

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

**Mandibular Bukkal Shelf Bölgesine Farklı Konumlarda Yerleştirilen
Farklı Materyale Sahip Mini Vidaların Üzerinde ve Çevre Kemikte Farklı
Yönde Uygulanan Kuvvetler Sonucu Oluşan Stresin ve Vidadaki Devrilme
Miktarının Ölçülmesi**

HAZIRLAYAN

Mustafa YÜKSEK

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

**Mandibular Bukkal Shelf Bölgesine Farklı Konumlarda Yerleştirilen
Farklı Materyale Sahip Mini Vidaların Üzerinde ve Çevre Kemikte Farklı
Yönde Uygulanan Kuvvetler Sonucu Oluşan Stresin ve Vidadaki Devrilme
Miktarının Ölçülmesi**

HAZIRLAYAN

Mustafa YÜKSEK

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Burçak KAYA

ANKARA – 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Ortodonti Doktora Programı çerçevesinde Dt. Mustafa YÜKSEK tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 30/03/2023

Tez Adı: Mandibular Bukkal Shelf Bölgesine Farklı Konumlarda Yerleştirilen Farklı Materyale Sahip Mini Vidaların Üzerinde ve Çevre Kemikte Farklı Yönde Uygulanan Kuvvetler Sonucu Oluşan Stresin ve Vidadaki Devrilme Miktarının Ölçülmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

Prof. Dr. Çağrı Türköz (Gazi Üni. / Ortodonti)

.....

Prof. Dr. Nehir Canıgür Bavbek (Gazi Üni. / Ortodonti)

.....

Dr. Öğr. Üyesi Hande Pamukçu (Başkent Üni. / Ortodonti)

.....

Dr. Öğr. Üyesi N. İrem Tunçer (Başkent Üni. / Ortodonti)

.....

Dr. Öğr. Üyesi H. Sinem İnce Bingöl (Başkent Üni. / Ortodonti)

.....

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 07/03/2023

Öğrencinin Adı, Soyadı: Mustafa YÜKSEK

Öğrencinin Numarası: 21810143

Anabilim Dalı: Ortodonti

Programı: Ortodonti

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Burçak KAYA

Tez Başlığı: Mandibular Bukkal Shelf Bölgesine Farklı Konumlarda Yerleştirilen Farklı Materyale Sahip Mini Vidaların Üzerinde ve Çevre Kemikte Farklı Yönde Uygulanan Kuvvetler Sonucu Oluşan Stresin ve Vidadaki Devrilme Miktarının Ölçülmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 90 sayfalık kısmına ilişkin, 07/03/2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %20'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 07/03/2023

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyadı, İmza:

Prof. Dr. Burçak Kaya

.....

İTHAF

Bu tezi, tüm hayatı boyunca iyi bir insan olmam için çalışan, başarılarımın asıl sahibi, beni bu günlere getiren, sevgi ve desteğini bir an bile üzerimden esirgemeyen rahmetli babam Mehmet YÜKSEK'e ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, desteğini her an hissettiğim, bu tezin hazırlanmasında bana yol gösteren çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Burçak KAYA'ya,

Eğitim hayatım boyunca çok değerli bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, desteğini esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI'ya,

Desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli Dr. Öğr. Üyesi Hande Pamukçu ve Dr. Öğr. Üyesi Nilüfer İrem TUNÇER'e,

Katkılarını ve desteklerini esirgemeyen çok değerli Dr. Öğr. Üyesi Sinem İNCE BİNGÖL ve Dr. Öğr. Üyesi Azize ATAKAN KOCABALKAN'a,

Tüm doktora eğitim sürecimde her zaman yanımda olan, çok güzel anılar biriktirdiğim, kıymetli dönem arkadaşlarım Dt. Pelinsu GÜLEÇ ERGÜN, Dt. Deniz ERTÜZ ve Dt. Koralp KOZAN'a

Hem çalışma hem de sosyal hayatta birlikte çok güzel zamanlar geçirdiğimiz başta Dr. Dt. Sarper TEMEL olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca sevgi ve emeğini üzerimden esirgemeyen, beni her an destekleyen, bu günlere gelmemi sağlayan ve tüm başarımın mimarı olan canım AİLEM'e

Sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Mustafa Yüksek, Mandibular Bukkal Shelf Bölgesine Farklı Konumlarda Yerleştirilen Farklı Materyale Sahip Mini Vidaların Üzerinde ve Çevre Kemikte Farklı Yönde Uygulanan Kuvvetler Sonucu Oluşan Stresin ve Vidadaki Devrilme Miktarının Ölçülmesi, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, 2023

Bu araştırmanın amacı; iki farklı materyalden üretilen mini vidaların, mandibulada bukkal shelf bölgesine farklı konumlarda yerleştirilmesi ve farklı yönlerde, farklı büyüklüklerde kuvvet uygulanması sonucunda hem vidadaki hem de kemikte oluşan stres dağılımını ve vidadaki defleksiyonu değerlendirmektir.

Bu çalışmada vida materyali olarak paslanmaz çelik ve titanyum kullanılmıştır. Vidalar oklüzal düzlemle 70° açı yapacak şekilde mandibular bukkal shelf bölgesine 2. molar dişin mezial ve distal olmak üzere iki farklı konumda yerleştirilmiştir. Bu doğrultuda 4 farklı FEM (sonlu elemanlar analizi) modeli oluşturulmuştur. Her bir modeldeki mini vidaya oklüzal düzleme paralel ve dik olacak şekilde sagittal ve lingual yönde 200, 300, 400, 500 gr kuvvet uygulanmıştır. Çalışmadan elde edilen veriler ışığında mandibular bukkal shelf bölgesi için en uygun vida materyali ve yerleştirme konumunun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, kuvvet uygulanmasının ardından mini vida üzerinde meydana gelen en büyük stres birikimi mini vidanın boyun bölgesinde gözlenmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte stres miktarı da artış göstermiştir. Ayrıca paslanmaz çelik mini vidalar üzerinde biriken stres miktarının titanyum mini vidalara göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bunlara ek olarak artan kortikal kemik kalınlığı ile stres miktarında azalma meydana geldiği bulunmuştur.

Çalışmamızın diğer sonuçlarına göre, uygulanan kuvvetin miktarına bağlı olarak mini vidalarda eğilme meydana gelmiştir. Eğilme miktarı artan kuvvetle birlikte artış göstermektedir. Ayrıca paslanmaz çelik mini vidalarda meydana gelen eğilme miktarının

titanyum vidalara göre daha d    k olduğu bulunmuştur. İlavenen, artan kortikal kemik kalınlığı ile eğilme miktarında bir azalma meydana gelmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bukkal shelf, Mini vida, Titanyum, Paslanmaz  elik

Bu tez  alı ması Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA21/11) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.



ABSTRACT

Mustafa Yüksek, Measurement of the Stress and Deflection that occurs at the Surrounding Bone and on the Mini Screws which are Made of Different Materials Placed at the Mandibular Bukkal Shelf Region in Different Locations and due to Forces at Different Directions, Başkent University, Institute of Health Sciences, Orthodontics Doctorate Program, PhD Thesis, 2023

The aim of this study is to evaluate the stress distribution and deflection that occurs in the mini screw and bone as a result of placing mini screws produced from two different materials in different positions on the buccal shelf area of the mandible and applying different amounts of force in different directions.

In this research, stainless steel and titanium were used as screw material. The screws were placed in 2 different locations such as mesial and distal to the second molar on the mandibular buccal shelf area with an angle of 70 ° with the occlusal plane. 4 different FEM models were created. In this manner 200, 300, 400, 500 gr forces were applied to the mini screw in each model in either sagittal or lingual directions, parallel or perpendicular to the occlusal plane. In the light of the data obtained from the study, it was aimed to determine the most suitable screw material and location for buccal shelf area.

According to the results of our study, after the application of the force the greatest stress accumulation on the mini-screw was observed in the neck region of the mini-screw. In addition, the amount of stress increased with increasing force. Besides, it was observed that the amount of stress accumulated on stainless steel mini screws was lower than on titanium mini screws. On the other hand, it was found that the amount of stress decreased with increasing cortical bone thickness.

According to the other results of our study, bending occurred in the mini screws depending on the magnitude of the applied force. The amount of bending increased with increasing force. In addition, the amount of bending observed in stainless steel mini screws

was found to be lower than in titanium screws. Besides, a decrease in the amount of bending occurred with increasing cortical bone thickness.

Keywords: Buccal shelf, Mini screw, Titanium, Stainless steel

This study was approved by Başkent University Medical and Health Sciences Research Board



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ortodontik Mini İmplant ve Mini Vidaların Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Ankraj.....	4
2.2.1. İskeletsel Ankraj.....	5
2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.3.1. Ortodontik Amaçla Kullanılan Mini İmplant Çeşitleri.....	8
2.4. Ortodontik Mini Vidaların Özellikleri ve Uygulamaları	12
2.4.1. Ortodontik Mini Vidaların Özellikleri.....	12
2.4.2. Ortodontik Mini Vida Uygulamaları	13
2.4.2.1. Uygulama Yöntemleri	13
2.4.2.2. Uygulama Bölgeleri	16
2.4.2.2.1. Maksilladaki Uygulama Bölgeleri.....	16
2.4.2.2.2. Mandibuladaki Uygulama Bölgeleri.....	17
2.4.2.3. Uygulama Endikasyonları ve Kontraendikasyonları.....	18
2.5. Mini Vidalarda Meydana Gelen Komplikasyonlar.....	19
2.5.1. Yerleştirme Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar.....	19
2.5.1.1. Periodontal Ligament ya da Diş Köklerinde Travma.....	19
2.5.1.2. Sinir Yaralanması.....	19
2.5.1.3. Subkutanöz Amfizem	20
2.5.1.4. Nazal ve Maksiller Sinüs Perforasyonu	20
2.5.1.5. Mini Vida Kayması	20
2.5.2. Ortodontik Yük Altında Komplikasyonlar	20
2.5.2.1. Sabit Ankrajın Sağlanamaması	20
2.5.2.2. Mini Vidanın Yer Değiştirmesi.....	21
2.5.3. Yumuşak Doku Komplikasyonları	21
2.5.3.1. Yumuşak Doku Enflamasyonu, Enfeksiyonu ve Periimplantitis.....	21
2.5.4. Mini Vidanın Çıkartılması Esnasındaki Komplikasyonlar	21
2.5.4.1. Mini Vida Kırılması	21

2.5.4.2.	Parsiyel Osseoentegrasyon	22
2.6.	Mandibuler Bukkal Shelf	22
2.6.1.	Mandibuler Bukkal Shelf Anatomisi	22
2.6.2.	Mandibuler Bukkal Shelf Vidası	22
2.7.	Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM)	23
2.7.1.	Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM) Nedir?	23
2.7.2.	Sonlu Elemanlar Yönteminin (FEM) Avantaj ve Dezavantajları	25
2.7.3.	Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM) Terminolojisi	27
2.8.	Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Öncü Araştırmalar	32
2.8.1.	Kemik Analizi Yapan Çalışmalar	32
2.8.2.	Diş ve Periodonsiyum Analizi Yapan Çalışmalar	33
2.8.3.	Materyal Analizi Yapan Çalışmalar	34
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1.	Geometrik Modellerin Elde Edilmesi	35
3.1.1.	Kuvvet Kolu, Braketler, Ortodontik Tel ve Vidaların Modellenmesi	35
3.1.2.	Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi	36
3.2.	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	39
3.3.	Malzeme Özellikleri	40
3.4.	Modellerin Tasarımı	40
3.5.	Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	42
3.6.	Kuantitatif Model Bilgileri	46
3.7.	Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu	46
4.	BULGULAR	47
4.1.	Birinci Modele Ait Bulgular	48
4.1.1.	Sagital Yönde Uygulanan Kuvvet	48
4.1.1.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	49
4.1.1.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	50
4.1.2.	Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet	51
4.1.2.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	52
4.1.2.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	53
4.2.	İkinci Modele Ait Bulgular	55
4.2.1.	Sagital Yönde Uygulanan Kuvvet	55
4.2.1.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	56
4.2.1.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	57
4.2.2.	Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet	58
4.2.2.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	59
4.2.2.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	60
4.3.	Üçüncü Modele Ait Bulgular	62
4.3.1.	Sagital Yönde Uygulanan Kuvvet	62
4.3.1.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	63
4.3.1.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	64
4.3.2.	Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet	65
4.3.2.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler	66

4.3.2.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiş tirmeler	67
4.4.	Dördüncü Modele Ait Bulgular	69
4.4.1.	Sagital Yönde Uygulanan Kuvvet	69
4.4.1.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluş an Gerilmeler	70
4.4.1.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiş tirmeler	71
4.4.2.	Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet.....	72
4.4.2.1.	Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluş an Gerilmeler	73
4.4.2.2.	Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değiş tirmeler	74
5.	TARTIŞMA	76
5.1.	Amacın Değerlendirilmesi	76
5.2.	Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi	77
5.3.	Bulguların Değerlendirilmesi	82
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	89
6.1.	Sonuçlar.....	89
6.2.	Öneriler	90
7.	KAYNAKLAR.....	91

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1: Malzeme özellikleri.....	40
Tablo 3.2: Modellerin düğüm ve eleman sayısı	46
Tablo 4.1: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	48
Tablo 4.2: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	51
Tablo 4.3: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen titanyum mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	55
Tablo 4.4: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen titanyum mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	58
Tablo 4.5: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	62
Tablo 4.6: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	65
Tablo 4.7: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen titanyum mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	69
Tablo 4.8: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen titanyum mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (3/4 sagittal görüntüsü)	37
Şekil 3.2: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (koronal görüntüsü)	37
Şekil 3.3: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (aksiyel görüntüsü)	38
Şekil 3.4: Dişlerin modellenmesi	38
Şekil 3.5: Periodontal ligamentin modellenmesi	39
Şekil 3.6: Paslanmaz çelik ve titanyum vidalar 2. molar dişin mezialine yerleştirilmiş olan model.....	41
Şekil 3.7: Paslanmaz çelik ve titanyum vidalar 2. molar dişin distaline yerleştirilmiş olan model.....	42
Şekil 3.8: Mandibuler 2. moların mezialine vida yerleştirilen modelin sagittal yöndeki yüklemesi (Anterior bölgedeki kuvvet kolu doğrultusunda oklüzal düzleme paralel)	43
Şekil 3.9: Mandibuler 2. moların distaline vida yerleştirilen modelin sagittal yöndeki yüklemesi (Anterior bölgedeki kuvvet kolu doğrultusunda oklüzal düzleme paralel)	44
Şekil 3.10: Mandibuler 2. moların mezialine vida yerleştirilen modelin lingual yöndeki yüklemesi (Vidanın uzun aksı ile 75° açı yapacak şekilde, dişlerin üzerinden geçen ark teli doğrultusunda)	44
Şekil 3.11: Mandibuler 2. moların distaline vida yerleştirilen modelin lingual yöndeki yüklemesi (Vidanın uzun aksı ile 75° açı yapacak şekilde, dişlerin üzerinden geçen ark teli doğrultusunda)	45
Şekil 3.12: Modellerin sınır koşulları	45
Şekil 4.1: Birinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	49
Şekil 4.2: Birinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	50
Şekil 4.3: Birinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	52
Şekil 4.4: Birinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	53

Şekil 4.5: İkinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	56
Şekil 4.6: İkinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	57
Şekil 4.7: İkinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	59
Şekil 4.8: İkinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	60
Şekil 4.9: Üçüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	63
Şekil 4.10: Üçüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	64
Şekil 4.11: Üçüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	66
Şekil 4.12: Üçüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	67
Şekil 4.13: Dördüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	70
Şekil 4.14: Dördüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	71
Şekil 4.15: Dördüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri.....	73
Şekil 4.16: Dördüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme	74

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
CBCT	Cone Beam Computed Tomography (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
ECC	Error Correcting Code (Hata Düzeltme Kodu)
EA	Ekstra Alveolar
FEA	Finite Element Analysis (Sonlu elemanlar analizi)
FEM	Finite Element Method (Sonlu elemanlar yöntemi)
GB	Gigabyte
Gf	Gram force (gram kuvvet)
GPa	Gigapaskal
Gr	Gram
HP	Hewlett-Packard
IZC	Infrazigomatik Krest
MBS	Mandibular bukkal shelf
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	Newton
N/m ²	Newton metreka
N/mm ²	Newton milimetreka
P	Paskal
PDL	Periodontal ligament

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavide amaç; dişleri stabil ve fonksiyonel olarak ideal oklüzyonu sağlayacak şekilde dentoalveolar arklar üzerinde düzgün şekilde sıralayıp hastaya düzgün çiğneme, konuşma ve solunum fonksiyonları kazandırmaktır. Bunlarla birlikte fasiyal estetiği de daha iyiye doğru yönlendirmektir. Bu amaçla dişlerde meydana gelen hareketin biyolojik temeli, dişlere uygulanan fizyolojik kuvvetlerin sonucunda oluşan dokusal cevap olarak değerlendirilebilir. Ortodontik tedavi sırasında dişler, kuvvetlere ve momentlere maruz kalmakta ve bunun sonucunda uygulanan kuvvet ile aynı büyüklükte, fakat ters yönde resiprokal kuvvetler ve momentler ortaya çıkmaktadır. Ortodontik ankraj bu bahsi geçen ters yöndeki kuvvetlerin etkisiyle oluşan ve istenmeyen reaktif diş hareketlerine gösterilen direnç olarak tanımlanmaktadır. Bu direnç ekstraoral veya intraoral uygulamalarla güçlendirilmeye çalışılmaktadır (1,2).

Modern ortodonti anlayışında ankraj kaybı, ortodontik tedavilerde karşılaşılabilecek en büyük komplikasyonlardan biri olarak kabul edilir. Bu nedenle ankraj, seviyelemeyi başlatarak ortodontik tedavinin her aşamasında üzerinde önemle durulması gereken bir konudur. Bu konudaki güncel birçok araştırma, ankraj kaybını en aza indirecek self-ligating braketler gibi braket tasarımlarındaki ilerlemeler üzerine odaklanmasına rağmen, ortodontik ankrajı kuvvetlendirmek için headgear veya protraksiyon headgear gibi ağız dışı apareyler ya da transpalatal ark veya nance apareyi gibi ağız içi apareylerin kullanımı da sıklıkla tercih edilebilmektedir. Fakat, konvansiyonel ankraj sistemlerinde, hasta kooperasyonunda yaşanan zorluklar, meydana gelen alerjik cevaplar ya da istenmeyen diş hareketlerinin meydana gelebilmesi gibi risklerle karşılaşılabılır. Bu ve benzeri nedenlerden dolayı bu dezavantajları ortadan kaldıracak farklı ankraj kaynakları arayışı içine girilmiştir (3–9).

Son dönemde, kemik içerisine geçici olarak yerleştirilen çeşitli apareyler aracılığıyla ankrajın kuvvetlendirilmesine ilişkin birçok çalışma yapılmaktadır. Bu apareylere; “geçici ankraj apareyleri” adı verilmektedir (10).

Ortodontik kemik ankrajı olarak da isimlendirilen bu sistemler; ankraj alınan dişleri destekleyerek ya da dişlerden sağlanan ankraja duyulan ihtiyacı tamamen ortadan kaldırarak

ortodontik ankrajın güçlendirilmesini amaçlayan, kemik içerisine yerleştirilen apareylerdir ve kullanıldıktan sonra kolay bir şekilde ağızdan uzaklaştırılırlar (11).

Sabit tedavi esnasında kullanılan kuvvet sistemleri ile her zaman istenilen sonuçlara ulaşılamamakta ve istenmeyen yan etkiler gözlenebilmektedir. İstenmeyen diş hareketlerini engellemek ve istenen sonuçlara en kısa sürede ulaşabilmek amacıyla uygulanacak olan mekanikteki kuvvet sistemlerinin etkilerinin öngörülmesi hekim için faydalı olmaktadır.

Yeterli sayıda hayvan araştırması ya da in-vitro araştırmaların yokluğunda insan maloklüzyonunun tedavisinin biyomekaniği dolaylı olarak çalışılmaktadır. Bu amaçla sonlu elemanlar analizi teşhis ve tedavi planlamasına destek olacak bir teknoloji olarak değerlendirilmektedir. Sonlu elemanlar, bir yapıyı oluşturan bileşenlerin tahmin edilebilir sonlu sayıda parçaya ayrılması ve incelenmesi ile yapılan bir analizdir (12). Ortodontik tedavide dişlerde meydana gelen hareketlerin simülasyonu, ortodontik biyomekaniklerin denenmesi ve uygulanan kuvvetlerin etkilerinin değerlendirilmesi gibi çeşitli durumlarda kullanılmaktadır. Asıl amacı, bir yapıdaki stres, gerilim ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamaktır (13,14).

Araştırmamızın amacı, iki farklı materyalden üretilen mini vidaların, mandibulada bukkal shelf bölgesine farklı konumlarda yerleştirilmesi ve farklı yönlerde, farklı büyüklüklerde kuvvet uygulanması sonucunda vidada ve kemikte oluşan stres dağılımını ve vidadaki defleksiyonu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmek ve elde edilen sonuçları karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Mini İmplant ve Mini Vidaların Tarihsel Gelişimi

İmplant sözcüğü latince “in: içerisine, içerisinde” ve “planto: ekme, dikme, yerleştirme” anlamına gelen kelimelerin birleşiminden meydana gelmekle birlikte anlam olarak ise “Bir fonksiyon elde etmek için uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir.” Tıbbi açıdan implantasyon; bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi işlemine verilen isimdir (15).

Dental implantlar 1952 yılında, İsveçli cerrah Profesör Per-Ingvar Branemark tarafından yanlışlıkla saf titanyumun canlı kemik dokusu ile doğrudan temas etmesi sonucunda kemik ile titanyum arasında osseointegrasyon olduğunu görmesiyle keşfedilmiştir. 1980’li yıllarda Profesör Brenemark implant osseointegrasyon tekniklerini açıklamış ve bu da dental implantolojinin temelini oluşturmuştur (16).

Dental implantların diş hekimliğinde protetik hedefler doğrultusunda başarıyla kullanılıyor olması, ortodontik ankraj amacıyla da dental implantların kullanılabileceği fikrini ortaya çıkarmıştır (2). Bu fikir doğrultusunda 1965 yılında yapılan ilk çalışmada 6 köpeğin mandibular ramusuna kanin distalizasyonu sağlamak amacıyla vitalyum vidalar yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda tüm vidalar 16. ve 31. günler arasında kaybedilmiş ve bu durum uzun bir süre konu ile ilgili çalışmalara olan ilgiyi azaltmıştır (17). 1970 yılında *blade* implantlarla, 1979 yılında alüminyum oksit implantlar ile ve 1984 yılında titanyum implantlar ile yapılan çalışmalar, tekrar araştırmacıların ortodontik implantlara ilgisinin artmaya başlamasını sağlamıştır (11).

İlerleyen zamanla birlikte sadece ortodontik tedavide kullanılmak üzere üretilip kullanılan ve geçici iskeletsel/kemiksel ankraj apareyi olarak tanımlanan mini vidalarla ilgili yapılan araştırmalar sonucunda başarılı bulguların elde edilmesiyle mini vidalar tekrar gündeme gelmiştir. Araştırmacılar, ilk kez derin overbite’a sahip bir vakada keser intrüzyonu oluşturmak için *spina nasalis anterior*’a mini vida yerleştirmişler ve 10 günlük

beklemenin ardından kuvvet uygulaması yapmışlardır. Bu uygulamanın sonucunda keser dişlerin intrüzyon hareketini başarıyla gerçekleştirebildiğini göstermişlerdir (11,18,19).

Bu kapsamda 1997 yılında araştırmacılar mukoperiostal flep operasyonu ile birlikte rehber yuva oluşturarak 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mini vidaları direkt olarak kemik içerisine yerleştirerek 4 ayda alt keser dişlerin 6 mm intrüzyonunu sağlamışlardır (20). Bunun yanında flep kaldırmaya gerek olmadan kemik içerisine direkt olarak mini vida uygulama tekniklerini de geliştirmişlerdir. Araştırmacılar 14 hastaya 1,5 mm'lik yuvalar açarak 2 mm çapındaki 16 vidayı yerleştirmişler ve hemen kuvvet uygulamışlardır. Yerleştirilen 16 vidadan 14'ünün başarılı olduğunu bildirmişlerdir (21).

2.2. Ankraj

Ortodontik tedavide ankraj kısaca, istenmeyen diş hareketine karşı oluşturulan direnç olarak tanımlanabilmektedir. Ankraj bölgesi, ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge olarak tanımlanabilir. Uygulanan ortodontik kuvvetle birlikte hareket eden ya da hareketi istenen bölge ise çalışma bölgesi ya da hareket bölgesi olarak adlandırılmaktadır. Ortodontik tedavide önemli olan asıl konu ise, destek alınan yani ankraj alınan bölgenin harekete karşı direnci ile, hareketi istenen bölgenin harekete karşı olan direnci arasındaki ilişkidir. Çünkü Newton'un etki-tepki yasasına göre, ortodontik tedavi sırasında ankraj olarak alınan bölge ile hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvetin büyüklüğü eşit olup zıt yönlüdür. Dolayısıyla tedavinin başında ankraj bölgesinin hareketine izin verilip verilmeyeceği, verilecekse ne kadar olacağına göre; ankraj ile çalışma bölgesinin direçlerinin birbirine göre ayarlanması gerekmektedir. Bu nedenle ortodontik tedavilerin başarısında ankraj kontrolü büyük öneme sahiptir (3,19).

Ayrıca çekimli vakalarda çekim boşluğu ön dişlerin geriye alınması ile kullanılıyorsa “maksimum ankraj”, ön ve arka dişlerin birlikte boşluğa hareketi ile kullanılıyorsa “moderate ankraj” veya arka dişlerin öne alınmasıyla kullanılıyorsa “minimum ankraj” olarak adlandırılmaktadır (3).

Ortodontide ankraj olarak kullanılan bölgeler;

- I. Tek bir diş
- II. Diş grubu
- III. Tüm diş kavsi
- IV. Damak bölgesi
- V. Fasiyal ve oral kaslar
- VI. Ense
- VII. Kafatası
- VIII. Çene ucu
- IX. Alın
- X. Çene kemiği (iskeletsel ankraj) (3).

2.2.1. İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavi sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli faktör ankraj kontrolüdür. Bu amaçla ekstraoral apareylerden yararlanılarak stabil bir ankraj sağlanabilir ancak bu durum tamamen hasta kooperasyonuna bağlıdır. Diğer yandan intraoral ankraj kullanılarak hasta kooperasyonu elimine edilebilir ancak bu durumda da yeterince stabil bir ankraj elde edilemez (22). Her iki yöntemin de dezavantajı bulunmaktadır. Bu nedenle eğer ankraj kaybı istenmiyorsa yani stabil bir ankraj elde edilmek isteniyorsa, buna ilaveten hasta kooperasyonu ihtiyacı da elimine edilmek isteniyorsa iskeletsel ankrajdan yararlanılabilmektedir (3,15).

Genel olarak iskeletsel ankraj, kemik içerisine yerleştirilen çeşitli apareylerden elde edilen destektir. Ve sıklıkla kullanımı sona erdikten sonra kemikten uzaklaştırılmaktadır. Bu nedenle bir diğer adı da “geçici ankraj”dır. Ayrıca “mutlak ankraj” olarak da literatürde geçmektedir. Çünkü direkt kemik içerisine uygulandığı ve orada sabit olarak kaldığı için herhangi bir ankraj kaybına neden olmamakta ve mutlak bir ankraj sağlamaktadır (3,15).

