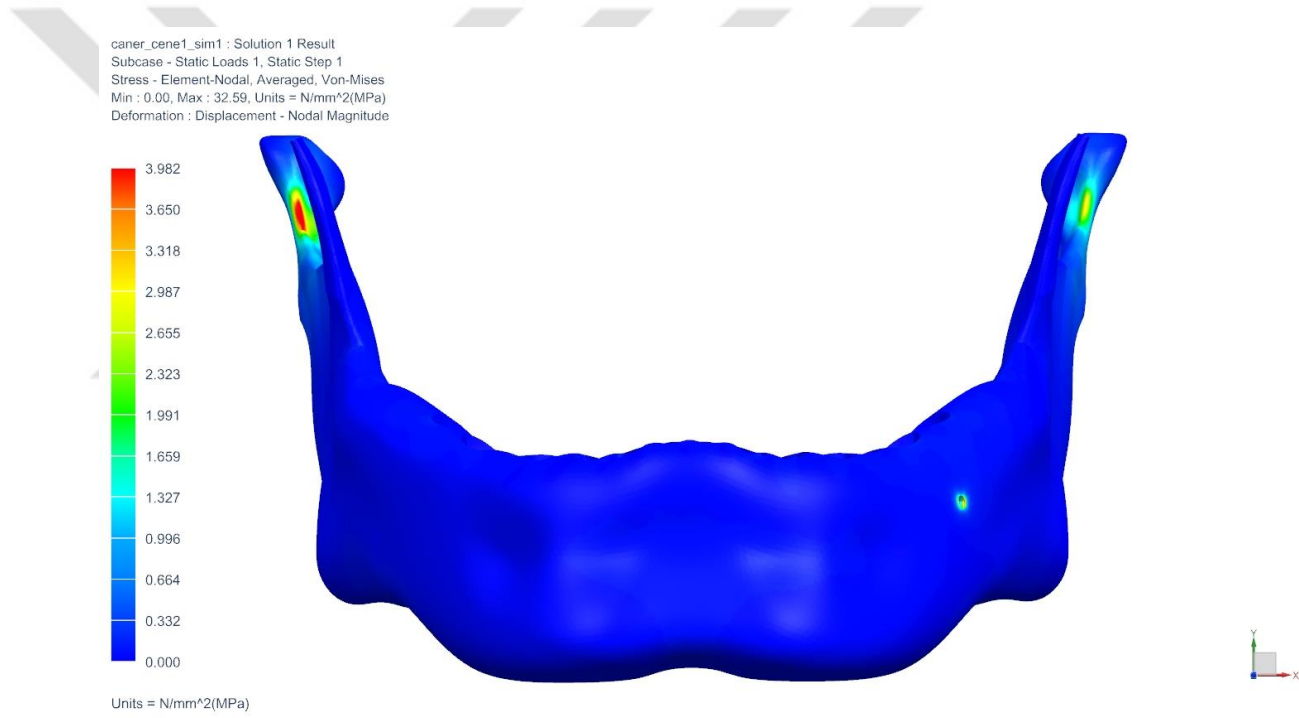
Oluşturulan dördüncü modelde (Şekil 4- 23, Şekil 4- 24, Şekil 4- 25, Şekil 4- 26, Şekil 4- 27, Şekil 4- 28), mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongiöz kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değerleri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 3.98 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilmeler kortikal kemiğin dış yüzeyine yakın, daha yüksek değerler distalinde olmak üzere mezialinde ve distalinde yer almaktadır.

Spongiöz kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 0.44 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemik üzerinde de, distal bölgede daha yüksek

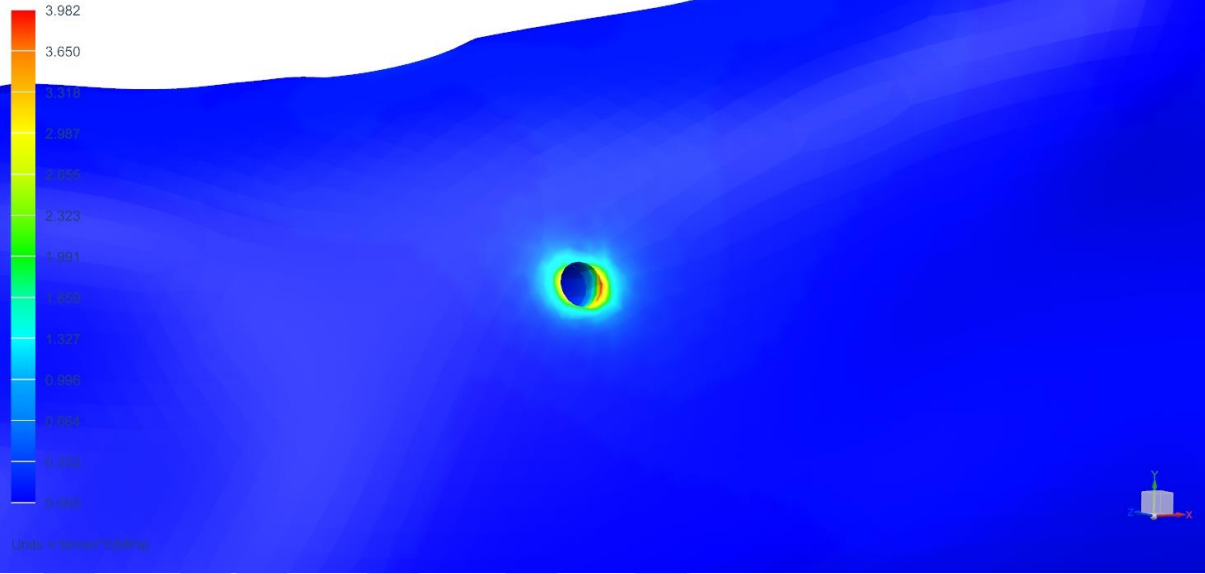
değerler göstermekle birlikte vida yuvasının mezial ve distalinde daha çok toplanmıştır. Gerilimler spongiöz kemiğin kortikal kemikle ilişkide olduğu yüzeyde yoğunlaşmıştır.

Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 8.17 MPa olarak tespit edilmiştir. Mini vidanın mezial kısmında ve boyun bölgesinde gerilimler daha yükündür.



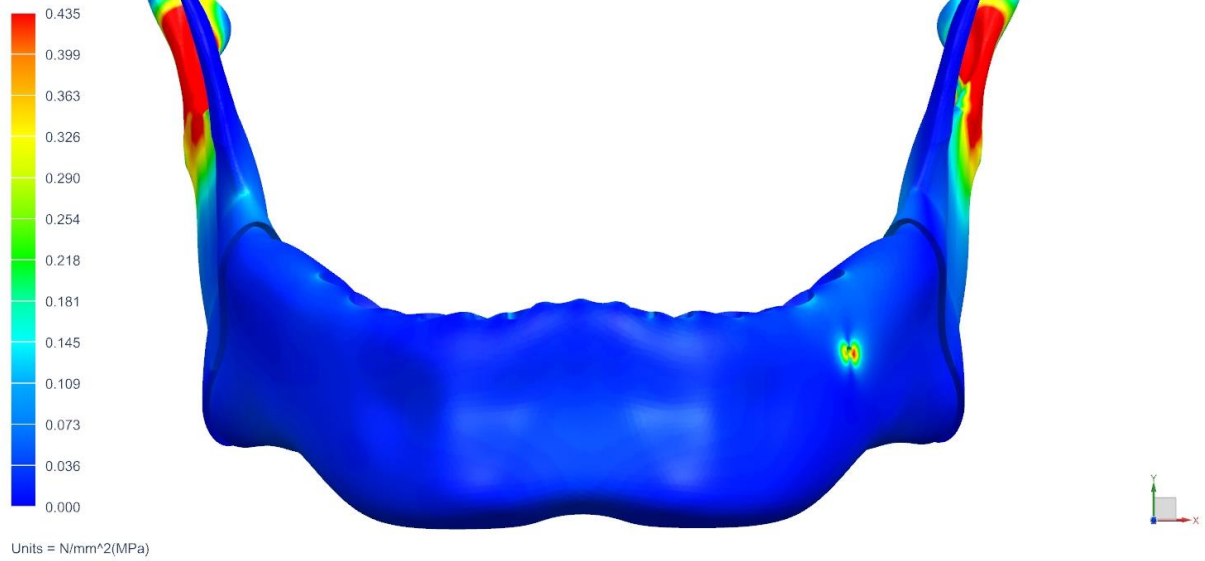
Şekil 4-23: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.59, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

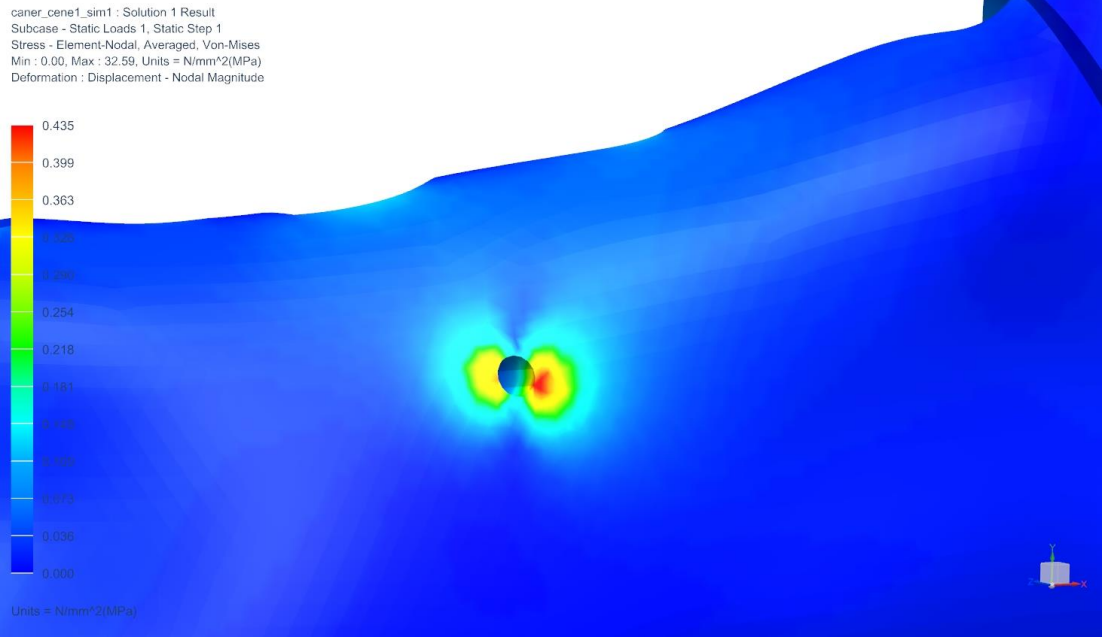


Şekil 4-24: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

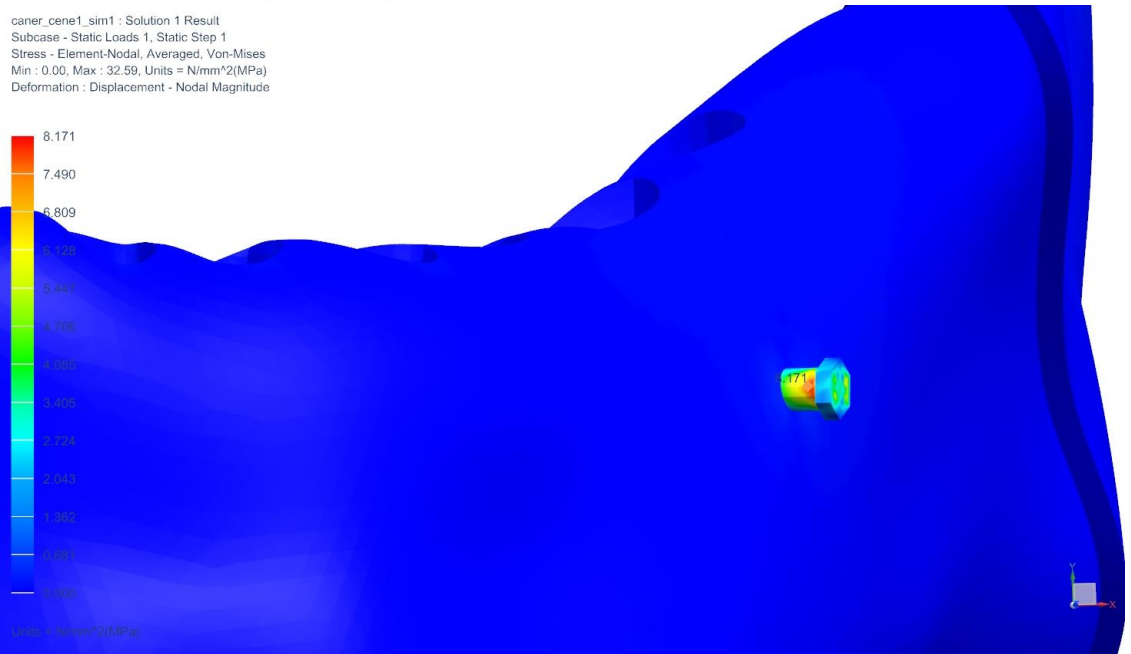
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.59, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-25: Spongios kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

