

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MİNİ VİDA DESTEKLİ DİSTALİZASYON İÇİN KULLANILAN
PALATİNAL ANKRAJ BÖLGELERİNİN 3 BOYUTLU SONLU
ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. YUNUS ÇARPAR

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

DR. ÖĞR. ÜYESİ BERAT SERDAR AKDENİZ

2021– KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MİNİ VİDA DESTEKLİ DİSTALİZASYON İÇİN KULLANILAN
PALATİNAL ANKRAJ BÖLGELERİNİN 3 BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. YUNUS ÇARPAR

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

DR. ÖĞR. ÜYESİ BERAT SERDAR AKDENİZ

**Bu tez, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi
tarafından 2020/060 numaralı proje ile desteklenmiştir.**

2021– KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ortodonti Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 06/05/2021

İmza

Prof. Dr. Mustafa Ercüment ÖNDER
Kırıkkale Üniversitesi, Diş
Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Mehmet Çağrı ULUSOY
Gazi Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr.Öğr.Üyesi Volkan AYKAÇ
Kıbrıs Sağlık ve Toplum Bilimleri Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr.Öğr.Üyesi Berat Serdar AKDENİZ
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr.Öğr.Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VII
Simgeler ve Kısaltmalar	VIII
Şekiller	IX
Tablolar	XI
ÖZET	1
SUMMARY	2
1.GİRİŞ	3
1.1. Sınıf II Kapanış Bozuklukları	5
1.1.1. Sınıf II Kapanış Bozukluklarının Tanımı ve Sınıflandırması.....	5
1.1.2. Sınıf II Kapanış Bozukluklarının Dağılımı ve Görülme Sıklığı.....	6
1.1.3. Sınıf II Kapanış Bozukluğunun Etyolojisi	6
1.1.3.1. Üst Çenede Dental İleri İtim	6
1.1.3.2. Üst Çenede Daimî Birinci Büyük Azı Dişin Mezializasyonu.....	7
1.1.4. Sınıf II Maloklüzyonun Tedavi Seçenekleri.....	7
1.2. Üst Büyük Azı Distalizasyonu	7
1.2.1. Üst Büyük Azı Distalizasyonunun Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	8
1.2.2. Üst Büyük Azı Distalizasyon Zamanlaması.....	8
1.2.3. Distalizasyon Mekanikleri.....	9
1.2.3.1. Ağız Dışı Kuvvetlerle Üst Büyük Azı Distalizasyonu – Headgear.....	9
1.2.3.2. Ağız İçi Kuvvetlerle Üst Büyük Azı Distalizasyonu	10
1.2.3.2.1. Bukkalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Büyük Azı Distalizasyon Apareyleri	11
1.2.3.2.2. Hem Bukkalde Hem Palatinalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri	11
1.2.3.2.3. Palatinalde Rijit Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri	11
1.2.3.2.4. Palatinalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri.....	11
1.3. Ortodontide Mini Vida Kullanımı	12

1.3.1.	Ortodontik Mini Vidaların Stabilitesini Etkileyen Faktörler.....	14
1.3.1.1.	Mini Vida Dizaynına Bağlı Faktörler	14
1.3.1.1.1.	Vida Şekli.....	14
1.3.1.1.2.	Vida Uzunluğu	15
1.3.1.1.3.	Vida Çapı	15
1.3.1.2.	Yerleştirme Yöntemine Bağlı Faktörler.....	15
1.3.1.3.	Hasta Kaynaklı Faktörler	16
1.3.1.4.	Yerleştirme Bölgesine Bağlı Faktörler.....	17
1.3.1.4.1.	Palatinal Bölgenin Anatomik Özellikleri.....	17
1.3.1.4.1.1.	Toplam Kemik Kalınlığı.....	17
1.3.1.4.1.2.	Kortikal Kemik Kalınlığı	18
1.3.1.4.1.3.	Kemik Yoğunluğu.....	18
1.3.1.4.1.4.	Yumuşak doku kalınlığı.....	19
1.3.1.4.1.5.	Nazopalatin (İnsiziv) Foramen ve Kanal	19
1.3.2.	Mini Vida Destekli Ağız içi Üst Büyük Azı Distalizasyon Apareyleri.....	19
1.3.2.1.	Benefit Sistem	21
1.3.2.2.	Modifiye Palatal Ankraj Plağı.....	22
1.4.	Distalizasyon Sistemlerinin Başarılarının Değerlendirilmesi.....	22
1.4.1.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....	23
1.4.1.1.	Sonlu Elemanlar Analizindeki Temel Kavramlar	24
1.4.1.1.1.	Kuvvet.....	24
1.4.1.1.2.	Gerilme – Stres	24
1.4.1.1.3.	Gerinim	25
1.4.1.1.4.	Gerilme – Gerinim Eğrisi.....	25
1.4.1.1.5.	Elastik Modülü- Young Modülü.....	25
1.4.1.1.6.	Poisson Oranı	25
1.4.1.1.7.	Sonlu Eleman – Element.....	26
1.4.1.1.8.	Rijit Eleman	26
1.4.1.1.9.	Sınır Koşullar	26

1.4.1.1.10.	Von Mises Gerilme.....	27
1.4.1.2.	Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi.....	27
1.4.1.2.1.	Problem ya da Kurgunun Oluşturulması.....	27
1.4.1.2.2.	Geometrik Modelleme	28
1.4.1.2.3.	Matematiksel Ağ Yapısının Oluşturulması.....	28
1.4.1.2.4.	Materyal Özelliklerinin Belirlenip Sisteme Entegrasyonu	29
1.4.1.2.5.	Sınır Koşullarının Tanımı	29
1.4.1.2.6.	Kuvvet Özelliklerinin Tanımı ve Kuvvetin Uygulanması	30
1.4.1.2.7.	Sonuçların Yorumlanması	30
1.4.1.3.	Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar	30
1.4.1.3.1.	Mini vidalar.....	31
1.4.1.3.2.	Büyük Azı Distalizasyonu	31
2.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
2.1.	Beneslider Distalizasyon Apareyi	35
2.2.	Kemik Blok Modellerinin Hazırlanması	35
2.3.	Distalizasyon Apareyinin Model Haline Getirilmesi	37
2.3.1.	Mini Vidaların Model Haline Getirilmesi	37
2.3.2.	Plak ve 1.1 mm Çapında SS Tellerin Hastaya Uygun Olarak Modellenmesi	38
2.4.	Sonlu Elemanlar Modellerinin Mesh Özellikleri	40
2.5.	Malzeme Tanımları	41
2.6.	Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulların Belirlenmesi	41
2.7.	Sonlu Elemanlar Analizi İçin Oluşturulan Senaryolar	43
2.7.1.	Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	43
2.7.2.	Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	44
2.7.3.	Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	45
2.7.4.	Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	46
2.7.5.	Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)	47
2.7.6.	Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	47
3.	BULGULAR.....	49

3.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi	49
3.1.1. Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	49
3.1.2. Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	50
3.1.3. Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	51
3.1.4. Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	51
3.1.5. Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)	52
3.1.6. Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	53
3.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi	54
3.2.1. Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	54
3.2.2. Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	55
3.2.3. Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida).....	56
3.2.4. Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	57
3.2.5. Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)	57
3.2.6. Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida).....	58
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	61
5. KAYNAK.....	79
6. ÖZGEÇMİŞ.....	98
EK-1: ETİK KURUL ONAYI	99

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve bu tezin oluşturulmasıyla ilgili tüm konularda beni sürekli araştırmaya teşvik eden, hiç bilmediğim alanlarda bile kendimi geliştirmem için beni cesaretlendiren, tüm yoğunluğuna rağmen her ortamda bana vakit ayıran saygıdeğer hocam, danışmanım ve Anabilim dalı başkanımız Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar AKDENİZ' e,

Bu tezin oluşturulmasıyla ilgili tüm konularda değerli tecrübe ve bilgilerini benden esirgemeyen, yoğun iş hayatına rağmen bana vakit ayıran saygıdeğer hocam Dr. Öğr. Üyesi Volkan AYKAÇ' a,

Eğitim sürecimiz boyunca bizlerle değerli bilgi ve tecrübelerini özverili bir şekilde paylaşan, her zaman bizlere gösterdiği yakınlık ve ilgi sebebiyle yanına gitmekten bir an bile çekinmediğimiz değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA' ya,

Ortodonti kliniğinde beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, yardımcı personelimize ve teknisyenimize,

Analizleri gerçekleştiren Geostatik Mühendislik' e ve Yıldırım BAYAZIT' a,

Tezimin hazırlanmasında gerekli maddi desteği sağlayan Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi' ne,

Beni büyüten bugünlere gelmemi sağlayan başta babam Hasan ÇARPAR' a, dualarıyla hep yanımda olan canım annem Ayşe ÇARPAR' a, hayatımın her anında bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen başta abim Sedat ÇARPAR ve ablam Hürü SANİN olmak üzere tüm kardeşlerim ve ailelerine,

Tanıştığımız günden bugüne kadar karşılaştığım tüm zorluklarda ve güzel günlerimde beni bir an bile yalnız bırakmayan sevgili eşim ve meslektaşım Kübra ARSLAN ÇARPAR' a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNUYORUM...