Örneğin; Sınıf II maloklüzyon tedavisinde genellikle istenen maxiller dentisyonun posterior, mandibuler dentisyonun ise anteriora hareketidir (23). Bu nedenle tedavinin başarısını belirlemede en önemli faktörlerden biri stabil bir ankrajdır. İstenilen stabil ankrajı elde etmek için ekstraoral kuvvetler sık başvurulan yöntemlerdir. Ancak hastalar gerek sosyal gerek estetik sebeplerle bunu kullanmak istememektedir. Bu durumda bazı hastalarda

kooperasyon eksikliğine bağlı ankraj kaybı ve istenmeyen sonuçlar oluşmaktadır (24). Sarmal yay (coil spring) ya da pendulum gibi intraoral distalizasyon yöntemlerinde ise molar dişlerin distale hareketi dişte rotasyon ve devrilme şeklinde gerçekleşmektedir. Ayrıca diğer dişlerde yani premolar ve keser dişlerde de ankraj kaybı meydana gelmektedir (25). Hatta mandibular dişlerde mesializasyon premolarlarda ekstrüzyon ve anterior dişlerde flaring gibi reaktif etkiler meydana gelmektedir (23). İskeletsel ankraj kullanılarak bu olumsuz etkiler elimine edilebilmektedir.

Sabit ankraj gerektiren diğer bir ortodontik hareket intrüzyondur. Özellikle molar intrüzyonu rijit bir ankraj sağlama güçlüğünden dolayı oldukça zordur. İskeletsel açık kapanış tedavisinde posterior dentoalveolar bölgede vertikal boyut kontrolü çok büyük önem taşır (26). İntraoral aparatların özellikle yetişkin hastalarda molar intrüzyonu için yeterince etkili olmaması ve reaktif bölgede istenmeyen diş hareketleri nedeniyle implantların intrüzyon hareketi için ankraj olarak kullanılması sıklıkla düşünülmektedir.

İskeletsel ortodontik ankraj için yerleştirilen implantlar iki şekilde kullanılmaktadır (1):

- Direkt ankraj
- İndirekt ankraj

Yerleştirilen implantın mukoza dışında kalan kısmından destek alınarak ortodontik kuvvet uygulanıyorsa “direkt ankraj” olarak adlandırılmaktadır. Eğer yerleştirilen implant bir diş veya diş grubunu stabilize ediyor ve bu stabilize gruptan destek alınarak ortodontik kuvvet uygulanıyorsa “indirekt ankraj” olarak adlandırılmaktadır (27).

İmplantlar Sınıf II maloklüzyonların, anterior openbite vakaların tedavisinde kullanılabildiği gibi, gömülü dişlerin sürdürülmesinde, devrilmiş dişlerin eksen eğimlerinin düzeltilmesinde, anterior dişlerin retraksiyonunda, preprotetik ortodontik tedavide dişlerin sıralanmasında ve yeterli kemik desteği olmayan dişlerin retansiyonuna yardımcı olarak da kullanılmaktadır (28).

Ayrıca implantların ortopedik kuvvet uygulamalarında da ankraj olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (29).

2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde implantlar genellikle eksik bir veya birden fazla dişin restorasyonunda kullanılmaktadır. Ancak bunun yanında kırık fiksasyonunda ve ortodontik tedavide ankraj amacıyla da kullanılmaktadır (15).

Dental implantların sınıflandırması şu şekilde yapılabilir (15):

I. Endosteal İmplantlar (Kemik İçi İmplantlar)

Direkt olarak çekim boşluğuna ya da dişsiz bir bölgede alveoler kret içerisine açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Kök şeklinde implantlar, silindirik implantlar, blade implantlar, transosseöz veya transmandibuler implantlar, bikortikal implantlar olarak alt gruplara ayrılabilirler.

II. Subperiosteal İmplantlar (Kemik Üstü İmplantlar)

Bu implantlar periostun altına, alveolar kemik üzerine yerleştirilen implantlardır.

III. Endodontik İmplantlar (Transradiküler İmplantlar)

Mevcut bir dişin kökü içerisinde geçerek çene kemiğine yerleştirilen implantlardır.

IV. İntramukozal İmplantlar (Submukozal İmplantlar)

Total ya da bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu ve stabilitesini arttırmak için kullanılan buton şeklindeki implantlardır.

Bunun yanında gerek çene kırıkları veya ortognatik cerrahi vakalarında kullanılan mini plakları, gerekse subperiosteal implantları sabitlemede transkortikal implantlar olarak adlandırılan mini implant vidaları kullanılır. Bu vidalar bazen, daha büyük boyutlarda, çene kırıklarının direk fiksasyonunda da kullanılabilir (30).

Labanauskaite ve ark. (18) ise ortodontik ankraj için kullanılan implantları;

- I. Şekil ve boyutlarına göre [konik implantlar (mini-vida implantlar, palatal implantlar, protetik implantlar), mini-plak implantlar, disk implantlar (onplantlar)],
- II. Kemik temasına göre (osseointegre olabilen ve olamayan),
- III. Uygulanmasına göre (sadece ortodontik amaçla kullanılanlar ve protetik- ortodontik amaçlı kullanılanlar)

2.3.1. Ortodontik Amaçla Kullanılan Mini İmplant Çeşitleri

Dental implantlar

Dental implantlar bir ya da daha fazla sayıdaki eksik dişin replasmanının sağlanmasında uzun yıllardır kullanılmaktadır. Eksik diş bölgesine yerleştirildiği zaman kemikle osseointegre olabilme özellikleri sayesinde stabilitelerini koruyabilmekte ve çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmektedirler. Stabilitelerini koruyabilme özelliği implantların ortodontide ankraj kaynağı olarak kullanılabileceği düşüncesini gündeme getirmiştir (15).

Dental implantlar, ankraj amacıyla kullanıldığında tedavi sonrası cerrahi olarak çıkarılabildiği gibi, eksik diş varlığında ortodontik ankraj gereksinimini karşıladıktan sonra istenirse çıkarılmayıp eksik diş ya da dişlerin replasmanı amacıyla da kullanılabilmektedir (15).

Ortosistem implantlar

Ortosistem implantların 3 kısmı bulunmaktadır. Bunlar; endosseöz implant gövdesi, transmukozal boyun kısmı ve abutment bölümüdür. Bu implantlar titanyumdan ve tek parça olarak hazırlanmaktadır (20).

Ortosistem implantların endosseöz implant gövdesi kumlanmış, geniş dişli ve yüzeyine asit etching uygulanmış self tapping (kendinden kılavuzlu) bir vidadır. İmplant gövdesinin çapı 3,3 mm, uzunluğu ise 4-6 mm'dir. Silindirik şekilde 4,1 mm çapında

transmukozal boyun kısmına sahiptir ve taban kısmı hariç polisajlanmıştır. Boyun yüksekliği bölgedeki mukoza kalınlığına bağlı olup 1,5 - 2,5 - 4,5 mm uzunluğunda kullanılabilir. Taban kısmı kumlanmış, asit etching uygulanmıştır ve kemik yüzeye temas etmektedir. Abutmentı 0,8 x 0,8 veya 1,2 x 1,2 mm'lik kare kesitli, sectional tellerin yerleştirilebileceği bir slot içeren titanyum bir kıskaçtan oluşmaktadır (19,20).

Cerrahi prosedürde, öncelikle lokal anestezi altında mukozal punch yani zımba ile palatal mukoza kaldırılır ve standart bir frezle implant yatağı hazırlanır. İmplant yerleştirildikten sonra osseointegrasyonun sağlanması için 9 – 15 hafta beklenmelidir. Tedavi sonrası implant yine lokal anestezi altında çıkartılır. İki aylık iyileşme periyodu sonrasında mukoza normal görünümüne kavuşur (19,20).

Onplantlar

Onplantlar, Block ve Hoffman (21) tarafından 1989 yılında tasarlanmıştır. Bu apareyler titanyumdan hazırlanan subperiosteal bir disklerdir. Bu diskler 8-10 mm genişliğinde ve 2 mm uzunluğundadır. Diskin kemiğe bakan kısmı hidroksiapatitle kaplanmıştır. Bu sayede kemikle arasında osteointegrasyon meydana gelmektedir. Diskin diğer yüzeyinde ise abutmentların yerleştirilebileceği bir yuva bulunmaktadır (19).

Graz implantlar

Graz implantlar titanyumdan hazırlanmaktadır. 4 adet deliği bulunan bir plak üzerine yerleştirilmiş 2 adet 9 mm'lik pinden oluşmaktadır. Deliklerden uygulanan 4 adet 5 mm'lik mini vida ile kemiğe fikse edilmektedir (30).

Graz implantlar; yerleştirildikten sonra hemen kuvvet uygulamasına izin verir, rotasyona dirençlidir ve molar distalizasyonu için gereken kuvvetlere dayanıklıdır (30).

Biodegradable implantlar (BIOS)

BIOS implantlar, biyolojik ortamda kendi kendine rezorbe olabilme özelliğine sahip polylactide alpha-polyester materyalinden hazırlanan bir ortodontik implant sistemidir. İmplantın gövde kısmı polylactide alpha-polyester materyalinden hazırlanmakta ve üzerine metal abutment üst yapısı yerleştirilmektedir (31).

Modüler transisyonel implantlar

Modüler transisyonel implantlar (MTI), aslında protetik restorasyonlar için implant yerleştirildikten sonra, iyileşme periyodu boyunca geçici restorasyonlara destek amacıyla tasarlanmıştır. 1,8 mm çapında ve 3 farklı uzunlukta (14-17-21 mm) titanyum alaşımlardır. İmplantın ağız boşluğu içerisinde kalan kısmı 7 mm olup kemik içinde kalan gövde boyutu 7-10-14 mm olacak şekilde değişmektedir (32).

Mini implantlar

Mini implantlar, dental implantların sınırlı bölgelere yerleştirilebilmesi, uygulanan kuvvetin yönündeki kısıtlamalar ve hijyen sağlama zorlukları nedeniyle Kanomi (16) tarafından 1997 yılında geliştirilmiştir. Bu implantlar 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mini vidalardır. Boyutları küçük olduğu için dental implantlara göre daha kolay yerleştirilebilme ve daha kolay çıkarılabilme avantajına sahiptirler (16,19).

Mini implantlar genel olarak molar ve keser intrüzyonu, kanin retraksiyonu ve palatal bölgeye yerleştirilerek molar distalizasyonu veya mezializasyonu gibi diş hareketlerinde kullanılabilirler (16,19).

Mini implantlar yerleştirilirken,

lokal anestezi altında insizyon yapıp, mukoperiosteal flep kaldırılır. 2 mm'lik bir rond frez kullanılarak kemik yüzeyinde 1,5 mm derinliğinde bir çukur (pit) açılır. Pilot frez ile kemik içerisine implantla aynı uzunlukta fakat çapı daha dar bir tünel hazırlanır ve bu hazırlanan tünele implant vidalanır. Flep implantı örtecek şekilde kapatılır ve dikilir. İyileşme ve osseointegrasyon sonrası, mukozal punç ile implant başını saran yumuşak doku uzaklaştırılır. Tedavi sonrası implantın çıkartılması yine lokal anestezi altında yapılır (15,16).

Mikro implantlar

Mikro implantlar, 1,2 mm çapındadır ve ihtiyaca uygun olarak farklı uzunlukları bulunmaktadır. İnterradiküler bölge dahil, istenilen bölgeye yerleştirilebilecek

boyutlardadır. 200-300 gr'lık ortodontik kuvvetlere dayanıklı oldukları bildirilmiştir (10,19).

Mini plaklar

Mini plaklar titanyumdan elde edilmektedir. Genellikle maksillofasiyal fraktürlerde veya ortognatik cerrahi operasyonlarda kullanılmaktadırlar. Ayrıca ortodontik ankraj için de kullanılabilirler. Mini plakların üzerinde 5-7 mm uzunluğunda monokortikal mini vidaların yerleştirileceği delikler bulundurmaktadır. Burada kullanılan mini vidalar, mini plağın kemiğe fiksasyonunu sağlamaktadır. Önemli diğer bir özellik ise; mini plaklar yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeden hemen kuvvet uygulanabilmesidir (33).

Ortodontik tedavide ankraj amaçlı kullanılan mini plaklar L, Y, T, I gibi çeşitli şekillerde olabilmektedir ve genellikle mandibulada yerleştirme kolaylığından dolayı I ve L şeklinde, maksillada ise Y ve T şeklinde mini plaklar tercih edilmektedir (33).

Mini plaklar yerleştirilirken,

plağın yerleştirileceği bölge ve istenen ortodontik harekete uygun boyut ve şekilde mini plak seçilir. Lokal anestezi sonrası 2 cm kadar insizyon yapılarak mukoperiosteal flep kaldırılır. Mini plak, kemik yüzeyi konturlarına uyulanır. Plak kemik yüzeyine oturtularak ve vidaların yerleştirileceği deliklerden biri rehber alınarak kemik yüzeyinde vida için yuva hazırlanır. Vida yerleştirildikten sonra diğer deliğe geçilir. Bütün vidalar yerleştirildikten sonra plağın stabilitesi kontrol edilir ve flep kapatılır. Tedavi sonrasında mini plakların çıkartılması yine lokal anestezi altında gerçekleştirilir (15,33).

Mini vidalar

Mini vidalar titanyumdan elde edilmektedir. Pek çok farklı çapta ve boyda bulunmaktadır. Mini vidanın yerleştirilmesi için flep kaldırmaya gerek yoktur. Direkt olarak lokal anestezi altında yerleştirilebilmektedirler. Bazı durumlarda kamikte 1,5 mm çapında bir yuva hazırlanır ve vida bu yuvaya özel tornavidası yardımıyla yerleştirilir. Çoğu zaman doğrudan, bir yuva hazırlanmadan, kemik içerisine yerleştirilirler. Vidanın kemik içerisinde

kalan kısmı uygulanan bölgeye göre 5-7 mm arasında değişmektedir, kemik dışında kalan kısmı ise 2-4 mm arasında değişmektedir (17).

Ortodontik ankraj olarak mini vidaların diğer apareylere göre çok daha geniş bir kullanım alanı vardır. Çünkü yerleştirilmeleri ve çıkarılmaları kolaydır ve ayrıca yerleştirilecek bölge sınırlaması daha azdır. Mini vidalar alveolar kemikte dişlerin kökleri arasına da yerleştirilebilmektedir. Ayrıca yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeyi gerektirmezler. Yumuşak doku iyileşmesi için 2 hafta beklendikten sonra kuvvet uygulanabilmektedir (17,34,35).

2.4. Ortodontik Mini Vidaların Özellikleri ve Uygulamaları

2.4.1. Ortodontik Mini Vidaların Özellikleri

Mini vidalar günümüzde kullanımlarının kolay ve güvenilir olması nedeniyle sıklıkla ortodontik ankraj amacıyla kullanılmaktadır.

Mini vidaların avantajları (17,19,36–38):

- ✓ Boyutlarının küçük olması
- ✓ Yerleştirilmelerinin kolay olması
- ✓ Primer fiksasyon ve immedat yükleme imkânı
- ✓ Hasta kooperasyonundan bağımsız olarak tedaviye izin vermesi
- ✓ Ortodontik ataçmanların vida üzerinde mevcut olması
- ✓ Kolaylıkla çıkarılabilmeleri
- ✓ Mutlak ankraj sağlamaları
- ✓ Uygun maliyetleri

Mini vidaların dezavantajları (39):

- ✓ Yerleştirme sırasında kırılabilmeleri
- ✓ Diş köklerinin zarar görebilmesi
- ✓ Vida kayıp oranlarının yüksek olması
- ✓ Yumuşak dokuda enflamasyon ve dişetinde hiperplazi riski taşımaları
- ✓ Dişlerin hareket yönlerinde kısıtlamaya neden olmaları
- ✓ Ortopedik kuvvetlere direncin yetersiz olması

Kullanılan materyaller

Mini vidalar genel olarak saf titanyum veya titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) üretilmektedir. Ayrıca çok nadir olarak paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar da bulunmaktadır. Mini vidalar uygulanacak kuvvetin miktarına göre yüzeyleri osteointegre olabilecek şekilde veya parlak yüzeyli olarak hazırlanabilirler (19).

Boyut

Mini vidaların boyutlarına baktığımızda, boyları 4 mm ile 12 mm arasında değişmekte olup, çapları ise 1 mm ile 4,5 mm arasında değişmektedir. Çoğunlukla 1,2-1,8 mm çap aralığı ve 6-10 mm boy aralığındaki mini vidalar tercih edilmektedir (11,19).

Şekil

Mini vidaların silindirik ya da uca doğru incelen koni şeklinde 2 farklı çeşidi bulunmaktadır. Silindirik şekilli olanların stabilitesi daha yüksektir. Ancak uca doğru incelen koni şekilli olanlar çevre anatomik yapıların korunması amacıyla daha avantajlıdır. Mini vidaların gövdesi dışında baş kısımları da farklı tasarımlarda olabilmektedir. Baş kısmı ve boyun kısmı delikli şekilde, tek nokta teması yapacak şekilde, düğme şeklinde veya braket şeklinde tasarlanabilmektedir (11,19).

2.4.2. Ortodontik Mini Vida Uygulamaları

2.4.2.1. Uygulama Yöntemleri

Ortodontide kullanılan mini vidalar, yerleştirilme yöntemine göre 2 türe ayrılmaktadır. Bunlar; self-tapping (ST) ve self-drilling (SD) olarak adlandırılmaktadır (19).

Self-tapping (kendinden kılavuzlu)

Self-tapping yönteminde mini vidalar, frez yardımıyla kemik içerisine hazırlanmış yuvalara yerleştirilmektedir. Bu yöntem küçük çaptaki mini vidaların tercih edildiği

vakalarda kullanılmaktadır. Rehber frez uygulanmadan önce 0,9 mm çapa sahip rond frez ile kemik yüzeyinde küçük bir girinti oluşturulur ve böylece özellikle diagonal mini vida uygulamalarında rehber frezin kayması önlenabilir. Ek olarak rond frez ile yuva oluşturulması, rehber frezin tekrar eden kullanımlardan kaynaklanan keskinliğini kaybetmesini önlemektedir (11,40).

Self-tapping mini vidalar, mini vida tornavidası veya düşük torklu bir döner alet yardımıyla frezle hazırlanan yuvaya yerleştirilir (19).

Kullanılan rehber frezin çapı, yerleştirilecek olan mini vidanın çapından en az 0,2-0,3 mm daha küçük olmalıdır. Ayrıca rehber frez 2-3 milimetreden daha derine inmemelidir. Rehber frez kullanılmadan önce aksında sallanmalara, istenmeyen titreşimlere neden olabilecek aksaklıkların bulunup bulunmadığı mutlaka kontrol edilmelidir. Böylece operasyon sırasında, yuvanın gereğinden fazla açılması engellenmiş olacaktır. Yerleştirilen mini vidalar, kemik içerisinde neredeyse tamamen mekaniksel retansiyon ile durabilmektedirler (11,40,41).

Kullanılan rehber frezler, flep operasyonu uygulanmasına gerek kalmadan yapışık dişeti ve kemiğe penetre olabilmektedirler. Su soğutması ile düşük devirde (400-500 tur/dakika) kullanılan frezlerin oluşturduğu ısı azaltılmakta ve uygulama alanı kayganlaştırılmaktadır. Daha hızlı (30.000 tur/dakikaya kadar) döner aletlerin kullanılması mümkün olmakla birlikte bu gibi yüksek devirlerde kemik nekrozuna neden olabilecek yüksek ısıların oluşması riski bulunmaktadır (11,40).

İmplant yerleştirme torku (*IPT-Implant placement torque*), implantın yerleştirilmesinde karşılaşılan direncin ölçüsü olup, mini vidaların başarısı ile olan ilişkisi 41 hasta (124 mini implant) üzerinde yapılan bir çalışmada incelenmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde IPT'nin mandibulada, maksilladan daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca yerleştirme esnasında aşırı tork değerleri ile karşılaşıldığı zaman mandibuladaki mini vidaların başarısızlık oranlarının arttığı gözlenmiştir. Bu başarısızlığın nedeni ise yüksek IPT değerlerine bağlı olarak meydana gelen lokal iskemi ve kemik nekrozu olarak açıklanmaktadır. Araştırmacılar, 1,6 mm çapında mini vidaların kullanıldığı vakalarda, IPT değerlerinin 5–10 Ncm aralığı içinde kalmasını önermişler ve rehber frezlerin mandibulada maksillaya oranla daha yaygın kullanımını tavsiye etmişlerdir (11,42).

Self-drilling

Bu yöntemde ise herhangi bir rehber yuva hazırlanmadan mini vidalar doğrudan kemik içerisinde yerleştirilmektedir. Geniş çaplı mini vidaların yerleştirildiği vakalarda tercih edilmesi daha uygun bir yöntemdir. 1,5 mm ve üzeri çaplarda uygulanabilir. Vida, mini vida tornavidası ile dişetinde flep kaldırmaksızın, kemik içerisine yerleştirilir. Mekanik retansiyonun tam olarak sağlanabilmesi için yerleştirme esnasında giriş kısmını genişletici esnetme hareketlerinden uzak durmak gerekmektedir (11,40).

Mini vidanın kemik içerisine yeteri kadar yerleştirilememesi ve vida başının istenilenden fazla dışarıda kalması hasta konforu açısından problemlere neden olabileceği gibi, ağız içi travmalara karşı da risk oluşturacaktır. Tam tersi durumda yani, vidanın istenilenden fazla kemik içerisine yerleştirilmesi ve vida başının mukozaya fazla gömülmesi durumunda yumuşak dokuda enflamasyon gelişmesi ve buna bağlı olarak vidanın kaybedilme riski artacaktır. Bukkal bölgedeki yapışık dişeti ve palatinal mukoza, keratinize yapıya sahip olmasından dolayı *self-drilling* uygulamaları için ideal bölgelerdir (11,43).

Self-drilling mini vidalar birçok avantaja sahip olmalarına rağmen, kortikal kemik yoğunluğunun çok fazla olduğu bölgelerde tercih edilmemeli, bunun yerine self-tapping mini vidalar tercih edilmelidir. Baumgaertel ve ark. (44) vidanın kırılmasını önlemek için kortikal kemik kalınlığını dikkate alarak şu şekilde pre-drilling önerileri sunmuşlardır:

1. Kortikal kemik kalınlığı <0.5 mm ise mini vida yerleştirilmesi önerilmemektedir.
2. 0.5-1.5 mm kortikal kemik kalınlığı varsa pre-drilling gerekmemektedir.
3. 1.5-2.5 mm kortikal kemik kalınlığı varsa 1 mm çapındaki rond frezle sadece kortikal kemik perfore edilmelidir.
4. Kortikal kemik kalınlığı >2.5 mm olduğunda 1.1 mm çapındaki frez ile pre-drilling yapıp 4 mm derinlikte soket açılmalıdır (44).

Mini vidaların yerleştirilme açısı da yerleştirme tekniği kadar vidanın başarısında rol oynamaktadır. Literatürde bu konuyla ilgili görüşlerde küçük farklılıklar bulunmaktadır (11,19,45). Literatürdeki yayınların bir kısmı oklüzal düzlem ile 30 derecelik yerleşim

açısının en fazla kortikal kemik teması elde edilen yerleşim açısı olduğunu bildirirken (19,45) diğer yayınlar ise mini vidanın kemik yüzeyine dik yerleştirilmesi gerektiğini söylemektedir (11). Ancak bazı durumlarda mini vida diagonal olarak da yerleştirilebilmektedir ki; bu durumda da dişlerin köklerine dikkat etmek gerekmektedir (11).

2.4.2.2. Uygulama Bölgeleri

Mini vidaların uygulama yöntemi kadar uygulanacak bölge de önemlidir. Mini vidalar hem maksillada hem de mandibulada kullanılabilmektedir. Mini vidaların yerleştirilmesi için tercih edilen bölgeler şunlardır (17):

2.4.2.2.1. Maksilladaki Uygulama Bölgeleri

İnfrazigomatik sırt (krest)

Bu bölgeye mini vidalar tüm maksiller arkın ya da yalnızca maksiller anterior dişlerin retraksiyonu amacıyla yerleştirilmektedir. Bunlarla birlikte yine bu bölgeye mini vidaların maksiller molar dişlerde intrüzyon sağlamak amacıyla yerleştirilmeleri de söz konusudur (11,40,46,47).

Maksiller tüber bölgesi

Bu bölgeye yerleştirilen mini vidalardan, maksiller posterior dişlerin distalizasyonunda destek alınmaktadır (11,40).

Maksiller palatinal bölge

Bu bölgeye yerleştirilecek implantın anteroposterior pozisyonu kemik yapısındaki farklılıklardan etkilenmektedir. İmplantın doğrultusu ise anterior oblikten, vertikale kadar değişim göstermektedir. Bu bölgeye yerleştirilen implantlar keser retraksiyonu ve intrüzyonunda direkt ankraj olarak kullanılabilir. Ayrıca bukkal bölgede yer alan dişlerin simetrik mezializasyonunda, distalizasyonunda ve indirekt ankraj olarak kullanılan dişlerin ankrajını arttırmak amacıyla kullanılabilmektedirler (17).

Maksiller bukkal alveolar bölge

Maksillada kökler arasına yerleştirilen mini vidalar ile anterior retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, mezializasyon, distalizasyon ya da indirekt ankraj amacıyla yararlanılmaktadır (11,17).

2.4.2.2.2.Mandibuladaki Uygulama Bölgeleri

Retromolar bölge

Sıklıkla eğilmiş/devrilmiş mandibuler molar dişlerin dikleştirilmesi amacıyla bu bölgeye mini vidalar yerleştirilmektedir. Mandibular dişlerin retraksiyonu veya bütün dentisyonun retraksiyonunu sağlamak amacıyla da bu bölgede kullanılmaları mümkündür (11,40,46).

Mandibuler ramusun ön kenarı

Eğilmiş mandibuler molar dişlerin dikleştirilmesi ya da gömülü üçüncü mandibuler molarların sürdürülmesi amacıyla mini vidalar bu bölgeye yerleştirilebilirler (48).

Mandibuler bukkal shelf

Bu bölgeye mini vidalar tüm mandibuler arkın ya da yalnızca mandibuler anterior dişlerin retraksiyonu veya intrüzyonu amacıyla yerleştirilmektedir (49). Aynı zamanda bu bölgeye linguale devrik mandibuler molar dişlerin düzeltilmesi amacıyla yerleştirilmeleri de söz konusudur (50).

Mandibuler bukkal alveolar bölge

Mandibulada kökler arasına yerleştirilen mini vidalar ile anterior retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, mezializasyon, distalizasyon ya da indirekt ankraj amacıyla yararlanılmaktadır (40,51–54).