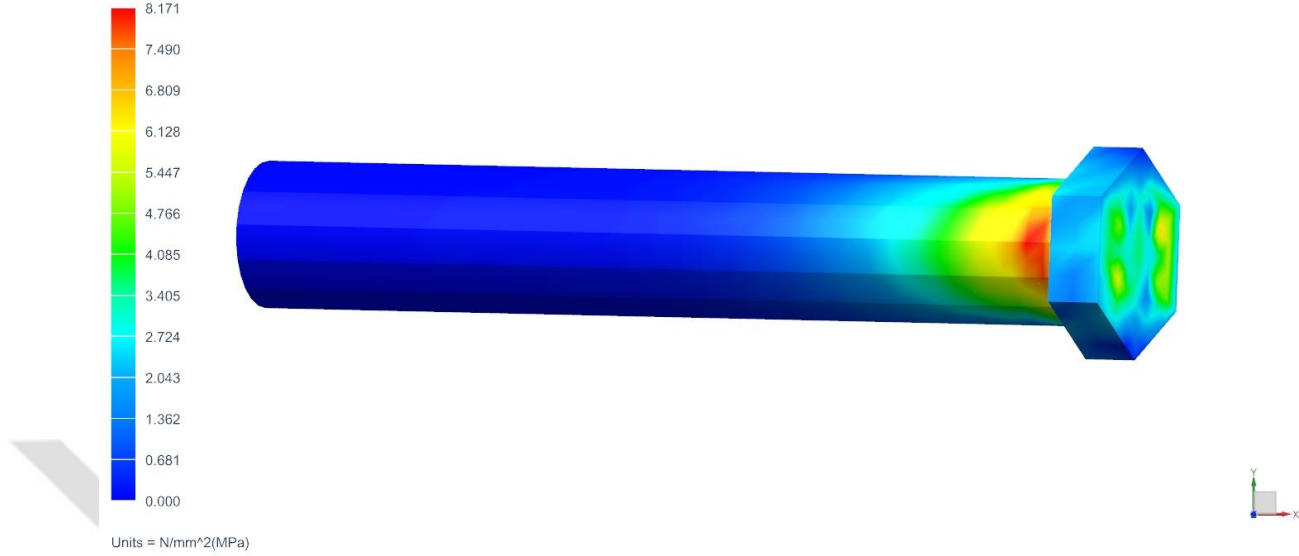


Şekil 4-26: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)



Şekil 4-27: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

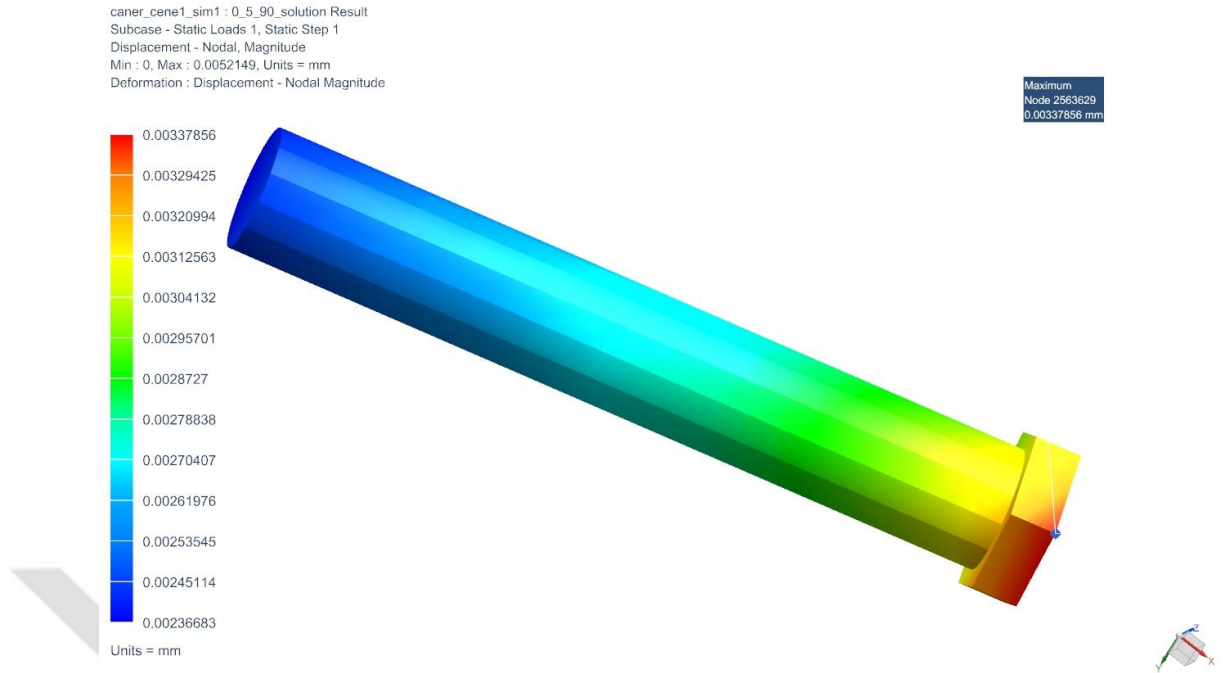
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 32.59, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-28: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

4.4.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

Dördüncü modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongiöz kemik ve mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4- 2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise 3.38 μm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki yer değiştirmeler, diğer modellerde olduğu gibi kuvvetin uygulandığı yöne doğru ve mini vidanın baş kısmında daha yoğun görünmektedir (Şekil 4- 29).



Şekil 4-29: Mini vida bileşke yer değıştirmeleri

4.5. Beşinci Modelde Ait Bulgular

Beşinci modelde, diştten 1.25 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 60° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde mini vida PDL'den 1 mm uzakta konumlandırılmıştır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değıştirme değeri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 30, Şekil 4- 31, Şekil 4- 32, Şekil 4- 33, Şekil 4- 34, Şekil 4- 35, Şekil 4- 36).

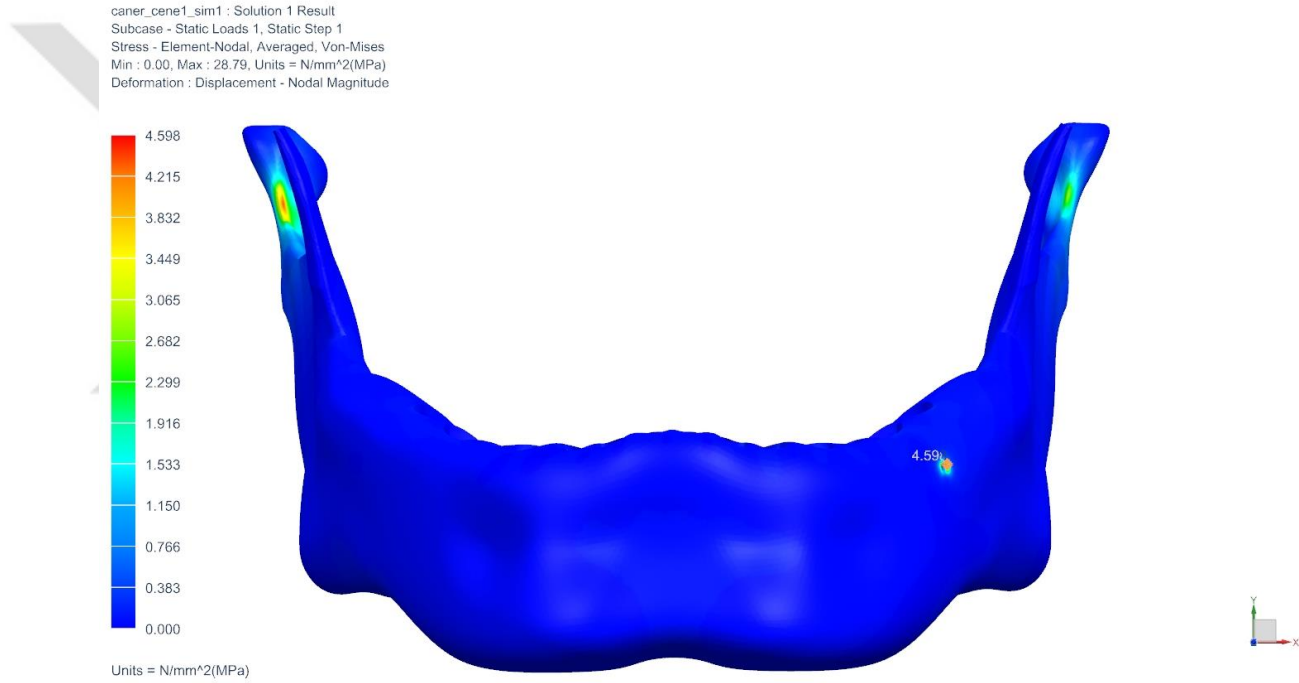
4.5.1. Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Beşinci modelde (Şekil 4- 30, Şekil 4- 31, Şekil 4- 32, Şekil 4- 33, Şekil 4- 34, Şekil 4- 35), mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongios kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değeri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 4.60 MPa olarak ölçülmüştür. İmplant yuvasının distal tarafı daha yüksek gerilme değeri göstermekteyken, renk skalası göz önünde bulundurulduğunda ise renk dağılımı oluşan streslerin diğeri modellere göre daha düşük seviyelerde kaldığını göstermektedir.

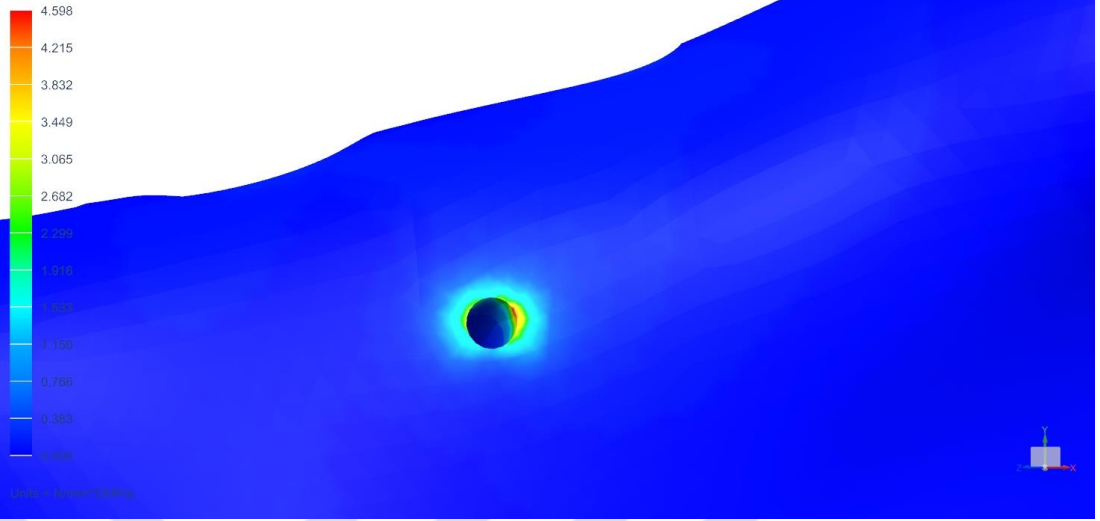
Spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 0.47 MPa olarak ölçülmüştür. Spongioz kemik üzerinde de, gerilmeler daha çok mini vida yuvasının mezial ve distalinde yer alan kemik alanlarına dağılmıştır. Bu bölgeler arasında distal bölge daha yüksek stres değerleri göstermektedir. Gerilimler spongioz kemiğin kortikal kemikle ilişkide olduğu yüzeyde yoğunlaşmıştır.

Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 8.45 MPa olarak tespit edilmiştir. Diğer modellerde olduğu gibi gerilimler mini vidanın mezial kısmında ve boyun bölgesinde daha yoğundur.