SİMGELER VE KISALTMALAR

AMDA	: Advance Molar Distalization Appliance
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
°	: Derece
F	: Kuvvet
gr	: Gram
GAA	: Geçici Ankraj Araçları
GPa	: Gigapaskal
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MARPE	: Mini Screw Assisted Rapid Palatal Ekspansiyon
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MPa	: Mega Paskal
MPAP	: Modifiye Palatal Ankraj Plağı
MISDS	: Mini Implant Supported Distalization System
μ	: Mikron
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
N	: Newton
N/mm	: Newton/milimetre
NiTi	: Nitinol
Pa	: Paskal
SS	: Paslanmaz Çelik
cm	: Santimetre
Ti-6 Al-4V	: Tip V Titanyum
%	: Yüzde

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Çalışmanın akış şeması.....	33
Şekil 2.2. BENEslider distalizasyon apareyi.....	35
Şekil 2.3. Ön palatinal kemik modeli.....	36
Şekil 2.4. Arka monokortikal palatinal kemik modeli.....	36
Şekil 2.5. Arka bikortikal palatinal kemik modeli.....	37
Şekil 2.6. Mini vida boyutları ve 3 boyutlu katı modeli.....	38
Şekil 2.7. Üst çene modeli A: Tedavi öncesi B: Tedavi seansı.....	38
Şekil 2.8. Vidaların üst çene modelinde yerleştirilmesi A. Ön B. Arka.....	39
Şekil 2.9. BENEplate (PSM, Germany) modeli.....	39
Şekil 2.10. Ön palatinal bölge vida konumuna uygun aparey modeli.....	40
Şekil 2.11. Arka palatinal bölge vida konumuna uygun aparey modeli.....	40
Şekil 2.12. Mini vidanın A: Osseointegre B: Osseointegre olmaması durumlarının sonlu elemanlar analizi modelleri.....	42
Şekil 2.13. Serbestlik derecesi sınırlandırılan 3 boyutlu model.....	43
Şekil 2.14. Senaryo 1 ve 2' de ön bölgede konumlanan mini vida ve apareyin çene modelinden ayrılmış hali ve palatinal ön bölgeyi temsil eden kemik blokla birleştirilmesi.....	44
Şekil 2.15. Senaryo 1 ve 2' de sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması.....	45
Şekil 2.16. Senaryo 3 ve 4' de arka bölgede konumlanan mini vida ve apareyin çene modelinden ayrılmış hali ve arka palatinal bölgeyi temsil eden kemik blok modeliyle birleştirilmesi.....	46
Şekil 2.17. Senaryo 3 ve 4' de sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması.....	46
Şekil 2.18. Senaryo 5 ve 6' da palatinal bölgenin arka bölgesinde konumlanan mini vida ve apareyin çene modelinden ayrılmış hali ve arka palatinal bölgeyi temsil eden bikortikal kemik blok modeliyle birleştirilmesi.....	48
Şekil 2.19. Senaryo 5 ve 6' da sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması.....	48
Şekil 3.1. Senaryo 1' de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	50

Şekil 3.2. Senaryo 2' de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	50
Şekil 3.3. Senaryo 3' de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	51
Şekil 3.4. Senaryo 4' de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	52
Şekil 3.5. Senaryo 5' de birinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	52
Şekil 3.6. Senaryo 5' de ikinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	53
Şekil 3.7. Senaryo 6' da birinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	54
Şekil 3.8. Senaryo 6' da ikinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	54
Şekil 3.9. Senaryo 1' de süngerimsi kemiğe ait Von Mises gerilmesi.....	55
Şekil 3.10. Senaryo 2' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	56
Şekil 3.11. Senaryo 3' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	56
Şekil 3.12. Senaryo 4' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	57
Şekil 3.13. Senaryo 5' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	58
Şekil 3.14. Senaryo 6' da süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi.....	59

TABLÖLAR

Tablo 2.1. 6 farklı klinik senaryonun hazırlanmasında kullanılan değişkenler.....	34
Tablo 2.2. Senaryo 1 ve 2 'ye ait mesh özellikleri.....	40
Tablo 2.3. Senaryo 3 ve 4' e ait mesh özellikleri.....	40
Tablo 2.4. Senaryo 5 ve 6' ya ait mesh özellikleri.....	41
Tablo 2.5. Malzeme özellikleri.....	41
Tablo 3.1. Osseointegrasyon olan koşul altında kemiklerdeki von Mises gerilmesi..	59
Tablo 3.2. Osseointegrasyon olmayan koşul altında kemiklerdeki von Mises gerilmesi.....	60

ÖZET

Mini Vida Destekli Distalizasyon İçin Kullanılan Palatinal Ankraj Bölgelerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi Kullanılarak Karşılaştırılması

Bu çalışmamızın amacı palatinal mini vida yerleştirmeye uygun ön ve arka bölgelerinden ankraj alan distalizasyon sistemlerinin kemik üzerine etkilerini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile in vitro olarak karşılaştırmaktır.

Çalışmada altı farklı klinik senaryo belirlenmiştir. Modellerin ve senaryoların oluşturulmasında literatürde yer alan BENEslider (PSM, Germany) distalizasyon aparatının geometrik ölçümlerinden ve çalışma prensiplerinden faydalanılmıştır. Mini vida uzunluklarının belirlenmesinde literatürde yer alan palatinal bölgenin kemik kalınlıkları hakkında bilgi veren Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) çalışmaları referans alınmıştır. 9 mm uzunluğundaki mini vidalar ön palatinal bölgeyi temsil eden kemik bloklara monokortikal olarak yerleştirilmiştir. 7 mm uzunluğundaki mini vidalar arka palatinal bölgeyi temsil eden kemik bloklara farklı senaryolarda hem monokortikal hem de bikortikal olarak yerleştirilmiştir. Distalizasyon kuvveti 2 N olarak belirlenmiştir. Belirlenen kuvvetler ve momentlerin etkisi altında kortikal ve süngerimsi kemikte oluşan gerilmeler hem osseointegrasyon varlığında hem de yokluğunda incelenmiştir.

Analiz sonuçlarına göre ön palatinal bölgeye uygulanan mini vida destekli distalizasyon aparatları ile kortikal kemik üzerine iletilen gerilmeler arka palatinal bölgeye göre daha düşük bulunmuştur. Bikortikal ankraj planlanarak arka palatinal bölgede yer alan mini vidalar çevresinde oluşan stresin azalması sağlanmış, fakat kemik üzerindeki gerilmelerin azaltılmasında ön palatinal bölgede yer alan mini vidalar kadar başarılı bulunmamıştır.

Anahtar Sözcükler: Mini Vida, Distalizasyon, Palatinal Ankraj, Bikortikal Ankraj, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

SUMMARY

Comparison of palatinal anchor areas used for miniscrew assisted upper molar distalization by 3-dimensional finite element analysis

The aim of this study is to compare the effects of distalization systems, which are anchored from the anterior and posterior parts of the palatina suitable for mini screw insertion, on the bone with 3-dimensional finite element stress analysis.