2.4.2.3. Uygulama Endikasyonları ve Kontraendikasyonları

Ortodontik mini vidaların uygulama endikasyonları (9,11,19,54–64);

- ✓ Keser intrüzyonu,
- ✓ Molar intrüzyonu ve ekstrüzyonu,
- ✓ Molar distalizasyonu ve mezializasyonu,
- ✓ Diş ya da diş gruplarının ark ile birlikte intrüzyonu,
- ✓ Ekspansiyon,
- ✓ Gömülü dişlerin sürdürülmesi,
- ✓ Devrilmiş dişlerin eksen eğimlerinin düzeltilmesi,
- ✓ Dişsiz boşlukların kapatılması,
- ✓ Eğimli okluzal düzlemin düzeltilmesi,
- ✓ Dental orta hattın düzeltilmesi,
- ✓ İntermaksiller ankraj sağlanması,
- ✓ Üst üçüncü moların sıralanması,
- ✓ Lingual ortodontide estetik ve sosyal kaygılar nedeniyle ankraj olarak,
- ✓ Yetersiz dişsel ankraj ve/veya yetişkinlerde periodontal hastalık varlığında,
- ✓ Tek diş hareketi istendiğinde,
- ✓ Açık kapanış vakalarında posterior segmentin intrüzyonu ya da kesici dişlerin ekstrüzyonu,
- ✓ Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu ya da tüm arkın retraksiyonu,
- ✓ Çekimli maksimum ankraj vakalarında posterior segmentin ankrajının artırılması ve anterior segmentin retraksiyonu,
- ✓ Protez öncesi dişlerin sıralanması ve daha sonra gerekiyorsa eksik diş veya dişlerin daimî restorasyonu amacıyla,
- ✓ Ortopedik kuvvet veya cerrahi uygulamalarında ankraj olarak,
- ✓ Büyüme ve gelişim çalışmalarında sabit referans olarak

Ortodontik mini vidaların uygulama kontraendikasyonları (66);

- ✓ Mevcut kemik boşluğunun yeterli olmaması,
- ✓ Kortikal kemik kalınlığının yeterli olmaması,
- ✓ Mevcut kemiğin istenilen kalitede olmaması,
- ✓ Maksillomandibuler radyoterapi gören hastalar,
- ✓ Kist veya tümör gibi patolojik durumların varlığı,
- ✓ Osteomiyelit, osteoporöz, diyabet gibi metabolik hastalıkların varlığı,

- ✓ Aktif oral enfeksiyon bulunması,
- ✓ Lökoplaki, Liken planus gibi yumuşak doku hastalıklarının varlığı,
- ✓ Kontrol altında olmayan periodontal hastalıklar,
- ✓ Psikososyal rahatsızlıklar,
- ✓ Mini vida uygulamasını kabul etmeyen hastalar,
- ✓ Ağız hijyeni kötü olan hastalar.

2.5. Mini Vidalarda Meydana Gelen Komplikasyonlar

2.5.1. Yerleştirme Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar

2.5.1.1. Periodontal Ligament ya da Diş Köklerinde Travma

İnterradiküler alana yerleştirilmeden önce periapikal film alınmış olsa bile, ortodontik mini vidaların periodontal ligament ve diş köklerine zarar verme ihtimali bulunmaktadır (67).

Brisceno ve ark.'nın (68) av köpekleri üzerinde yaptıkları deneyde mandibular dişin köklerine temas edecek şekilde yerleştirdikleri mini vidalarla bilinçli olarak diş köklerine zarar verilmiş ardından bölgenin 6 veya 12 hafta süre boyunca iyileşmesine izin verilmiştir. Araştırmanın sonucunda, uygun koşullar sağlandığında yani enfeksiyon veya pulpal invazyon bulunmadığında, mini vida ile hasar görmüş dişlerin köklerinin 64,3% oranında iyileşme gösterdiği, pulpal invazyon ve enflamasyon gösteren dişlerde ise iyileşme görülmediği ya da kısmi bir iyileşme olduğu belirtilmiştir.

2.5.1.2. Sinir Yaralanması

Mini vida yerleştirilmesi esnasında sinirin tamamen kopmadığı küçük sinir yaralanmalarında çoğu zaman kısa süreli bir hasar meydana gelmekte ve 6 ayda tamamen iyileşmektedir. Kravitz ve ark. (67) sinire temas etmemek için mandibuler retromolar bölgede kullanılan mini vidaların 8 mm'den uzun seçilmemesi gerektiğini belirtmektedir. Ayrıca mini vidaların, anterior ramusun altında bukkal retromolar bölgede yer almasını tavsiye etmektedirler.

2.5.1.3. Subkutanöz Amfizem

Havanın mukoza altına penetre olmasıyla oluşan şişliğe subkutanöz amfizem denilmektedir. Bu komplikasyonun meydana gelmesini engellemek için hava veren soğutmalı ya da türbinli aletler kullanılmamalıdır ya da bu aletlerin düşük dönme basıncı altında, yavaş hız ile kullanılması gerekmektedir (67).

2.5.1.4. Nazal ve Maksiller Sinüs Perforasyonu

Maksiller sinüsün 2 mm'den küçük perforasyonları, herhangi bir şekilde komplikasyon meydana gelmeden kendiliğinden iyileşebilmektedir. Carano ve ark. (45) maksillada sinüs perforasyonunu engellemek için bu bölgede mini vidaların kemiğe daha dik konumda yerleştirilmesini önermektedir.

2.5.1.5. Mini Vida Kayması

Mini vidalar yerleştirilirken iyi bir kortikal kemik bağlantısı sağlanamayabilir ve mini vida periosteum boyunca mukozal dokuya doğru kayabilir. Bu durumla karşılaşmamak için kemik densitesine bakılmaksızın, tornavida ile sadece minimal kuvvetler uygulanmalıdır. Aksi halde daha yüksek kuvvetler, vidanın kayma riskini arttırmaktadır (67).

2.5.2. Ortodontik Yük Altında Komplikasyonlar

2.5.2.1. Sabit Ankrajın Sağlanamaması

Moon ve ark. (69) 209 hastaya uygulanan 480 mini vida üzerinde yaptıkları retrospektif çalışmada, uygulanan kuvvete 4 aydan daha uzun süre dayanabilen vidaları, başarılı ve stabil kabul ederek değerlendirmede bulunmuşlardır. Bu doğrultuda çalışmadaki vidaların başarı oranını 83,8% bulmuşlardır.

2.5.2.2. Mini Vidanın Yer Değiştirmesi

Liou ve ark. (70) 16 yetişkin hasta üzerinde yaptıkları çalışmada infrazigomatik krete yerleştirdikleri mini vidalarla en-masse anterior diş retraksiyonu yapmışlardır. Tedavi öncesinde ve sonrasında çekilen sefalometrik filmlerin akıştırmaları sonucunda mini vidaların stabil oldukları, ancak 16 hastanın 7'sinde ekstrüze oldukları ve ileri doğru eğildikleri (-1,0 ile 1,5 mm) rapor edilmiştir. Ayrıca mini vidaların dişli bir bölgeye yerleştirmek yerine, diş kökleri ile 2 mm güvenlik mesafesi bırakılarak uygun bölgeye yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir.

2.5.3. Yumuşak Doku Komplikasyonları

2.5.3.1. Yumuşak Doku Enflamasyonu, Enfeksiyonu ve Periimplantitis

Park ve ark. (71) mini vidalarda klinik başarıyı etkileyen faktörleri belirlemek için yaptıkları araştırmada oral hijyen başarıyı etkilemezken, vidanın çevresindeki enflamasyonun bir risk faktörü olduğunu ve anlamlı ölçüde düşük başarıya neden olduğunu belirtmişlerdir. İyi ağız bakımının mini vida çevresindeki enflamasyonu azaltabileceği ise aşıkrdır.

2.5.4. Mini Vidanın ıkartılması Esnasındaki Komplikasyonlar

2.5.4.1. Mini Vida Kırılması

Mini vidalar çıkartılırken, boyun kısmından kırılabilmektedir. Yoğun kortikal kemiğe yerleştirilmiş 8 mm veya daha uzun self-drilling mini vidalar için minimum 1,6 mm çapta olanları tavsiye edilmektedir (67). Mini vidaların çıkarılmaları esnasında oluşan kırılma riski, doğru yerleştirme teknikleri kullanılarak azaltılabilmektedir (46).

2.5.4.2. Parsiyel Osseoentegrasyon

Ortodontik mini vidalarda gerek duyulan osseoentegrasyon miktarı netleşmiş bir konu değildir (71). Ortodontik tedavi sırasında mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetler geleneksel endosseoz implantların maruz kaldığı okluzal kuvvetlerden daha hafiftir. Bundan dolayı, stabilite için sadece az miktarda kemik-implant teması yeterli olmaktadır. Eğer kemikle mini vida arasında gereğinden fazla osseoentegrasyon olursa, hekim mini vidanın çıkarılması esnasında zorluk yaşayabilir, hatta mini vidanın kırılması gözlenebilir (71).

2.6. Mandibuler Bukkal Shelf

2.6.1. Mandibuler Bukkal Shelf Anatomisi

Mandibuler bukkal shelf (MBS), mandibuler korpusun posterior ve bukkal kısmında ve bilateral olarak bulunan kemik bölgesidir. Mandibuler molar dişlerin köklerinin bukkal kısmında yer alır ve birinci molardan üçüncü molara doğru lateral yönde arkaya doğru genişleyerek uzanır. Bukkal shelf dış kısımda eksternal oblik çizgi, iç kısımda alveoler kret, önde bukkal frenulum ve arkada retromolar alan ile sınırlıdır (49,53,72–76).

MBS yoğun kortikal kemik desteğine sahiptir ve kemik densitesi yüksektir. Ayrıca bu bölgedeki kortikal kemik kalınlığı önden arkaya doğru artış göstermektedir. Bunun yanında bölgedeki kemik hacmi de önden arkaya doğru artmaktadır. Tüm bunlara bağlı olarak mini vida yerleşimi için iyi bir destek sağlamaktadır (53,72–75).

2.6.2. Mandibuler Bukkal Shelf Vidası

MBS bölgesinde kullanılan mini vidalar çoğunlukla 2x12 mm (2 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda) boyutlarındadır. Bu bölgede çoğunlukla paslanmaz çelikten üretilen mini vidalar tercih edilmektedir. Vida oldukça keskin yivlere sahiptir ve bu nedenle çoğu zaman ön bir hazırlık gerektirmeden direkt olarak uygulanabilmektedir. Vidanın baş kısmı mantar şeklindedir. Ayrıca çift boyun yapısına sahip olup, boyun kısmında kuvvet kolu olarak kullanılmak için 4 farklı yönde delik içermektedir (49,75).

Vidanın uygulama yöntemi:

Yapılan anestezinin ardından, yumuşak dokudan kemiğe doğru vidanın yerleştirilmesi planlanan alanda sondlama yapılır. Vida için en uygun anatomik pozisyon genellikle mukogingival birleşim veya ona yakın bölgelerdir. Vida, oklüzal düzleme dik olacak şekilde, predrillinge gerek duymadan yerleştirilmeye başlanır. 1 mm kadar kemik içerisinde ilerledikten sonra kemik içerisinde ilerlemeye devam ederken yavaş yavaş vida oklüzal düzleme paralel hale getirilir. Vida yerleştirildikten sonra 5 mm kadar boyun kısmı mukoza dışında yer almalıdır. Ayrıca vida mümkün olduğunca molar dişlerin köklerine paralel olacak şekilde yerleştirilmedir (47,49,75).

Chang ve ark. (49) tarafından hareketli mukoza ve yapışık dişetine yerleştirilen ekstra alveoler MBS vidalarının başarı oranları değerlendirilmiştir. Bu amaçla 1680 vida mandibuler birinci molar ve ikinci molar dişlerinin kökleri arasına, baş kısmı 5 mm açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Ardından bukkal segmentin retraksiyonu için en az 4 ay süreyle kuvvet uygulanmıştır. 1680 vidadan 121'i (7,2%) başarısız olmuştur. Başarısız olan vidaların 7.31%'i hareketli mukoza ve 6,85%'i yapışık dişetindedir, ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Sol tarafta (9.29%) başarısızlıklar sağdakilere göre (5.12%) anlamlı derecede büyük bulunmuştur. Yaklaşık 93%'lük bir oran ile mandibuler bukkal shelf mini vidaları oldukça başarılı bulunmuştur. Yapışık dişeti ile hareketli mukoza arasında başarı açısından anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

2.7. Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM)

2.7.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM) Nedir?

Canlı doku ve organların, uygulanan kuvvetler karşısında ne tür bir davranış sergileyeceğini tespit etmek ve gerilim analizi yapmak çok güç olmasının yanı sıra yüksek maliyetli, riskli ve hatta bazı durumlarda imkansızdır. Bu sebepler göz önüne alındığında stres analizinin değerlendirildiği çalışmaların canlı yapıyı taklit eden bir model aracılığıyla gerçekleştirilmesi tercih edilir hale gelmiştir. Bir cisme kuvvet uygulandığında bu cisim üzerinde bu uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların görülmesi ve cisim üzerinde meydana gelen değişikliğin değerlendirilmesi için çeşitli kuvvet analizleri yapılmaktadır.

Böylece o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için ne tür bir yapıya sahip olması gerektiği önceden tespit edilebilmektedir (77,78).

Sonlu elemanlar analizi (FEA), canlı ve cansız tüm yapılarda meydana gelen gerilim (stres) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik yöntemidir. FEM’de canlı ya da cansız yapıların modellenmesi gerçeğe en yakın şekilde yapılmakta ve matematiksel olarak ifade edilmektedir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeyle birlikte araştırmalarda bu metodun kullanılması da yaygınlaşmıştır. Bilgisayarlardan destek alarak yapılan bu analizle, diğerlerine göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (77–79).

FEM, bir malzeme, yapı, doku ya da tasarımın bilgisayar yardımıyla modellenmesi üzerine kurgulanmıştır. Buradaki amaç bu modelin tanımlanan çalışma şartları altında davranışını incelemektir (79). FEM yönteminde değerlendirilecek olan yapı sonlu sayıdaki parçalara bölünmektedir. Bu sonlu sayıdaki parçaların kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenmektedir. Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modele, belirli bir şiddet, yön ve doğrultuda kuvvet uygulanmaktadır. Buna bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve stres şiddeti saptanmaktadır (78).

Canlı dokularda kullanıldığında FEM, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun olarak matematiksel modelini oluşturup, bilgisayar ile bu modelin analiz edilmesi yöntemi olup, bir nevi bilgisayar ortamında doğanın taklit edilmesidir. FEM, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu teknik fiziksel modelleri tarif etmekte ve matematiksel denklemler aracılığıyla sayısal çözüm getirmektedir. Bu analiz yönteminin uygulanması sırasında milyarlarca matematiksel işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (79).

FEM ile yapılan analizler tek boyutlu, iki boyutlu veya üç boyutlu olabilmektedir. FEM, karışık bir mekanik problemin çözümünde kolaylıkla kullanılabilen bir yöntem olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına dayanan ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası FEM “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanmaktadır. FEM yönteminde mevcut olan sistemin tüm şekilsel fonksiyonları incelenerek çok daha küçük ve basit parçalara indirgenir ve varyasyonel prensiplere dayanarak problemlere çözüm aranır (78,79).

2.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin (FEM) Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları (78–82);

- ✓ FEM ile karmaşık geometriye sahip cisimler kolaylıkla ve güvenilir bir şekilde analiz edilebilir.
- ✓ Bağlantı noktası fazla olan cisimler yani; deliklere veya köklere sahip cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
- ✓ Yapısında değişik materyal veya geometrik özellik barındıran cisimlerin sorun oluşturmada analizleri gerçekleştirilebilir.
- ✓ Neden – sonuç ilişkisine bağlı olarak ortaya çıkan sorunlar küçük bir yapı içinde çözülerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.
- ✓ Sorunu kolayca indirgeyerek, sorunların anlaşılmasını ve çözülmesini kolaylaştırır.
- ✓ Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- ✓ Deneysel yöntemlerden çok daha hassas sonuçlar vermektedir.
- ✓ FEM'in amacı; çözümü geniş bir kümede aramak yerine, onu küçük bir alt üniteye indirmektedir. Böylelikle doğru sonuçlara daha kısa ve doğru yoldan ulaşılabilir.
- ✓ Kapsamlı araçlara gerek duymaz.
- ✓ Herhangi bir problem daha küçük problemlere dönüştürülebilir.
- ✓ Non-invaziv bir tekniktir.
- ✓ FEM ile objenin 3 boyutlu modeli kolaylıkla oluşturulabilir.
- ✓ Materyallerin gerçek fiziksel özellikleri simule edilebilir.
- ✓ Modellerin tekrar üretimi fiziksel özelliklerini etkilememektedir.
- ✓ Çalışma istenildiği kadar tekrar edilebilir.
- ✓ Doğal koşullara çok yakın benzerlik bulunmaktadır.
- ✓ Statik ve dinamik analizler yapılabilmektedir.
- ✓ Dokularda meydana gelen fizyolojik reaksiyonları sayısal ve ayrıntılı bir şekilde sunmaktadır.
- ✓ İncelenen modelin her noktasındaki stres miktarı ölçülmektedir.
- ✓ Diş, alveolar kemik, periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler in vitro şartlarda ağız ortamına en benzer şekilde, yapısal özelliklerine göre simule edilmektedir.

- ✓ Dışın yer değiştirmesini grafiksel olarak göstermektedir.
- ✓ Klinik durumu simule etmek için kuvvetin uygulanma noktasını, büyüklüğünü ve yönünü değiştirebilir.
- ✓ Mevcut problemin temeline en küçük modeldeki en küçük parçadan başlanarak ulaşıldığı için problemin anlaşılmasını kolaylaştırmaktadır.
- ✓ Analiz bilgisayar ortamında yapılmakta ve bu aynı şartlar altında analizin tekrarlanabilir olmasını sağlamaktadır. Böylece daha güvenilir sonuçlar elde edilmekte ve bu da bu yöntemi değerli kılmaktadır.
- ✓ Fizyolojik diş hareketleri için gerekli olan kuvvet miktarı belirlenebilmektedir.
- ✓ Sonuçlar detaylı olarak sunulmaktadır.

Özetle; FEM yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır. FEM ile karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenenebilir, gerçekçi materyal özellikleri tanımlanarak kabullü ile gerçeğe yakın modeller oluşturulabilir, istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller elde edilebilir, gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde ölçülebilir. Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, cismin geometrisinin kolayca değiştirilmesi ile analizin kolay bir şekilde ve tekrar edilebilmesi mümkün hale gelmiştir (78,79).

Laboratuvar testleri ile kıyaslandığında FEM yönteminin çeşitli avantajları vardır. Bu yöntemde değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, insan materyaline gerek duyulmaz ve maksimum standardizasyon sağlanır. FEM yönteminde; sonlu elemanların boyut ve şekillerinin çeşitliliği sayesinde bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmekte, bir veya birden fazla bölge değerlendirilebilmekte, değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler kolaylıkla incelenebilmekte, sınır şartları kolayca uygulanabilmekte, ayrıca yöntemin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde elde edilen veriler karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Bunlara ek olarak, FEM yöntemi diğer birçok yönteme göre daha az zaman alıcıdır (78).

Dezavantajları (78–82);

- ✓ FEM bulguları hiçbir zaman gerçek deneylerle elde edilen yapılan sonuçlarla bir tutulamaz. Çünkü gerçek hayattaki durumu bilgisayar ortamına ve modele olduğu gibi aktarmak imkansızdır.
- ✓ FEM yönteminde dış, etrafındaki destekleyici alveoler kemiğe sabitlenmiş gibi düşünülmekte ve dişi bu destek kemiğe bağlayan düğümlerin sabit olduğu varsayılmaktadır. Bu varsayım, analiz sonucunda bir miktar hataya sebep olmaktadır.
- ✓ Bu yöntem, bilgisayar mühendisliği bilgisi ve ayrıca kullanımı için de özel bir yazılım gerektirmektedir.
- ✓ Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanımına sahip bilgisayar ve yazılım programlarının maliyetleri yüksektir.
- ✓ Gelişen teknolojiyle birlikte mevcut yazılım programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
- ✓ FEM analizleri; önceki yapılan araştırmaların doğruluğu ve malzeme özelliklerinin sisteme doğru yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.
- ✓ Dijital araçlar yoksa FEM kullanılamaz.
- ✓ Diğer alanlarda olduğu gibi diş hekimliği alanında da daha faydalı araştırmalar yapabilmesi için yöntemin geliştirilmesi gerekmektedir.

2.7.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM) Terminolojisi

Kuvvet

Herhangi bir cismin hareket durumunu, hızını veya şeklini değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimi “Newton” (N)’dur. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, belirli bir yön, şiddet ve doğrultuya sahiptir. Ortodonti literatüründe kuvvetin miktarı “gram kuvvet (gram force [gf])” şeklinde verilse de çoğunlukla “gram” (gr) olarak ifade edilmektedir (83).

$$1 \text{ newton} = 101,97 \text{ gram-kuvvet (gf)}$$

Düğüm (Node)

FEM’de oluşturulan geometrik modeller, sonlu sayıda "eleman" adı verilen basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belirli noktalarda birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) denilmektedir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değişikliği, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değişikliği ile ilişkilidir. Aynı zamanda düğüm noktalarındaki yer değişikliği ise elemanların gerilmesiyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerde meydana gelen yer değişikliğini bulmaya ve hesaplamaya çalışır (84,85).

Eleman (Element)

FEM’de incelenecek olan yapı veya bölge, eleman (element) adı verilen basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "düğüm" adı verilen özel noktalarda birbirleri ile bağlanmaktadır. Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklem seti elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sınır koşulları da dahil olmak üzere sistemin gerçeğe yakın davranışını verir. Modelin içerdiği eleman sayısı ne kadar fazla olursa o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. FEM’de elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu elemanlar olarak sınıflandırılabilir (86,87).

Ağ yapısı (Mesh) oluşturulması

Ağ (mesh) oluşturma işlemi ile elemanların ve düğüm noktalarının koordinatları tanımlanır. Mesh üretimini bilgisayar programları otomatik olarak yapabilmektedir ancak isteyen kullanıcıya da mesh üretme imkânı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından sağlanan veriye karşılık olarak, program otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme safhasında kullanıcının, mesh üretilecek alan içerisinde bazı bölgelerin eleman içeriğinin ise daha fazla, bazı bölgelerin eleman içeriğinin daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan; gerekli sayıda eleman kullanılarak, incelenecek olan modelin nasıl en iyi şekilde daha küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh oluşturulacağıdır. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Çoğunlukla, incelenmesinin önemli olduğu veya kendi içerisinde materyal veya aldığı kuvvet açısından büyük farklılıklara sahip olduğu düşünülen bölgelerde, birim alana

daha fazla eleman yerleştirilir. Ağ yapısındaki eleman sayısı arttırılarak ya da eleman tipi değiştirilerek çözüm tekrarlanabileceği gibi, ağ yapısı oluşturma yöntemi değiştirilerek ya da yeni bir ağ yapısı oluşturularak da çözüm tekrarlanabilir. Ağ yapısı oluşturma işlemi tamamlandıktan sonra, kuvvet uygulanacak cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir (84,85).

Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları, cisme uygulanan kuvvet sonucunda meydana gelen gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadeleridir. Kuvvet uygulanacak cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılacak olan cismin hangi bölümüne kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (84).

Geometri ve katı modelleme

FEM çalışmasında yapılacak ilk iş, incelenecek tüm yapıların bilgisayar ortamına aktarılması ve modellenmesidir. Böylece cismin iç ve dış morfolojisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modelleme işleminde asıl hedef, modellenen cismin görüntüsünün ötesinde, cismin iç ve dış morfolojisinin bilgisinin bilgisayara aynı şekilde aktarılmış olmasıdır. Böylelikle ağırlık, moment gibi parametreler kolaylıkla hesaplanabilir ya da cisimden kesitler alınarak iç morfolojik formu daha detaylı bir şekilde incelenebilir. Katı modelleme işlemi sırasında cisimlerin yüzeylerinde çeşitli modifikasyonlar yapılabilmektedir. Örneğin renklendirme, geçirgenlik değişikliği, ışık yoğunluğu ve gölgeleme işlemleri incelenen cisim üzerinde uygulanabilir (78,79).

Cisimlerin katı modellemesinin yapılabilmesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programlarından destek alınır. CAD programlarının kullanılabilmesi için hızlı veri akışı ve iletişim sağlayabilen gelişmiş bilgisayara ihtiyaç duyulmaktadır (88).

Katı modelleme ile bir ürün üretilmeden önce bilgisayar ortamında istenilen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Dayanım ve malzeme özelliklerinin testi de bu yazılımlar sayesinde daha pahalı testlere gerek kalmadan yapılabilmektedir. Modelleme bir,

iki ya da üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu modelleme ile koordinat sisteminde üç ekseninde de oluşan kuvvetler temsil edilmekte ve analize dahil edilmektedir. Böylelikle hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (78,79).

Gerilim (stres)

Stres; bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığı takdirde cismin içerisinde tepki olarak meydana gelen ve birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır. Yani bir cisimde uygulanan etkiye bağlı olarak oluşan tepkinin birim alandaki ölçütüdür. Stresin birimi Paskal (P) veya Newton metre-kare (N/m^2)'dir. Fakat incelenen boyutların dış ve benzeri yapılar gibi milimetrik olması durumunda çoğunlukla Megapaskal (MPa) veya Newton milimetre-kare (N/mm^2) tercih edilmektedir (89).

$$\text{Gerilim (stres)} = \text{Kuvvet} / \text{Alan} (N/m^2 \text{ veya } P \text{ veya } MPa)$$

Bir yapıya dışarıdan kuvvet uygulandığında, o yapının iç kısmında uygulanan kuvvete tepki olarak farklı iç gerilmeler meydana gelir. İç gerilmeler üç tipe ayrılır ve bunlar; çekme/uzama (tensile), basma/sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) gerilmeleridir. Çoğunlukla bunlardan sadece birinin meydana geldiği saf bir gerilme durumu gözlenmez. Bunun yerine üç tip gerilmenin de bulunduğu durumlar gözlenir. Kuvvet uygulanan cisimde oluşan iç gerilmeler uzayın üç yönünde incelendiğinde etkilediği yüzeye dik olanlar normal gerilme, paralel/teğetsel olanlar kayma gerilmeleri olarak adlandırılır. Bir cisim üzerindeki tüm düzlemlerde kayma gerilmelerinin olmadığı ve sadece normal gerilmelerden (basma ve çekme) oluşan gerilmeler asal gerilmelerdir. Cisim üzerindeki tüm kayma gerilmelerinin bileşenleri sıfır olduğunda, cisim üzerindeki en büyük gerilme ele edilir ve bu durumda cisim üzerinde oluşan normal gerilmelere asal gerilme denir (89–91).

Elde edilen analiz sonuçlarında, pozitif değerler çekme/uzama gerilmesini; negatif değerler ise basma/sıkışma gerilmesini tanımlar. Bir eleman üzerinde hangi gerilmenin mutlak değeri büyükse eleman o gerilmenin etkisinde kalır. Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda oluşan gerilme değeri eğer cismin en büyük (maksimum) çekme ya da basma geriliminden büyükse bu durumda cisimde plastik deformasyon meydana gelir (83).

Asal gerilmeler

Makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve tüm düzlemlerde sadece yüzeye dik gerilmelerin bulunduğu durumda oluşan gerilmelere asal gerilme denilmektedir (89).

Maksimum asal gerilme; en yüksek çekme gerilimini ifade etmektedir. Pozitif değere sahiptir. Minimum asal gerilme; en yüksek basma gerilimini ifade etmektedir. Negatif değere sahiptir. Analiz sonucunda mutlak değerce daha büyük olan gerilme, düğüm noktasında etkin olan gerilmedir (78,91).