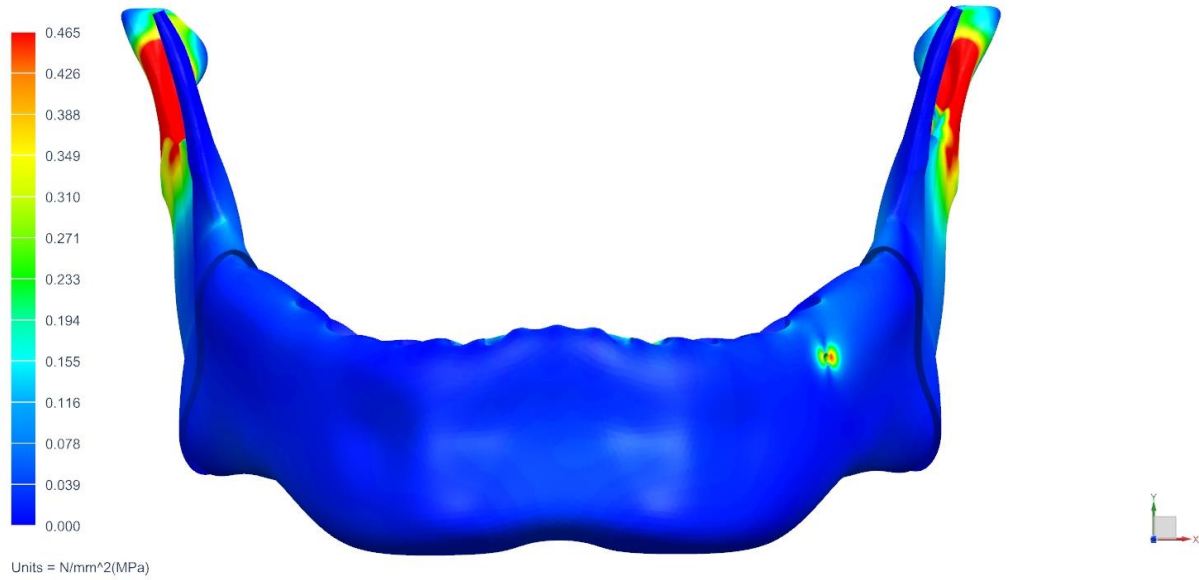
Şekil 4-30: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.79, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



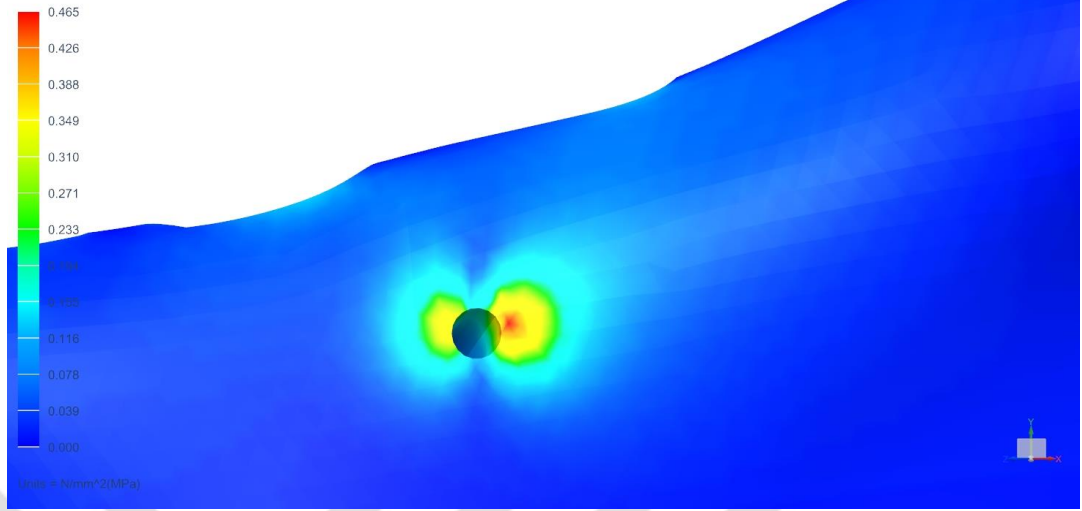
Şekil 4-31: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.79, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



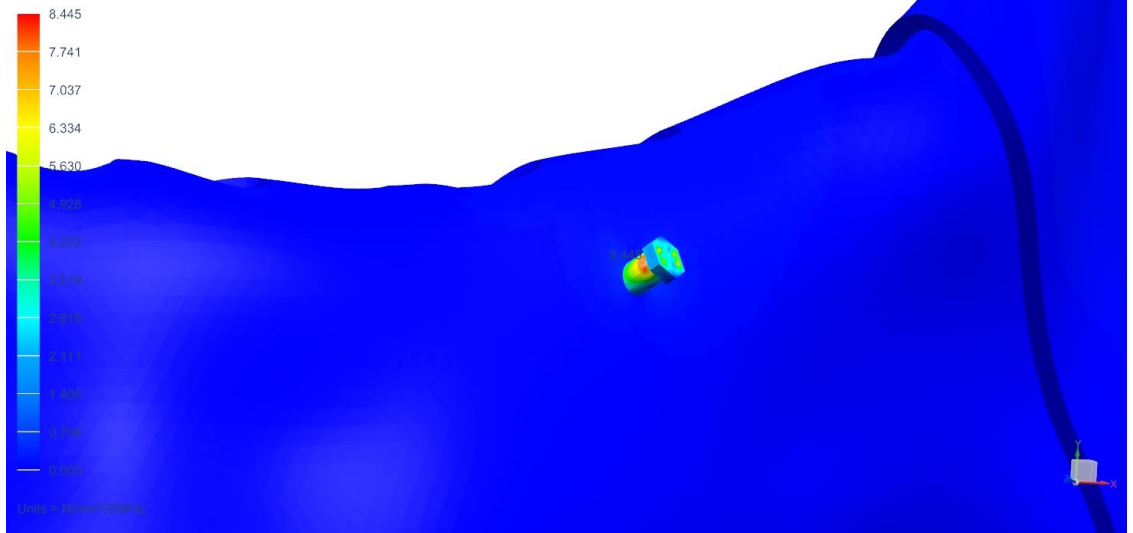
Şekil 4-32: Spongöz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.79, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

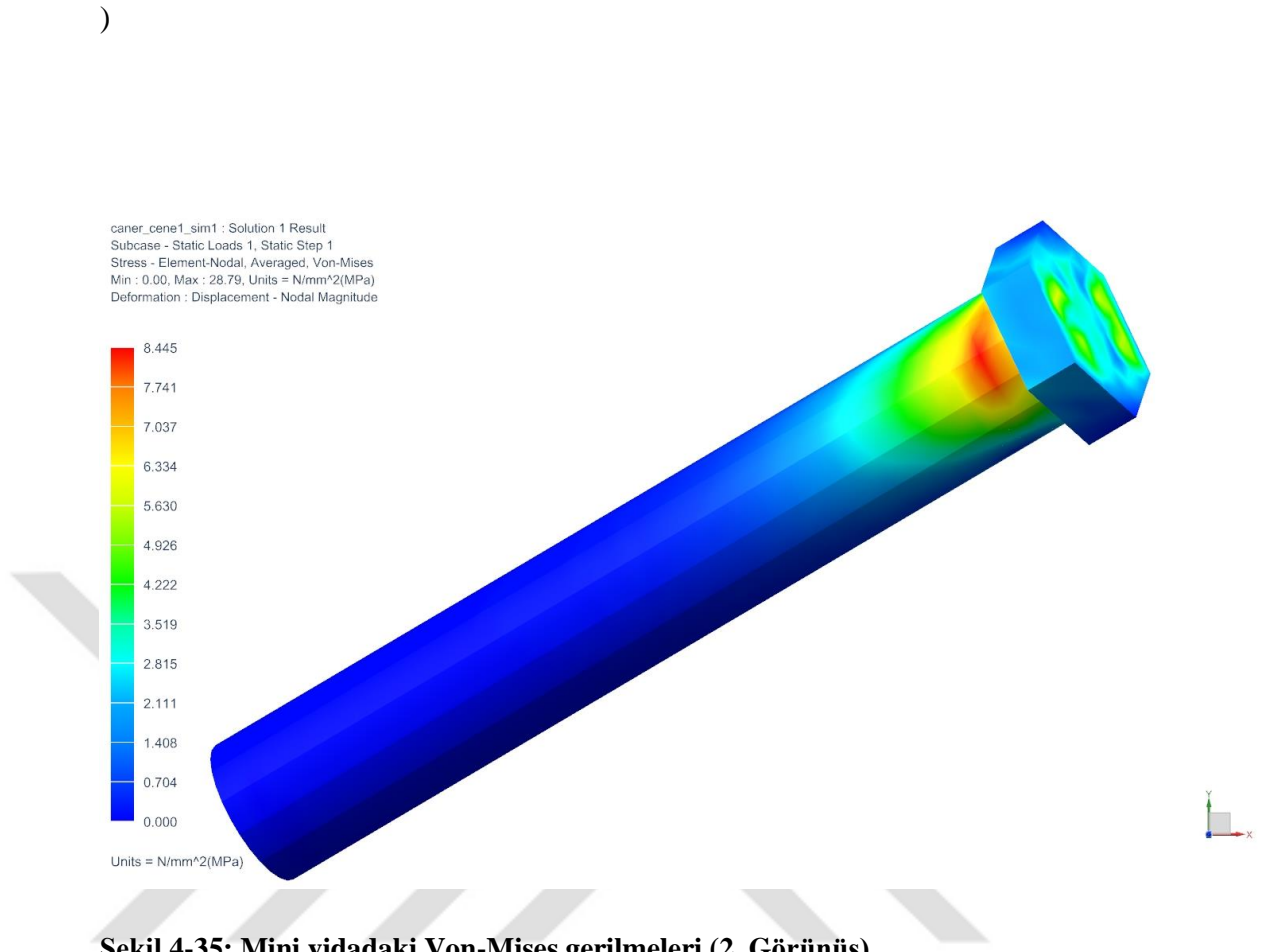


Şekil 4-33: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.79, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



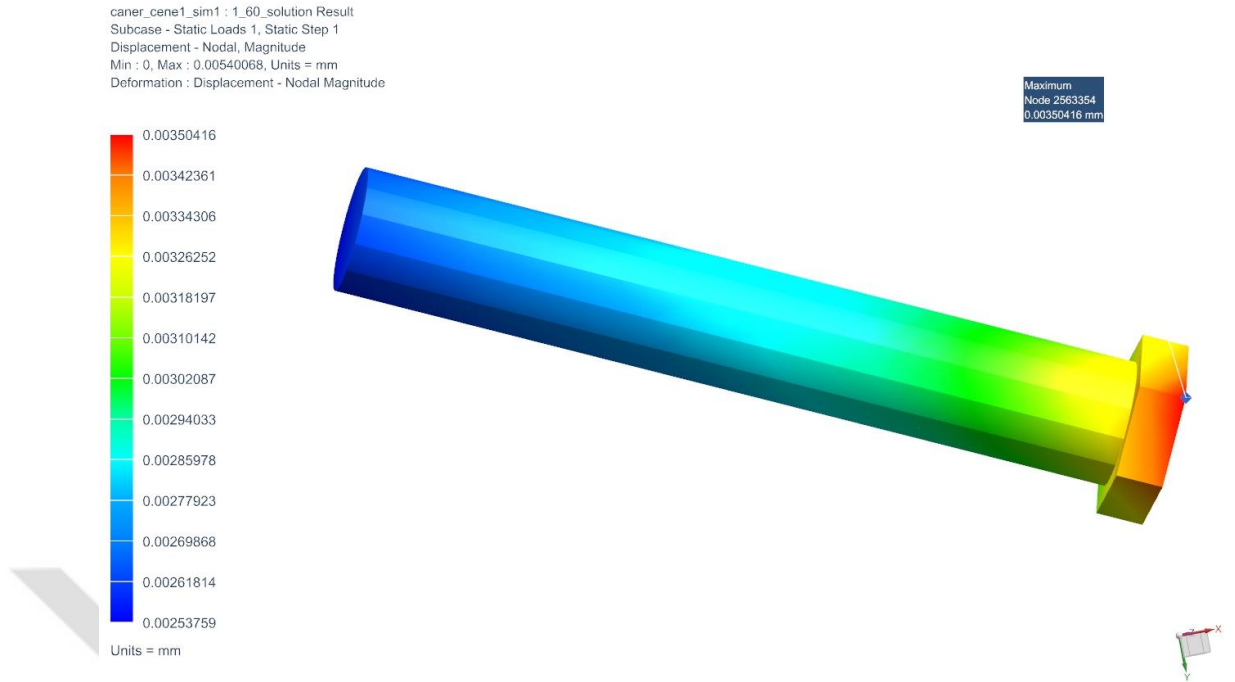
Şekil 4-34: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)



Şekil 4-35: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

4.5.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

Beşinci modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongiöz kemik ve mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4-2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise vidanın kuvvet uygulama noktasına yakın ve kuvvetin uygulandığı yönde daha yoğun olacak şekilde 3.50 μm olarak ölçülmüştür (Şekil 4- 36).



Şekil 4-36: Mini vida bileşke yer değıştirmeleri

4.6. Altıncı Modele Ait Bulgular

Altıncı modelde, dişten 1.25 mm uzaklıkta konumlandırılan ve kemiğe 90° açıyla yerleştirilen mini vida modellenmiştir. Bu modelde mini vida PDL'den 1 mm uzakta konumlandırılmıştır. İmplantta ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve yer değıştirme değeri şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4- 37, Şekil 4- 38, Şekil 4- 39, Şekil 4- 40, Şekil 4- 41, Şekil 4- 42, Şekil 4- 43).