Six different clinical scenarios were identified in the study. In the creation of models and scenarios, the geometric measurements and working principles of the BENEslider (PSM, Germany) distalization appliance in the literature were used. In the determination of mini screw lengths, Conical Beam Computed Tomography (CBCT) studies that provide information about the bone thickness of the palatinal region in the literature were taken as reference. 9 mm long mini screws were placed monocortically in bone blocks representing the anterior palatinal region. 7 mm long mini-screws were placed in bone blocks representing the posterior palatinal region in different scenarios, both monocortically and bicortically. The distalization force was determined to be 2 N. The stresses in cortical and cancellous bone due to the determined forces and moments were investigated both in the presence and absence of osseointegration.

According to the analysis results, the stresses transmitted on the cortical bone with mini screw-supported distalization appliances applied to the anterior palatinal region were found to be lower than the posterior palatinal area. Bicortical anchorage was planned to reduce the stress around the mini screws in the posterior palatinal region, but it was not found as successful as the mini screws in the anterior palatinal region in reducing the stresses on the bone.

Keywords: Mini Screw, Distalization, Palatinal Anchor, Bicortical Anchor, Finite Element Stress Analysis

1. GİRİŞ

Alt çenenin (iskeletsel) veya alt diş kaidesinin (dental) üst çene veya dişlere göre geride konumlandığı sınıf II kapanış bozuklukları, toplumda en sık rastlanan ortodontik bozukluklardan birisi olması sebebiyle, pek çok araştırmanın konusu olmuştur. Sınıf II kapanış bozuklukları iskeletsel ve dental olarak iki alt sınıfa ayrılabilir (Fisk et al. 1953; Moyers et al. 1980; Vargervik ve Harvold 1985). İskeletsel sınıf II bozukluklarda büyüme ve gelişim tamamlanmadan önce ortopedik ve ortodontik düzeltmeler (Arvystas 1991) hedeflenirken, büyüme ve gelişim tamamlandıktan sonra bozukluğun şiddetine göre cerrahi yaklaşımlar (Epker ve Fish 1983) veya kamuflaj tedavileri (Harnick 1998) hedeflenebilir.

Dental sınıf II bozukluklar iskeletsel sınıf II ilişki kaynaklı ve bu bozukluklarla beraber görülebildiği gibi, sadece üst dişlerin dentoalveoler olarak ileri itiminden ve/veya üst birinci büyük azı dişlerin meziale hareketinden kaynaklanabilir. Süt azı dişlerin çürük sebebiyle erken kaybı, üst birinci büyük azıların öne hareketi dental sınıf II bozukluk oluşmasının en önemli etkenidir. Üst birinci büyük azı dişin meziale kaymasına bağlı olarak ark boyu kaybı, kesicilerde ileri itim, ön bölgede çapraşıklık veya kaninlerin ark dışı konumlanması gibi bozukluklar da görülebilir. Oluşan çapraşıklık veya ileri itimin tedavisinde ekspansiyon, stripping, büyük azı distalizasyonu, büyük azıların rotasyonunun düzeltilmesi, kesici dişlerin protrüzyonu, diş çekimi gibi yer kazanma yöntemleri kullanılabilir. Üst birinci büyük azı dişin meziale hareketini düzeltmek için kullanılacak en az girişimsel yöntemlerden birisi diş olması gereken yere doğru itmek, yani distalizasyondur (Bishara ve Saunders 2001a).

Üst çeneden diş çekimi ile yer kazanımı da dental sınıf II tedavisinde sıkça kullanılmaktadır. Fakat diş çekimi ile yapılan ortodontik tedavilerde çekim sırasında alveoler yapılar zarar görebilmekte, tedavi esnasında ve sonrasında dişlerin kapanışında uyumsuzluklar meydana gelebilmektedir. Çekimli tedavilerde retansiyon döneminde çekim boşlukları yeniden açılabilen ve dişler arasındaki temas noktaları bozulduğu için yiyecek sıkışmasına bağlı olarak hastalar periodontal problemlerle karşılaşabilmektedir. Bu sebeplerle diş çekimi ortodonti alanında bir tartışma konusu olmuştur Luppnapornlarp ve Johnston (1993), çekimli tedavi

oranının son 20 yılda % 60-80'lerden % 30' lara düştüğünü söylemişlerdir. Frankel (1974), sürekli diş çekimi yapılmadan sürme rehberliği yapılmasının başlıca amaç olması gerektiğini belirtmiş, diş çekiminin o bölgedeki dentoalveolar gelişimi durdurduğu savunmuştur.

Dental sınıf II kapanış bozukluklarının çekimsiz olarak tedavi edilmesi planlanan durumlarda ise üst büyük azı distalizasyonu yöntemi tercih edilebilmektedir. Bu şekilde, dental sınıf I okluzyonun sağlanması, yer darlığı sonucu oluşmuş çapraşıklık veya artmış overjetin giderilmesi amaçlanmaktadır. Diş çekimi ve büyük azı distalizasyonu yöntemlerinde ankraj doğru bir şekilde planlanırsa yüzdeki yumuşak dokulara etkileri farklılık göstermemektedir. Fakat derin kapanışı olan hastalarda büyük azı distalizasyonu yöntemiyle overbite kontrolü çok daha rahat bir şekilde yapılabilmektedir.

Üst çene büyük azı dişlerinin distalize edilebilmeleri amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Ancak, bu yöntemlerin en eski ve yaygın olanı, headgear yardımı ile ağız dışı kuvvet uygulamalarıdır. Ağız dışı kuvvetlerin kullanımı, Kingsley (1880) ve Angle (1900) tarafından başlatılmış, çok kısa bir zaman içinde de benimsenmiş ve headgear klasik ortodontik aygıtlar arasındaki yerini almıştır. Headgear kuvvetleriyle hem ortodontik hem de ortopedik etkiler elde edilebilir.

Headgearlar, hedeflenen amaca ulaşabilecek potansiyele sahip olsalar da hitap ettikleri hasta grubu ergenlik çağındaki bireyler olduğundan, ağız dışından uygulandıkları için estetik kaygı ve uyum problemleri açığa çıkmaktadır. Ayrıca apareyin kullanımının zor olması, kullanım süresinin uzunluğu gibi etkenlerde hasta uyumunu olumsuz yönde etkilemekte ve tedavilerdeki başarı şansı azalabilmektedir.

Ağız dışı ankraj için kullanılan headgearın bahsedilen dezavantajlarından dolayı, minimum hasta iş birliği gerektiren ağız içi büyük azı distalizasyon apareyleri tanıtılmıştır. Dişlerden destek alan tüm bu ağız içi yöntemlerde büyük azı dişlerinin distal hareketinin yanı sıra ankraj kaybına bağlı olarak kesici dişlerin öne doğru hareketi en önemli dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır (Gianelly et al. 1989; Gianelly et al. 1991; Hilgers 1992; Jones ve White 1992; Locatelli 1992; Carano 1996; Fortini et al. 1999; Keles 2001).

İstenmeyen diş hareketlerinin önüne geçmek için mini vida ve plaklar gibi geçici ankraj aygıtları bukkal ve palatinal bölgede kullanılmaya başlanmıştır. Palatinada diş

kökleriyle ilişkili olmayan bölgelere yerleştirilen mini vidalarla daha etkili bir şekilde distalizasyon sağlanacağı bilinmektedir (Gelgor et al. 2004; Kircelli et al. 2006).

Palatinal bölgede toplam kemik kalınlığı ve dağılımına bakıldığında iki bölge ideal bir distalizasyon amacıyla mini vida yerleştirmeye imkan sağlayabilmektedir. Bu bölgeler; palatinalın ön tarafında rugalar bölgesi ve daha arkada orta hattın her iki yanındaki bölgelerdir (Ahn et al. 2020). Palatinada bu bölgelere yerleştirilen mini vidalar sayesinde istenmeyen diş hareketleri engellenerek daha ideal bir distalizasyon sağlanmaktadır. İdeal bir distalizasyon apareyinin sahip olması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir; azı dişlerini paralel olarak distalize edebilmeli, distalizasyon sırasında ekstrüzyon, rotasyon ve bukkal devrilmeye yol açmamalı, yeterli distalizasyon sağladıktan sonra pasif olarak ankrajı desteklemeli, hastanın toplam tedavi süresini olumsuz etkilememeli, hastanın iş birliğine bağlı olmamalı, hastanın yaşam konforunu ve oral hijyenini olumsuz etkilememeli, düşük maliyetli olmalı, kolay uygulanabilir olmalıdır.

Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde mini vida destekli distalizasyon için kullanılan palatinal ankraj bölgelerini karşılaştıran bir çalışma bulunmamıştır. Bu sebeple çalışmamızın amacı palatinalın mini vida yerleştirmeye uygun ön ve arka bölgelerinden ankraj alan distalizasyon sistemlerinin kemik üzerine etkilerini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile in vitro olarak karşılaştırmaktır.

1.1. Sınıf II Kapanış Bozuklukları

1.1.1. Sınıf II Kapanış Bozukluklarının Tanımı ve Sınıflandırması

Angle (1899) tarafından belirlenen ve hala kullanımda olan Angle sınıflamasına göre; normal kapanışta (Angle Sınıf I) üst birinci büyük azının meziobukkal tüberkülünün alt birinci büyük azı dişin santral fossasında olması gerekmektedir. Angle daha sonra sınıflamasına yaptığı bir ekleme ile alt birinci büyük azı diş üst birinci büyük azı dişe göre olması gereken pozisyondan distalde bulunduğu sınıfta kapanış bozukluğu, mezialde bulunduğu sınıfta kapanış bozukluğu olduğunu bildirmiştir (Angle 1907). Bu sınıflandırma yumuşak doku, büyüme modeli, iskeletsel ilişki, yüz boyutları, transversal ve vertikal boyut değerlendirmesini içermez yalnızca birinci

büyük azı dişinin sagittal yön oklüzal ilişkisini esas alsa da kullanım kolaylığı sebebiyle yıllardır popülaritesini ve geçerliliğini korumaktadır.

Moyers ve arkadaşları (1980) yaptıkları çalışmada sınıf II anomalileri horizontal ve vertikal olarak iki gruba ayırmışlardır. Her ne kadar pek çok araştırmacı ortodonti literatüründe kullanılacak daha kapsamlı bir sınıflandırma üzerinde çalışsa da hala kabul gören ve pratik olarak kullanılan sınıflama Angle (1907) tarafından yapılan sınıflamadır.

1.1.2. Sınıf II Kapanış Bozukluklarının Dağılımı ve Görülme Sıklığı

Yapılan pek çok çalışma göstermektedir ki sınıf II kapanış bozuklukları % 21-45.3 oranıyla ortodonti pratiğinde sınıf I kapanış bozukluklarından sonra en çok karşılaşılan ortodontik problemdir (Silva ve Kang 2001; Thilander et al. 2001; Sarı et al. 2003; Sayın ve Türkkahraman 2004; Josefsson et al. 2007; Proffit et al. 2018).

Ülkemizde bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında benzer sonuçlarla karşılaşılmıştır. Sayın ve Türkkahraman (2004) 1356 Türk insanı üzerinde yaptıkları çalışmada sınıf II divizyon 1 görülme sıklığının % 19, sınıf II divizyon 2 görülme sıklığının % 5 olduğunu bildirmiştir. Sarı ve arkadaşlarının (2001) yaptıkları çalışmada ise sınıf II kapanış bozukluğu gösteren bireylerin % 28.07 oranında görüldüğünü bildirmişlerdir.

1.1.3. Sınıf II Kapanış Bozukluğunun Etyolojisi

Bishara' ya (2001b) göre sınıf II kapanış bozukluğuna sahip bireylerde aslında iskeletsel bir uyumsuzluk ya da deformasyon bulunsa da, normal iskeletsel çene ilişkisine sahip olup dental sınıf II kapanış bozukluğu gösteren bireylere de rastlanabilmektedir. Bishara dental sınıf II kapanış bozukluklarını üst çeneye ait dişlerin ileri itimi ve üst çenede daimî birinci büyük azı dişin mezializasyonu kaynaklı olarak ikiye ayırmıştır.

1.1.3.1. Üst Çenede Dental İleri İtim

Üst çenede dental ileri itim, orta yüz ileri itimi ya da üst çenenin ön-arka yön olarak fazlalığıyla karıştırılabilmektedir. Her ne kadar bu iki durum da yüzde konveksite

artışı ile karakterize olsa da üst çene dental ileri itimi iskeletsel bir problem değildir. Aşırı artmış overjet bu kapanış bozukluğunun önemli özelliklerinden olup üst kesici eksen eğimi artmış üst kesici dişlerle birlikte diastema varlığı görülebilmektedir. Sefalometrik değerlendirmede iskeletsel değerler normal aralıklarda izlenirken üst kesici dişler ileri itim pozisyonunda olup alt kesici dişler ön-arka yön olarak normal pozisyonadadır (Bishara ve Saunders 2001b).

1.1.3.2. Üst Çenede Daimî Birinci Büyük Azı Dişin Mezializasyonu

Daimî dişlerin normal sürmesi süt dişlerinin normal pozisyonuna ve sağlamlığına bağlıdır. Doğumsal olarak diş eksikliği, süt dişinin erken kaybı, ankiloz, diş çürüğü ya da süt dişi dolgusunun meziodistal boyutuna uygun yapılmaması sebebiyle daimî birinci büyük azı diş süt ikinci büyük azı diş ile kontakt ilişkisini kaybedip mezialize olarak sürmektedir. Ektopik birinci büyük azı sürmesinde ise birinci daimî büyük azı diş mezialindeki süt ikinci büyük azı dişin erken kök rezorbsiyonuna sebep olmaktadır. Her iki durumda da eğer erken müdahale edilmezse üst daimî birinci büyük azı dişler öngörülenden daha mezial bir pozisyonunda sürmektedirler ve bu sebeple eğer alt dişler etkilenmemişse dental sınıf II kapanış bozukluğu oluşmaktadır. Bu durum tek taraflı ya da iki taraflı olabilmektedir. Üst kesici dişlerin ileri itimi yoksa ark boyunda kılma ile beraber çapraşıklık ve normal overjet görülmektedir (Bishara ve Saunders 2001b).

1.1.4. Sınıf II Maloklüzyonun Tedavi Seçenekleri

Oluşan çapraşıklık veya ileri itimin tedavisinde ekspansiyon, stripping, üst büyük azı distalizasyonu, büyük azıların rotasyonunun düzeltilmesi, kesici dişlerin protrüzyonu, diş çekimi gibi yer kazanma yöntemleri kullanılabilir. En girişimsel yöntemlerden olan diş çekimiyle yer kazanımı tedavi mekaniklerindeki gelişmeler sayesinde azalmıştır.

Dental sınıf II kapanış bozukluklarının çekimsiz olarak tedavi edilmesi planlanan durumlarda üst büyük azı dişlerin distalizasyonu tercih edilmektedir. Bu şekilde normal bukkal kapanışın sağlanması, yer darlığı sonucu oluşmuş çapraşıklığın veya artmış overjetin giderilmesi amaçlanmaktadır.

1.2. Üst Büyük Azı Distalizasyonu

1.2.1. Üst Büyük Azı Distalizasyonunun Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Üst çene iskeletsel ve/veya ileri itime sahip, üst çeneden dış çekimi endikasyonu olmayan, alt çenede dış boyutu /dış kavisi oranının alt çene büyük azı dışın meziale hareketine izin vermediği vakalarda üst büyük azı distalizasyonu yapılabilmektedir (Bussick ve McNamara Jr 2000; Papadopoulos 2006).

Bowman (1998), vakanın aşağıdaki özelliklerden birine veya daha fazlasına sahip olmasını ağız içi üst büyük azı distalizasyonu uygulaması için kontrendikasyon olarak bildirmektedir.

1. İleri itimli profiller
2. Yüksek alt çene düzlem açısı
3. Ön açık kapanış
4. Şiddetli çapraşıklık

Üst birinci büyük azıların eksen eğimi ve normal konumunda olup olmadığı da distalizasyon kararının verilmesinde değerlendirilmesi gereken diğer kriterlerdir. Ayrıca yumuşak dokuların değerlendirilmesi gerekmektedir.