Gerinim (strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki boyutsal değişimdir. Yani, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Gerinim; boyuttaki değişimin orijinal boyuta oranı olup, ölçü birimi yoktur. Herhangi bir cisim üzerinde bir kuvvet gerilim oluşturduğu taktirde aynı kuvvet gerinim de oluşturur. Gerilme ve gerinim (stres ve strain) kavramları birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvettir; ancak gerinim bir kuvvet değil, sadece bir boyutsal değişim oranıdır (89).

$$\text{Gerinim (strain)} = \text{Boyuttaki değişim} / \text{Orijinal boyut}$$

Von Mises stresi

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) cisimler için plastik deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle çekilebilir bir cismin şekil değişiminin başlama sınırını ifade etmektedir. Birimi Paskal (P) veya Newton metrekaire (N/m^2)'dir. Von Mises stresi, cisme uygulanan kuvvet sonrasında cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stresi, ayrıca kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde de kullanılmaktadır (92,93).

Elastiklik modülü (Young's modülü)

Elastiklik modülü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranıdır ve ilgili materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi GPa (Gigapaskal) 'dır. Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı olan direncinin bir ölçüsüdür. Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı/sertliği de artmaktadır. Yüksek elastiklik modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastiklik modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar. Lineer elastik cisimlerde bu oran sabitken, lineer olmayan elastik cisimlerde bu oran uygulanan kuvvete göre değişkenlik gösterir (94–96).

$$\text{Elastiklik modülü} = \text{Gerilme/Gerinim} = \sigma / \varepsilon$$

Poisson oranı

Elastik sınırlar içerisinde uygulanan kuvvete dik yöndeki boyutsal değişimin, kuvvet yönündeki boyutsal değişime oranıdır. Özetle; kuvvet sonucu cismin eninde meydana gelen değişimin boyunda meydana gelen değişime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişen oranlardadır ve cisme ait ayırtıcı bir özelliktir. Örnek olarak bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, kuvvetin geldiği yönde boy uzaması kuvvete dik yönde ise boyun kısalması gözlenir. Bir lastik şeridini gerdirdiğimizde şeridin boyu uzarken eninde meydana gelen daralma buna örnek olarak gösterilebilir. Basma kuvvetinde ise tam tersi olarak kuvvetin geldiği yönde boy kısalırken kuvvete dik yönde boy artışı; yani eninde bir artış olur. Poisson oranı adını ünlü Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almıştır (95).

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Öncü

Araştırmalar

2.8.1. Kemik Analizi Yapan Çalışmalar

1985 yılında yaptıkları çalışmada Moss ve ark. (97), lokal büyüme faktörlerinin etkisiyle kraniyal şekillenmeyi ve şekil değişikliklerini FEM yöntemiyle incelemişlerdir.

FEM yöntemi lokal büyümei görsel olarak çok açık bir şekilde tarif etmektedir. Elemanların düğümlerinin konumu tanımlanarak koordinasyon bilgisi verildiği takdirde, FEM incelenen yapının zamana bağlı olarak meydana gelen şekil değişikliğini oldukça iyi bir şekilde bize göstermektedir.

1991 yılında yaptıkları çalışmada Tanne ve ark. (98), FEM yöntemi ile kraniyofasiyal kompleksteki stres dağılımını araştırmışlardır. Hazırlanan modelde maksiller birinci molarlara okluzal düzleme paralel, anterior yönde 1,0 kg ortopedik kuvvet uygulanmıştır. Maksiller komplekste ve çevre sutural yapılarda meydana gelen stresler değerlendirilmiştir.

1998 yılında yaptıkları çalışmada İşeri ve ark. (99), kraniyofasiyal kompleks üzerinde hızlı maksiller ekspansiyonun biyomekanik etkilerini FEM ile araştırmışlardır. Araştırmada, maksillada yapılan 5 mm ekspansiyonun ardından meydana gelen stres ve yer değiştirme değerlendirilmiştir.

Dermaut ve ark. (100), 2001’de köpekler üzerinde yaptıkları in vivo çalışmada hayvanlardan elde edilen tomografi görüntüleri ile FEM kullanarak hesaplanan sonuçları karşılaştırmışlardır. Önce köpekleri kullanarak in vivo bir çalışma yapılmıştır. Sonra FEM’i kullanarak ortopedik yüklemeler sırasında maksillada gözlenen yer değişikliği hesaplanmış ve çıkan sonuçlar in vivo ölçümlerle karşılaştırılmıştır.

2.8.2. Diş ve Periodonsiyum Analizi Yapan Çalışmalar

1997 yılında Bobak ve ark. (101), molar dişlerde transpalatal ark (TPA) varken retraksiyon kuvveti uygulandığında molarlarda oluşan periodontal stresi FEM yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir.

1998 yılında Tanne ve ark. (102), adolesan ve yetişkin bireylerde diş mobilitesinin değerini saptamak ve ortodontik kuvvetlere karşı diş ve periodonsiyumun biyomekanik cevabını araştırmak için FEM analizi yapmışlardır.

2000 yılında Provatidi ve ark. (103), diş mobilitesinde çok önemli olan periodontal ligamenti (PDL) 5 farklı hipotetik şekilde tanımlayarak FEM çalışmasında incelemişlerdir.

2001 yılında Jones ve ark. (104), ortodontik kuvvet uygulaması sonrasında maksiller keserlerin hareketini FEM ile 3 boyutlu modelini geliştirerek değerlendirmişlerdir.

2002 yılında yaptıkları FEM çalışmasında Geramy ve ark. (105), dişler üzerine 1N büyüklüğünde transversal ve vertikal kuvvet uygulaması yapıldığında periodontal membranda oluşan stres komponentlerini değerlendirmişlerdir.

2.8.3. Materyal Analizi Yapan Çalışmalar

1981 yılında Yoshikawa ve ark. (106), paslanmaz çelik tellerin elastisitesini yaptıkları FEM çalışmasında değerlendirmişlerdir.

1995 yılında yaptıkları FEM çalışmasında Rossouw ve Terblanche (107), debonding esnasında braketler etrafında meydana gelen stres dağılımını araştırmışlardır.

1995 yılında yaptıkları çalışmada Ghosh ve Nanda (108), seramik braketlerde ark teline tork ve tipping kuvvetleri verildiği zaman oluşan stres dağılımını FEM yöntemi ile grafiksel olarak göstermişlerdir.

1997 yılında Katona (109), FEM yöntemi ile farklı debonding yöntemlerini karşılaştırmış ve bu yöntemlerin farklı stres paternleri ortaya çıkardığı sonucunu bulmuştur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafınca onaylanmış (Proje no: D-KA21/11) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Çalışmamızda, mandibular bukkal shelf bölgesine farklı konumlarda yerleştirilen ve farklı materyallerden üretilen mini vidalara uygulanan kuvvetler sonrasında mini vidalar üzerinde ve çevre dokularda meydana gelen stres dağılımı ve vidalarda meydana gelen eğilme sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak olan üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemleri, 2.40 GHz saat hızında, Intel Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3D Slicer (The Slicer Community, ABD) yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik (Bir aygıtın, objenin veya sistemin yapısının, işlevinin veya çalışmasının, çıkarımcı bir akıl yürütme analiziyle keşfedilmesi) ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımı ile katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ise Altair Hypermesh (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı Altair Optistruct (Altair, Troy, MI, ABD) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Geometrik Modellerin Elde Edilmesi

3.1.1. Kuvvet Kolu, Braketler, Ortodontik Tel ve Vidaların Modellenmesi

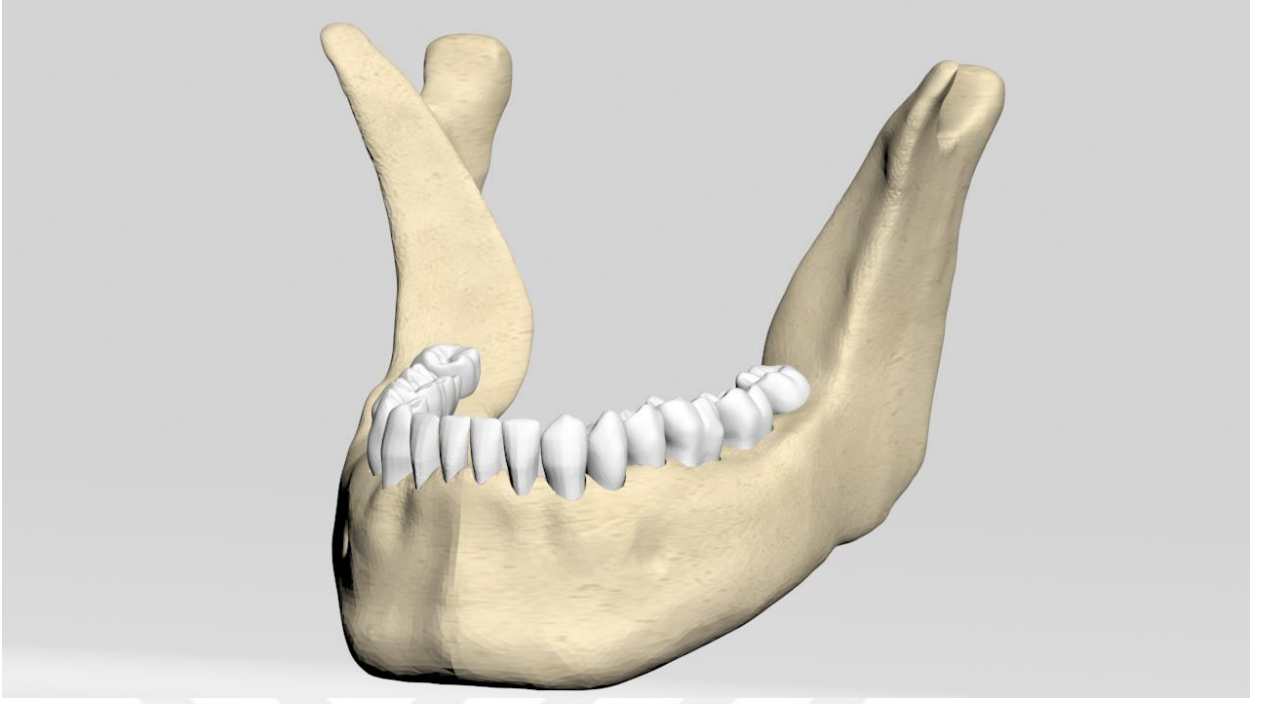
Çalışmada kullanılan kuvvet kolu, braketler ve ortodontik tel Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımında modellenmiştir.

Çalışmada, literatürde bu bölgede en çok kullanılan boyutlardaki yani; 2 mm çapındaki ve 12 mm uzunluğundaki vidalar (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Tayvan) kullanılmıştır (49,50,53,75,83). Vidanın 3Shape TRIOS (Kopenhag, Danimarka) Ağız İçi Tarama Cihazı ile tarama işlemi yapılmış. Elde edilen .stl formatındaki modelin tersine mühendislik faaliyetleri Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımında yapılmıştır.

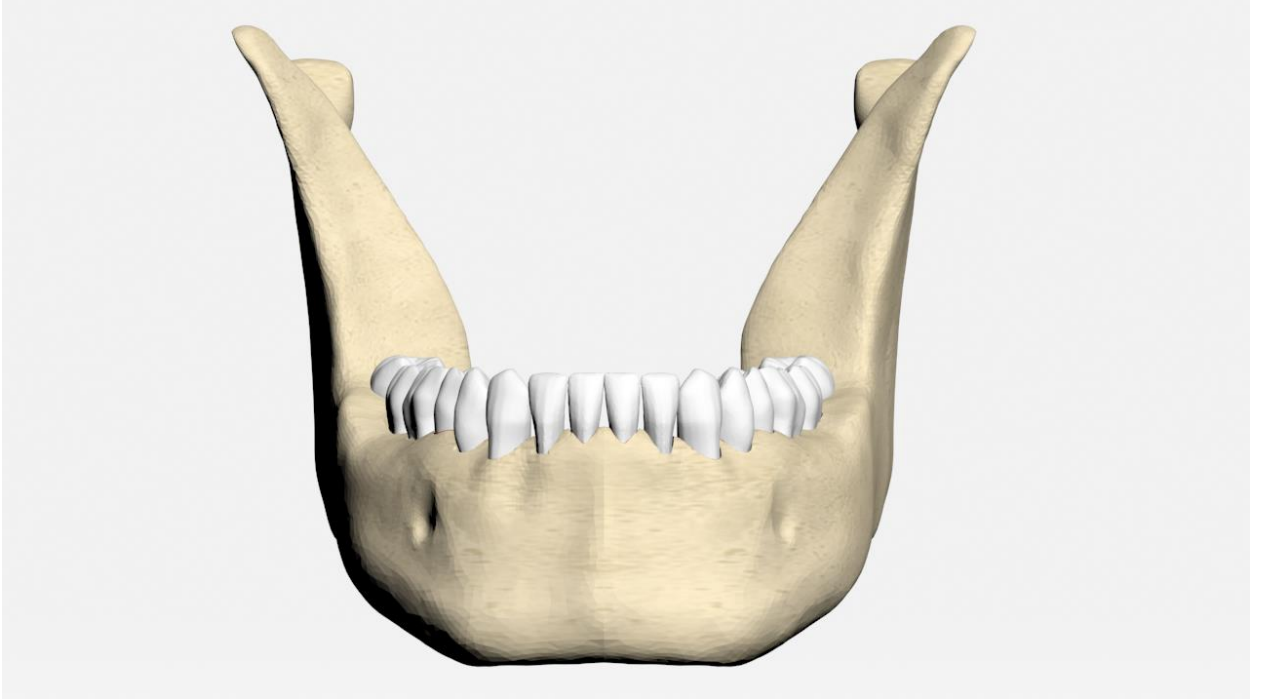
3.1.2. Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan mandibuler kemik modelinin oluşturulması için; daha önce çekilmiş olan erişkin bir bireyin bilgisayarlı tomografisi (BT) kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3D Slicer (The Slicer Community, Tory, MI, ABD) yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki BT verisi 3D Slicer (The Slicer Community, Tory, MI, ABD) yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun mandibuler kortikal kemik ve diş geometrisi modellenmiştir. Kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik, dişlerin dış yüzeyi referans alınarak ise uygun kalınlıkta periodontal ligament modellenmiştir (Şekil 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5).



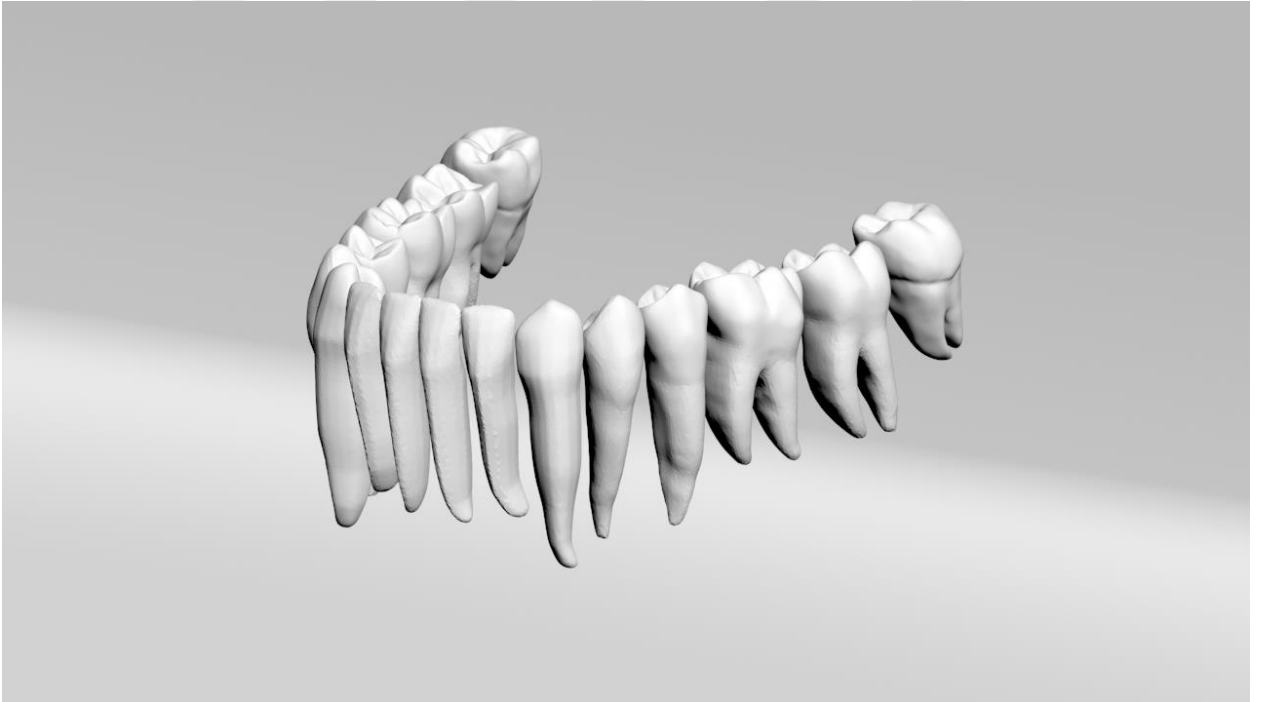
Şekil 3.1: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (3/4 sagittal görüntüsü)



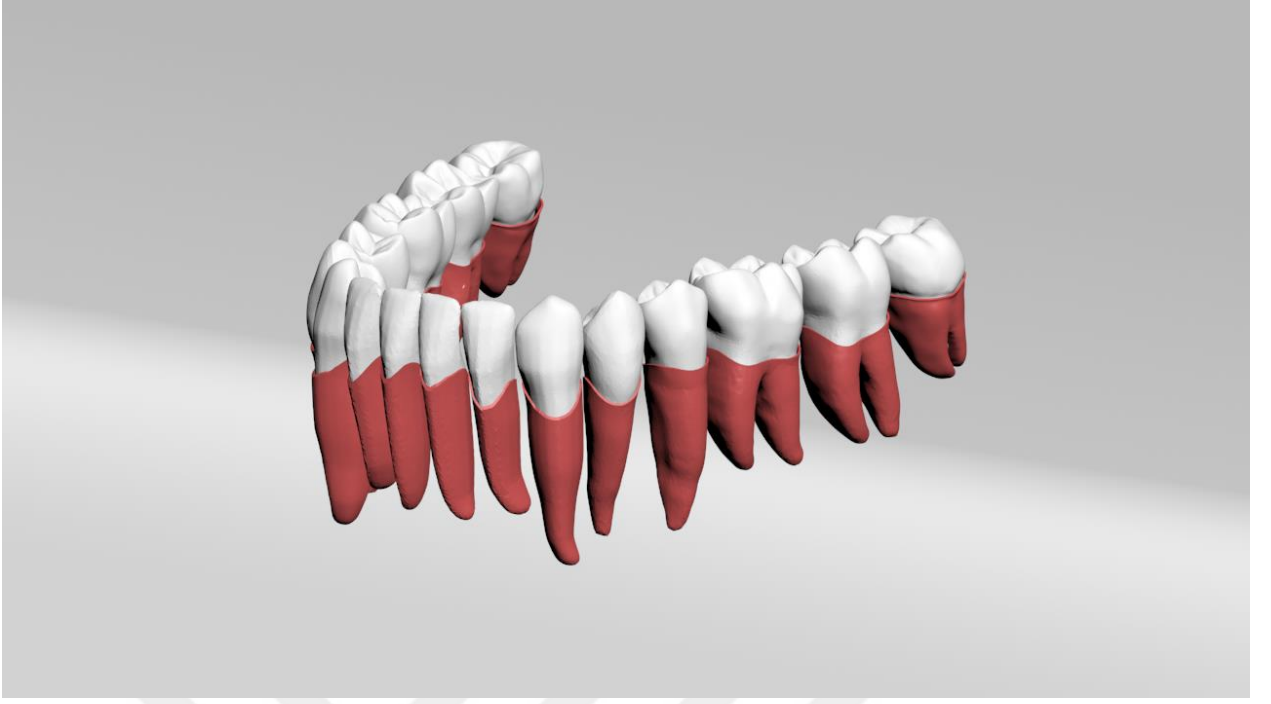
Şekil 3.2: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (koronal görüntüsü)



Şekil 3.3: Çalışmamızda kullanılan alt çene modeli (aksiyel görüntüsü)



Şekil 3.4: Dişlerin modellenmesi



Şekil 3.5: Periodontal ligamentin modellenmesi

Hazırlanan tüm modeller Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımında 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh (ağ, örgü) adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Altair Evolve (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller Altair Hypermesh (Altair, Tory, MI, ABD) yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, Altair Hypermesh (Altair, Tory, MI, USA) yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında Altair Optistruct (Altair, Tory, MI, ABD) analiz programına aktarılmıştır.

3.3. Malzeme Özellikleri

Analizlerde; elastiklik modülü ve Poisson oranı sistemde tanımlanmış olan malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Sistemde ayrıca analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Malzeme özellikleri

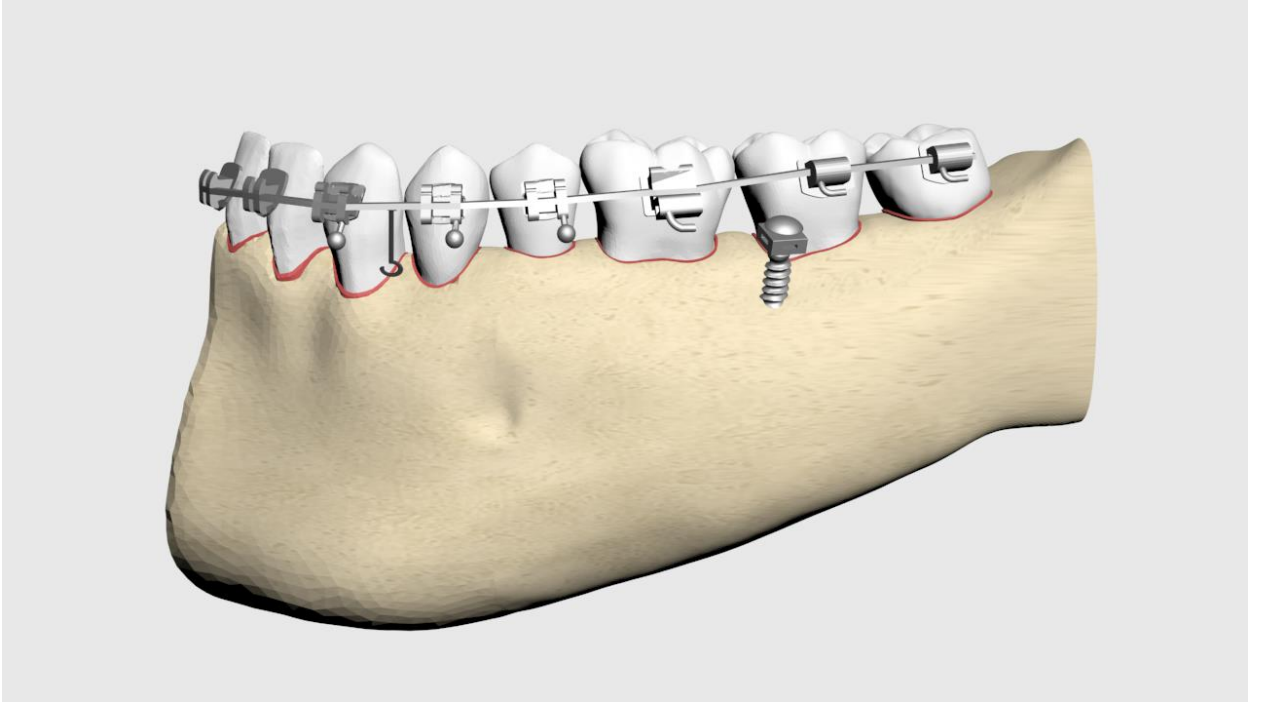
Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabekuler Kemik	1370	0.3
Paslanmaz Çelik	200000	0.3
Titanyum	110000	0.35
PDL	69	0.45
Diş	18600	0.31

3.4. Modellerin Tasarımı

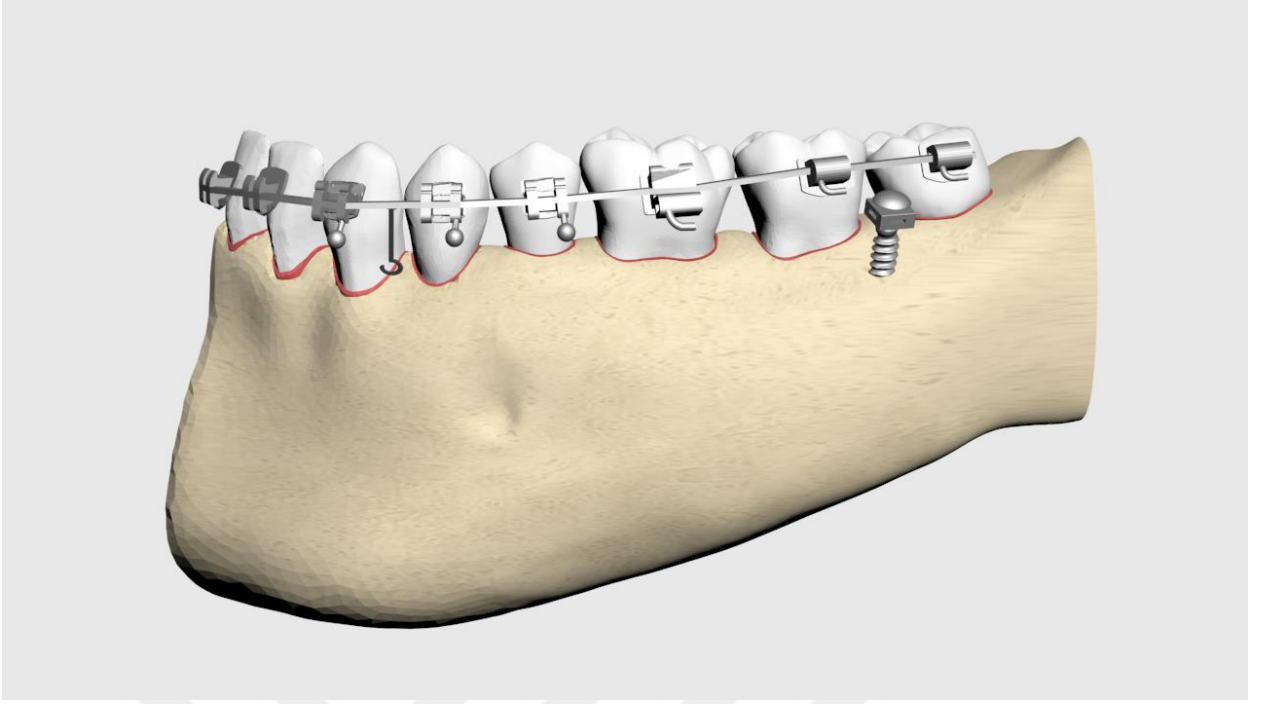
Literatür incelendiğinde, mandibuler bukkal shelf bölgesinde vida yerleşimi için en uygun bölgenin mandibular ikinci molar dişin distal kısmına denk gelen bukkal bölge olduğu görülmektedir (53,72–75,110). Ancak bu bölgenin klinik olarak ulaşılma zorluğu göz önüne alındığında bazı çalışmalarda mandibular ikinci molar dişin mesial kısmına denk gelen bukkal bölge de vida yerleşimi için önerilmektedir (49,73,75). Bunların yanı sıra; vidanın molar dişin mine-sement birleşiminden 4-5 mm kadar lateralde olması da önerilmektedir (73,75). Bu çalışmalar referans alınarak bizim çalışmamızda vidalar; mandibular ikinci molar dişin mesial ve distal kısmına denk gelen bukkal bölge olmak üzere 2 farklı konumda ve diştten 4 mm kadar lateralde olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Vidalar, literatürde önerildiği gibi oklüzal düzlem ile 70° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir (53). Ayrıca vidanın baş kısmının 5 mm kadar mukoza üzerinde kalması sağlanmıştır (49,75). Mandibuler bukkal shelf bölgesinde ortalama olarak 1.5 mm dişeti kalınlığı bulunmaktadır (111,112). Buna bağlı olarak kemik modellerinde vidaların baş kısmı 6.5 mm kadar kemik dışında olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.6).