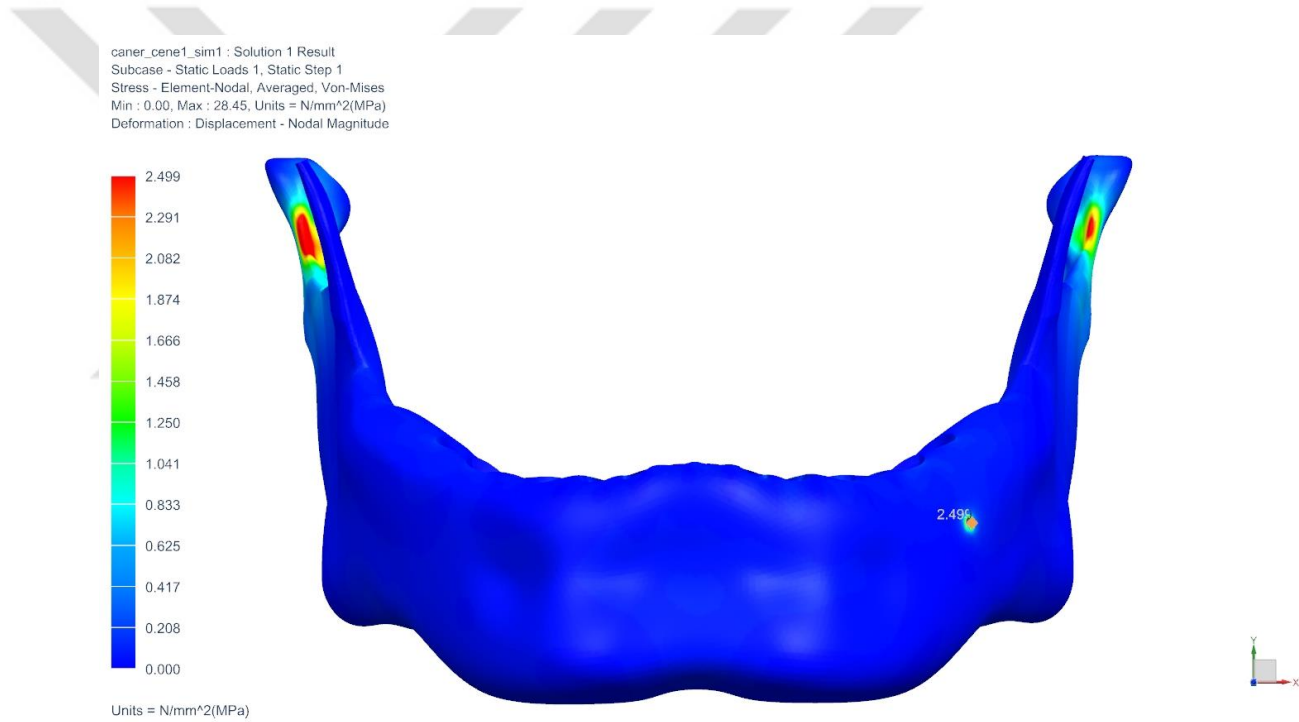
4.6.1. Gerilme Değeri Ait Bulgular

Oluşturulan altıncı modelde (Şekil 4- 37, Şekil 4- 38, Şekil 4- 39, Şekil 4- 40, Şekil 4- 41, Şekil 4- 42) mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; kortikal kemik, spongios kemik ve mini vida etrafında oluşan gerilme değeri Tablo: 4- 1' de verilmiştir.

Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri 5.30 MPa olmuştur. Bu değeri bütün modellemeler arasında kortikal kemikte görülen en yüksek değeri. İmplant yuvasının distal tarafı daha yüksek gerilme değeri göstermektedir.

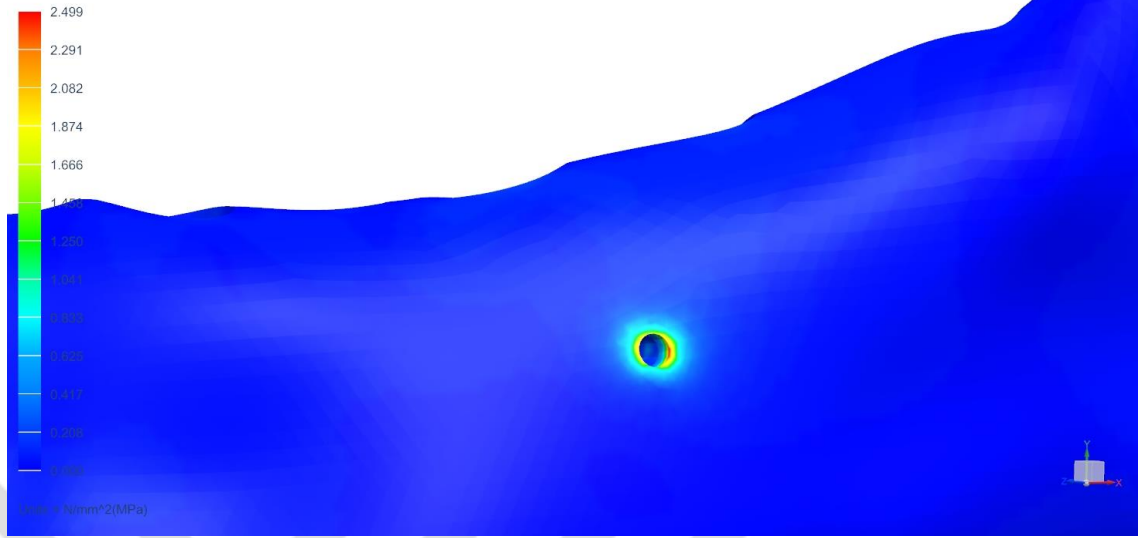
Spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değeri ise 2.50 MPa olarak ölçülmüştür, bu değer modeller üzerinde elde edilen en düşük değerdir. Spongioz kemik üzerinde de, gerilmeler daha çok mini vida yuvasının mezial ve distalinde yer alan kemik alanlarına dağılsa da distal bölge daha yüksek stres değerleri göstermektedir. Bunun yanında maksimum stresin görüldüğü nokta ise vida yuvasının içerisinde ve distal duvarında yer almaktadır. Gerilimler spongioz kemiğin kortikal kemikle ilişkide olduğu yüzeyde yoğunlaşmıştır.

Mini vida üzerindeki maksimum Von Mises stres değeri ise 4.86 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu değer de diğer modellerin içerisinde en düşük olan değerdir.



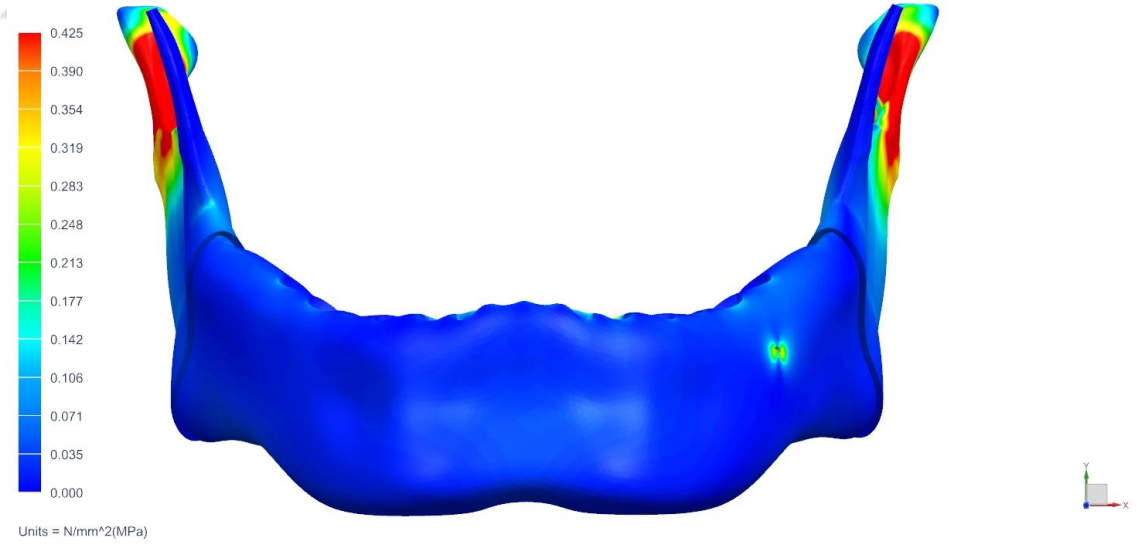
Şekil 4-37: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



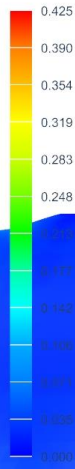
Şekil 4-38: Kortikal kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-39: Spongios kemikteki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

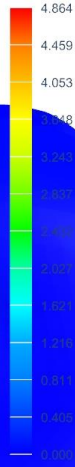
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm²(MPa)

Şekil 4-40: Spongioz kemikteki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

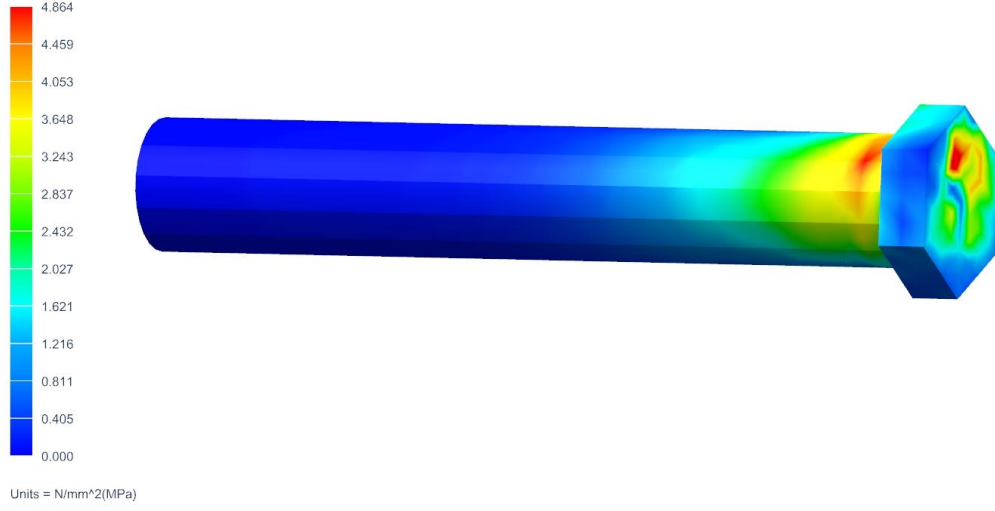
caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm²(MPa)

Şekil 4-41: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (1. Görünüş)

caner_cene1_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Averaged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 28.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Şekil 4-42: Mini vidadaki Von-Mises gerilmeleri (2. Görünüş)

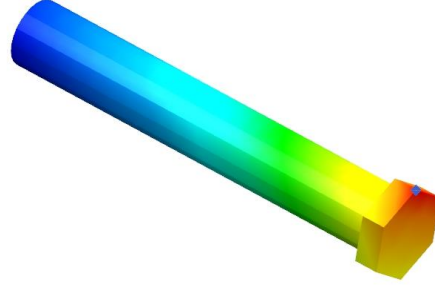
4.6.2. Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

Altıncı modelde, mini vida üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde; mini vida etrafında oluşan yer değiştirme değerleri Tablo: 4- 2' de verilmiştir. Mini vidaya ait yer değiştirme değeri ise 3.23 μm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki yer değiştirmeler, kuvvetin uygulandığı yöne doğru ve mini vidanın baş kısmında daha yoğun görünmektedir (Şekil 4- 43).

caner_cene1_sim1 : 1_90_solution Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0, Max : 0.0050281, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Maximum
Node 2563027
0.00323429 mm



Şekil 4-43: Mini vida bileşke yer değistirmeleri

| Mini Vidanın Konumu ve Açısı | Mini Vidadaki Maksimum Von Mises (N/mm² MPa) | Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises (N/mm² MPa) | Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises (N/mm² MPa) |
|--------------------------------------|--|---|---|
| Dişten 0,2 mm Uzaklıkta 60° | 8.453 | 4.472 | 0.492 |
| PDL' den 0,5 mm Uzaklıkta 60° | 8.255 | 5.296 | 0.495 |
| PDL' den 1 mm Uzaklıkta 60° | 8.445 | 4.598 | 0.465 |
| Dişten 0,2 mm Uzaklıkta 90° | 8.400 | 4.334 | 0.508 |
| PDL' den 0,5 mm Uzaklıkta 90° | 8.171 | 3.982 | 0.435 |
| PDL' den 1 mm Uzaklıkta 90° | 4.864 | 2.499 | 0.425 |

Tablo 4-1: Modellerdeki Von- Mises gerilim değerleri

| Mini Vidanın Konumu ve Açısı | Mini Vidadaki Yer Değişirme Miktarı (μm) |
|--|---|
| Dişten 0,2 mm Uzaklıkta 60° | 3.45 |
| PDL' den 0,5 mm Uzaklıkta 60° | 5.53 |
| PDL' den 1 mm Uzaklıkta 60° | 3.50 |
| Dişten 0,2 mm Uzaklıkta 90° | 3.33 |
| PDL' den 0,5 mm Uzaklıkta 90° | 3.38 |
| PDL' den 1 mm Uzaklıkta 90° | 3.23 |

Tablo 4-2: Modellerdeki yer değişirme değerleri

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ortodontik tedavi sırasında ankraj kontrolü, optimum tedavi sonuçlarını elde etmek açısından çok önemlidir. İskeletsel ankraj yöntemlerinin, ağız içi ve ağız dışı ankraj sağlayıcılarla kıyaslandıklarında, sağladıkları birçok avantaj sebebiyle, kullanımları yıllar içinde artmıştır (115). Kanomi, cerrahi mini vidaların ortodontik ankraj amacıyla kullanımını önerdikten sonra, daha özelleşmiş aygıtlar hızla gelişim göstermiştir (61). Kemik içerisine yerleştirilen mini vidalar ya da mikro vidalarla tespit edilen mini plaklar gibi iskeletsel ankraj metodları, hasta kooperasyonuna gerek duymadan, güvenilir bir ankraj sağlarlar (50,116). Bu ankraj yöntemlerinin arasında mini vidalar, maliyetlerinin düşük olması, kolay yerleştirilmeleri ve çıkarılmaları gibi avantajları sayesinde daha yaygın hale gelmişlerdir (50,51). Mini vidaların, boyutlarının uygun olması kemik içerisinde interradiküler bölgeye kolayca yerleştirilmelerini sağlarken, aynı seans içerisinde hemen yükleme yapılmasına da olanak vermektedir. Bu durum da klinik uygulanabilirliklerini arttırmaktadır (56,57).