Üst büyük azı distalizasyonu sadece sınıf II vakalarda değil, çeşitli sebeplerle dış kavisi boy kaybı görülen sınıf I, II, III anomalilerde yapılabilmektedir. Ancak önemli bir nokta normal yerindeki büyük azı dışı yer kazanmak amacıyla distalize edemeyeceğimizdir.

Burstone (2000), üst büyük azı dişlerin distalizasyon endikasyonunda 3 önemli faktörün olduğunu belirtmiştir. Bunlar 1.büyük azı dişlerin eksen eğimleri, uygun posterior boşluk ve büyüme olarak sıralanabilir.

1.2.2. Üst Büyük Azı Distalizasyon Zamanlaması

Üst büyük azı distalizasyonunun yapılması için ideal tedavi dönemi birçok çalışmada araştırılmıştır. Özellikle ikinci büyük azıların sürme döneminin, tedavi süresi ve distalizasyon miktarını nasıl etkilediği hakkında birçok farklı görüş ortaya atılmaktadır (Hoeve 1985; Gianelly et al.1989; Jeckel ve Rakosi 1991; Hilgers 1992; Bondemark et al. 1994; Kalra 1995; Bussick ve McNamara Jr 2000).

İkinci büyük azı dışın sürmesinden önce büyük azı distalizasyonu uygulamalarının yapılması gerektiğini belirten birçok araştırma mevcuttur (Hoeve 1985; Gianelly 1988; Jeckel ve Rakosi 1991; Hilgers 1992; Kalra 1995). Gianelly

(1998) en uygun tedavi zamanının geç karışık dişlenme dönemi olduğunu belirtmektedir. Bazı araştırmacılar bu dönemdeki tedavilerde % 90 başarı sağlanacağını vurgulamaktadırlar (Jones ve White 1992; Gianelly 1998). Worms ve arkadaşları (1973), ikinci büyük azı dişler sürmüş olsun veya olmasın, birinci büyük azıların distale hareketi sırasında bir direnç oluşacağını belirtmektedirler.

İkinci büyük azı dişler sürdükten sonra yapılan uygulamalarda distalize edilecek diş sayısının ve kök yüzeyinin artmasına bağlı olarak tedavi süresinin uzadığı (Gianelly et al. 1989; Gianelly 1998; Karlsson ve Bondemark 2006), büyük azı dişte hareket miktarının (Karlsson ve Bondemark 2006) ve overbite miktarının azaldığı (Bussick ve McNamara Jr 2000), büyük azı dişte devrilme (Bondemark et al. 1994; Mavropoulos et al. 2005) ve ankraj kaybının (Gianelly 1998; Kinzinger et al. 2004; Mavropoulos et al. 2005; Karlsson ve Bondemark 2006) izleneceği ortaya konmaktadır.

Kalra (1995) distalizasyonun ikinci büyük azılar sürmeden yapılması gerektiğini ve eğer üçüncü büyük azıların pozisyonları ve formları uygun ise ikinci büyük azıların çekilebileceğini bildirmektedir. Hilgers (1992), ikinci büyük azıları sürmüş ve distalizasyon ihtiyacı fazla olan vakalarda gerekirse ikinci büyük azıların çekilebileceğini ve üçüncü büyük azıların bu boşluğa sürdürülebileceğini belirtmektedir.

Bazı araştırmacılar, ikinci büyük azıların sürdüğü durumlarda önce ikinci büyük azıların distalizasyonunun yapılması gerektiğini, sonrasında birinci büyük azıların distalizasyonunun yapılabileceğini savunmaktadırlar (Hoeve 1985; Gianelly 1988; Jeckel ve Rakosi 1991).

Kinzinger ve arkadaşlarının (2004) yaptığı çalışmada ağız içi büyük azı distalizasyon apareylerinde üçüncü büyük azı dişin etkisi incelenmekte ve sonuç olarak üçüncü büyük azıların varlığında birinci büyük azı dişlerde daha çok devrilme olduğu ve tedavi süresinin uzadığı bildirilmektedir.

1.2.3. Distalizasyon Mekanikleri

1.2.3.1. Ağız Dışı Kuvvetlerle Üst Büyük Azı Distalizasyonu – Headgear

Üst büyük azı dişlerin distalize edilebilmeleri amacıyla çok çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Ancak, bu yöntemlerin en eski ve yaygın olanı, ağız dışı kuvvet

uygulamalarıdır. Ağız dışı kuvvetlerin kullanımı, Kingsley (1880) ve Angle (1900) tarafından başlatılmış, çok kısa bir zaman içinde de çok benimsenmiş ve headgear klasik ortodontik aygıtlar arasındaki yerini almıştır. Headgear kuvvetleriyle hem ortodontik hem de ortopedik etkiler elde edilebilmektedir. Headgear üst çenenin öne ve aşağı olan büyümesini yönlendirmek veya frenlemek için kullanılabilir gibi, dişlere distal yönde hareket vermek veya sabit ortodontik tedavilerde ankraj sağlamak amacıyla kullanılabilir (Armstrong 1971; Proffit 2014a, 2014b).

Headgearlar, hedeflenen amaca ulaşabilecek potansiyele sahip olsalarda, hitap ettikleri hasta grubu ergenlik çağındaki bireyler olduğundan, estetik kaygı ile uyum problemleri açığa çıkmaktadır. Ayrıca apareyin kullanımının zor olması, kullanım süresinin uzunluğu gibi etkenlerde hasta uyumunu olumsuz yönde etkilemekte ve tedavilerdeki başarı şansı azalabilmektedir. Amerikan Ortodonti Birliğinin 1982 yılında yayınlamış olduğu anket sonuçlarına göre on beş yıllık bir süre içinde 4798 ortodontist 4.5 milyon hastaya headgear uygulamış, bu bireylerin %4'ünde komplikasyon gelişmiştir. Bu komplikasyonların %40' ı ağız dışı yaralanmalardır. Ağız dışı yaralanmaların %50' si göz yaralanmalarıdır. Bu yaralanmaların %3' ü kısmi veya tam görme kaybı ile sonuçlanmıştır (Postlethwaite 1989).

Sonuç olarak, sınıf II kapanış bozukluğu gösteren, özellikle diş çekimi yapılmaması gereken, uyum problemi olan hastalara yönelik etkili yaklaşımların geliştirilmesi için çok çaba sarf edilmiş ve pek çok ağız içi büyük azı distalizasyon apareyleri geliştirilmiştir.

1.2.3.2. Ağız İçi Kuvvetlerle Üst Büyük Azı Distalizasyonu

Ortodontik tedavilerde dişleri alveol kemiği içerisinde istenen yön ve doğrultuda hareket ettirebilmek için, dişlere çeşitli kuvvetler ve momentler uygulanır. Newton'un üçüncü yasası gereği bu kuvvetlere her zaman eşit ve zıt yönlerde tepki kuvvetleri oluşur. Ortodontide tepki kuvvetlerine karşı oluşan direnç “ankraj” olarak isimlendirilmiştir (Daskalogiannakis et al. 2000). Ağız içi üst büyük azı distalizasyon apareyleri olarak adlandırdığımız bu apareyler üst çeneden ya da bağımsız bir birimden ankraj alıp yalnızca üst çenede büyük azıları distale almak için tasarlanmıştır. Bu apareyler üst büyük azıları distalize etmek için kullanılan kuvvet sistemine göre sınıflandırılmaktadır:

- Palatinalde ve/veya bukkalde pozisyonlanmış esnek kuvvet sistemi
- Palatinalde pozisyonlanmış rijit kuvvet sistemi
- Palatinalde esnek, bukkalde rijit kuvvet sistemi bulunan hibrit apareyler

1.2.3.2.1. Bukkalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Büyük Azı Distalizasyon Apareyleri

Bu grupta Jones Jig apareyi (American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) başta olmak üzere, Jones Jig apareyinin modifikasyonu olan Sectional Jig ve Lokar Molar Distalizasyon Apareyi, manyetik kuvvetlerin kullanımı esas alınarak dizayn edilmiş Miknatıslar (Medical Magnetics, Ramsey, NJ, USA) bulunmaktadır. Bimetrik Distalizasyon Arkı (RMO, Denver, CO, USA) (Wilson 1978), Multi-Distalizasyon Arkı (Orth Organizers, San Marcos, CA, USA), Molar Distalizasyon Yayısı (Jeckel & Rakosi 1991), Carriere Distalizer (ClassOne Orthodontics, Lubbock, TX, USA) (Carrière 2004) bukkal bölgeden kuvvet uygulayan distalizasyon arkları arasındadır; ancak bu apareyler gerek müteharik olmaları gerek intermaksiller elastik kullanımı gerektirmesiyle hasta işbirliği gerektirmektedir.