Oluşturulan 3 boyutlu modellerde kortikal kemik kalınlığı; literatür referans alınarak mandibular ikinci molar dişin mesial kısmında 3.5 mm, distal kısmında ise 4 mm olacak şekilde modellenmiştir (53,74)



Şekil 3.6: Paslanmaz çelik ve titanyum vidalar 2. molar dişin mezialine yerleştirilmiş olan model



Şekil 3.7: Paslanmaz çelik ve titanyum vidalar 2. molar dişin distaline yerleştirilmiş olan model

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Çalışmada iki farklı ana model oluşturulmuştur (Şekil 3.6, 3.7). Birinci modelde vida mandibuler ikinci molar dişin mesial kısmına yerleştirilmiştir. İkinci modelde ise vida mandibuler ikinci molar dişin distal kısmına yerleştirilmiştir. Bu iki modelde kullanılan vidalar hem paslanmaz çelik materyalinin özellikleri ile hem de titanyum materyalinin özellikleri ile ayrı ayrı analiz edilmiştir.

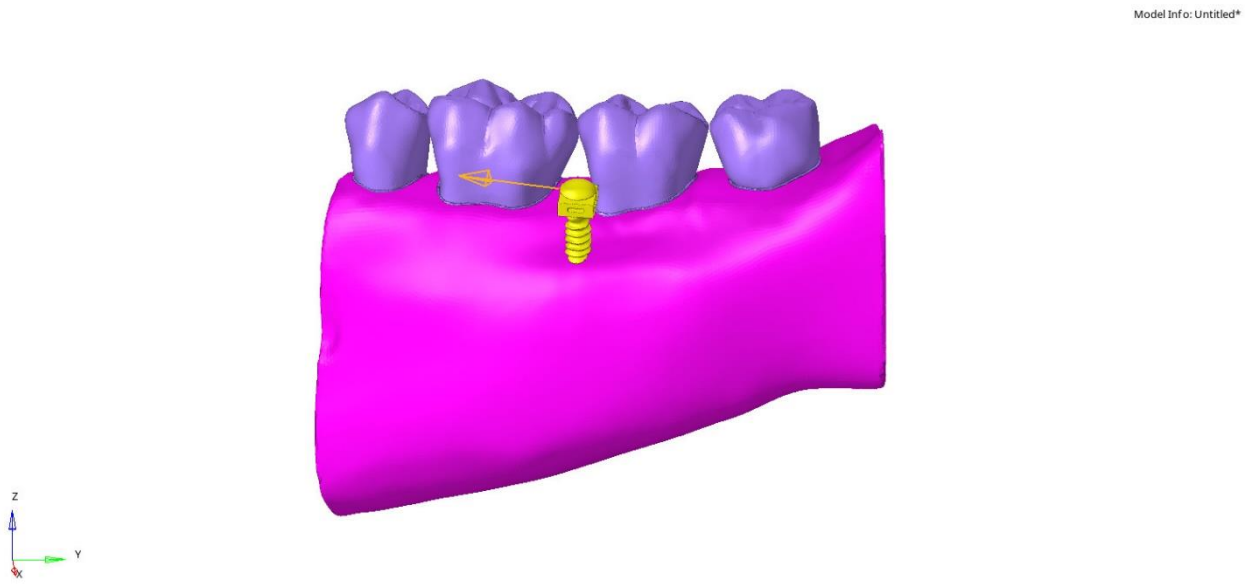
Her iki modelde de vidaların baş kısmına iki farklı doğrultuda kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.8, 3.9, 3.10, 3.11). Bunlardan ilki sagittal yönde oklüzal düzeleme paralel olacak şekilde anterior bölgedeki kuvvet kolu doğrultusunda, diğeri ise lingual yönde vidanın uzun aksı ile 75° açı yapacak şekilde dişlerin üzerinden geçen ark teli doğrultusundadır.

Tüm modellerde vidanın baş bölgesinden sagittal ve lingual yönlerde 200-300-400-500 gf büyüklüğünde kuvvetler uygulanmıştır. Vida ile kemik arasında literatürdeki veriler kullanılarak $\mu=0.37$ katsayılı sürtünme teması tanımlanmıştır (113). Bu koşullar altında

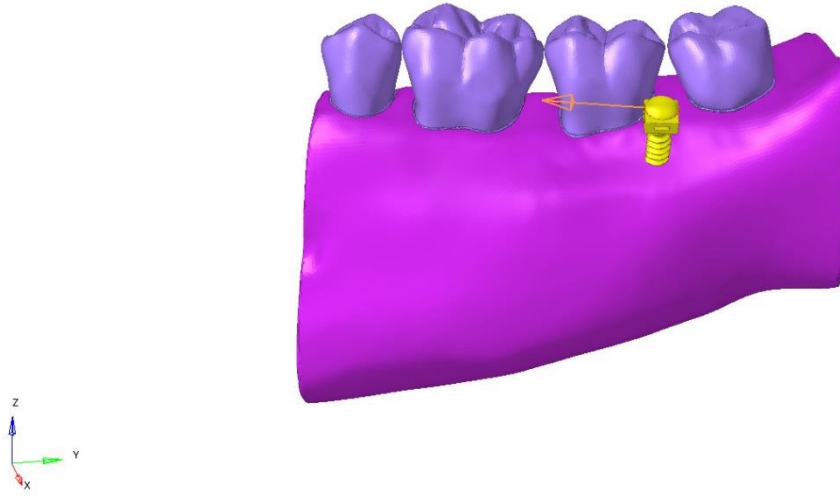
toplam 32 senaryo (2 farklı vida materyali, 2 farklı vida yerleşim yeri, 2 farklı kuvvet doğrultusu, 4 farklı kuvvet büyüklüğü $[2 \times 2 \times 2 \times 4 = 32]$) nonlinear olarak çözdürülmüştür.

Analizde kullanılan modellerin sınırları anteriorda sol ikinci premoların meziali, posteriorda üçüncü moların distali olacak şekilde belirlenmiştir (Şekil 3.12). Modeller kortikal ve trabekuler kemiğin ön ve arka bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

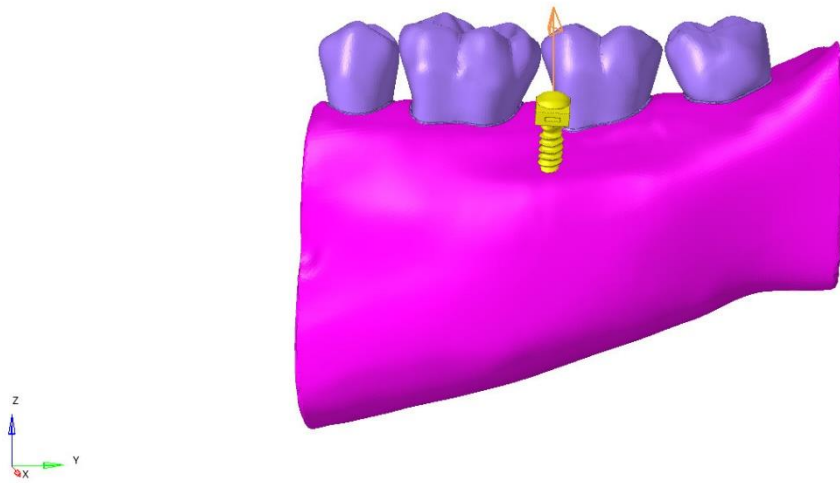
Yükleme Senaryoları:



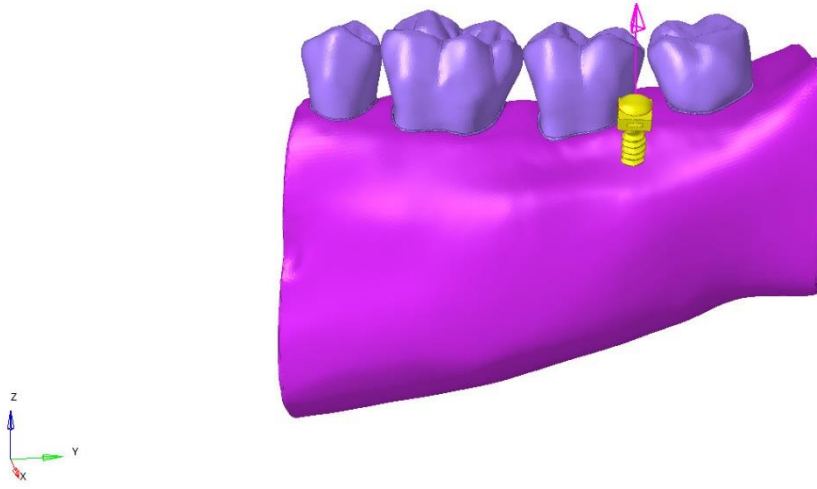
Şekil 3.8: Mandibuler 2. moların mezialine vida yerleştirilen modelin sagittal yöndeki yüklemesi (Anterior bölgedeki kuvvet kolu doğrultusunda oklüzal düzleme paralel)



Şekil 3.9: Mandibuler 2. moların distaline vida yerleştirilen modelin sagittal yöndeki yüklemesi (Anterior bölgedeki kuvvet kolu doğrultusunda oklüzal düzleme paralel)

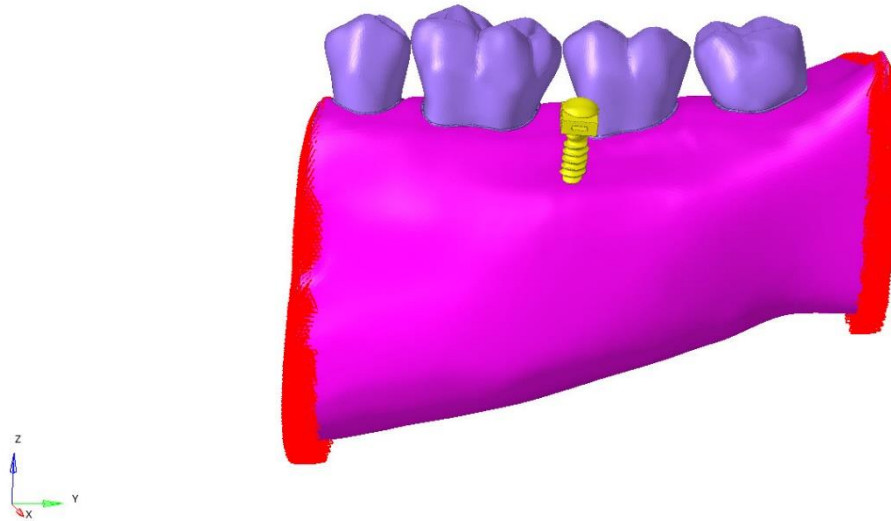


Şekil 3.10: Mandibuler 2. moların mezialine vida yerleştirilen modelin lingual yöndeki yüklemesi (Vidanın uzun aksı ile 75° açı yapacak şekilde, dişlerin üzerinden geçen ark teli doğrultusunda)



Şekil 3.11: Mandibuler 2. moların distaline vida yerleştirilen modelin lingual yönlerdeki yüklemesi (Vidanın uzun aksı ile 75° açı yapacak şekilde, dişlerin üzerinden geçen ark teli doğrultusunda)

Sınır Koşulları:



Şekil 3.12: Modellerin sınır koşulları

3.6. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan analiz modelleri için bilgiler tablo 3.2’ de paylaşılmıştır.

Tablo 3.2: Modellerin düğüm ve eleman sayısı

	Mesial Vida	Distal Vida
Toplam Düğüm Sayısı	365935	343018
Toplam Eleman Sayısı	1425509	1325875

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bunun için vida – kortikal kemik ve vida – trabeküler kemik ara yüzlerinde literatürdeki veriler kullanılarak $\mu=0.37$ katsayılı sürtünme teması tanımlanmıştır (113). Diş – PDL – kemik ve diş – braket – tel temas bölgeleri için ise “Freeze” tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. “Freeze” tipi kontak; parçaların hareket esnasında birbirleriyle tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada son dönemlerde ortodonti alanında yaygın olarak kullanılan mandibuler bukkal shelf bölgesine yerleştirilen mini vidalarda ve çevre kemik yapıda meydana gelen gerilmeler ile mini vidalarda sagittal, vertikal ve transversal yönlerdeki yer değiştirme miktarları sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda mini vidalar ve çevre kemik yapı üzerinde oluşan Von Mises gerilimi, maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri ile mini vidalarda meydana gelen sagittal, vertikal ve transversal yönlerdeki yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. Mini vidalarda meydana gelen yer değiştirmeler X, Y ve Z eksenleri ile değerlendirilmiştir ve bunların bileşkesi toplam yer değiştirmeyi vermektedir.

Çalışmamızda incelediğimiz anatomik bölge dikkate alındığında;

- +X yönü bukkal yönde hareketi
- X yönü lingual yönde hareketi
- +Y yönü posterior yönde hareketi
- Y yönü anterior yönde hareketi
- +Z yönü ekstrüzyon hareketini
- Z yönü intrüzyon hareketini belirtmektedir.

Sonlu elemanlar analizinin değerlendirilmesinde renk skalaları kullanılmaktadır. Bu skalalardaki renkler kırmızı ile mavi aralığında değişmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerinin değerlendirildiği görsellerde kırmızı renkli kısımlar maksimum asal gerilmenin (en yüksek çekme gerilimi) olduğu bölgeleri ifade ederken, mavi renkli alanlar ise minimum asal gerilmenin (en düşük basınç gerilimi) olduğu bölgeleri göstermektedir.

Maksimum asal gerilmenin değerlendirildiği görsellerde kırmızı renkli kısımlar gerilmenin en fazla meydana geldiği bölgeleri gösterirken, minimum asal gerilmenin değerlendirildiği görsellerde ise mavi renkli alanlar en fazla sıkışmayı ya da gerilmenin en az meydana geldiği bölgeleri göstermektedir.

Vertikal, sagittal ve transversal yönde meydana gelen yer değiştirmenin değerlendirildiği görsellerde ise kırmızı renkle gösterilen kısımlar belirtilen yönde meydana gelen maksimum yer değiştirmeyi, mavi kısımlar ise belirtilen yönün tersi yönündeki yer değiştirmeyi göstermektedir. Yeşil veya sarı ile gösterilen kısımlar ise belirtilen yönde gerçekleşen minimum yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Çalışmamızda değerlendirdiğimiz gerilme bulguları “N/mm²”, yer değiştirme bulguları ise “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

Birinci modelde, mini vida mandibuler ikinci molar dişin mesial kısmında yer alacak şekilde yerleştirilmiştir. Modelde kullanılan mini vida paslanmaz çelikten üretilmiştir. Mini vidanın baş kısmına sagittal ve lingual yönlerde 200-300-400-500 gf kuvvetler uygulanmıştır.

4.1.1. Sagittal Yönde Uygulanan Kuvvet

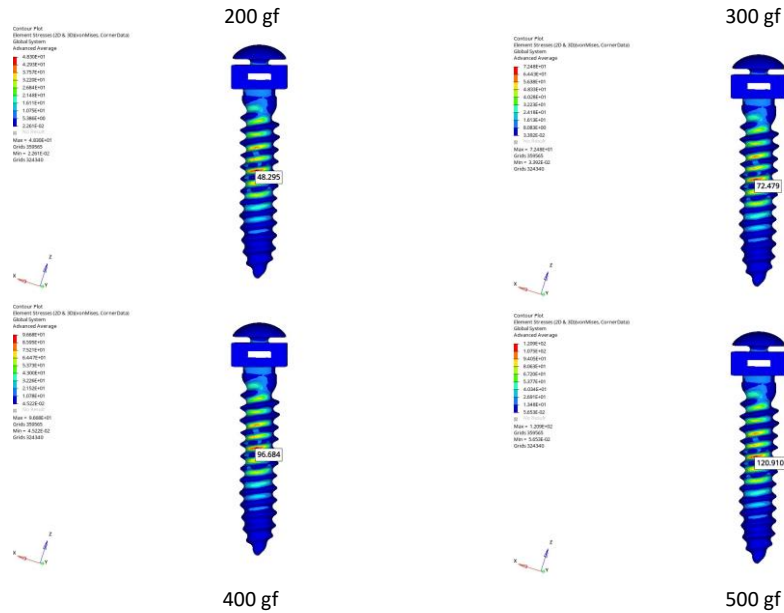
Tablo 4.1: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	48.295	72.479	96.684	120.910
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	4.656	6.932	9.148	11.298
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-15.147	-22.604	-29.977	-37.272
Total Yer Değiştirme (mm)	570.3x10 ⁻⁵	853.2x10 ⁻⁵	1135x10 ⁻⁵	1416x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	11.53x10 ⁻⁵	16.15x10 ⁻⁵	20.34x10 ⁻⁵	24.26x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-252.2x10 ⁻⁵	-377.4x10 ⁻⁵	-502.5x10 ⁻⁵	-627.4x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	15.71x10 ⁻⁵	22.90x10 ⁻⁵	29.95x10 ⁻⁵	36.84x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-520.4x10 ⁻⁵	-778.1x10 ⁻⁵	-1034x10 ⁻⁵	-1290x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	212.7x10 ⁻⁵	319.2x10 ⁻⁵	425.7x10 ⁻⁵	532.0x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-108.8x10 ⁻⁵	-163.3x10 ⁻⁵	-217.9x10 ⁻⁵	-272.6x10 ⁻⁵

4.1.1.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın kortikal kemikle temas ettiği alanlarda, mini vidanın distal tarafında meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

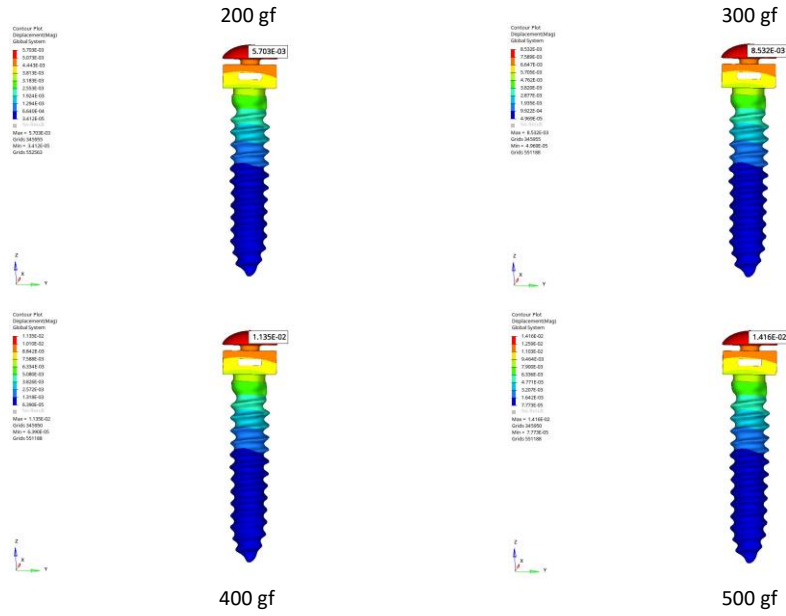
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.1’de gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede ancak maksimum gerilme alanına göre daha bukkalde olacak şekilde vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde oluşmaktadır. Gerilim alanları incelendiğinde, mini vidanın etrafındaki kemikte dairesel bir gerilimin olduğu gözlenmektedir. Sıkışma alanları incelendiğinde ise mini vidanın mesial kısmına denk gelen kemik kısmında ve özellikle mesiolingual alanda sıkışmanın meydana geldiği gözlenebilmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.1: Birinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.1.1.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.1’de ve Şekil 4.2’de gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.2: Birinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.1’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında ve kemik seviyesinin üzerindeki iki yivi içine alan kısmında +x yönünde yani bukkal yönde hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın lingual yönde hareket eden kısmındaki yer değişikliği baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.1’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında +y yönünde yani posterior yönde hafif miktarda bir

yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın kortikal kemik seviyesi üzerinde kalan kısmında ise -y yönünde yani anterior yönde bir yer değiştirme meydana gelmiştir. Anterior yönde meydana gelen yer değiştirme mini vidanın baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.1’de gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının lingual yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın anterior kısmında ise -z yönünde yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.1.2. Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet

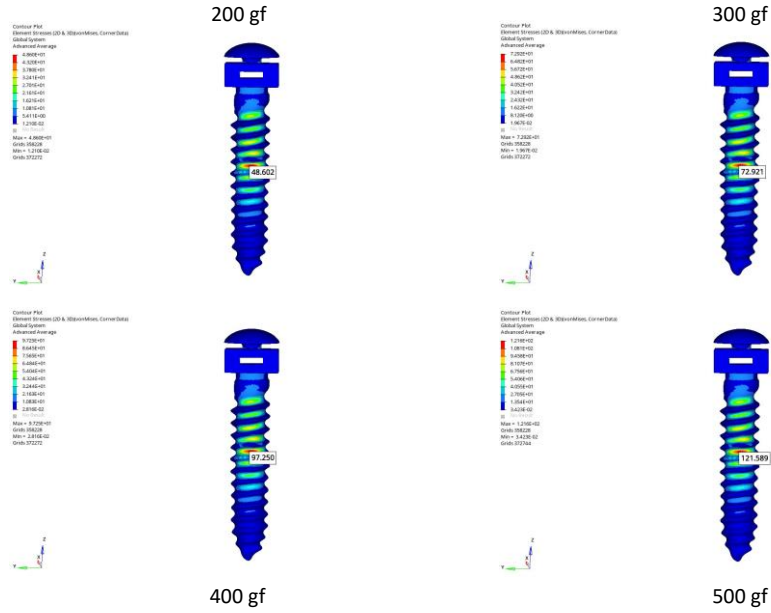
Tablo 4.2: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	48.602	72.921	97.250	121.589
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	4.890	7.207	9.451	11.627
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-7.846	-11.705	-15.514	-19.274
Total Yer Değiştirme (mm)	541.4x10 ⁻⁵	811.4x10 ⁻⁵	1081x10 ⁻⁵	1350x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	6.185x10 ⁻⁵	8.804x10 ⁻⁵	11.47x10 ⁻⁵	14.10x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-515.1x10 ⁻⁵	-771.9x10 ⁻⁵	1028x10 ⁻⁵	1284x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	74.80x10 ⁻⁵	112.3x10 ⁻⁵	149.8x10 ⁻⁵	187.4x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-2.811x10 ⁻⁵	-3.765x10 ⁻⁵	-4.621x10 ⁻⁵	-5.404x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	280.8x10 ⁻⁵	560.5x10 ⁻⁵	700.0x10 ⁻⁵	700.0x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-20.49x10 ⁻⁵	-41.00x10 ⁻⁵	-51.31x10 ⁻⁵	-51.31x10 ⁻⁵

4.1.2.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilmektedir. Fem analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın kortikal kemikle temas ettiği alanlarda, mini vidanın lingual tarafında meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

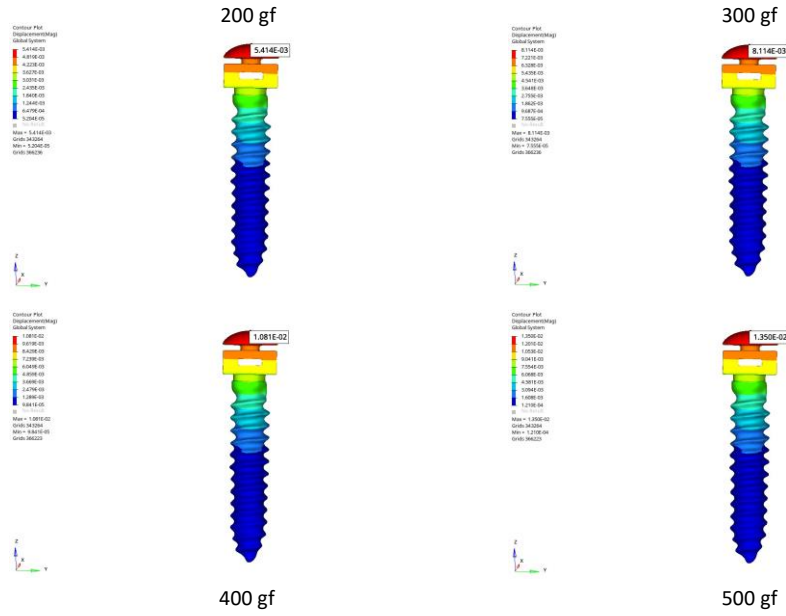
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.2'de gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın lingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede oluşmaktadır. Mini vida etrafındaki kemikte dairesel bir gerilme meydana gelirken sadece mini vidanın lingual tarafındaki kemik bölgesinde sıkışma meydana gelmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.3: Birinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.1.2.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.2’de ve Şekil 4.4’te gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.4: Birinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında ve kemik üzerindeki bir yivlik kısımda +x yönünde yani bukkal yönde çok hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın lingual yöndeki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında -y yönünde yani anterior yönde çok hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın kemik seviyesi üzerinde kalan kısmı ise

+y yönünde yani posterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın kemik üzerinde kalan kısmındaki yer değiştirme baş kısmına doğru artış göstermektedir. Posterior yönde meydana gelen en büyük yer değiştirme ise mini vidanın baş kısmının tepe noktasında görülmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının bukkal yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın lingual yüzeyinde ise -z yönünde hafif miktarda yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

İkinci modelde, mini vida mandibuler ikinci molar dişin mesial kısmında yer alacak şekilde yerleştirilmiştir. Modelde kullanılan mini vida titanyumdan üretilmiştir. Mini vidanın baş kısmına sagittal ve lingual yönlerde 200-300-400-500 gf kuvvetler uygulanmıştır.