Birçok avantajının yanında, mini vida kayıpları da, vidaların klinik kullanımında bazı dezavantajlara sebep olabilmektedir. Ayrıca, tedavi bitmeden önce mini vidaların, kemik kontaklarının gevşemesi ve sonrasında mini vidanın kaybı söz konusu olabilmektedir. Mini vidanın yerleştirilmesini takiben, 4-5 aylık süreç içerisinde (100), %13.4- %20.1' lik oranda kayıplar olduğu rapor edilmiştir (7).

Maksillada ağız dışı apareyler ya da palatinal bölgeye yerleştirilen transpalatal ark, Nance apareyi gibi ankraj sağlayıcı aygıtlar kullanılabilir. Mandibulada ise maksilladan farklı olarak konvansiyonel ankraj yöntemlerinin uygulamaları daha sınırlıdır. Bu durum, mandibulada iskeletsel ankraj ihtiyacını arttırmaktadır. Kökler arasındaki bölgeye yapılan mini vidalar çok yaygın olsa da, özellikle posterior mandibulada daha sıklıkla sorun oluşturmaktadır (79,80). Mandibulanın posterior bölgesinde dar keratinize dişeti bandı olan hastalarda mini vidaların başarı yüzdesinin daha düşük olduğunu bildirilmiştir (76). Birçok çalışma, mini vidaların, mandibulada (%19.3) maksillaya göre (%12) daha yüksek bir başarısızlık yüzdesi gösterdiğini ortaya koymuştur (69,117,118).

Mini vida çevresindeki artmış stres, kemik dokusunda mikro- çatlaklara sebep olmakta, bunun yanı sıra kemik rezorbsiyonuna, primer stabilite azalmasına ve mini vida kaybına sebep olacak; inflamatuvar medyatörleri, sitokinleri ve makrofajları ortama çekmektedir (119). Sürdürülebilir bir primer stabilitenin sağlanması için mini vida çevresindeki kemiğin aşırı gerilmeler yaratacak yüklemelere maruz kalmaması gerekmektedir. Mini vida çevresindeki gerilmeler, mini vidanın boyun bölgesinin çevresindeki kemikte daha yoğun görülmektedir (120). Bu bölgedeki gerilimlerin azaltılmasının, mini vida kaybıyla ilgili riskleri azaltacağı ortaya koyulmuştur (83).

Mini vida dizaynı ile ilgili yapılan çalışmalar, vida çapının 1.2 mm'den daha yüksek olduğu durumlarda başarı oranının %70' den daha yüksek olduğunu bildirmektedir (75,77,85). Mini vidaların çaplarının artması; vidaların komşu diş köklerine yaklaşmasıyla ve bazı durumlarda vidanın PDL içerisine infiltre olmasıyla sonuçlanabilmektedir. Kuroda ve ark. mini vidanın başarı yüzdesi ile köke yakınlığı arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir (121).

Literatürde, mini vida uygulaması sonrası vida etrafında oluşan stresi inceleyen birçok sonlu elemanlar analizi çalışması yer almaktadır. (70,103,104,106–110). Mini vida etrafında oluşan stresin komşu dişlerle ilişkisini değerlendiren çalışma sayısı çok azdır (105,111,122). Bu çalışmalardan sadece bir tanesi mandibulada uygulanan bir mini vida etrafındaki stresi, sadece oklüzal kuvvetlerin etkisi altında değerlendirmiştir (111). Yaptığımız çalışmayla mandibulada mini vidaların yerleştirilme açılarındaki değişimlerin ve komşu dişle olan mesafelerinin ortaya çıkardığı gerilimlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda, mandibulanın posterior bölgesine yerleştirilen mini vidalara kuvvet uygulaması sonucunda, vida üzerinde ve çevresindeki kemik dokusunda meydana gelen gerilme ve yer değiştirme değerleri incelenmiştir. Modellerin analizi üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılmıştır.

Mini vidaların yerleştirilme açısının ankrajı etkilediği düşünüldüğü için birçok araştırmacı bu konu üzerine odaklanan çalışmalar yapmıştır. Wilmes ve ark. yaptıkları çalışmada, mini vidanın kemikte maksimum direnç sağlayacağı yerleştirme açısının 60°- 70° arasında olduğunu öne sürmüşlerdir (123). Diğer tarafta Woodall ve ark. (71) ise alveol kemiğine 90° ile yerleştirilen mini vidaların stabilitelelerinin, hem 60° hem de

30° ile yerleştirilen mini vidalara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Noble ve ark. ise kök hasarından kaçınılabildiği müddetçe mini vidanın kemiğe dik olarak yerleştirilmesini önermektedirler (124). Çalışmamızda farklı yaklaşımları değerlendirmek amacıyla mini vidaların daha sıklıkla önerildiği iki farklı açı (60° ve 90°) seçilmiştir.

Mini vidanın stabilitesi üzerinde etkili olduğu düşünülen diğer bir parametre de, vidanın direkt ankraj olarak kullanıldığı durumlarda, vidaya direkt etki eden kuvvet miktarıdır. Mini vidanın aşırı yüklenmesi, yaygın olarak bilinen bir mini vida kaybı sebebidir (125,126). Alrbata ve ark. (127) yaptıkları araştırma sonucunda; yapılan uygulamalarda 3.75- 4.5 N' luk kuvvet aralığının aşılması gerektiğini bildirmişlerdir. Janssen ve ark. (128) ise yaptıkları çalışmada 4 N büyüklüğünde bir kuvvetin dahi, mini vidanın başarısında negatif bir etkisi olmadığını öne sürmüşlerdir. Robert ve ark. 'ın (129) yaptıkları çalışmada elde ettiği bulgular, 1-3 N aralığındaki kuvvetin vida stabilitesini etkilemeyeceği yönündedir. Sonuç olarak 1- 4 N' luk kuvvetlerin mini vidalar tarafından sürdürülebilir kuvvetler olarak kabul edilirken (88), yapılan işlemlerde mini vidaların çoğunun 2- 3 N' luk kuvvetlerle yüklendiği bildirilmiştir (91). Yapılan çalışmalara göre 2 N kuvvetin, çevre kemik dokusunda bir hasar yaratmadan hemen yüklemeye olanak sağlayan ve klinikte sıklıkla kullanılan kuvvet değeri olduğu belirtilmiştir (107,130). Diğer çalışmalardan elde edilen verilere dayanarak çalışmamızda, 2 N' luk ortodontik kuvvet mini vidalara, anterior dişlerin en-masse retraksiyonunu simule edecek şekilde, mezial yönlü olarak uygulanmıştır.

Literatüre bakıldığında mini vidaların boy ve çapıyla ilgili bir çok çalışmanın olduğu görülmektedir. Manni ve ark. 300 mini vidanın dahil edildiği bir retrospektif çalışma yapmış ve 1.3 mm çapında ve 11 mm uzunluğundaki mini vidaların daha yüksek başarı oranı olduğunu belirtmişlerdir (131). Gracco ve ark. maksillaya uygulanan mini vidalar etrafındaki stres gelişimine ve mini vida uzunluğunun etkisine baktıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, optimal mini vida uzunluğunun 9 mm olduğunu belirtmişlerdir (132). Miyawaki ve ark. ise yaptıkları çalışmada, 1.5 mm çapındaki mini vidaların %84, 2.3 mm çapındaki vidaların ise %85 başarı oranı yakaladığını, 1 mm çapındaki mini vidaların ise tamamının kaybedildiğini bildirmişlerdir (68). Bu çalışmada araştırmacılar 1.5- 2.0 mm aralığındaki mini vidaların, vida stabilitesini arttırdığını ve köke temas riskini azalttığını düşünmektedirler. Takaki

ve ark.' da (133) yaptıkları çalışmada çapları 1.5- 2.3 mm aralığındaki mini vidaların başarı oranının, 1.0- 1.1 mm çaplı mini vidalara göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu bilgiler göz önünde bulundurularak, klinik kullanımda da sık tercih edilen, 1.6 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda AbsoAnchor (Dentos Inc., Daegu, Korea) mini vida modellenmiştir.

Mini vidalar, komşu diş kökleri arasındaki kısa mesafeli boşluklara yerleştirilebilmektedir. Bu durum vidanın köklere teması açısından risk oluşturmaktadır. Komşu diş köküne yakınlığın, vida stabilitesinin sağlanması açısından bazı riskleri olduğu gibi (121), bazı durumlarda kök perforasyonu ve başka kök hasarları gibi komşu diş dokusunda da hasara sebep olabildiği belirtilmiştir (134). Fabbroni ve ark., mini vidaların köke yakınlıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında, uygulanan 232 mini vidanın 63 tanesinde (%27.1) komşu diş köküne temas olduğunu belirtmişlerdir (135). Kuroda ve ark. komşu diş köküne yakınlığın mini vidanın kaybında önemli bir faktör olduğunu ve bu eğilimin mandibulada daha sık görüldüğünü bildirmişlerdir (121). Motoyoshi ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, komşu diş köküne temas eden mini vidanın çevresinde çiğneme kuvvetiyle oluşan gerilimin, mini vida etrafında kemik rezorpsiyonunun oluşmasının beklenebileceği seviyeye çıkabildiğini gözlemlemişlerdir (111). Yukarıda değinilen çalışmaların da işaret ettiği gibi, mini vidaların komşu diş köküne olan mesafelerinin vida stabilitesini etkilediği düşünülmektedir. Literatürde, bu konuda yapılan çok fazla sonlu elemanlar analizi çalışması olmamasının yanı sıra, mandibulada mini vidanın direkt ankraj olarak kullanıldığı bir çalışma da bulunmamaktadır. Çalışmamızda bu etkiyi değerlendirmek amacıyla mini vidaları, mandibulada komşu diş köküne farklı mesafelerde yerleştirerek, ortaya çıkan gerilimleri incelemeyi hedefledik.

Mini vidanın başarısını etkileyebilecek diğer bir parametre ise, vidanın yerleştirileceği bölgedeki kortikal kemik kalınlığı olarak değerlendirilmektedir. Mini vida stabilitesinin kemik- vida arayüzündeki ilişkiye bağlı olduğu kabul edildiği için, daha kalın kortikal kemik bölgelerinde daha iyi vida stabilitesi beklenilmektedir (136). Kortikal kemik kalınlığı, kişiden kişiye değişkenlik gösteren bir parametredir (137). Ağız içerisinde farklı bölgelerde farklı kalınlıklarda olabildiği gibi; vertikal büyüme paterni gösteren bireylerde daha ince, horizontal büyüme paternli bireylerde daha kalın olacak şekilde, farklı büyüme paternlerine bağlı olarak da farklılıklar gösterebilmektedir

(137). Mini vida başarısı ve kortikal kemik kalınlığı arasındaki ilişkiyi gösteren iyi tasarlanmış klinik çalışmalar konusunda eksiklikler olsa da (138); 1 mm' den daha ince kortikal kemiğin başarı oranında azalmaya sebep olduğu ortaya koyulmuştur (70). Bu durum sonlu elemanlar modellerindeki bulgularla da desteklenmektedir; bu modellerde kortikal kemik kalınlığının 1 mm' nin altında olduğu durumlarda Von Mises geriliminde artış tespit edilmiştir (70,139). Sağlıklı insanlarda, ağız içerisinde posterior bölgelerde, 1 mm' nin üzerinde kortikal kemik kalınlığına sahip alveol kemiği bulunma olasılığı oldukça yüksektir (140,141). Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda mandibula, 1 mm kortikal kemik kalınlığına sahip olacak şekilde modellenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi son yıllarda biyomekanik konularındaki araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi matematiksel olarak ifade edilmeyen karmaşık geometrideki yapıların, matematiksel olarak ifade edilen elemanlara bölünüp, kuvvetler altında şekil değişiminin, gerilme (stress) ve genleşme (strain) dağılımının elde edilmesini sağlayan sayısal bir yöntemdir. Kompleks geometriler, matematiksel olarak ifade edilebilen geometrik elemanlara bölünerek çözümlenmekte ve daha sonra bu çözümler matris formunda birleştirilerek tüm geometrinin davranışı elde edilmektedir. Çözüm sırasında serbestlik derecesi sayısına bağlı olarak büyük matrisler oluşmaktadır. Bu matrisler de günümüz bilgisayar yazılımları ile çözülebilmekte ve sonuçlar elde edilerek görsel hale getirilmektedir. Sonlu elemanlar analizine alternatif olarak değerlendirilebilecek, in-vitro olarak gerilim değerlerini analiz eden; gerilim ölçer (strain gauge) ve fotoelastik gerilme analizi yöntemleri de mevcuttur (142). Gerilim ölçer, ortodontik hareketler konusunda güvenilir bir yöntemdir. Dezavantajı ise in-vivo kullanılması gerekirse, invaziv bir şekilde doku içine yerleştirilmesidir (21,143). Fotoelastik gerilme analizi, incelenecek yapının fotoelastik malzemeden bir modelinin yapılması ile gerçekleştirilmektedir. Karmaşık geometriye sahip yapıların detaylı olarak modellenememesi, analizden alınacak sonuçların doğruluğunu etkilemektedir (21). Sonlu elemanlar analizindeki gelişmelerle birçok klinik durum analiz üzerinde modellenebilmektedir. Mini vidalar kemik içerisine yerleştirildikten sonra, uygulanan bir kuvvet sonucunda vida ve kemik arayüzündeki yer değiştirmeyi bir klinik aygıt yardımıyla ölçmek neredeyse imkansızdır. Bununla beraber, mini vida üzerine bir yükleme yapıldığında mini vida çevresindeki kemikte etkili olan stresi deneysel yöntemleri kullanarak hesaplamak çok zordur. Sonlu elemanlar analizi yöntemi ise stres

dağılım paterninin belirlenmesinde ve yer değiştirme değerlerinin hesaplanmasında etkili bir yöntemdir.