1.2.3.2.2. Hem Bukkalde Hem Palatinalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri

Bu grupta Sabit Piston Apareyi (Greenfield 1995) ve Ni-Ti açıcı yaylar ile kullanılan Nance apareyi yer almaktadır.

1.2.3.2.3. Palatinalde Rijit Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri

Hyrax vidası benzeri dört kollu Veltri vidası ile üretilen Veltri Distalizer (Leone, Florence, Italy) ve modifikasyonu olan New Distalizer bu gruptadır (Papadopoulos 2014).

1.2.3.2.4. Palatinalde Esnek Kuvvet Sistemi Bulunan Distalizasyon Apareyleri

Pendulum Apareyi, Distal Jet apareyi, Keles Slider Apareyi, Frog Apareyi, Fast Back Apareyi bu grupta yer almaktadır. Hasta uyum sorununu ortadan kaldırmak adına geliştirilen bu gruptaki ağız içi üst büyük azı distalizasyon yöntemleri her ne kadar

uyum sorununu ortadan kaldırırsa da uyguladıkları kuvvet miktarına, distalizasyon mekaniklerine ya da ankraj aldıkları bölgeye göre çeşitli yan etkiler göstermektedirler. Distalizasyon esnasında ön keserlerde çapraşıklık, üst kesici eksen eğiminin ve overjetin artışı, küçük azılar ve kaninlerdeki devrilme gibi yan etkiler meydana gelmektedir. (Carano et al. 2004; Kinzinger et al. 2014) . Ortodontide mini vidaların kullanımının başlamasıyla, bu yan etkilerin ortadan kaldırılması için mini vidalar bu sistemlerle birlikte kullanılmaya başlanmıştır.

1.3. Ortodontide Mini Vida Kullanımı

Ankrajın doğru planlanması ortodontik tedavide büyük önem taşır çünkü oluşan tepki kuvvetleri çoğu zaman istenmeyen diş hareketi oluşturur. Geleneksel ortodontide ankraj; diş veya diş grupları, karşıt diş kavsi, damak ve damak mukozası, başın parietal ve oksipital bölgesi, ense, çene ucu, alın ve ağız çevresi kaslar gibi çeşitli anatomik bölgelerden alınabilir. Ancak bu ankraj ünitelerinin bazılarının hasta uyumu gerektirmesi, bazılarında ankraj ünitesinde istenmeyen diş hareketi olması dezavantajları olarak sayılabilir (Tweed 1966; Elbel 1982; Rebellato 1995).

Son 20 yıl içerisinde geçici olarak kemik dokusundan ankraj sağlayan mini vidalar, mini plakların kullanımıyla ortodonti literatürüne “mutlak ankraj” veya “iskeletsel ankraj” adıyla yeni ankraj sınıflaması eklenmiştir. “Geçici Ankraj Aygıtları” (GAA), tepki kuvvetlerini karşılayarak ankraj diş ünitesine destek olmuşlardır veya ankraj diş ünitesine ihtiyacı tamamen kaldırmıştır. GAA’ ları ortodontik olarak ankraj görevlerini tamamladıktan sonra uyguladıkları yerden çıkarılır.

Cope (2005) ortodontik tedavilerde ankraj amacıyla kullanılan GAA’ ları dental implantın veya cerrahi fiksasyon yöntemlerinin türevi olmak üzere ikiye ayırmıştır. Palatal implant dental implantın türevi iken, mini vida, osseointegrasyon beklentisi olmadan sadece kemik içerisinde mekanik stabilite sağlayarak cerrahi fiksasyon yönteminin türevidir. Mini plaklar ise cerrahi sonrası fragmanları birbirine sabitlemek için kullanılan titanyum plak ve vida sisteminin bir çeşitidir.

GAA’ larını mini vidalar, mini plaklar ve palatal implantlar olmak üzere üç ana gruba ayırabiliriz. Her sistemin avantajları ve dezavantajları vardır. Palatal implantlar tıpkı dental implantlar gibi osseointegre olarak kemik dokuya bağlanırlar ve böylece

ortodontik ankraj sağlarlar. Yüksek stabilite oranına sahiptir ancak maliyeti yüksek sistemlerdir. Kemik içerisinde uygulanması ve yerinden çıkarılması nispeten daha ileri cerrahi teknik gerektirir, boyutları nedeniyle kullanım alanı kısıtlıdır (3-4 mm çapında ve 4-6 mm uzunluğunda) ve osseointegrasyon için kuvvet uygulanmadan önce 2 ila 4 ay bekleme süresi vardır.

Cerrahi fiksasyon tekniklerinden esinlenerek üretilmiş mini plakların yerleştirilmesi ve çıkarılması için ileri cerrahi teknikler gerekmektedir. Ancak yumuşak doku iyileşmesinin takiben kuvvet uygulanabilmesi ve kuvvet kolları aracılığıyla diş kuronlarına yakın bölgelere uzatılabilmesi avantajları arasında sayılabilir.

Mini vidaların ise geçici ankraj aracı olarak palatal implantlara ve mini plaklara kıyasla stabilite açısından daha düşük başarı oranları vardır; buna rağmen, klinik ortodontide kullanımları daha çok yaygınlaşmıştır. Literatüre bakıldığında mini vidaların ortalama %80 oranında klinik başarı gösterdiği görülmüştür (Reynders et al. 2009). Bunun yanında herhangi bir ek cerrahi işleme gerek kalmadan ortodontist tarafından kolayca yerleştirilebilmeleri, boyutlarının kökler arası bölgelerde uygulanmasına izin vermesi, kullanım bölgelerinin fazla olması, uygulandıktan hemen sonra kuvvet yüklemesi yapılabilmesi ve maliyetlerinin düşük olmaları avantajları ile yaygınca kullanılmaya başlanılmışlardır.

Mini vida kullanımında yerleştirme esnasındaki primer stabilite çok önemlidir. Bazı araştırmacılar, ortodontik mini vidalarda osseointegrasyonun gerekli olmadığını, stabilitesinin mekanik retansiyonla; yani mini vida yivleri ile kortikal kemik arasındaki kenetlenme ile sağlandığını savunur. Ancak daha yeni bulgularda mini vida yüzeyinde minimal düzeyde de olsa osseointegrasyon oluştuğu belirtilmiştir (Melsen ve Costa 2000). Mini vidalarda iyileşme beklenmeksizin hemen kuvvetler uygulanabilir.

Kemik üzerinde gerçekleştirilen mini vida yerleştirme prosedürlerinde, cerrahi travma meydana gelmekte ve sonrasında komşu kemikte hasar oluşmaktadır. Cerrahi travma sebebiyle oluşan hücre ve matriks hasarı, kemik dokunun iyileşme sürecini tetiklemekte ve tipik kemik yara iyileşmesini başlatmaktadır. Yara iyileşme süreci inflamasyon fazı, onarıcı faz ve yeniden yapılanma (remodeling) fazı olarak üç aşamada gerçekleşir. İyileşme sürecini pek çok faktör etkileyebilmektedir. Bu birleşmenin biyomekanik karakteri aynı zamanda mini vida stabilitesini de

etkileyecektir. Stabilite göz önünde bulundurulduğunda osseoz birleşim fibröz birleşimden daha çok istenmektedir. Mini vida ara yüzünde oluşan uyumsuz doku yanıtı, aşırı mikro hareket ve/veya aşırı yük, fibröz ara yüz kalınlığının artışına ve mini vida stabilitesinin bozulmasına neden olabilmektedir (Lee et al. 2007).