4.2.1. Sagittal Yönde Uygulanan Kuvvet

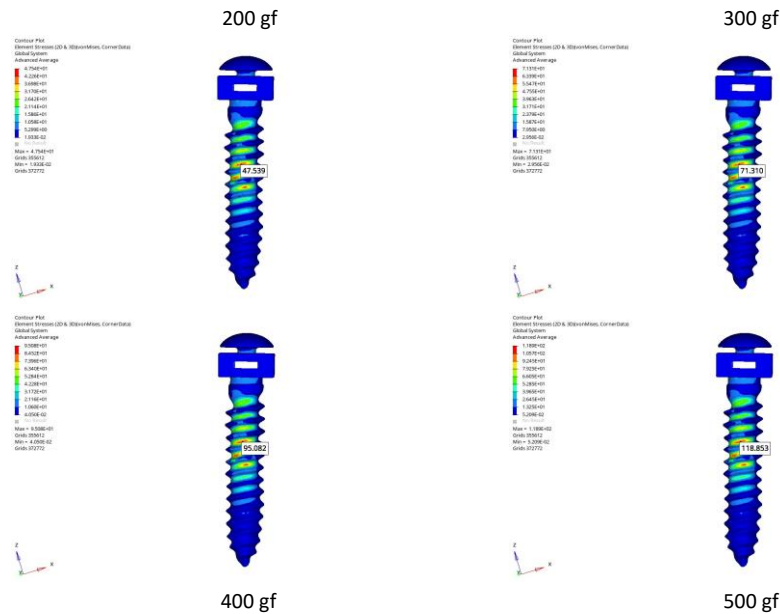
Tablo 4.3: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen titanyum mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	47.539	71.310	95.082	118.853
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	5.325	7.902	10.389	12.809
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-19.155	-28.546	-37.815	-47.018
Total Yer Değiştirme (mm)	899.3x10 ⁻⁵	1345x10 ⁻⁵	1789x10 ⁻⁵	2233x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	16.51x10 ⁻⁵	23.08x10 ⁻⁵	29.12x10 ⁻⁵	34.97x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-402.0x10 ⁻⁵	-602.0x10 ⁻⁵	-801.7x10 ⁻⁵	-1001x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	12.34x10 ⁻⁵	17.31x10 ⁻⁵	21.95x10 ⁻⁵	26.42x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-817.6x10 ⁻⁵	-1222x10 ⁻⁵	-1624x10 ⁻⁵	-2026x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	347.6x10 ⁻⁵	521.5x10 ⁻⁵	695.2x10 ⁻⁵	868.9x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-186.1x10 ⁻⁵	-279.3x10 ⁻⁵	-372.5x10 ⁻⁵	-465.7x10 ⁻⁵

4.2.1.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.5'te gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın kortikal kemik seviyesinin hemen üzerindeki kısımda ve mini vidanın mesial yüzeyinde meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

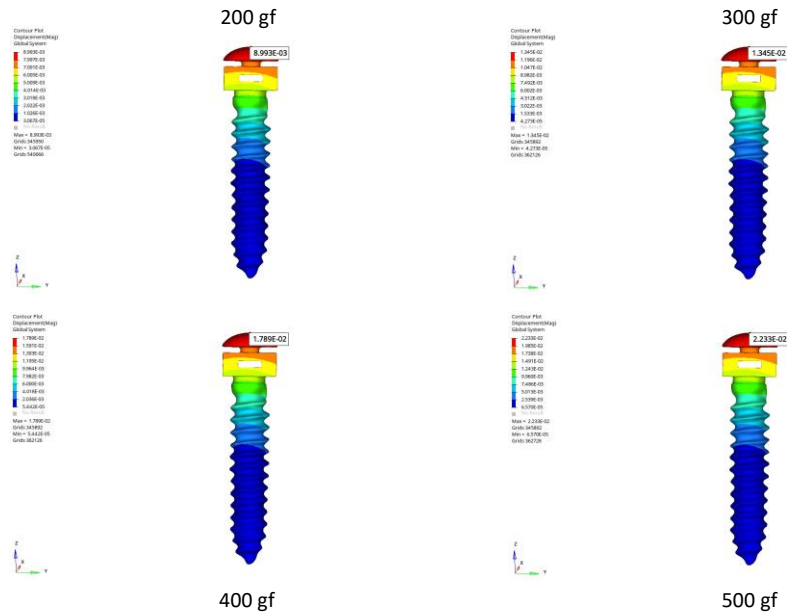
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.3'te gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede ancak gerilme alanına göre daha bukkalde olacak şekilde vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde oluşmaktadır. Gerilim alanları incelendiğinde, vidanın mesial kısmına denk gelen kemik kısmı hariç hilal şeklinde bir alanda gerilimin olduğu gözlenmektedir. Sıkışma alanları incelendiğinde ise vidanın mesial kısmına denk gelen kemik kısmında ve özellikle mesiolingual alanda sıkışmanın meydana geldiği gözlenmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.5: İkinci modelde sagital yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.2.1.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.3'te Şekil 4.6'ta gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.6: İkinci modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.3'te gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmı ve kemik üzerinde bulunan üç yivlik kısmında +x yönünde yani bukkal yönde hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın lingual yönde hareket eden kısmındaki yer değişikliği baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.3'te gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında +y yönünde yani posterior yönde hafif miktarda bir yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın kortikal kemik seviyesi üzerinde kalan kısmı ise -y yönünde yani anterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın anterior yöndeki yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.3'te gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının lingual yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın anterior kısmında ise -z yönünde yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.2.2. Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet

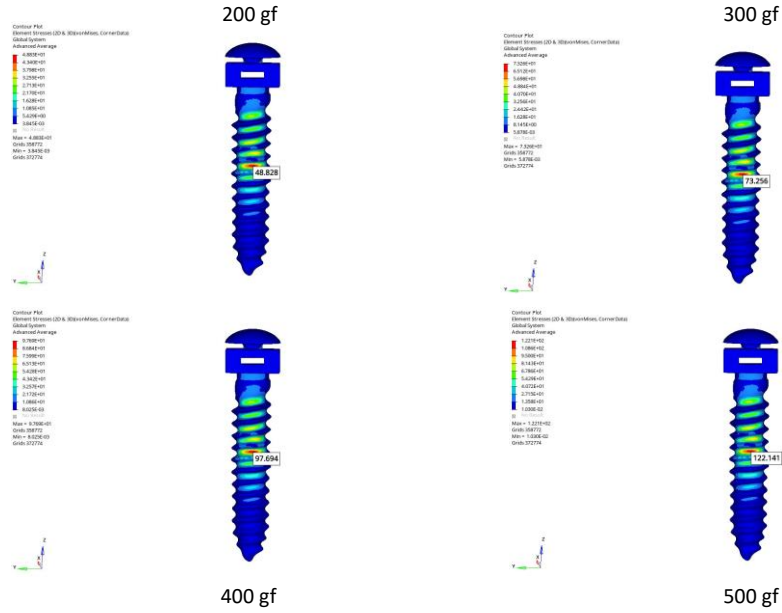
Tablo 4.4: Mandibuler 2. molar mezialine yerleştirilen titanyum mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	48.828	73.256	97.694	122.141
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	5.212	7.667	10.036	12.319
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-9.942	-14.787	-19.549	-24.235
Total Yer Değiştirme (mm)	832.0x10 ⁻⁵	1294x10 ⁻⁵	1724x10 ⁻⁵	2153x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	5.050x10 ⁻⁵	6.979x10 ⁻⁵	8.705x10 ⁻⁵	10.28x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-821.1x10 ⁻⁵	-1232x10 ⁻⁵	1641x10 ⁻⁵	-2005x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	120.6x10 ⁻⁵	180.9x10 ⁻⁵	241.3x10 ⁻⁵	301.6x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-3.221x10 ⁻⁵	-4.341x10 ⁻⁵	-5.311x10 ⁻⁵	-6.176x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	453.0x10 ⁻⁵	678.9x10 ⁻⁵	904.4x10 ⁻⁵	1130x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-47.24x10 ⁻⁵	-70.90x10 ⁻⁵	-94.62x10 ⁻⁵	-118.4x10 ⁻⁵

4.2.2.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.4 ve Şekil 4.7’de gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın kortikal kemikle temas ettiği alanlarda ve mini vidanın lingual yüzeyinde meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

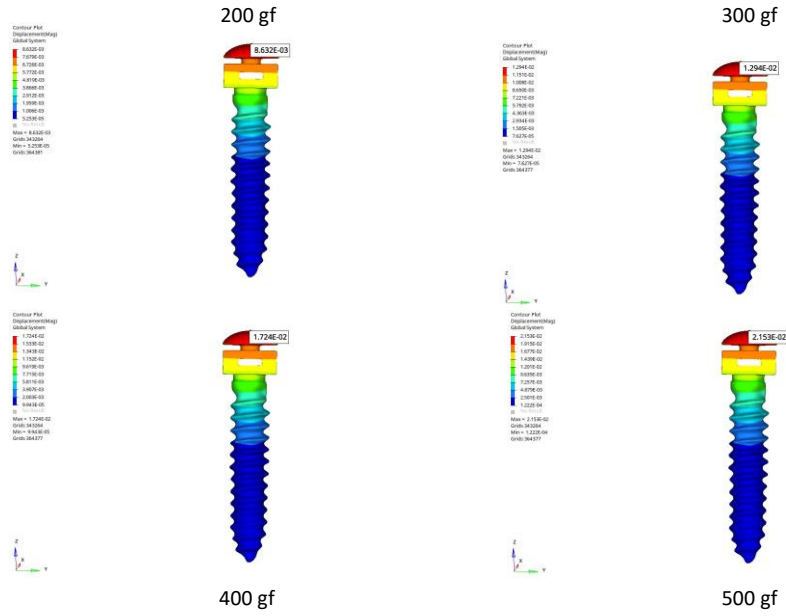
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.4’te gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın lingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede oluşmaktadır. Mini vida etrafındaki kemikte dairesel bir gerilme meydana gelirken sadece mini vidanın lingual tarafındaki kemik bölgesinde sıkışma meydana gelmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.7: İkinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.2.2.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.4'te ve Şekil 4.8'te gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.8: İkinci modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.4'te gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında ve kemik seviyesi üzerinde bulunan bir yivlik kısımda +x yönünde yani bukkal yönde çok hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın lingual yöndeki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.4'te gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında -y yönünde yani anterior yönde çok hafif miktarda bir yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın kemik seviyesi üzerinde kalan kısmı ise +y yönünde yani posterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın kortikal kemik üzerinde kalan kısmındaki yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermekte ve en büyük hareket vidanın tepe noktasında meydana gelmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.4'te gösterilmektedir. Mini vidanın bukkal yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın lingual yüzeyinde ise -z yönünde hafif miktarda yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Maksimum ekstrüzyon vidanın baş kısmının bukkal yüzünde meydana gelmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde, mini vida mandibuler ikinci molar dişin distal kısmında yer alacak şekilde yerleştirilmiştir. Modelde kullanılan mini vida paslanmaz çelikten üretilmiştir. Mini vidanın baş kısmına sagittal ve lingual yönlerde 200-300-400-500 gf kuvvetler uygulanmıştır.

4.3.1. Sagittal Yönde Uygulanan Kuvvet

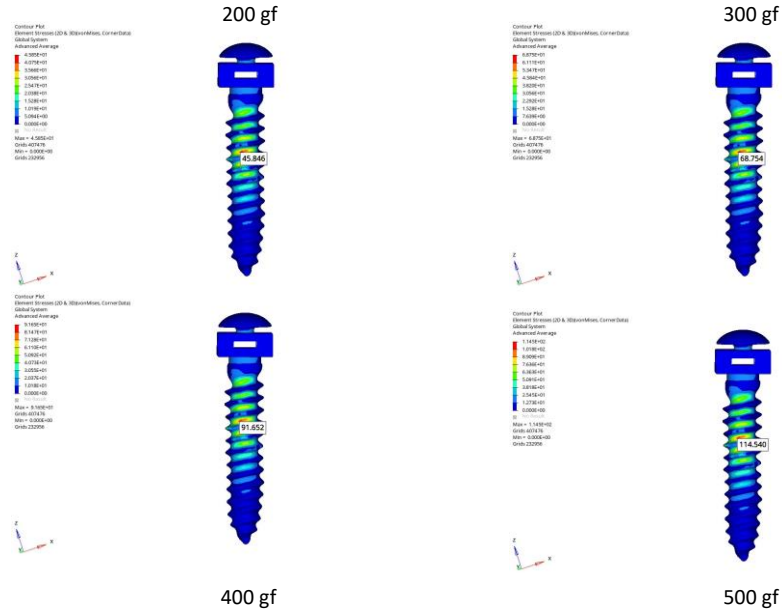
Tablo 4.5: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	45.846	68.754	91.652	114.540
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	6.302	9.531	12.772	16.021
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-12.738	-18.962	-25.097	-31.156
Total Yer Değiştirme (mm)	487.1x10 ⁻⁵	728.3x10 ⁻⁵	968.2x10 ⁻⁵	1207x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	13.51x10 ⁻⁵	18.86x10 ⁻⁵	23.66x10 ⁻⁵	27.94x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-186.1x10 ⁻⁵	-277.8x10 ⁻⁵	-369.1x10 ⁻⁵	-460.1x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	11.76x10 ⁻⁵	16.39x10 ⁻⁵	20.57x10 ⁻⁵	24.42x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-461.0x10 ⁻⁵	-688.9x10 ⁻⁵	-915.4x10 ⁻⁵	-1141x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	167.7x10 ⁻⁵	251.8x10 ⁻⁵	336.0x10 ⁻⁵	420.3x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-101.4x10 ⁻⁵	-152.4x10 ⁻⁵	-203.4x10 ⁻⁵	-254.5x10 ⁻⁵

4.3.1.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.5 ve Şekil 4.9’da gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın mesial yüzeyinde, kortikal kemik seviyesinin üzerinde fakat kemiğe yakın alanlarda meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

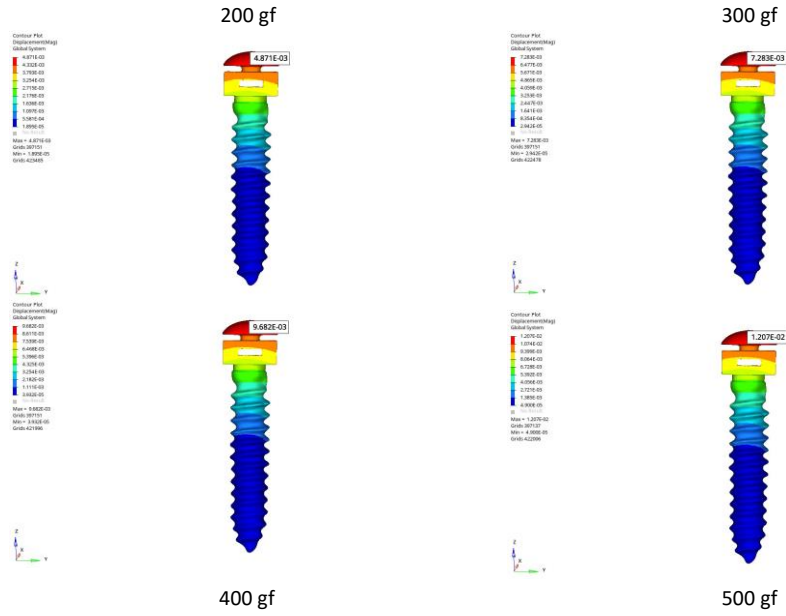
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.5’te gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın lingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede ancak gerilme alanına göre daha mesialde olacak şekilde vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde oluşmaktadır. Gerilim alanları incelendiğinde, vidanın çevresindeki tüm kemikte dairesel bir gerilim alanının oluştuğu gözlenmektedir. Sıkışma alanları incelendiğinde ise vidanın mesial kısmına denk gelen kemikte sıkışmanın meydana geldiği gözlenebilmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.9: Üçüncü modelde sagital yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.3.1.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.5'te ve Şekil 4.10'da gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.10: Üçüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.5'te gösterilmektedir. Mini vidanın boyun bölgesi altında kalan kısmı +x yönünde yani bukkal yönde hafif miktarda yer değiştirirken, mini vidanın boyun bölgesi ve üzerinde kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın boyun bölgesinin üzerinde kalan kısmındaki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.5'te gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında +y yönünde yani posterior yönde hafif miktarda bir

yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın kemik seviyesi üzerinde kalan kısmı ise -y yönünde yani anterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın kemik üzerinde kalan kısmındaki yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.5'te gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının distal tarafında +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın mesial tarafında ise -z yönünde yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.3.2. Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet

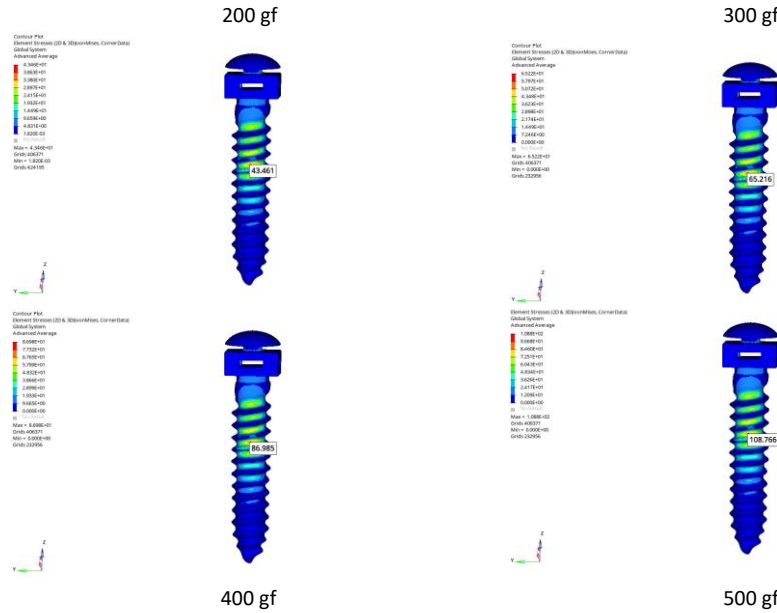
Tablo 4.6: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen paslanmaz çelik mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	43.461	65.216	86.985	108.766
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	3.078	4.549	5.971	7.349
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-12.659	-19.019	-25.390	-31.771
Total Yer Değiştirme (mm)	434.3x10 ⁻⁵	651.1x10 ⁻⁵	867.5x10 ⁻⁵	1084x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	1.614x10 ⁻⁵	2.463x10 ⁻⁵	3.305x10 ⁻⁵	4.129x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-414.4x10 ⁻⁵	-621.2x10 ⁻⁵	-827.7x10 ⁻⁵	-1034x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	40.53x10 ⁻⁵	61.15x10 ⁻⁵	81.92x10 ⁻⁵	102.8x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-3.498x10 ⁻⁵	-5.284x10 ⁻⁵	-7.061x10 ⁻⁵	-8.820x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	235.8x10 ⁻⁵	353.5x10 ⁻⁵	471.0x10 ⁻⁵	588.3x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-23.41x10 ⁻⁵	35.13x10 ⁻⁵	-46.85x10 ⁻⁵	-58.60x10 ⁻⁵

4.3.2.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.6 ve Şekil 4.11’de gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme mini vidanın lingual yüzeyinde, kortikal kemik seviyesinin üzerinde kemiğe yakın alanlarda meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

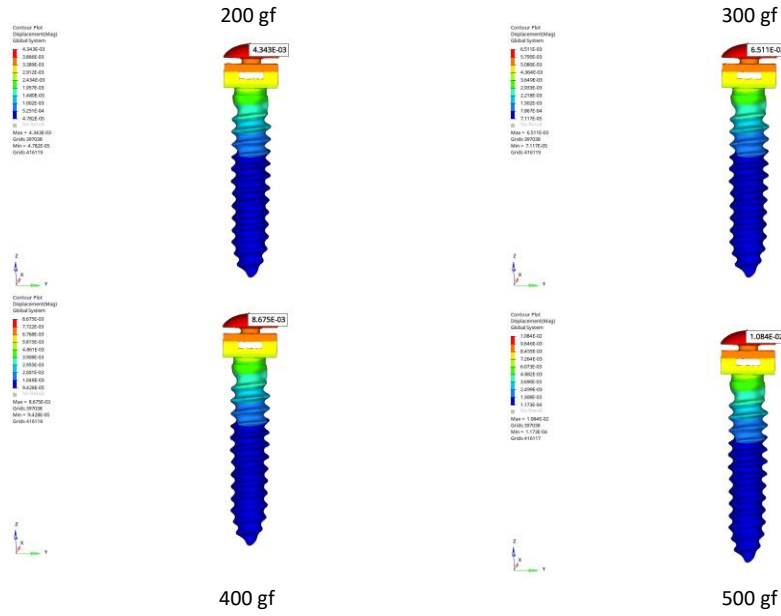
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.6’da gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın distolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede oluşmaktadır. Mini vida etrafındaki kemikte, mini vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesi hariç gerilme meydana gelirken, sadece mini vidanın lingual tarafındaki kemik bölgesinde sıkışma meydana gelmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.11: Üçüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değiştirme

4.3.2.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.6’da ve Şekil 4.12’de gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.12: Üçüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.6’da gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında ve kemik seviyesi üzerindeki iki yivi içine alan kısımda +x yönünde yani bukkal yönde çok hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın lingual yöndeki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.6’da gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında -y yönünde yani anterior yönde çok hafif miktarda bir yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın kemik seviyesi üzerinde kalan kısmı ise +y yönünde yani posterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın kemik üzerinde kalan kısmındaki yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.6’da gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının bukkal yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın lingual yüzeyinde ise -z yönünde hafif miktarda yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

Dördüncü modelde, mini vida mandibuler ikinci molar dişin distal kısmında yer alacak şekilde yerleştirilmiştir. Modelde kullanılan mini vida titanyumdan üretilmiştir. Mini vidanın baş kısmına sagittal ve lingual yönlerde 200-300-400-500 gf kuvvetler uygulanmıştır.

4.4.1. Sagittal Yönde Uygulanan Kuvvet

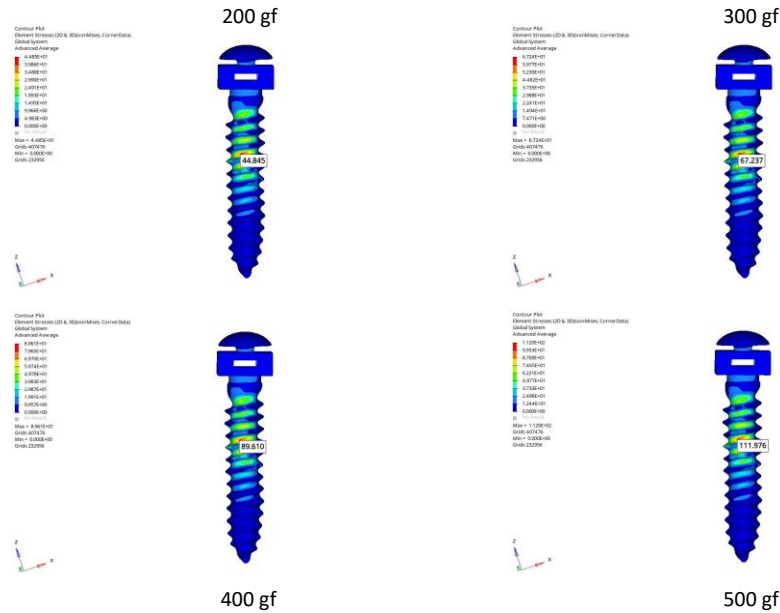
Tablo 4.7: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen titanyum mini vidaya sagittal yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	44.845	67.237	89.610	111.976
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	7.338	11.044	14.727	18.381
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-16.260	-24.158	-31.925	-39.607
Total Yer Değiştirme (mm)	766.7x10 ⁻⁵	1146x10 ⁻⁵	1523x10 ⁻⁵	1900x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	21.72x10 ⁻⁵	30.60x10 ⁻⁵	38.83x10 ⁻⁵	46.91x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-290.9x10 ⁻⁵	-435.0x10 ⁻⁵	-578.8x10 ⁻⁵	-722.7x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	11.13x10 ⁻⁵	15.09x10 ⁻⁵	18.59x10 ⁻⁵	21.97x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-725.2x10 ⁻⁵	-1083x10 ⁻⁵	1439x10 ⁻⁵	1793x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	274.4x10 ⁻⁵	411.9x10 ⁻⁵	549.4x10 ⁻⁵	686.9x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-172.0x10 ⁻⁵	-258.2x10 ⁻⁵	-344.4x10 ⁻⁵	-430.5x10 ⁻⁵

4.4.1.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.7 ve Şekil 4.13'te gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme kortikal kemik sınırının bir yiv kadar üzerindeki vida kısmında ve vidanın mesial tarafında meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

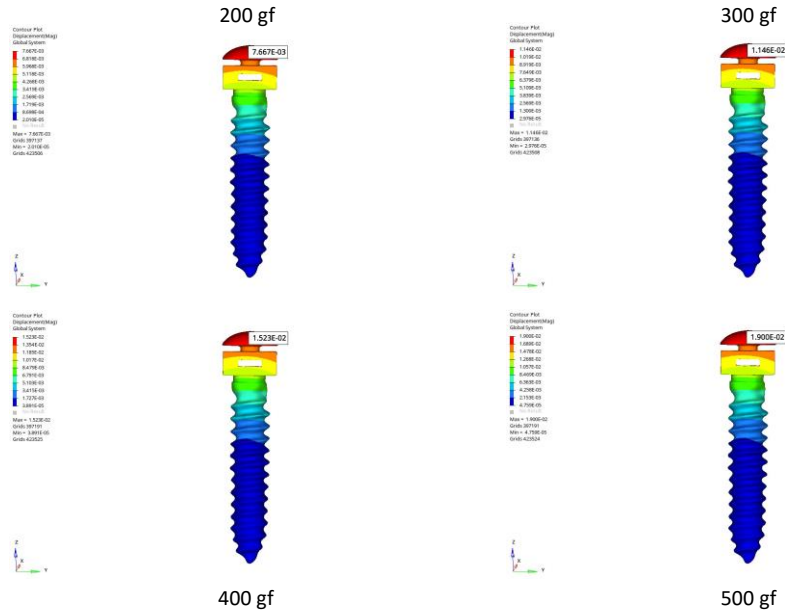
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.7'de gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın lingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede ancak gerilme alanına göre daha mesialde olacak şekilde vidanın mesiolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde oluşmaktadır. Gerilim alanlarının, vidanın çevresindeki kemik bölgesinde dairesel bir şekilde olduğu gözlenmektedir. Sıkışma alanlarının ise vidanın mesial ve özellikle mesiolingual kısmına denk gelen kemik kısmında meydana geldiği gözlenmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.13: Dördüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.4.1.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.7’de ve Şekil 4.14’te gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.14: Dördüncü modelde sagittal yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.7’de gösterilmektedir. Mini vidanın boyun bölgesi altında kalan kısmı +x yönünde yani bukkal yönde hafif miktarda yer değiştirirken, mini vidanın boyun bölgesi ve üzerinde kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın boyun bölgesinin üzerinde kalan kısmındaki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.7’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında ve kemik üzerinde bulunan bir yivlik kısmında +y

yönünde yani posterior yönde çok hafif miktarda bir yer değiştirme meydana gelirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -y yönünde yani anterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidada anterior yönde meydana gelen yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.7’de gösterilmektedir. Mini vidanın baş kısmının distal tarafında +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın baş kısmının mesial tarafında ise -z yönünde yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

4.4.2. Lingual Yönde Uygulanan Kuvvet

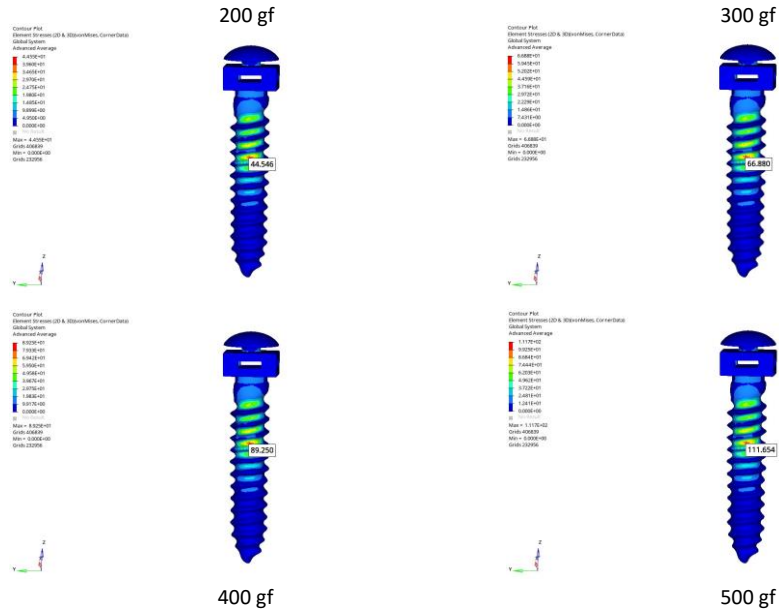
Tablo 4.8: Mandibuler 2. molar distaline yerleştirilen titanyum mini vidaya lingual yönde kuvvet uygulanan modelin bulguları