5.3. Bulguların Tartışılması

5.3.1. Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın, komşu diş kökünde 0.2 mm distalde konumlandığı ve bir kısmının PDL' ye gömüldüğü durumu simule eden birinci modelde (Şekil 4- 1, Şekil 4- 2, Şekil 4- 3, Şekil 4- 4, Şekil 4- 5, Şekil 4- 6, Şekil 4- 7), vida alveol kemiğine vida ucu apikal bölgeye doğru 60° açı yapacak şekilde modellenmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Kortikal kemikte görülen maksimum Von Mises gerilmesi 4.47 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte görülen gerilmeler, daha çok vida yuvasının mezial ve distal kısımlarında toplanmıştır. Spongios kemikte görülen gerilim ise kortikal kemiğe benzer şekilde vida yuvasının mezial ve distalinde toplanmıştır ve 0.49 MPa' dır. Görülen gerilim değerleri kortikal kemiğin vestibül yüzeyinden spongios kemiğe doğru gidildikçe azalmaktadır. Meher ve ark. (110), kortikal kemiğin, spongios kemikle karşılaştırıldığında daha yüksek esneklik katsayısına sahip olduğunu, bunun sonucunda da kuvvetin, mini vidadan vida- kemik ara yüzüne transfer olduğunda kortikal kemikte daha fazla gerilim oluşumuna yol açtığını söylemişlerdir. Analiz sonucunda ortaya çıkan bulgular Meher ve ark. çalışmalarıyla uyumludur. Kuvvet uygulaması sonrası, mini vidanın mezial ve distal tarafında oluşan gerilmeler, vidanın distal tarafında çekme, mezial tarafında ise basma gerilmeleri olacak şekilde, beklenen gerilme alanlarıdır. Elde edilen bu bulgular Lin ve ark. yaptığı, mini vidayı alveol kemiğine farklı açılarla yerleştirdikleri çalışmada, mini vidayı 60° açı ile uyguladıkları modelle uyumlu bulunmuştur. (107).

Mini vidadaki maksimum Von Mises gerilmeleri, vidanın boyun bölgesinde ve kuvvetin uygulandığı yönde yer almaktadır. Bu simulasyonda mini vidanın boyun bölgesinde görülen maksimum Von Mises gerilmesi 8.45 MPa olarak ölçülmektedir. Mini vidadaki gerilme alanlarının vidanın boyun bölgesinde yer alması, Zhang ve ark. (72)' nin çalışmalarında elde ettiği bulgularla uyumludur.

Mini vidaya ait yer değiştirme değeri 0.48 mm olarak elde edilmiştir. Yer değiştirme, kuvvetin mini vidanın başından uygulandığı noktadan, uygulandığı yöne

doğru olmuştur. Mini vidanın baş kısmından ucuna doğru ilerlendikçe yer değiştirme değerlerinde azalma olduğu görölmektedir. El- Beialy ve ark. (144) yaptıkları çalışmada mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetlerin etkilerini CT ile incelemiş ve sonucunda, mini vidalarda en fazla yer değiştirmenin ortodontik kuvvetin uygulandığı tarafta ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Yer değiştirme ile ilgili elde ettiğimiz bulgular El- Beialy ve ark. yaptığı çalışmayla uyumlu bulunmuştur.

5.3.2. İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın, komşu diş kökünde 0.2 mm distalde konumlandığı ve bir kısmının PDL' ye gömüldüğu durumu simule eden ikinci modelde (Şekil 4- 9, Şekil 4- 10, Şekil 4-11, Şekil 4- 12, Şekil 4- 13, Şekil 4- 14, Şekil 4- 15), mini vida alveol kemiğiyle 90° açı yapacak şekilde modellenmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Kortikal kemikte görölen maksimum Von Mises gerilmesi 4.33 MPa olarak ölçölmüştür. Kortikal kemikte görölen gerilmeler vida yuvasının mezial ve distal kısımlarında belirginleşmiştir. Maksimum Von Mises gerilmesi ise vida yuvasının distal kısmında görölmektedir. Spongioz kemikte görölen gerilme ise kortikal kemiğe göre çok daha düşük çıkmıştır ve 0.51 MPa olarak ölçölmüştür. Mini vidanın kuvvet uygulama yönü olan mezialinde basma gerilmeleri, distalinde ise çekme gerilmeleri görölmektedir. Kortikal kemiğin vestiböl yüzeyinden, spongioz kemiğe doğru ilerlendikçe görölen stres değeri azalmaktadır. Kuroda ve ark.' da (145) mini vidanın kemiğe 90° açıyla yerleştirildiği modeli simule ettikleri çalışmalarında, yaptığımız çalışmayı destekleyecek bulgular elde etmişlerdir.

Bu simulasyonda mini vidanın üzerinde görölen maksimum Von Mises gerilmesi 8.40 MPa olarak ölçölmüştür. Mini vidadaki maksimum Von Mises gerilmeleri, beklenildiği şekilde vidanın boyun bölgesinde ve kuvvetin uygulandığı yönde yer almaktadır. Kuroda ve ark. (145) yaptıkları çalışmada kemik içerisine yerleştirdikleri mini vidanın kuvvet uygulaması sonucunda en fazla gerilimin kuvvetin uygulama yönünde ve mini vidanın boyun bölgesinde olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

İkinci modelde mini vidaya ait yer değiştirme değeri 0.53 mm olarak elde edilmiştir. Bu modelde de mini vidada görölen maksimum yer değiştirme değeri mini vidanın baş kısmından kuvvetin uygulandığı noktada görölmektedir. Bu bulgu, mini

vida üzerine uygulanan kuvvetlerin, mini vidanın kuvvet uygulama yönüne doğru hareket etmesine sebep olabileceğini göstermektedir. Liou ve ark. (88) en- masse retraksiyonu taklit edecek şekilde mini vidalara yatay kuvvetler uyguladıkları çalışmalarının sonucunda, vidalarda kuvvet yönüne doğru tipping hareketi olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuç, çalışmamızda elde edilen bulguları desteklemektedir.

5.3.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın PDL' den 0.5 mm, birinci molar dişin distal kökünün distal yüzeyinden ise 0.75 mm uzakta konumlandığı durumu simüle eden bu modelde (Şekil 4- 16, Şekil 4- 17, Şekil 4- 18, Şekil 4- 19, Şekil 4- 20, Şekil 4- 21, Şekil 4- 22), mini vida ucu apikale doğru eğimli olarak, alveol kemiğiyle 60° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Kortikal kemik seviyesinde görülen stresler, mini vida yuvasının mezial ve distalinde dağılım göstermektedir. Maksimum Von Mises gerilimi ise mini vida yuvasının distalinde ve 5.30 MPa' dır. Spongioz kemikte görülen maksimum Von Mises gerilimi ise 0.50 MPa olarak ölçülmüştür. Spongioz kemikte görülen stres kortikal kemik seviyesinde görülen strese göre çok daha düşük bir değer almıştır. Lin ve ark. (107) yaptıkları çalışmada, mini vida üzerine uygulanan kuvvetlerin kortikal kemikte spongioz kemiğe göre daha yüksek gerilim değerleri oluşturduğunu, gerilimlerin mini vidanın kuvvet uygulanan yönünde ve aynı doğrultuda ters tarafta yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmayla uyumludur.

Mini vida üzerinde görülen maksimum Von Mises gerilimine bakıldığında, gerilimlerin diğer modellerle benzer şekilde, mini vidanın boyun kısmında dağılım gösterdiği görülmektedir. Mini vidada görülen maksimum Von Mises değeri ise 8.25 MPa olarak ölçülmüştür. Mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetlerin mini vidaların boyun bölgelerinde ve kuvvet yönünde gerilimler yarattığı, daha önce Zhang ve ark. (146) tarafından yapılan çalışmada da ortaya koyulmuştur.

Mini vidadaki maksimum yer değiştirme değeri 0.47 mm olarak ölçülmüştür. Yer değiştirme değeri mini vidanın kuvvet uygulandığı noktasından, kuvvet uygulanma yönüne doğru görülmektedir. El- Beialy ve ark. (144) mini vidaların ortodontik kuvvet yönünde yer değiştirdiğini ortaya koydukları çalışmaları, bizim sonuçlarımızı desteklemektedir.

5.3.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın PDL' den 0.5 mm, birinci molar dişin distal kökünün distal yüzeyinden ise 0.75 mm uzakta konumlandığı durumu simule eden bu modelede (Şekil 4- 23, Şekil 4- 24, Şekil 4- 25, Şekil 4- 26, Şekil 4- 27, Şekil 4- 28, Şekil 4- 29), mini vida alveol kemiğiyle 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Dördüncü modele ait kortikal kemikteki maksimum Von Mises gerilim değeri 3.98 MPa' dır. Spongioz kemik seviyesinde görülen maksimum Von Mises gerilimi 0.44 MPa olarak bulunmuştur. Spongioz kemikte görülen gerilim değeri, kortikal kemiğe göre çok düşük bulunmuştur. Hem kortikal hem de spongioz kemikte, gerilimler mini vidanın distalinde ve mezialinde yer almaktadır. En fazla sıkışma mini vidanın mezialinde, en fazla gerilme ise mini vidanın distalinde görülmektedir. Bu sonuçlar Kuroda ve ark. 'ın yaptığı çalışmayla korelasyon göstermektedir (145).

Mini vida üzerinde görülen maksimum Von Mises gerilimine bakıldığında ise yine diğer modellere benzer şekilde mini vidanın boyun kısmında daha yüksek gerilimlerin oluştuğu dikkat çekmektedir. Dördüncü modelde mini vida üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilim değeri ise 8.17 MPa' dır. Singh ve ark. (120) yaptıkları çalışmada alveol kemiğe 90° ile yerleştirilen mini vidalar üzerinden mezial yönlü kuvvet uygulaması sonucu, maksimum stresin vidanın boynunda ve mezial bölgesinde olduğunu bildirmişlerdir. Singh ve ark. elde ettiği bulgular çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlarla uyumludur.

Dördüncü modelde mini vida üzerindeki maksimum yer değiştirme değeri ise 0.53 mm olarak ölçülmüştür. Mini vida üzerindeki maksimum yer değiştirme değeri kuvvetin uygulama noktasından kuvvetin uygulama yönüne doğru gerçekleşmiştir. Shen ve ark. (102) yaptıkları çalışmada mini vidaya kuvvet uygulaması sonucunda en fazla yer değiştirmenin, vida üzerine kuvvet uygulanan noktadan kuvvetin uygulama yönüne doğru olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları bizim elde ettiğimiz bulgularla korelasyon göstermektedir.

5.3.5. Beşinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın PDL' den 1 mm, komşu dişten ise 1.25 mm distalde konumlandığı modelde (Şekil 4- 30, Şekil 4- 31, Şekil 4- 32, Şekil 4- 33, Şekil 4- 34, Şekil 4- 35, Şekil 4- 36), mini vida apikale doğru eğimlendirilerek alveol kemiğine 60° açıyla

pozisyonlandırılmış şekilde modellenmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Beşinci modelde kortikal kemikte görülen maksimum Von Mises gerilim değeri 4.60 MPa' dır. Spongioz kemikte görülen maksimum Von Mises değeri ise 0.47 MPa olarak ölçülmüştür. Hem kortikal kemik hem de spongioz kemik seviyesinde görülen gerilim yoğunlukla mini vida yuvasının mezial ve distal kısımlarında konumlanmıştır. Perillo ve ark. (108) yaptıkları çalışmada, mini vidaları mandibular kemiğe farklı açılarla yerleştirmişler ve mini vidalar üzerinden kuvvet uygulamışlardır. Çalışmaları sonucunda, kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilimlerin mini vidanın distal ve mezial kısımlarında yoğun olduğunu vurgulamışlardır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Mini vida üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilimine bakıldığı zaman ise gerilimlerin mini vidanın boyun bölgesinde yoğunlaştığını ve 8.45 MPa olarak ölçüldüğü görülmektedir. Ammar ve ark. (147) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, alt kanin distalizasyonu amacıyla mini vida üzerinden kuvvet uygulamış ve mini vidalarda ortaya çıkan gerilimlerin en fazla boyun bölgesinde olduğunu bildirmişlerdir.