1.3.1. Ortodontik Mini Vidaların Stabilitesini Etkileyen Faktörler

İmplantlarda, hemen uygulama sonrası elde edilen stabiliteye primer stabilite denir. Mini vida başarısızlıkları çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir. Bu durumda, mini vidanın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde mini vida kayıplarının en aza indirilmesini sağlayacaktır. Primer stabiliteyi değerlendirmeye yönelik histolojik ve klinik farklı yöntemler mevcuttur. Bu amaçla yapılan uygulamalar; çıkarma ve yerleşime torkunun ölçülmesi, ostell cihazı ile rezonans frekans analizi, radyolojik değerlendirme ve periotest ölçümleri, implant yüzeyi ve kemik kontağının histomorfometrik incelemesi şeklinde sıralanabilir (Friberg et al. 1995; Ikumi ve Tsutsumi 2005; Wilmes et al. 2008).

1.3.1.1. Mini Vida Dizaynına Bağlı Faktörler

1.3.1.1.1. Vida Şekli

Vidanın şekli silindirik veya konik olabilir. Silindirik vidanın çapı, vida ucunda çok az bir kısım hariç, vida boyunca aynıdır. Konik vidanın ise en kalın kısmı ile en ince kısmı arasında ortalama 0.3-0.4 mm fark vardır. Konik yapıdaki mini vidaların aynı çaptaki silindirik mini vidalara kıyasla daha sıkı kortikal kemik teması ile daha iyi primer stabilite sağladıkları gösterilmiştir (Chen et al. 2009).

Brinley ve arkadaşlarının (2009) çalışmasında 0.75 mm, 1 mm, 1.25 mm' lik vida adımı genişliğine sahip mini vidalarda yerleştirilme torku ve çekme mukavemeti değerlendirilmiştir. Sonuçta vida adımı küçüldükçe, mini vidaların çekme mukavemetinin arttığı gösterilmiştir.

Chang ve arkadaşlarının (2012) yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında sabit çap ve uzunluktaki mini vidaların yiv derinliğinin artmasının, vida yivlerinin açılarının azalmasının oluşan stresi arttıracığı; vida gövdesinin ilk yivlere denk gelen kısımlarda çapının artırılması ile de stresin azaltılabileceği bildirilmiştir.

1.3.1.1.2. Vida Uzunluğu

Mini vida uzunluğu ile başarı oranı arasındaki ilişki değerlendirildiğinde; Topouzelis ve Tsaousoglou (2012) mini vida boyu 8 mm olduğunda 10 mm uzunluğundaki vidaya göre 5.7 kat daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Tseng ve arkadaşları (2006) ise mini vida uzunluğu arttıkça başarı oranının da arttığını ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Palatal mukoza gibi kalın yumuşak dokuya kısa mini vida yerleştirmek vidanın stabilitesini etkiler ve bu bölgelerde uzun mini vida kullanmak gerekmektedir. Ancak uzun mini vidaların da dişlerin köklerine ve diğer anatomik yapılara zarar verme ihtimalini unutmamak gerekir. Deguchi ve arkadaşları (2006) güvenli ankraj için mini vida uzunluğunun 6-8 mm aralığında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Küçük çaplı ve uzun mini vidalar eğilme ve kırılmaya karşı dirençli değillerdir. 10 mm' den daha uzun mini vidalar mandibulanın lingualinde ya da maksiller sinüste perforasyona neden olabilirler ancak bikortikal ankraj istendiğinde ya da mandibulada retromolar bölgede kullanılabilirler. 6 mm uzunluğundaki mini vida mandibulada, 8 mm uzunluğundaki mini vida ise hem mandibulada hem de maksillada kullanılabilir (Park et al. 2006).

1.3.1.1.3. Vida Çapı

Miyawaki ve arkadaşları (2003) 1 mm ve daha az çapa sahip mini vidaların mobilite ve başarısızlıkla direkt ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Çeşitli araştırmacılar ise ortodontik ankraj için 1.3 mm çapından daha küçük çaptaki vidaların kullanılmaması gerektiğini söylemişlerdir (Carano et al. 2005; Carano ve Melsen 2005). Benzer şekilde, yapılan bir sistematik derlemeye göre 2 mm ve daha yüksek çaplı mini vidalar, 1.2 mm' den daha düşük çaplı mini vidalara göre 1.8 kat daha başarılı bulunmuştur (Carano et al. 2005). Mini vidanın çapı arttıkça primer stabilitesi de artmaktadır ancak yerleştirilecek olan bölgedeki kök yakınlıkları değerlendirilmelidir.

1.3.1.2. Yerleştirme Yöntemine Bağlı Faktörler

Self-tapping tipi mini vidaları yerleştirmeden önce drill kullanılarak rehber bir oluk açılır. Uygun primer mekanik stabiliteyi sağlamak için ideal olarak drill çapı implant çapından 0.2-0.5 mm daha dar ve derinliği de az olmalıdır. Drill hızı yavaş olmalı (800 rpm) ve drille aşırı basınç uygulanmamalıdır. Drilleme esnasında aşırı ısınmanın olmaması için bol bol irrigasyon kullanılmalıdır. Literatürde önerilen 5-10 N arası yerleştirme torku kullanılmalıdır (Motoyoshi 2011).

Self-drilling tipi vidalar için ise öncü drille ihtiyaç duymadan el tornavidası ile kemiğin içine yerleştirilir. Okluzal düzleme 30° oblik yerleştirilerek olası kök hasarı engellenir hem de kortikal kemikle olan temas miktarı artar. Aşırı açılardırma ise bukkal bölgede implantın yivli kısmının açığa çıkmasına neden olarak kortikal kemik yapısını zayıflatır. Deguchi ve arkadaşlarının (2006) çalışmasında ise mini vidanın 30° ile yerleştirilmesinin 90° ile yerleştirilmesine kıyasla kortikal kemik desteğini 1.5 kat arttırdığı gösterilmiştir. Bu yüzden de 30°'lik oblik yerleştirme açısını tavsiye etmişlerdir.

1.3.1.3.Hasta Kaynaklı Faktörler

Bu faktörler yaş, cinsiyet, hastanın oral hijyeni, iskeletsel ve dental ilişkiler, dik yön açısı olarak sıralanabilir. Zayıf oral hijyen peri-implantitise, sondlamada kanamaya, kemik desteğinin kaybolmasına, mobiliteye ve son olarak mini vidanın başarısız olmasına yol açabilir. Hastalara iyi ağız hijyenine sahip olmanın önemi anlatılır ve her randevuda hijyen motivasyonu sağlanır (Chen et al. 2008). Araştırmacılar, hastanın sagittal yöndeki dental kapanış bozukluğunun mini vida başarısını etkilemediğini rapor etmişlerdir (Glasl et al. 2008; Viwattanatipa et al. 2009). Hastanın yaşının mini vida başarısını etkileyip etkilemediği konusunda ise literatürde ortak bir fikir belirtilmemiştir. Farklı görüşlere rağmen araştırmaların büyük bir kısmında erişkin hastalarda mini vidaların başarı oranı daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi olarak genç hastalardaki metabolik aktivitenin yüksek olması ve erişkinlere kıyasla oral hijyenin kötü olmasıdır.

Mandibular düzlem açısının artmasının mini vida başarısızlığı ile ilişkisini gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Bunun nedeni high-angle hastaların kortikal kemik kalınlıklarının (1.5-2.7 mm) vertikal yön boyutları normal hastalara (2.3-3.7 mm) göre daha ince olmasıdır (Motoyoshi 2011).

Manni ve arkadaşlarının (2011) 300 mini vidanın başarısını değerlendirdikleri çalışmaya göre erkeklerdeki mini vida başarı oranı kadınlara göre daha fazla bulunmuştur. Cinsiyet ile mini vida başarıları arasında ilişki bulunmadığını söyleyen araştırmalar da mevcuttur.