	200 gf	300 gf	400 gf	500 gf
Von Mises (N/mm ²)	44.546	66.880	89.250	111.654
Maksimum Asal Gerilme (N/mm ²)	3.651	5.347	6.961	8.499
Minimum Asal Gerilme (N/mm ²)	-15.432	-23.235	-31.082	-38.968
Total Yer Değiştirme (mm)	685.9x10 ⁻⁵	1028x10 ⁻⁵	1370x10 ⁻⁵	1711x10 ⁻⁵
+X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	2.308x10 ⁻⁵	3.490x10 ⁻⁵	4.651x10 ⁻⁵	5.781x10 ⁻⁵
-X Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-655.3x10 ⁻⁵	-982.2x10 ⁻⁵	-1309x10 ⁻⁵	-1635x10 ⁻⁵
+Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	65.95x10 ⁻⁵	99.28x10 ⁻⁵	132.8x10 ⁻⁵	166.4x10 ⁻⁵
-Y Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-5.503x10 ⁻⁵	-8.263x10 ⁻⁵	-11.00x10 ⁻⁵	-13.70x10 ⁻⁵
+Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	377.5x10 ⁻⁵	565.8x10 ⁻⁵	753.9x10 ⁻⁵	941.8x10 ⁻⁵
-Z Yönündeki Yer Değiştirme (mm)	-50.15x10 ⁻⁵	-75.25x10 ⁻⁵	-100.4x10 ⁻⁵	-125.5x10 ⁻⁵

4.4.2.1. Mini Vida ve Çevre Kemikte Oluşan Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda mini vidada oluşan Von Mises gerilmeleri Tablo 4.8 ve Şekil 4.15'te gösterilmektedir. FEM analizi sonuçlarına göre en fazla gerilme kortikal kemik sınırının bir yiv kadar üzerindeki vida kısmında ve vidanın lingual tarafında meydana gelmiştir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

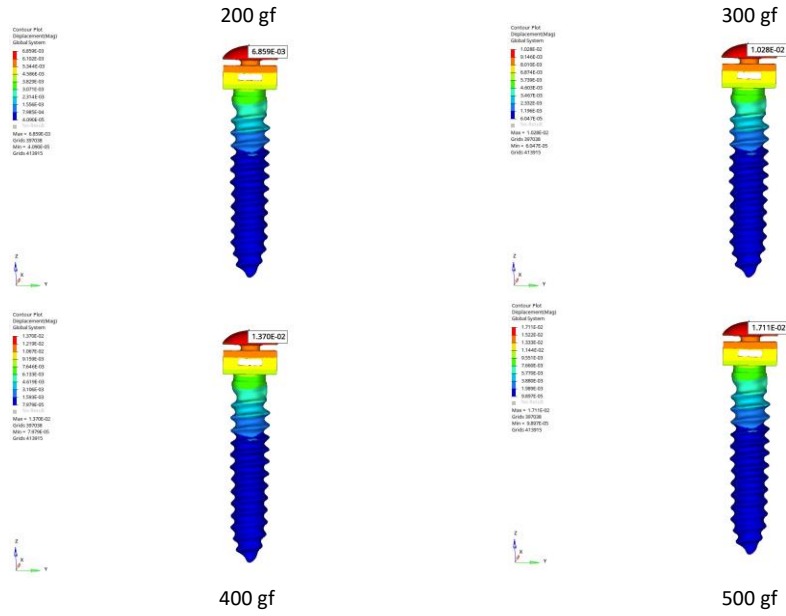
Çevre kemik yapıda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler Tablo 4.8'de gösterilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini vidanın distolingual kısmına denk gelen kemik bölgesinde meydana geldiği gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise yine aynı bölgede oluşmaktadır. Mini vida etrafındaki kemikte dairesel bir gerilme meydana gelirken sadece mini vidanın lingual tarafındaki kemik bölgesinde sıkışma meydana gelmektedir. Ayrıca kuvvetin artmasıyla birlikte gerilme ve sıkışma değerleri de doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.15: Dördüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri

4.4.2.2. Mini Vidada Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Mini vida üzerinde meydana gelen total yer değişikliği Tablo 4.8’de ve Şekil 4.16’da gösterilmektedir. Total yer değişikliği bir yön belirtmemekle birlikte en fazla yer değişikliği mini vidanın baş kısmında meydana gelmektedir. En az yer değişikliği ise mini vidanın uç kısmında gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



Şekil 4.16: Dördüncü modelde lingual yönde kuvvet uygulandığında mini vida üzerinde meydana gelen toplam yer değişikliği

X ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.8’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmı ve kortikal kemik üzerindeki küçük bir kısım +x yönünde yani bukkal yönde çok hafif miktarda yer değiştirirken, mini vidanın geriye kalan kısmı ise -x yönünde yani lingual yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın -x yönündeki yer değişikliği miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değişikliği miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Y ekseninde meydana gelen yer değişiklikleri Tablo 4.8’de gösterilmektedir. Mini vidanın kemik içerisinde kalan kısmında -y yönünde yani anterior yönde çok hafif miktarda bir yer değişikliği meydana gelirken, mini vidanın kortikal kemik seviyesi üzerinde kalan

kısmı ise +y yönünde yani posterior yönde yer değiştirmiştir. Mini vidanın kortikal kemik üzerinde kalan kısmındaki yer değiştirme miktarı baş kısmına doğru artış göstermektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.

Z ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler Tablo 4.8’de gösterilmektedir. Mini vidanın bukkal yüzeyinde +z yönünde bir yer değiştirme yani ekstrüzyon meydana gelirken, mini vidanın lingual yüzeyinde ise -z yönünde yer değiştirme yani intrüzyon meydana gelmiştir. Maksimum ekstrüzyon vidanın baş kısmının bukkal yüzünde meydana gelmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte yer değiştirme miktarı da doğrusal olmayan bir artış göstermektedir.



5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Ankraj kontrolü, başarılı ortodontik tedavinin anahtarıdır. Mutlak ankraj elde etmek için mini implant kullanımı klinik ortodonti alanında kanıtlanmış ve başarılı sonuçlar sağlamıştır. Geçtiğimiz 20 yıl boyunca ortodontik mini implantlar, çeşitli maloklüzyonlarda mutlak ankraj elde etmek için başarıyla kullanılmıştır. Bununla birlikte, çok sayıda çalışma, mini implantların başarısızlık oranının %14 ile %20 arasında olduğunu göstermektedir ve mini implantların başarı oranları, yerleştirme bölgesinin anatomisinin avantajları ile pozitif korelasyon göstermektedir (114). Ek olarak, damak bölgesine yerleştirilen mini implantların, maksillada ve mandibulada interradyiküler bölgeye yerleştirilen mini implantlara göre daha yüksek başarı oranına sahip olduğu gösterilmiştir (54,115).

Direkt ortodontik kuvvetlerin uygulama kolaylığı nedeniyle, maksiller ve mandibuler interradyiküler bölgeler mini implantların yerleştirilmesi için hala tercih edilen yerlerdir. Bununla birlikte, mandibulanın arka bölgesinde (birinci moların arkasında) kullanılan interradyiküler mini implantlar, yaklaşık %20 ila %29 gibi çok daha yüksek başarısızlık oranına sahiptir (39,116,117). Ayrıca, bu interradyiküler mini implantlar diş köklerine zarar verebilir ve aynı zamanda sagittal yönde hedeflenen ortodontik diş hareketini engelleyebilir.

Bu potansiyel sınırlamaların üstesinden gelmek için ortodontistler mini implantları maksiller palatal bölgeye ve mandibular bukkal shelf bölgesine (MBS) yerleştirmeye başlamışlardır (49). Maksillanın palatal bölgesindeki kemik kalitesi ve miktarı, mini implantın başarısız olma olasılığını azaltmak için her iki cinsiyette de kapsamlı bir şekilde incelenmiştir (118). Bununla birlikte, mandibular bukkal shelf bölgesinin (MBS) kemik kalitesini ve miktarını inceleyen çok küçük örnek boyutuna sahip sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (72).

MBS bölgesine yerleştirilen mini vidalar, çekim veya ortognatik cerrahi olmaksızın ciddi çapraşıklık ve protrüzyon düzeltimi veya iskeletsel maloklüzyonu kamufle etmek için tüm mandibuler arkın geri çekilmesi amacıyla güvenilir bir ekstra alveolar ankraj kaynağı olarak önerilmektedir (49). Mini vidaların MBS gibi bir ekstra alveolar bölgeye

yerleştirilmesi, azı dişlerinin eksen eğimine paralel olarak konumlandırılabilmesine ve diş köklerine temas etmeyen daha büyük çaplı vidaların kullanımına izin vermektedir (49).

Mini vida ve kemikte oluşan stres ve buna bağlı olarak meydana gelen devrilme ve daha ilerisinde mini vidanın kaybı ortodontik tedavinin başarısını düşüren oldukça önemli sorunlardır. Bu tür stres birçok faktöre bağlı olarak oluşmakta olup, çalışmamızda stres üzerinde etkili olan faktörler değerlendirilmiştir.

Mini vidaların etrafındaki stres dağılımını değerlendirmek amacıyla çok sayıda FEM araştırması yapılmasına rağmen yapılan araştırmalar sadece kökler arası bölgeleri incelemiş ve MBS bölgesini inceleyen herhangi bir kapsamlı çalışmaya rastlanmamıştır (14,113,119,120). MBS bölgesine yerleştirilen mini vidalarda ve vida etrafındaki kemikte oluşan stres ve vidalardaki eğilme/devrilme miktarının değerlendirilmesi ve bu doğrultuda bu bölgede kullanılabilecek en doğru mini vida materyali, konumu ve kuvvet büyüklüğünün belirlenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda iki farklı mini vida materyali ve anatomik bölgeye bağlı olarak değişen iki farklı kortikal kemik kalınlığında, mini vidalara uygulanan kuvvetler sonucu; mini vida üzerinde ve çevre kemik dokuda oluşan stres ve mini vidada meydana gelen hareketler FEM kullanılarak değerlendirilmiştir.

MBS bölgesi ortodontik tedavi sırasında mandibulada ankraj için kullanılan en önemli bölgelerden bir tanesidir. Mandibuler dişlerde yaptırılmak istenen molar distalizasyonu, molar intrüzyonu, kanin distalizasyonu, keser retraksiyonu, tüm arkın distalizasyonu, gibi birçok diş hareketinde bu bölgeye yerleştirilen mini vidalardan destek alınabilmektedir. İstenen harekete bağlı olarak mini vidadan destek alınarak uygulanan kuvvetler de değişmektedir.

Kim ve ark. (121), FEM ile farklı mini vida konumları ve tipleri kullanılarak göre tüm arkın distalizasyonu sırasında mandibuler dişlerde meydana gelen yer değiştirmeyi inceledikleri çalışmada tüm arkın distalizasyonu için optimum kuvvetin 300 gr olduğunu belirtmişlerdir.

Chen ve ark. (122), yaptıkları çalışmada sınıf III maloklüzyonunun tedavisinde mini vidalardan destek alarak mandibuler molar dişlerin distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Yine bu çalışmada mandibuler dişlerin tümünü kütleli olarak distalize etmek için uygulanacak olan 250 gr kuvvetin yeterli olacağını belirtmişlerdir.

Hakami ve ark. (123), erişkin hastalarda sınıf III maloklüzyonunun tedavisinde mini plaklardan destek alarak yaptıkları tüm mandibuler dişlerin distalizasyonu ile ilgili çalışmada uygulanan 250 gr kuvvetin yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Chang ve ark. (49), MBS bölgesinde yapışık dişetine ve hareketli mukozaya yerleştirilen mini vidaların primer başarısızlık oranlarını değerlendirdikleri çalışmada mandibuler posterior segmentleri distalize etmek için 227–397 gr kuvvet uygulamışlardır ve yeterli bulmuşlardır.

Ghosh (124), MBS ve infrazigomatik kret bölgelerine yerleştirilen mini vidalarla ilgili yaptığı çalışmada mandibuler posterior segmentin distalizasyonunda uygulanan 300 gr kuvvetin yeterli olduğunu vurgulamıştır.

Çalışmamızda literatür referans alınarak her dört modelde de mini vidaların baş kısmına 200-300-400-500 gr kuvvetler uygulanmıştır (49,121–124).

MBS bölgesi mini vida yerleşimi için oldukça uygun anatomiye sahip bölgelerden bir tanesidir. Bölgenin anatomik şekli anteriordan posteriora doğru değişiklik göstermektedir. Burada en önemli değişikliklerden bir tanesi anteriordan posteriora doğru kortikal kemik kalınlığında meydana gelen artıştır. Kortikal kemik kalınlığı mini vidaların primer stabilitesinde oldukça büyük öneme sahiptir.

Elshebiny ve ark. (74), beyaz hasta popülasyonunda MBS bölgesinin anatomisini değerlendirdikleri çalışmada alt birinci molar dişin distal kısmında kortikal kemik kalınlığını 2 mm, alt ikinci molar dişin mezial kısmında kortikal kemik kalınlığını 3.52 mm, alt ikinci molar dişin distal kısmında ise kortikal kemik kalınlığını 3.96 mm olarak bulmuşlardır. Ayrıca araştırmacılar en ideal mini vida yerleştirme bölgesi olarak alt ikinci moların distal kısmına denk gelen bölgeyi önermişlerdir.

Kolge ve ark. (53), asyalı bireylerde MBS bölgesinde ideal mini vida konumunu üç boyutlu CBCT ile değerlendirdikleri çalışmalarında alt birinci molar dişin distal kısmında kortikal kemik kalınlığını 3.17 mm, alt ikinci molar dişin mezial kısmında kortikal kemik kalınlığını 3.51 mm, alt ikinci molar dişin distal kısmında ise kortikal kemik kalınlığını 4.30 mm olarak bulmuşlardır. Bu bulgular doğrultusunda araştırmacılar en ideal mini vida yerleştirme bölgesi olarak alt ikinci moların distal kısmına denk gelen bölgeyi önermişler ve ideal yerleştirme açısının 74,48° olduğunu belirtmişlerdir (53).

Chang ve ark.'nın (75), asyalı bireylerde MBS bölgesinin üç boyutlu kortikal kemik anatomisini CBCT ile değerlendirdikleri çalışmada, en uygun vida yerleşim bölgesi olarak alt birinci ve ikinci molar kontak noktaları arasına denk gelen bölge bildirilmiştir. Ayrıca mini vidanın alveol kısımdan 5-7 mm kadar bukkalde ve kemik yüzeyine 30° açı ile yerleştirilmesi önerilmiştir.

Gandhi ve ark. (72), MBS bölgesinin genişliğini ve yüksekliğini değerlendirdikleri çalışmada mini vida yerleşimi için en uygun bölgenin alt ikinci molar dişin distal kısmı olduğunu belirtmişlerdir.

Nucera ve ark. (73), yetişkin bireylerde MBS bölgesinin kemik ve kortikal kemik kalınlığını değerlendirdikleri çalışmalarında mini vida yerleşimi için en uygun bölgenin alt ikinci molar dişin distal kısmı olduğunu bildirmişlerdir. Ancak ağız içerisinde bu bölgeye ulaşımın zorluğu göz önüne alındığında alt ikinci molar dişin mezial kısmına da yerleştirilebileceği belirtilmiştir.

Costa ve ark. (110), MBS bölgesini değerlendirdikleri çalışmalarında mini vida yerleşimi için en uygun bölgenin alt ikinci molar dişin distali olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda literatür referans alınarak iki modelde mini vidalar alt ikinci molar dişin mezialine diğer iki modelde ise alt ikinci molar dişin distaline yerleştirilmiştir. Kortikal kemik kalınlıkları ise literatürde belirtildiği gibi alt ikinci molar dişin mezialinde 3.5 mm, distalinde ise 4 mm olacak şekilde modeller hazırlanmıştır.

Günümüzde mini vidalar farklı materyalden üretilmektedir (125). Bunların başında ise titanyum ve paslanmaz çelik gelmektedir. MBS ve Infrazigomatik Krest (IZC)

bölgelerinde kullanılan mini vidalar çoğunlukla paslanmaz çelikten üretilse de ön bölgede kullanılmak için titanyumdan üretilen mini vidalar da bulunmaktadır (125).

Pan ve ark. (126), farklı mini vida materyallerinin ortodontik mini vidaların primer stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada paslanmaz çelik ve titanyumdan elde edilen mini vidalar kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda primer stabilitenin materyalden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Brown ve ark. (125), paslanmaz çelik ve titanyumdan üretilen mini vidaları mekanik ve histolojik açıdan karşılaştırdıkları çalışmalarında histolojik açıdan her iki materyalden üretilen mini vidalar arasında bir fark olmadığını ve her ikisinin de klinik kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Chang ve ark.'nın (47), IZC bölgesine paslanmaz çelik ve titanyumda üretilen mini vidaları yerleştirdikleri çalışmada mini vidaların klinik sağ kalım oranları değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda toplam %93,7'lik başarı oranı ile hem paslanmaz çelik hem de titanyumdan üretilen mini vidaların klinik kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Barros ve ark.'nın (127), farklı çaplardaki paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlı mini vidaların mekanik mukavemetini araştırdıkları çalışmalarında paslanmaz çelik vidaların burulma çatlamasına ve bükülmeye daha dayanıklı olduğu tespit edilmiştir. Diğer bir bulgu ise; her iki vida materyalinde de yerleştirme ve çıkarmada vida dişlerinin zarar görmemesidir. Çalışmanın sonucunda paslanmaz çelik mini vida kullanımının mini vidanın çapını arttırmaya gerek kalmadan kırılma riskini azaltabileceği belirtilmiştir.

Mecenas ve ark.'nın (128), paslanmaz çelik ve titanyumdan üretilen mini vidaların başarı oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında her iki materyalin başarı oranları arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı tespit edilmiş ve titanyumdan daha uygun maliyetli olması ve benzer klinik etkinliği sunması sebebiyle paslanmaz çelikten üretilen mini vidaların kullanımı önerilmiştir.

Scribante ve ark.'nın (129), farklı materyale ve çapa sahip mini vidaların maksimum yükleme ve bükülmelerinin karşılaştırdıkları çalışmalarında aynı çaptaki paslanamaz elik ve titanyum mini vidalar arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda literatür referans alınarak iki modelde mini vida materyali olarak paslanmaz elik diğer iki modelde ise titanyum kullanılmıştır. Her iki farklı mini vida materyali iki farklı konumda yerleştirilerek farklı büyüklüklerdeki kuvvetler uygulanmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrik yapılara sahip yapılarda oluşan stres, gerinim ve yer değiştirmeyi hassas ve nicel olarak inceleyebilen matematiksel bir yöntemdir (130). Araştırmamızda sonlu elemanlar analizinin kullanılmasının nedeni; diğer kuvvet analizi yöntemlerinin, karmaşık yapıların detaylı olarak modellenememesi, fiziksel özelliklerin doğru bir şekilde yansıtılamaması, in vitro ortamda dokuya yerleştirilen ekipmanların kullanılamaması gibi eksikliklerinden kaynaklanmaktadır (83).

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modellerdeki yapılara uygulanan kuvvetler sonucunda Von Mises gerilimi, maksimum ve minimum asal gerilmeler ve yer değiştirme değerleri elde edilmektedir (83). Analiz sonucunda elde edilen gerilim değerleri incelenecek olan yapının mekanik özelliklerine göre değerlendirilmelidir. Bizim çalışmamız örnek alınacak olursa, kemik gibi kırılğan yapıdaki materyaller için maksimum ve minimum asal gerilmeler değerlendirilirken, mini vida gibi çekilebilir materyaller için Von Mises gerilimi değerlendirilmektedir. Materyal zerine uygulanan kuvvet sonucunda oluşan Von Mises gerilim değeri bize gerilimin yoğunluğunu ve dağılımını verirken, oluşan asal gerilim değeri bize gerilim türünü ve konumunu vermektedir. Asal gerilme ikiye ayrılmaktadır; maksimum asal gerilme modelde meydana gelen maksimum çekme gerilimini ifade ederken, minimum asal gerilme maksimum basma gerilimini ifade etmektedir. Çekme geriliminin değeri pozitif, basma geriliminin değeri ise negatiftir. Mutlak değerce büyük olan gerilim materyal üzerinde etkili olan gerilimi bize göstermektedir (83).

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçların gerçeğe yakınlığı kullanılan modelin gerçeğe ne kadar yakın olduğu ile ilgilidir. Sanal modeli gerçeğe en yakın şekilde modelleyebilmek için çoğunlukla üç boyutlu veri sağlayan BT ve MR verilerinden destek

alınmaktadır (83,131). Çalışmamızda alt çene sanal modelinin elde edilebilmesi için yetişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsünden destek alınmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde sonuçları etkileyebilecek en önemli faktörlerden bir diğeri ise sanal modellerde kullanılan materyallerin elastikiyet modülleri ve Poisson oranlarıdır. Çalışmamızda literatür referans alınarak incelenen çalışmalar ile benzer değerler kullanılmıştır (83,120,132).

Çalışmamızda kullanılan sanal modellerdeki yapılar tamamen homojen, izotropik ve lineer elastiktir. Ancak gerçekte herhangi bir yapı bu özellikleri göstermemektedir (133). Bu nedenle elde edilen sonuçlar ve buna bağlı yapılan yorumlar gerçekten biraz farklılık göstermektedir. Çalışmamızın her bir basamağında literatür referans alındığı için bu farklılığın oldukça küçük olduğunu ve çalışmamız sonucu elde edilen verilerin gerçeğe uygun olduğunu düşünmekteyiz.

5.3. Bulguların Değerlendirilmesi

Sagital yönde uygulanan kuvvetler iki vektörden oluşmaktadır. Sagital kuvvette; sagital vektöre ek olarak dişlerin dizildiği ark yapısına bağlı bir de daha küçük transversal vektör bulunmaktadır. Yani uygulanan sagital kuvvet, hem x hem de y ekseninde vektör içerirken z ekseninde bir vektör içermemektedir.

Lingual yönde uygulanan kuvvetler üç vektörden oluşmaktadır. Lingual kuvvette; transversal vektör ve vertikal vektöre ek olarak dişlerin dizildiği ark yapısına bağlı bir de daha küçük sagital vektör bulunmaktadır. Yani uygulanan lingual kuvvet, hem x hem y hem de z ekseninde vektör içermektedir.

Uygulanan kuvvete bağlı olarak mini vidanın boyun bölgesinde yani kemikle temas bölgesinde stres oluşumunun yoğun olduğu gözlenmiştir. Artan kuvvetle stresin de arttığı gözlenmiştir. Ancak sürtünmenin varlığından dolayı bu artış doğrusal değildir.

Sagital kuvvetin uygulandığı modellerde kemik dokuda en büyük sıkışma uygulanan kuvvet doğrultusunda yani mesiolingual tarafta meydana gelmiştir. Ancak en büyük gerilme de yine aynı tarafta meydana gelmiştir. Bu durumu; vidanın kemik üzerinde yarattığı stres

sonucunda bölgesel olarak kemiğin moleküler yapısında ortaya çıkan değişim ile açıklamak mümkündür. Genel olarak gerilme yoğunluğu ise uygulanan kuvvete ters yönde gözlenmektedir.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerde ise en büyük sıkışma uygulanan kuvvet doğrultusunda yani lingual tarafta meydana gelmiştir. Fakat en büyük gerilme de yine aynı tarafta meydana gelmiştir. Bu durum da yine kemiğin moleküler yapısındaki değişim ile açıklanabilir. Genel olarak gerilme yoğunluğu ise uygulanan kuvvete ters yönde gözlenmektedir.

Zhang ve ark. (134), yapmış oldukları çalışmada mini vida ile kemik ara yüzünde meydana gelen stresin en fazla boyun bölgesinde oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca bu stresin kortikal kemiğe doğru azaldığı ve süngerimsi kemikte en az olduğu belirtilmiştir.

Atagarriyev ve ark. (83), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında mini vidadaki en fazla gerilmenin mini vidanın boyun bölgesinde olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca kemikteki en fazla sıkışma, kuvvetin uygulama doğrultusunda olan mini vidanın mesialinde, en fazla gerilmenin ise mini vidanın distalinde gerçekleştiğini gözlemlemişlerdir.

Ammar ve ark. (135), yaptıkları alt kanin distalizasyonu için mini vidadan destek alan sonlu elemanlar analizinde en yoğun stres birikiminin mini vidanın boyun bölgesinde olduğunu vurgulamışlardır.

Gallas ve ark. (136), dental implantları ortodontik iskeletsel ankraj olarak kullandıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasının sonucunda maksimum streslerin her zaman vidanın boyun kısmında oluştuğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızın bulguları da Zhang ve ark. (134), Atagarriyev ve ark. (83), Ammar ve ark. (135) ve Gallas ve ark.'nın (136) yaptıkları çalışmaların bulgularıyla uyum göstermektedir.

Sagital kuvvetin uygulandığı modellerde mini vidada meydana gelen yer değiştirme uygulanan kuvvetin vektörlerine bağlı olarak büyük oranda anterior (-y) ve lingual (-x) yönde meydana gelmiştir. Buna bağlı olarak vidanın diğer kısımlarında ters yönlerde de daha küçük oranlarda hareket oluşumu gözlenmiştir. Z ekseninde kuvvet uygulanmamasına

rağmen hareket meydana gelmesinin nedeni ise mini vidada meydana gelen esneme veya devrilmeye/eğilmeye bağlı olarak bağlı vidanın baş tarafının bir kısmının göreceli olarak ekstrüzyona, bir kısmının da intrüzyona uğraması olarak açıklanabilir. Artan kuvvetle hareket miktarının da arttığı gözlenmiştir. Ancak sürtünmenin varlığından dolayı bu artış doğrusal değildir.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerde mini vidada meydana gelen yer değiştirme uygulanan kuvvetin vektörlerine bağlı olarak büyük oranda lingual (-x) ve ekstrüze edici (+z) yönde meydana gelmiştir. Buna bağlı olarak vidanın diğer kısımlarında ters yönlerde de daha küçük oranlarda hareket oluşumu gözlenmiştir. Bunun yanında +y ekseninde yani posterior yönde de küçük miktarda hareket meydana gelmiştir. Artan kuvvetle hareket miktarının da arttığı gözlenmiştir. Ancak sürtünmenin varlığından dolayı bu artış doğrusal değildir.

El-Beialy ve ark. (137), maksiller ve mandibuler kaninlerin distalizasyonunda destek alınan mini vidaların yer değiştirme miktarlarını CT görüntüsü üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda mini vidanın uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak aynı yönde yer değiştirdiğini belirtmişlerdir.

Liou ve ark. (70), oblik kuvvet uyguladıkları mini vidalardan destek alarak en-masse retraksiyon gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda ise mini vidalarda devrilme ve ekstrüzyonun meydana geldiği vurgulanmıştır.