Beşinci modelde mini vida üzerindeki maksimum yer değiştirme değeri ise 0.47 mm olarak ölçülmüştür. Maksimum yer değiştirme değerleri mini vidanın kuvvet uygulanan mezial kısmında ortaya çıkmıştır. Bu bulgular; Liou ve ark' ın (88) yaptığı çalışmada elde ettiği bulgularla benzerdir.

5.3.6. Altıncı Modele Ait Bulguların Tartışılması

Mini vidanın PDL' den 1 mm, birinci molar dişin distal kökünün distal yüzeyinden ise 1.25 mm uzakta konumlandığı durumu simule eden bu modelde (Şekil 4- 37, Şekil 4- 38, Şekil 4- 39, Şekil 4- 40, Şekil 4- 41, Şekil 4- 42, Şekil 4- 43), mini vida alveol kemiğiyle 90° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini vidanın baş kısmından mezial yönlü 2 N kuvvet uygulanmıştır.

Bu modelde kortikal kemikte oluşan maksimum Von Mises gerilim değeri 2.50 MPa olarak ölçülmüştür. Spongioz kemikte görülen maksimum Von Mises değeri ise 0.43 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilmeler vida yuvasının mezial ve distal kısımlarında daha yoğun olarak görülmektedir. Meher ve ark. (110), mini vidaları kemik bloğa 90°

açı ile yerleştirmiş, kuvvet uygulaması sonucu ortaya çıkan gerilimleri değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda mini vida çevresinde ortaya çıkan gerilmelerin, mini vidaların mezial ve distal kısımlarında daha yoğun olarak ortaya çıktığını vurgulamışlardır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla uyum göstermektedir.

Altıncı modelde mini vida üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilimine bakıldığında ise, diğer modellerde de olduğu gibi yoğunlukla mini vidanın boyun bölgesinde ortaya çıkan, maksimum Von Mises gerilimi değerinin 4.86 MPa olduğu görülmektedir. Bu bulgular Kuroda ve ark. (145)'in yaptığı çalışmada elde ettiği bulgularla benzerlik göstermektedir.

Altıncı modelde mini vida üzerindeki maksimum yer değiştirme değeri ise 0.51 mm olarak ölçülmüştür. Yer değiştirme değerleri mini vidanın kuvvet uygulama bölgesinden kuvvet uygulama yönünde en yüksek değeri almaktadır. Meher ve ark. (110) yaptıkları çalışmada mini vida üzerine kuvvet uygulandıktan sonra maksimum yer değiştirme değerlerinin mini vidanın kuvvet uygulama yönünde ortaya çıktığını ortaya koymuşlardır. Yaptığımız çalışma ve Meher ve ark.'ın yaptığı çalışma sonuçları bakımından uyum göstermektedir.

5.3.7. Modellere Ait Bulguların Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması

Çalışmamızda mini vidaların iki farklı açı ve komşu dişe üç farklı uzaklıkta yerleştirildiği toplam altı model oluşturulmuştur. Bu modellerde kortikal kemik, spongioz kemik ve mini vida seviyesindeki gerilmeler ile mini vidada meydana gelen şekil değişimleri incelenmiştir.

Lin ve ark. (106) mini vidaların mandibulaya yerleştirilme açısı ve kemik dışında kalan uzunluklarının vida stabilitesine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, 60° açıyla yerleştirilen mini vidaların çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilmelerin, 90° açıyla yerleştirilen mini vidaların çevresinde ortaya çıkan gerilmelerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Perillo ve ark. (107), yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında mandibulaya beş farklı açıda (30°, 60°, 90°, 120°, 150°) yerleştirdikleri mini vidalar üzerinden kuvvet uygulamışlar; sonucunda kortikal ve spongioz kemikte en düşük gerilimin kemiğe 90° açıyla yerleştirilen mini vidanın çevresinde ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Literatürde mini vidanın 90° açıyla yerleştirildiğinde oluşan gerilimlerin daha az olduğunu ortaya koyan başka çalışmalar da bulunmaktadır (71,124,148). Ortaya koyulan bu bulgulardan farklı olarak; Zhao ve

ark. (72) yaptıkları çalışmada, en iyi stabilitenin sağlanması için mini vidanın 50°- 70° arasında bir açıyla yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir. Wilmes ve ark. (22) domuzlar üzerinde yaptıkları çalışmada ideal yerleştirme açısını 60°- 70° arasında önermektedir. Çalışmamızda analizi yapılan altı modelde kortikal kemik seviyesinde görülen gerilmelere bakıldığında, mini vidaların 60° açı ile yerleştirildiği modellerde kortikal kemik seviyesinde görülen gerilmelerin, 90° açı ile yerleştirilen modellerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Spongioz kemikte ortaya çıkan gerilmelerde de bir model dışında (mini vidanın dişe 0.2 mm mesafede konumlandığı) 90° açıyla yerleştirilen modellerde daha az gerilim ölçülmüştür. Elde ettiğimiz bulgular Perillo ve ark. ve Lin ve ark.' in çalışmalarıyla uyumludur. Zhao ve ark. ve Wilmes ve ark.' in çalışmalarında elde edilen bulguların farklı olmasının sebebinin ise bu çalışmaların insan yapısıyla farklılıkları bulunan domuz kemikleri üzerinde yapılmaları olduğu düşünülmektedir.

Motoyoshi ve ark. (111) yaptıkları çalışmada, mini vidaları mandibulaya dört farklı konumda (komşu dişin köküyle temas halinde, PDL' ye gömülmüş, PDL ile temas halinde ve PDL' den 1 mm uzaklıkta) yerleştirmişler ve dişlerin üzerine oklüzal kuvvetleri taklit edecek kuvvetler uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda mini vidanın diş kökünden uzaklaşmasının kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresi azalttığını bildirmişlerdir. Shan ve ark. (122) yaptıkları çalışmada, mini vidaları dört farklı konumda (komşu dişin köküyle temas halinde, bir kısmı PDL' ye gömülmüş, PDL ile temas halinde ve PDL' den 1 mm uzaklıkta) yerleştirmişler ve çalışmalarının sonucunda kortikal kemikte en az gerilimin PDL' den 1 mm uzakta konumlanan vida çevresinde ortaya çıktığını ortaya koymuşlardır. Albogha ve ark.' da (105) yaptıkları çalışma sonucunda, mini vidayı diştan en az 1 mm uzakta konumlandırmanın stabilitenin sağlanması açısından kritik olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda kullandığımız iki farklı açıyı kendi içinde değerlendirdiğimizde ise, 90° açı ile yerleştirilen mini vidalarda, komşu diş kökünden uzaklaştıkça, vida çevresindeki kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşan gerilmelerin kademeli olarak azaldığı görülmektedir. En düşük gerilim ise PDL' den 1 mm uzakta konumlanan mini vidanın çevresinde görülmektedir. Bu bulgu bize göstermektedir ki, 90° açıyla yerleştirilen mini vidalarda komşu dişin PDL' sinden uzaklaşması, kortikal kemikte ortaya çıkan stresi azaltmaktadır. Elde ettiğimiz bulgular, Motoyoshi ve ark.' nın 30° açıyla, Shan ve ark.' in 90° açıyla ve Albogha ve ark.' in birden fazla açıyla yerleştirilmiş mini vidalarda elde ettiği bulgularla uyumludur. Çalışmamızda 60° açıyla yerleştirilen mini vidalarda ise

komşu diş köküne olan mesafelerinin artmasının, kortikal ya da spongioz kemikte ortaya çıkan gerilmeleri azaltmadığı görülmektedir. Literatürde 60° ile yerleştirilen mini vidanın dişe mesafesinin etkilerini değerlendiren bir çalışma olmamakla birlikte; bu bulgunun 60° açı ile yerleştirilen mini vidalarda yerleştirme açısının kortikal kemikteki gerilime etkisinin, komşu diş köküne olan uzaklıktan daha fazla olmasıyla ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Yaptığımız çalışma sonucu elde ettiğimiz bulgular, mini vidanın komşu diş kökünden uzaklaşmasının kortikal kemikte oluşan gerilimlerde azalma sağlayabileceğini ancak, bunun mini vidanın yerleştirme açısına da bağlı olduğunu ortaya koymaktadır.

Kuroda ve ark. (145) yaptıkları çalışmada, mini vidalara kuvvet uygulaması sonucunda en fazla gerilimin vidanın boyun bölgesinde ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Singh ve ark. (120) titanyum alaşımli ve paslanmaz çelik mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetlerin mini vidalar üzerinde yaptığı etkiyi inceledikleri çalışmalarında, her iki mini vidada da oluşan maksimum stresin mini vidaların boyun bölgesinde oluştuğunu belirtmişlerdir. Literatürde yapılan birçok çalışmada da benzer bulgular bildirilmiştir (110,146,147). Çalışmamızda yukarıdaki literatürlerle uyumlu olarak bütün modellerde en yüksek gerilme mini vidaların boyun bölgesinde tespit edilmiştir. 90° açıyla yerleştirilen mini vidalarda, 60° açıyla yerleştirilen mini vidalara göre daha az gerilme tespit edilmiştir. Aradaki fark özel bir değerlendirmeye ihtiyaç duymayacak kadar küçüktür. 90° açıyla ve PDL' den 1 mm uzakta yerleştirilen mini vidada ise vida boynundaki gerilim değeri, diğer bütün modellerden daha azdır. Bu farkın mini vidanın, hem daha az gerilim değerleri elde ettiğimiz 90° lik açıyla yerleştirilmesinin, hem de komşu diş köküyle arasında destek sağlamak için daha kalın bir kemik kitlesi olmasının ortak sonucu olduğunu düşünmekteyiz.

Meher ve ark. 2012 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, mini vida üzerine kuvvet uygulandığında, en çok yer değiştirmenin mini vidanın kuvvet uygulanan noktasının kuvvet uygulanan yönüne doğru olduğunu bildirmişlerdir (110). El- Beialy ve ark. (144) El-Beialy ve ark. maksillada ve mandibulada kanin distalizasyonu için kullandıkları mini vidaların yer değiştirmelerini CT görüntüleri üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda mini vidaların ortodontik kuvvetin uygulanma yönünde yer değiştirdiğini bildirmişlerdir. Farklı araştırmacıların bu konuda bu bulguları destekleyen çalışmaları mevcuttur (88,102,149). Modellerimizin

sonlu elemanlar analizi sonucunda 90° ile yerleştirilen mini vidaların, 60° ile yerleştirilen mini vidalardan az bir farkla daha yüksek maksimum yer değiştirme değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. hem 60° ile hem de 90° açıyla yerleştirilen mini vidalarda, komşu diştten uzaklaşmak ortaya çıkan maksimum yer değiştirme değerini küçük miktarlarda arttırmaktadır.

5.4. Sonuçlar

Çalışmamızda; iskeletsel ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların, mandibulaya uygulanması sonucu ortaya çıkan gerilmeler, in vitro bir yöntem olan sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

Analizi yapılan bütün modellerde en fazla gerilim sırasıyla; mini vidanın boyun bölgesinde, vida yuvasının çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte ölçülmüştür.

Mini vidanın 60° açı ile yerleştirildiği durumlarda, 90° açı ile yerleştirildiği durumlara göre kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri görülmüştür.

Modeller arasında; kortikal kemikte, spongioz kemikte ve mini vida boyun bölgesinde en düşük gerilmeler altıncı modelde ortaya çıkmıştır.

Mini vidanın 90° açı ile yerleştirildiği durumlarda, komşu diş köküyle mesafesinin artması, çevre kemik dokusunda oluşan gerilimin azalmasını sağlamaktadır.

Mini vidadaki yer değiştirme değerleri, mini vidanın baş bölgesinde kuvvet uygulama yönünde fazla bulunmuştur. En fazla yer değiştirme değeri ikinci modelde görülmüştür. Ortaya çıkan yer değiştirme değerleri mini vida üzerinde kalıcı değişiklik yaratmayacak kadar küçük değerlerdir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara göre 60° ile yerleştirilen mini vidalar daha yüksek gerilme değerleri oluşmaktadır. 90° ile yerleştirilen mini vidaların çevresinde oluşan gerilimler ise daha düşük değerlerde bulunmuştur. Klinik olarak, mini vidanın etrafında oluşan gerilimleri azaltıp, vida stabilitesinin artırılması amacıyla, vidaların mümkün olduğu kadar kemiğe dik yerleştirilmesinin faydalı olacağı görüşündeyiz. Klinik uygulamalarda, mandibulada mini vidaların alveol kemiğine dik ve komşu diş kökünden 1 mm' den daha uzak yerleştirilmesinin, ortaya çıkacak gerilmeleri azaltacağını düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Moaveni S. FINITE ELEMENT ANALYSIS Theory and Application with A N S Y S. Odontol Soc Nippon Dent Univ. 1999;12(8):992–3.
2. Proffit WR., Fields HW., Sarver D. Contemporary Orthodontics. 3rd ed. St.Louis: Mosby,inc; 2000.
3. Graber TM VRJ. Orthodontics Current Principles and Techniques. 3rd ed. Missouri: Mosby Inc; 2000.
4. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.
5. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. Semin Orthod. 2005;11(1 SPEC. ISS.):3–9.
6. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. J Orofac Orthop [Internet]. 2006;67(6):450–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17124564>
7. Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009;20(12):1351–9.
8. Ure DS, Oliver DR, Kim KB, Melo AC, Buschang PH. Stability changes of miniscrew implants over time A pilot resonance frequency analysis. Angle Orthod. 2011;81(6):994–1000.
9. Moaveni S. Finite element analysis: Theory and application with Ansys. New Jersey: Prentice-Hall; 2001.
10. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod. 2002;24(1):21–33.
11. Nicholson DW. Finite Element Analysis Thermomechanics of Solids. Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2003;35:271.
12. Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki a, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. Br J Orthod. 1998;25(2):109–15.
13. Mahler DB PF. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res. 1955;34:831.
14. Hancı M., Bozdağ E. AA. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık; 2010. 10-55 p.
15. Kumar YM, Ravindran NS BM. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. Angle Orthod. 2009;79(2):368–72.
16. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. Vol. 36, Journal of Dentistry. 2008. p. 463–71.
17. Eskitaşçıoğlu G YB. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A Ü Diş Hek Fak Derg. 1995;22:201–5.
18. TJR. H. The finite element method. New Jersey: Prentice-Hall; 1987.
19. Ledley RS HH. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968;47(3):427–32.
20. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root

- of the maxillary central incisor. *Am J Orthod.* 1971;59(6):581–8.
21. Tanne K, Sakuda M BC. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987;92:499–505.
 22. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80–8.
 23. Inan M. Cismilerin mukavemeti. 6th ed. İstanbul: İTÜ Vakfı; 1988.
 24. Mow VC HR. *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-Biology.* New York; 2005.
 25. Craig JM PJ. *Restorative dental materials.* St. Louis: Mosby; 2002.
 26. Marghitu DB. *Mechanical engineer's handbook.* Academic Press; 2001.
 27. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları gerilmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara; 2007.
 28. Sugawara J, Mitani H. Facial growth of skeletal Class III malocclusion and the effects, limitations, and long-term dentofacial adaptations to chin cap therapy. *Semin Orthod.* 1997;3(4):244–54.
 29. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(4):367–73.
 30. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2005;27(1):12–6.
 31. Upadhyay M, Yadav S, Nanda R. Biomechanical Basis of Extraction Space Closure. In: *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics: Second Edition.* 2014. p. 108–20.
 32. Shaw AM, Sameshima GT, Vu H V. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthod Craniofacial Res.* 2004;7(2):98–107.
 33. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(2):190–7.
 34. Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *Eur J Orthod.* 2003;25(6):569–78.
 35. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech.* 2002;35(10):1411–5.
 36. Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *Eur J Orthod.* 2005;27(4):333–9.
 37. Gavakos K, Witt E. The functional status of orthodontically treated prognathic patients. *Eur J Orthod.* 1991;13(2):124–8.
 38. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent [Internet].* 2001;85(6):585–98. Available from:

- <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301574314>
39. Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I, et al. An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. *Angle Orthod.* 2009;79(4):703–14.
 40. Ismail SFH, Moss JP, Hennessy R. Three-dimensional assessment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(3):244–56.
 41. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(4):342–8.
 42. Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: A comparison of 2 kinds of palatal expanders. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2004. p. 354–62.
 43. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer M a, et al. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2005;283(2):259–74.
 44. Koriath TWP, Versluis a. Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures By Finite Element (Fe) Analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* [Internet]. 1997;8(1):90–104. Available from: <http://cro.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/10454411970080010501>
 45. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257–70.
 46. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005;84(5):428–33.
 47. McNeill C. Science and practice of occlusion. Hong Kong: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1997.
 48. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME WR. Concepts and applications of finite-element analysis. New York; 2001.
 49. Prabhu J, Cousley RRJ. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod.* 2006;33(4):288–307.
 50. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11(1 SPEC. ISS.):24–31.
 51. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. *World J Orthod.* 2010;11(4):323–30.
 52. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(2):166–74.
 53. Erverdi N, Tosun T KA. A new anchorage site for the treatment of anterior open bite: zygomatic anchorage. Case report. *World J Orthod.* 2002;3:147–53.
 54. Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, De Clerck HJ, Tulloch JFC. Patients' and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: A prospective study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(1):18–24.
 55. Kircelli BH, Pektaş ZO, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *Angle Orthod.* 2006;76(1):156–63.
 56. Baumgaertel S, Razavi MR, Hans MG. Mini-implant anchorage for the

- orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(4):621–7.
57. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. Vol. 135, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009. p. 284–91.
 58. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86(2):95–111.
 59. Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am* [Internet]. 1988;32(3):539–50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3042478>
 60. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U DP. The Orthosystem-a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop.* 1996;57(3):142–53.
 61. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31(11):763–7.
 62. Cornelius C-P, Ehrenfeld M. The Use of MMF Screws: Surgical Technique, Indications, Contraindications, and Common Problems in Review of the Literature. *Craniomaxillofacial Trauma Reconstr.* 2010;3(2):055–80.
 63. Papadopoulos M a, Papageorgiou SN, Zogakis IP. Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *J Dent Res.* 2011;90(8):969–76.
 64. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(4 SUPPL.).
 65. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod.* 2006;28(6):541–6.
 66. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop* [Internet]. 2009;70(2):115–27. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19322530>
 67. Kim SH, Lee SJ, Cho IS, Kim SK, Kim TW. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):899–907.
 68. 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 Dentofac Orthop.* 2003;124(4):373–8.
 69. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008;78(1):101–6.
 70. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(1):13–8.
 71. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(2).
 72. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, et al. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2011;139(5):628–35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21536206>

73. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, et al. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone-implant interface properties. Vol. 47, *Journal of Biomechanics*. 2014. p. 3–13.
74. Schminke B, vom Orde F, Gruber R, Schliephake H, Burgers R, Miosge N. The Pathology of Bone Tissue during Peri-Implantitis. *J Dent Res* [Internet]. 2014;94:354–61. Available from: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0022034514559128>
75. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006;130(1):18–25.
76. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implant* [Internet]. 2004;19(1):100–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14982362>
77. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006;35(8):704–7.
78. Viwattanatipa N, Thanakitcharu S, Uttraravichien A, Pitiphat W. Survival analyses of surgical miniscrews as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;136(1):29–36.
79. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* [Internet]. 2006;67(3):162–74. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16736117>
80. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;127(3):307–13.
81. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(8):695–9.
82. Shank SB, Beck FM, Atri AM, Huja SS. Bone damage associated with orthodontic placement of miniscrew implants in an animal model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;141(4):412–8.
83. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, et al. Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie* [Internet]. 2010;71(1):53–67. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00056-010-9933-y>
84. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133(1):44–50.
85. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131(1):9–15.
86. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand*. 1987;58(5):567–77.
87. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399–410.
88. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;126(1):42–7.

89. Melsen B, Costa a. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* [Internet]. 2000;3(1):23–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11168281>
90. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: Early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod*. 1999;21(3):223–30.
91. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod*. 2005;39:539–47.
92. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20–5.
93. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2009;18(3):357–68. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12814310>
94. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthod Waves*. 2006;65(1):1–8.
95. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: Related study analysis. Vol. 122, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002. p. 84–94.
96. Sugawara J. Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. *J Clin Orthod*. 1999;33(12):689–96.
97. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH KI. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*. 2003;37(6):321–8.
98. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):474–80.
99. Cha JY, Kil JK, Yoon TM, Hwang CJ. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(1):73–9.
100. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(2):263–7.
101. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(6):690–4.
102. Shen S, Sun Y, Zhang C, Yang Y, Li Z, Cai X, Duan Y LT. Bivariate optimization of orthodontic mini-implant thread height and pitch. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2015;10(1):109–16.
103. Fattahi H, Ajami S, Nabavizadeh Rafsanjani A. The Effects of Different Miniscrew Thread Designs and Force Directions on Stress Distribution by 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Dent (Shiraz, Iran)*. 2015;16(4):341–8.
104. Gautham, Sivamurthy Shantha S. Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion—a three-dimensional finite element study. *Prog Orthod*. 2016;17(4):1–11.
105. Albogha, Hassan Kitahara, Toru Todo, Mitsugu Hyakutake, Hiroto Takahashi I. Predisposing Factors for Orthodontic Mini-Implant Failure Defined by Bone Strains in Patient-Specific Finite Element Models. *Ann Biomed Eng*. 2016;
106. Holberg C, Winterhalder P, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability. *Eur J Orthod*.

- 2014;36(5):550–6.
107. Lin TS, Tsai F De, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(2):182–9.
 108. 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 Feb 1;37(1):56–9.
 109. Lee HJ, Lee KS, Kim MJ, Chun YS. Effect of bite force on orthodontic mini-implants in the molar region: Finite element analysis. *Korean J Orthod.* 2013;43(5):218–24.
 110. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey P V. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: a finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *J Orthod.* 2012;39(4):249–55.
 111. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(4):363–8.
 112. Paulsen F, Waschke J. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen: Kopf, Hals und Neuroanatomie. Sobotta. 2010. 391 p.
 113. MSC. Software Corporation. MSC. Marc Volume A: Theory and User Information. Santa Ana CA: MSC; 2005.
 114. Gupta A, Kohli VS, Hazarey P V., Kharbanda OP, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A 3-dimensional finite element method study. Part 1. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(6):737–48.
 115. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(5).
 116. Feldmann I, Bondemark L. Orthodontic anchorage: A systematic review. Vol. 76, *Angle Orthodontist.* 2006. p. 493–501.
 117. 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.
 118. Ekfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Linden U, Lundqvist S, Rundcrantz T, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(5):462–7.
 119. Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodside DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(2):182–9.
 120. 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 Dentofac Orthop.* 2012;141(3):327–36.
 121. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Yamamoto TT. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(4 SUPPL.).
 122. Shan L-H, Guo N, Zhou G, Qie H, Li C-X, Lu L. Finite Element Analysis of Bone Stress for Miniscrew Implant Proximal to Root Under Occlusal Force and Implant Loading. *J Craniofac Surg.* 2015;26(7):2072–6.
 123. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of

- orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065–70.
124. Noble J, Karaiskos NE, Hassard TH, Hechter FJ W, WA. Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *J Clin Orthod.* 2009;(43):332–34.
 125. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Vol. 7, *Clinical oral implants research.* 1996. p. 143–52.
 126. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(1):1–9.
 127. Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod.* 2016;86(2):221–6.
 128. Janssen KI, Raghoobar GM, Vissink A, Sandham A. Skeletal anchorage in orthodontics--a review of various systems in animal and human studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;23(1):75–88.
 129. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod.* 1990;60(2):135–52.
 130. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2010;137(1):108–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20122438>
 131. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):388–95.
 132. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2009;31(1):12–20.
 133. Takaki T, Tamura N, Yamamoto M, Takano N, Shibahara T, Yasumura T, et al. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment--stability of micro/mini-screws and mini-plates: experience with 455 cases. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2010;51(3):151–63.
 134. Miyazawa K, Kawaguchi M, Tabuchi M, Goto S. Accurate pre-surgical determination for self-drilling miniscrew implant placement using surgical guides and cone-beam computed tomography. *Eur J Orthod.* 2010;32(6):735–40.
 135. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: A prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(5):442–6.
 136. 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.
 137. Masumoto T, Hayashi I, Kawamura A, Tanaka K, Kasai K. Relationships among facial type, buccolingual molar inclination, and cortical bone thickness of the mandible. *Eur J Orthod.* 2001;23(1):15–23.
 138. Marquezan M, Mattos CT, Sant'Anna EF, De Souza MMG, Maia LC. Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. Vol. 84, *Angle Orthodontist.* 2014. p. 1093–103.
 139. Alrbata RH, Yu W, Kyung HM. Biomechanical effectiveness of cortical bone

- thickness on orthodontic microimplant stability: An evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;146(2):175–82.
140. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(4):495–503.
 141. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(3).
 142. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol.* 2000;45(7):543–50.
 143. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;99(5):427–40.
 144. El-Beialy AR, Abou-El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AM, Mostafa YA. Loss of anchorage of miniscrews: A 3-dimensional assessment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(5):700–7.
 145. Kuroda S., Nishii Y., Okano S., Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: A finite element study analysis. *J Orthod.* 2014;41(4):275–84.
 146. Zhang Y, Zhang D, Feng C, Peng P, Hu H, Toshiyuki Kawakami, et al. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *J Hard Tissue Biol.* 2006;15(2):69–72.
 147. 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 Dentofac Orthop* [Internet]. 2011;139(1):e59–71. Available from: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-78650893217&partnerID=40&md5=da6dd28b85c7c528d0645412f8c5e86c>
 148. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod.* 2010;80(4):446–53.
 149. Wang YC, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(1):38–43.