Atagarriyev ve ark. (83), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında mini vidada uygulanan kuvvet yönünde hareket meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın bulguları da El-Beialy ve ark. (137), Liou ve ark. (70) ve Atagarriyev ve ark. (83) yaptığı çalışmaların bulgularıyla uyum göstermektedir.

Sagital kuvvetin uygulandığı modellerde her iki konumdaki mini vidaların ayrı ayrı materyal farkı değerlendirilecek olursa, Tablo 4.1 ile 4.3 ve Tablo 4.5 ile 4.7 verileri karşılaştırılabilir. Bunun sonucunda iki grup arasında çok büyük bir fark olmamakla birlikte paslanmaz çelik mini vidalar üzerinde biriken stres aynı konumdaki titanyum vidaya göre daha fazla bulunmuştur. Bunun nedeninin, paslanmaz çeliğin titanyuma göre daha az elastik

olmasından ve dolayısıyla esnemesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bununla birlikte çevre kemik yapı üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilmeler ise paslanmaz çelik vidalarda titanyum vidalara göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum ise; daha az şekilsel değişim ve elastikiyet gösteren paslanmaz çelik vidaların çevresindeki kemiğe daha az kuvvet uygulaması ile açıklanabilir.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerde her iki konumdaki mini vidaların ayrı ayrı materyal farkı değerlendirilecek olursa, Tablo 4.2 ile 4.4 ve Tablo 4.6 ile 4.8 verileri karşılaştırılabilir. Bunun sonucunda iki grup arasında çok küçük bir fark olmakla birlikte paslanmaz çelik mini vidalar üzerinde biriken stres aynı konumdaki titanyum vidaya göre daha az bulunmuştur. Bu sonuç; sagittal yönde uygulanan kuvvete göre farklılık göstermektedir. Ve bu durum, lingual kuvvetin ekstrüviz bir vektör içermesi ile açıklanabilir. Ekstrüviz vektörün daha elastik yapıya sahip olan titanyum mini vidada, vidanın uzun aksı yönünde az da olsa boyutsal değişime neden olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte çevre kemik yapı üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilmeler ise paslanmaz çelik vidalarda titanyum vidalara göre daha düşük bulunmuştur. Bu durumun; daha az elastikiyet ve şekilsel değişim gösteren paslanmaz çelik vidaların çevresindeki kemiğe daha az kuvvet uygulamasından kaynaklandığını düşünülmektedir.

Sagittal kuvvetin uygulandığı modellerdeki mini vidalarda meydana gelen yer değiştirme yani bükülme veya esneme karşılaştırıldığında ise her iki konumda da titanyum mini vidalarda paslanmaz çelik mini vidalara göre daha fazla hareket meydana geldiği gözlenmiştir. Bu durumun; titanyumun paslanmaz çeliğe göre daha elastik yapıda olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerdeki mini vidalarda meydana gelen yer değiştirme yani bükülme veya esneme karşılaştırıldığında ise her iki konumda da titanyum mini vidalarda paslanmaz çelik mini vidalara göre daha fazla hareket meydana geldiği gözlenmiştir. Bu durumun da; titanyumun paslanmaz çeliğe göre daha elastik yapıda olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Literatürde her iki materyali bu açılardan karşılaştıran bir FEM çalışması bulunmamaktadır. Dolayısıyla çalışmamızda elde ettiğimiz bulgularımızı literatür ile

karşılaştıramamaktayız. Fakat klinik kullanım açısından iki farklı materyali karşılaştıran çalışmalar literatürde yer almaktadır (125,126).

Brown ve ark. (125), paslanmaz çelik ve titanyumdan üretilen mini vidaları mekanik ve histolojik açıdan karşılaştırdıkları çalışmalarında histolojik açıdan her iki materyalden üretilen mini vidaların doku ile uyumları arasında bir fark olmadığını ve her ikisinin de klinik kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Chang ve ark.'nın (47), IZC bölgesine paslanmaz çelik ve titanyumdan üretilen mini vidaları yerleştirdikleri çalışmada mini vidaların klinik sağ kalım oranları değerlendirilmiştir. Paslanmaz çelik vida grubunda %6.7 vida kaybı gözlenirken, titanyum vida grubunda %7 vida kaybı gözlenmiştir. İki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmanın sonucunda toplam %93,7'lik başarı oranı ile hem paslanmaz çelik hem de titanyumdan üretilen mini vidaların klinik kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Scribante ve ark. (129), farklı materyale ve çapa sahip mini vidaların maksimum yükleme ve bükülmelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında aynı çaptaki paslanmaz çelik ve titanyum mini vidalar arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda da paslanmaz çelik ve titanyum materyalinden üretilen mini vidalar arasında; değerlendirilen kriterler açısından büyük bir fark bulunmamaktadır. Brown ve ark. (125), Chang ve ark. (47) ve Scribante ve ark.'nın (129) yaptıkları çalışmaların sonuçlarına benzer olarak klinik kullanım açısından her iki materyal de uygundur.

Sagittal kuvvetin uygulandığı modellerde her iki materyalde de mini vidaların 2. moların mezialine ve distaline yerleştirilmesi arasındaki fark değerlendirilecek olursa, Tablo 4.1 ile 4.5 ve Tablo 4.3 ile 4.7 verileri karşılaştırılabilir. Bunun sonucunda her iki grupta da mezial konumda yer alan mini vidalarda distalde yer alan mini vidalara göre mini vida üzerinde biriken stres daha fazla bulunmuştur. Yani distale gittikçe artan kortikal kemik miktarıyla birlikte stres azalmıştır. Bununla birlikte çevre kemik yapı üzerindeki maksimum asal gerilmeler yani çekme gerilimleri artan kortikal kemik kalınlığı ile artarken minimum asal gerilmeler yani basma gerilimleri ise azalmaktadır.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerde her iki materyalde de mini vidaların 2. moların mezialine ve distaline yerleştirilmesi arasındaki fark değerlendirilecek olursa, Tablo 4.2 ile 4.6 ve Tablo 4.4 ile 4.8 verileri karşılaştırılabilir. Bunun sonucunda her iki grupta da mesial konumda yer alan mini vidalarda distalde yer alan mini vidalara göre mini vida üzerinde biriken stres daha fazla bulunmuştur. Yani distale gittikçe artan kortikal kemik miktarıyla birlikte stres azalmıştır. Bununla birlikte çevre kemik yapı üzerindeki maksimum asal gerilmeler yani çekme gerilimleri artan kortikal kemik kalınlığı ile azalırken minimum asal gerilmeler yani basma gerilimleri ise artmaktadır.

Sagittal kuvvetin uygulandığı modellerdeki mini vidalarda meydana gelen yer değiştirme yani bükülme veya esneme karşılaştırıldığında ise her iki materyalde de mezialdeki mini vidalarda distaldeki mini vidalara göre daha fazla hareket meydana geldiği gözlenmiştir. Yani artan kortikal kemik kalınlığı ile birlikte mini vidada gözlenen hareket miktarında azalma meydana gelmiştir.

Lingual kuvvetin uygulandığı modellerdeki mini vidalarda meydana gelen yer değiştirme yani bükülme veya esneme karşılaştırıldığında ise her iki materyalde de mezialdeki mini vidalarda distaldeki mini vidalara göre daha fazla hareket meydana geldiği gözlenmiştir. Yani artan kortikal kemik kalınlığı ile birlikte mini vidada gözlenen hareket miktarında azalma meydana gelmiştir.

Liu ve ark. (120), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında kortikal kemik kalınlığının azalması sonucunda stres miktarında ve mini vidada meydana gelen yer değiştirme miktarında artış meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Meher ve ark. (119), sonlu elemanlar analizi çalışmalarında mini vidalarda meydana gelen bükülmeyi/yer değiştirmeyi ve stres dağılımını incelemişlerdir. Çalışma sonunda kortikal kemik kalınlığı arttıkça stres miktarında azalma meydana gelirken uygulanan kuvvet arttıkça stres miktarında artmanın meydana geldiğini belirtmişlerdir. Ayrıca kortikal kemik kalınlığının artmasıyla birlikte mini vidada meydana gelen yer değiştirmenin azaldığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızın bulguları Liu ve ark. (120) ve Meher ve ark.'nın (119) yaptığı çalışmaların bulgularıyla uyum göstermektedir.

Barber ve ark. (138), yaptıkları çalışmada titanyum ve paslanmaz çelikten üretilen vidaları kırık fiksasyonunda kullanmışlardır. Kullanılan vidaların güvenilirliğinin karşılaştırdığı çalışmada paslanmaz çelik vidalar için sınır gerilme değerini 515 MPa, titanyum vidalar için sınır gerilme değerini 950 MPa olarak belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan vidalar üzerinde meydana gelen gerilmeler belirtilen değerlerin oldukça altında kalmaktadır. Dolayısıyla araştırmamızda kullanılan mini vidalara uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilimler güvenli sınırlardadır ve vidalarda plastik deformasyon meydana getirecek düzeyde değildir.

Motoyoshi ve ark. (139), yaptıkları çalışmada mini vidaların stabilitesinin kortikal kemik kalınlığı ile ilişkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kortikal kemikte rezorbsiyon meydana getirebilecek gerilmenin 25-50 MPa aralığında olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda mini vidalar üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda; 200 gr ve 300 gr'lık kuvvetlerin kemikte meydana getirdiği gerilmeler belirtilen aralığın altında yer almaktadır. 400 gr'lık kuvvet sonucunda kemikte meydana gelen gerilmeler paslanmaz çelik vidalar için alt sınırdadır titanyum vidalar ise risk teşkil eden aralıkta yer almaktadır. 500 gr'lık kuvvet sonucunda kemikte meydana gelen gerilmeler ise belirtilen aralığın ortalamasının da üzerinde kalmaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda 200 ve 300 gr'lık kuvvetlerin daha güvenliği olduğu, 400 gr'lık kuvvetin hafif risk teşkil ettiği söylenebilmektedir. 500 gr'lık kuvvetin ise uygulanmaması gerektiği düşünülmektedir.

Araştırmamızın sınırlamaları değerlendirilecek olursa; elde edilen sonuçlar iki farklı materyale sahip mini vidalara iki farklı konumda uygulanan kuvvetlerin sadece ilk anda oluşturduğu gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir. Özellikle bireyler arasında alveol kemiğinin anatomik yapısı, hastaya bağlı sistemik etkenler ve dişlerin hareketi için gereken sürenin farklı olması nedeniyle ortaya çıkabilecek sonuçların klinik ortamda değişkenlik gösterebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Bununla birlikte; birçok avantaja sahip olmasına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu, gerçeğe yakın sonuçlar verse de birebir klinik durumu yansıtamadığı unutulmamalıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

1. Kuvvet uygulanmasının ardından mini vida üzerinde meydana gelen en büyük stres birikimi mini vidanın boyun bölgesinde gözlenmektedir. Ayrıca artan kuvvetle birlikte stres miktarı da artmaktadır.
2. Modellerde kemik dokuda meydana gelen en büyük sıkışma uygulanan kuvvetin yönünde meydana gelirken, gerilme yoğunluğu ise uygulanan kuvvetin tersi yönde meydana gelmektedir.
3. Mini vidalarda meydana gelen eğilme/yer değiştirme uygulanan kuvvetin vektörlerine bağlı olarak, sagittal kuvvette büyük oranda anterior ve lingual yönde, lingual kuvvette ise büyük oranda lingual ve ekstrüze edici yönde meydana gelmektedir.
4. Sagittal kuvvetin uygulandığı modellerde; çok büyük bir fark olmamakla birlikte, paslanmaz çelik mini vidalar üzerinde biriken stres aynı konumdaki titanyum vidaya göre daha fazladır.
5. Lingual kuvvetin uygulandığı modellerde; çok küçük bir fark olmakla birlikte, paslanmaz çelik mini vidalar üzerinde biriken stres aynı konumdaki titanyum vidaya göre daha azdır.
6. Sagittal ve lingual kuvvetin uygulandığı modellerde mini vidalarda meydana gelen eğilme/yer değiştirme yani bükülme her iki konumda da titanyum mini vidalarda paslanmaz çelik mini vidalara göre daha fazladır.
7. Sagittal ve lingual kuvvetin uygulandığı modellerde mezial konumda yer alan mini vidaların üzerinde biriken stres, distal konumda yer alan mini vidalara göre daha fazladır. Yani artan kortikal kemik miktarıyla birlikte stres azalmaktadır.
8. Sagittal ve lingual kuvvetin uygulandığı modellerde mini vidalarda meydana gelen eğilme/yer değiştirme yani bükülme ise her iki materyalde de mezialdeki mini vidalarda

distaldeki mini vidalara göre daha fazladır. Yani artan kortikal kemik kalınlığı ile birlikte mini vidalarda gözlenen hareket miktarında azalma meydana gelmektedir.

6.2. Öneriler

1. Her bir hasta için mini vidaların yerleştirileceği alanın yani mandibular bukkal shelf bölgesinin anatomik yapısı dikkatle incelenmelidir.
2. Çalışmamızda kullanılan her iki konum da klinik olarak mini vida yerleştirmeye uygun bulunmuştur. Bununla birlikte hastanın anatomik yapısına bağlı olarak mini vidaları mandibular bukkal shelf bölgesinde mümkün olduğunca daha posteriora yerleştirmek daha uygun görünmektedir.
3. Mini vida materyali olarak kullanılan paslanmaz çelik ve titanyumun her ikisi de benzer sonuçlar vermiş ve klinik kullanımına uygundur.
4. 200-300 gr'lık kuvvetler daha kontrollü olup mini vida sağ kalımı açısından daha uygundur. 400 gr'lık kuvvet uygulanacak ise paslanmaz çelikten üretilen vidaların tercih edilmesi daha uygundur. 500 gr'lık kuvvet uygulanması ise önerilmemektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H, Tseng Y-C, Shen Y-S, Huang I-Y, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(8):1209–13.
2. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. In: *Seminars in Orthodontics.* Elsevier; 2005. p. 24–31.
3. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. 1993;
4. Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(3):412–4.
5. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(3):302–9.
6. Kinzinger GSM, Gülden N, Yildizhan F, Diedrich PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(4):578–86.
7. Oberti G, Villegas C, Ealo M, Palacio JC, Baccetti T. Maxillary molar distalization with the dual-force distalizer supported by mini-implants: a clinical study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(3):282-e1.
8. Öncag G, Seçkin Ö, Dinçer B, Arikan F. Osseointegrated implants with pendulum springs for maxillary molar distalization: a cephalometric study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(1):16–26.
9. Papadopoulos MA. Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;134(5):604-e1.
10. Prabhu J, Cousley RRJ. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod.* 2006;33(4):288–307.
11. Öncag G. Ortodontide mini vida uygulamalarında temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2010;31(2):61–8.
12. Reddy JN. *An Introduction to the Finite Element Method* McGraw-Hill. Inc, New York. 1993;
13. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(3):361–6.
14. Lin WJ, Zou M, Liu XL, Zheng YY. A three-dimensional 3-D finite element study on direction of maxillary protraction. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai J Stomatol.* 2010;19(5):475–9.
15. Tunali B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. *Nobel Tıp Kitabevleri;* 2000.
16. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J clin Orthod.* 1997;31:763–7.
17. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(3):201–9.
18. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija.* 2005;7(4):128–32.
19. YAVUZ İ, ŞEKER ED. ORTODONTİDE MİNİ VİDALAR. *Sağlık Bilim Derg.* 26(2):193–7.
20. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*

- 1999;116(6):678–86.
21. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107(3):251–8.
22. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod*. 1983;83(4):311–7.
23. Park H-S, Kwon T-G, Sung J-H. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod*. 2004;74(4):539–49.
24. Keles A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod*. 2003;73(4):471–82.
25. Karaman AI, Başçiftçi FA, Polat O. Unilateral distal molar movement with an implant-supported distal jet appliance. *Angle Orthod*. 2002;72(2):167–74.
26. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999;115(2):166–74.
27. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J Clin Orthod JCO*. 2000;34(7):397–402.
28. Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malevez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(5):566–70.
29. Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I. Osseointegrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *Angle Orthod*. 2000;70(3):253–62.
30. Kärcher H, Byloff FK, Clar E. The Graz implant supported pendulum, a technical note. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2002;30(2):87–90.
31. Glatzmaier J, Wehrbein H, Peter D. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *Eur J Orthod*. 1996;18(5):465–9.
32. Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod JCO*. 2000;34(11):659–66.
33. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(6):593–600.
34. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *J Clin Orthod JCO*. 2002;36(8):455–9.
35. Park Y-C, Lee S-Y, Kim D-H, Jee S-H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(6):690–4.
36. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *J Orofac Orthop der Kieferorthopädie*. 2004;65(5):410–8.
37. 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.
38. Freudenthaler JW, Bantleon H, Haas R. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(4):358–63.
39. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1).
40. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Kwon OW, Sung JH. Handbook for the Absoanchor orthodontic microimplant. South Korea Daegu: Dentos. 2004;51.
41. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*.

- 1999;88(2):145–50.
42. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):109–14.
43. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall RL. Applications of orthodontic mini-implants. Quintessence Publishing Company Chicago, Ill; 2007.
44. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000;3(1):23–8.
45. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod JCO.* 2005;39(1):9–30.
46. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.* 2005;39(9):539.
47. Chang CH, Lin JS, Roberts WE. Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod.* 2019;89(1):40–6.
48. Chang CH, Lin JS, Roberts WE. Ramus screws: the ultimate solution for lower impacted molars. In: *Seminars in Orthodontics.* Elsevier; 2018. p. 135–54.
49. Chang C, Liu SSY, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthod.* 2015;85(6):905–10.
50. Lee S-A, Chang CCH, Roberts WE. Severe unilateral scissors-bite with a constricted mandibular arch: Bite turbos and extra-alveolar bone screws in the infrazygomatic crests and mandibular buccal shelf. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;154(4):554–69.
51. Ritto AK, Kyung H. Solutions with microimplants. *Ortod J.* 2004;8:6–13.
52. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2004;45(3):165–72.
53. Kolge NE, Patni VJ, Potnis SS. Tomographic mapping of buccal shelf area for optimum placement of bone screws: A three-dimensional cone-beam computed tomography evaluation. *APOS Trends Orthod.* 2019;9(4):241–5.
54. Kim YH, Yang S-M, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, et al. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(1):66–72.
55. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod.* 2005;75(3):444–52.
56. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(1):113–7.
57. Jane Yao C-C, Wu C-B, Wu H-Y, Kok S-H, Frank Chang H-F, Chen Y-J. Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: a case report. *Angle Orthod.* 2004;74(4):550–7.
58. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266–9.
59. Park H-S, Kwon T-G. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74(5):703–10.
60. Gelgör İE, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Dolanmaz D, Kalaycı A. Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *Angle Orthod.* 2004;74(6):838–50.
61. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(2):228–35.
62. Chung K-R, Cho J-H, Kim S-H, Kook Y-A, Cozzani M. Unusual extraction treatment in Class II division 1 using C-orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.*

- 2007;77(1):155–66.
63. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74(4):558–67.
 64. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *Angle Orthod.* 2004;74(3):381–90.
 65. Jeon YJ, Kim YH, Son WS, Hans MG. Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(2):244–52.
 66. Echarrri P, Kim TW, Favero L, Kim HJ. *Orthodontics and Microimplants: Complete Technique Step By Step.* Editor Ripano, SA. 2007;96.
 67. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(4):S43–51.
 68. Brisceno CE, Rossouw PE, Carrillo R, Spears R, Buschang PH. Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(3):292–301.
 69. Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008;78(1):101–6.
 70. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(1):42–7.
 71. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(1):18–25.
 72. Gandhi V, Upadhyay M, Tadinada A, Yadav S. Variability associated with mandibular buccal shelf area width and height in subjects with different growth pattern, sex, and growth status. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2020;
 73. Nucera R, Lo Giudice A, Bellocchio AM, Spinuzza P, Caprioglio A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. *Angle Orthod.* 2017;87(5):745–51.
 74. Elshebiny T, Palomo JM, Baumgaertel S. Anatomic assessment of the mandibular buccal shelf for miniscrew insertion in white patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;153(4):505–11.
 75. Chang C, Huang C, Roberts WE. 3D cortical bone anatomy of the mandibular buccal shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implant.* 2016;41:74–82.
 76. He J-D, Chou T-M, Chang H-P, Chen J-H, Yang Y-H, Moore DJ. Predictable reproduction of the buccal shelf area in mandibular dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(5).
 77. Borcic J, Braut A. Finite element analysis in dental medicine. *Finite Elem Anal New Trends Dev.* 2012;10:1.
 78. TAŞKINSEL E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;24(Supplement 8):131–5.
 79. RAMOĞLU S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;24(3):175–80.
 80. Knop L, Gandini Jr LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(2):119–25.
 81. Marya A, David G, Eugenio MA. Finite element analysis and its role in orthodontics. *Adv Dent Oral Heal.* 2016;2:5–6.
 82. Konda P, Tarannum SA. Basic principles of finite element method and its

- applications in orthodontics. *J Pharm Biomed Sci.* 2012;16(11):1–4.
83. Atagarriyev M. Mini Plak ve Bukkal Minividalarla Yapılan Mandibular Molar Distalizasyon Etkinliğinin 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiziyle Değerlendirilmesi. Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilimdalı; 2020.
 84. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585–98.
 85. ŞAHİN MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi [Doktora tezi]. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
 86. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India; 2011.
 87. Hughes TJR. The finite element method prentice-hall. New Jersey. 1987;
 88. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559–70.
 89. Kutz M. Mechanical engineers' handbook, volume 1: Materials and engineering mechanics. John Wiley & Sons; 2015.
 90. Marghitu DB. Mechanical engineer's handbook. Elsevier; 2001.
 91. Shigley JE. Shigley's mechanical engineering design. Tata McGraw-Hill Education; 2011.
 92. 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.
 93. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(6):657–65.
 94. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, 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.
 95. Shaw AM, Sameshima GT, Vu H V. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res.* 2004;7(2):98–107.
 96. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics, St. Louis: Mosby. 2000;142.
 97. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod.* 1985;87(6):453–72.
 98. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod.* 1991;61(2):145–52.
 99. Işeri H, Tekkaya AE, Öztan Ö, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod.* 1998;20(4):347–56.
 100. Verrue V, Dermaut L, Verheghe B. Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements. *Eur J Orthod.* 2001;23(5):517–27.
 101. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod its Const Soc Am Board Orthod.* 1997;112(5):512–8.
 102. 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.
103. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys.* 2000;22(5):359–70.
 104. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod.* 2001;28(1):29–38.
 105. 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.
 106. Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J Dent Res.* 1981;60(2):139–45.
 107. Rossouw PE, Terblanche E. Use of finite element analysis in assessing stress distribution during debonding. *J Clin Orthod JCO.* 1995;29(11):713–7.
 108. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson Jr MG, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;108(6):575–82.
 109. Katona TR. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1997;67(1):39–46.
 110. Aleluia RB, Duplat CB, Crusoé-Rebello I, Neves FS. Assessment of the mandibular buccal shelf for orthodontic anchorage: Influence of side, gender and skeletal patterns. *Orthod Craniofac Res.* 2021;24:83–91.
 111. Cha B-K, Lee Y-H, Lee N-K, Choi D-S, Baek S-H. Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *Angle Orthod.* 2008;78(3):403–8.
 112. Alkan Ö, Kaya Y. The thickness of posterior buccal attached gingiva at common miniscrew insertion sites in subjects with different facial types. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2019;156(6):800–7.
 113. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod.* 2015;37(1):56–9.
 114. Alharbi F, Almuzian M, Bearn D. Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod.* 2018;40(5):519–30.
 115. Karagkiolidou A, Ludwig B, Pazera P, Gkantidis N, Pandis N, Katsaros C. Survival of palatal miniscrews used for orthodontic appliance anchorage: a retrospective cohort study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(6):767–72.
 116. 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.
 117. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop der Kieferorthopädie.* 2006;67(3):162–74.
 118. Yadav S, Sachs E, Vishwanath M, Knecht K, Upadhyay M, Nanda R, et al. Gender and growth variation in palatal bone thickness and density for mini-implant placement. *Prog Orthod.* 2018;19(1):1–10.
 119. 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.
 120. Liu T-C, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*

- 2012;141(4):468–76.
121. Kim YB, Bayome M, Park JH, Lim HJ, Mo S, Lee NK, et al. Displacement of mandibular dentition during total arch distalization according to locations and types of TSAD s: 3D Finite element analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22(1):46–52.
 122. Chen K, Cao Y. Class III malocclusion treated with distalization of the mandibular dentition with miniscrew anchorage: a 2-year follow-up. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;148(6):1043–53.
 123. Hakami Z, Chen PJ, Ahmida A, Janakiraman N, Uribe F. Miniplate-Aided Mandibular Dentition Distalization as a Camouflage Treatment of a Class III Malocclusion in an Adult. *Case Rep Dent.* 2018;2018.
 124. Ghosh A. Infra-zygomatic crest and buccal shelf-Orthodontic bone screws: A leap ahead of micro-implants–Clinical perspectives. *J Indian Orthod Soc.* 2018;52(4_suppl2):127–41.
 125. Brown RN, Sexton BE, Chu T-MG, Katona TR, Stewart KT, Kyung H-M, et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(4):496–504.
 126. Pan C-Y, Chou S-T, Tseng Y-C, Yang Y-H, Wu C-Y, Lan T-H, et al. Influence of different implant materials on the primary stability of orthodontic mini-implants. *Kaohsiung J Med Sci.* 2012;28(12):673–8.
 127. Barros SE, Vanz V, Chiqueto K, Janson G, Ferreira E. Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini-implants with different diameters: an experimental laboratory study. *Prog Orthod.* 2021;22(1):1–9.
 128. Mecnas P, Espinosa DG, Cardoso PC, Normando D. Stainless steel or titanium mini-implants? A systematic review. *Angle Orthod.* 2020;90(4):587–97.
 129. Scribante A, Montasser MA, Radwan ES, Bernardinelli L, Alcozer R, Gandini P, et al. Reliability of orthodontic miniscrews: bending and maximum load of different Ti-6Al-4V titanium and stainless steel temporary anchorage devices (TADs). *Materials (Basel).* 2018;11(7):1138.
 130. ERTÜRK T. Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul; 2008.
 131. Çifter M. Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-Implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul İstanbul Univ Sağlık Bilim Enstitüsü Ortod Anabilim Dalı, İstanbul Univ. 2007;
 132. Seong E-H, Choi S-H, Kim H-J, Yu H-S, Park Y-C, Lee K-J. Evaluation of the effects of miniscrew incorporation in palatal expanders for young adults using finite element analysis. *Korean J Orthod.* 2018;48(2):81–9.
 133. İLGÜN A, KORKMAZ HH, MALKOÇ S, BAŞÇİFTÇİ FA. İNSAN MANDİBULASINDA SONLU ELEMANLAR METODU KULLANILARAK GERİLME ANALİZİ YAPILMASI. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknol Derg.* 2004;19(1):29–38.
 134. Zhang Y, Zhang D, Feng CJ. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai J Stomatol.* 2005;14(3):281–3.
 135. 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.* 2011;139(1):e59–71.
 136. Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR, Burguera M. Three-dimensional numerical

- simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2005;27(1):12–6.
137. 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.
 138. Barber CC, Burnham M, Ojameruaye O, McKee MD. A systematic review of the use of titanium versus stainless steel implants for fracture fixation. *OTA Int.* 2021;4(3).
 139. 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.