1.3.1.4.Yerleştirme Bölgesine Bağlı Faktörler

Mini vida yerleştirilmesi planlanırken vidanın ne kadar süre kalacağı ve ne amaçla kullanılacağı önceden planlanmalıdır. Dişle teması olmayacak şekilde konumu seçilmelidir. Vestibül bölgede mini vida yerleşimi için vertikal olarak uygun bölge mukogingival sınırın keratinize yapışık dişeti tarafı olarak tanımlanır. Yapışık dişetinin genişliği üst çenede 4-5 mm, alt çenede ise 2-3 mm olarak bildirilmiştir (Tenenbaum ve Tenenbaum 1986). Yapılan çalışmalarda alt çenenin arka bölgelerinde mini vida başarı oranının düşük olması; yapışık dişeti bandının dar olması ve vestibül sulkus derinliğinin az olması nedeniyle hijyenin bu bölgede sağlanamamasıyla ilişkilendirilmiştir (Cheng et al. 2004). Kalın kortikal kemikten dolayı drilling işlemi sırasında aşırı ısınması nedeniyle kemik nekrozlarına da sebep olunabilmektedir.

Bölgedeki anatomik yapılar alınan radyografiler ile dikkatli biçimde değerlendirilmelidir. Üst çenede sinüs ve nazal kavite mini vida yerleşiminde dikkat edilmesi gereken yapılardır. Alt çenede inferior alveolar sinir, damarlar ve mental foramenin diş köklerinden aşağıda olması nedeniyle perforasyonları nadir görülür. Çalışmamızın daha iyi anlaşılabilmesi için palatinal bölgede yerleştirmeye bölgesine ait faktörler alt başlıkta daha detaylı incelenmiştir.

1.3.1.4.1. Palatinal Bölgenin Anatomik Özellikleri

Üst çenede mini vida uygulamak için palatinal bölgeyi diğer alanlardan daha avantajlı kılan faktörler bulunmaktadır. Bunlar tüm damak yüzeyinin keratinize dokuya sahip olması, frenulum atışmanları içermemesi, hareketli dokuların olmaması, köklere temas riskinin bukkale göre daha az olması sayılabilir (Bernhart et al. 2001; Jung et al. 2009; Ludwig et al. 2011). Fakat mini vida yerleştirilirken bazı anatomik özelliklere dikkat edilmelidir.

1.3.1.4.1.1. Toplam Kemik Kalınlığı

Palatal kemik kalınlığı ön ve medial bölgede, arka ve lateral bölgelere oranla daha yüksek olduğu yapılan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) çalışmalarında tespit edilmiştir. Palatinada orta hatta ön arka yönde daha az değişken bir kemik kalınlığı bulunmuştur (Kang et al. 2007; Ryu et al. 2012; Winsauer et al. 2012; Hourfar et al. 2015; Wang et al. 2017). Çeşitli çalışmalarda kemik kalınlığına dayanarak ön bölgede orta hatta yakın bölge ve arka bölgede orta hattın 3 mm lateraline yapılması önerilmiştir (Hourfar et al. 2015; Winsauer et al. 2014; Suteerapongpun et al. 2018).

Bazı araştırmacılar mini vidaların kemik kalınlığına uygun olarak seçilmesini yani monokortikal ankrajı savunurken (Lai et al. 2010; Fäh ve Schätzle 2014), bazı araştırmacılar ise tüm kemik kalınlığını aşp, diğer kemik yüzeyinden faydalanılması gerektiğini yani bikortikal ankrajı savunmaktadır (Gracco et al. 2008a). Bikortikal ankrajın mini vidanın stabilitesini arttırdığını, daha ağır kuvvetlere dayanabildiğini belirtmişlerdir. Monokortikal ankrajı savunanlar, nazal kavite veya maksiller sinüse zarar verilmesinden endişe duyarlarken, yapılan çalışmalarda mini vidanın stabilitesini etkilememekle beraber 2 mm den daha az nazal perforasyonların herhangi olumsuzluğa yol açmadığı (Kravitz ve Kusnoto 2007), 1.3 mm' den daha az maksiller sinüs perforasyonlarının da mukozal bir perforasyon oluşturmadığı görülmüştür (Crismani et al. 2005).

1.3.1.4.1.2. Kortikal Kemik Kalınlığı

Mini vidaların stabilitesi için kortikal kemik kalınlığının 1 mm üzerinde olması gerektiği bilinmektedir (Motoyoshi et al. 2007; Papadopoulos ve Papageorgiou 2013). Daha önce yapılan çalışmalara bakıldığında palatinada ortalama kortikal kemik kalınlığı 1 mm ve üzerindedir (Baumgaertel 2011; Farnsworth et al 2011; Kim et al. 2006). Toplam kemik kalınlığında olduğu gibi kortikal kemik kalınlığı önden arkaya ve laterale doğru azalmaktadır (Baumgaertel 2011).

1.3.1.4.1.3. Kemik Yoğunluğu

Düşük kemik yoğunluğu primer stabiliteyi, yüksek kemik yoğunluğunun ise sekonder stabiliteyi olumsuz etkilediği belirtilmektedir. Yüksek yoğunluktaki kemiğe mini vida daha yüksek torklarda yerleştirilir ve 10 N' un üzerinde yerleştirme torku mini vidanın başarısını olumsuz etkilemektedir (Motoyoshi et al. 2007). Daha önce yapılan

çalışmalarda palatal kemik yoğunluğunun mini vida başarısı için yeterli olduğu, öne ve mediale gittikçe arttığı bildirilmiştir.

1.3.1.4.1.4. Yumuşak doku kalınlığı

Mini vidaların stabilitesi için ince mukoza olması daha iyi bir durumdur. Yapılan çalışmalarda palatinada yumuşak doku kalınlığı nden arkaya ve lateralden mediale gidildikçe azalmaktadır (Kim et al. 2006; Lee et al. 2012; Vu et al. 2012; Mir et al. 2017). En ince yumuşak doku kalınlığı midpalatal bölgede 1-1.5 mm aralığında olduğu tespit edilmiştir (Vu et al. 2012; Parmar et al. 2016; Mir et al. 2017;). En kalın yumuşak doku kalınlığı palatal slope bölgesinde 3.1-3.8 mm aralığında değişmektedir.

1.3.1.4.1.5. Nazopalatin (İnsiziv) Foramen ve Kanal

Nazopalatin foramen ve kanal, trigeminal sinirin ve maksiller arterin dalı olan nazopalatin sinir ve damarın geçişini sağlar. Nazopalatin foramenin sagittal olarak genişliği 3.5-4.5 mm arasında, transversal olarak genişliği 3 mm' dir (Kim et al. 2009; Nambiar et al. 2015; Sekerci et al. 2014). Foramenin distal sınırı insiziv papilladan 6 mm uzakta yer almaktadır. Foramen ve kanala zarar vermemek için orta hattan 3 mm uzaklığa mini vida planlanmalıdır (Kim et al. 2009) . Midpalatal bölgede kanala zarar vermemek için 6 mm' den daha uzun mini vida tercih edilmemektedir.

Bu sebeplerle palatinal bölge distalizasyon sırasında mini vida ile destek almak için sıkça kullanılmaktadır. Daha önce anlatılan ağız içi distalizasyon aygıtlarının birçoğu palatinal bölgeden ankraj alan mini vida ile beraber kullanılmak üzere değiştirilmiştir.

1.3.2. Mini Vida Destekli Ağız içi st Büyük Azı Distalizasyon Apareyleri

Bu konudaki ilk makalelerden birini Byloff ve arkadaşları (2000) sunmuşlardır. Cerrahi kemik plağını 4 adet mini vida ile palatal mukoza altına, palatal kemiğe sabitlemişler ve bu plağa lehimlenmiş teleskobik uzantıları mukoza üzerine çıkarmışlardır. Araştırmacılar, teleskobik uzantılara tutunan pendulum apareyi ile hiç ankraj kaybı olmadan st büyük azı dişleri direkt distalize edebilmişlerdir. Apareye

“Graz-implant Supported Pendulum” adını vermişlerdir. Mini plak ankrajına bir örnek sayılabilecek bu sistem invaziv cerrahi teknik gerektirir ve maliyeti yüksektir.

Keles ve arkadaşları (2003) yayınladıkları çalışmada Keles Slider apareyini modifiye etmişlerdir. Ankraj için palatinal bölgeye 8 mm uzunluğunda 4.5 mm çapında tek bir implant yerleştirilmiş ve osseointegrasyon için 3 ay beklenmiştir. Daha sonra sadece bu implanttan ankraj alınarak 5 aylık bir süre içinde distalizasyon tamamlanmıştır.

Kircelli ve arkadaşları (2006) iki adet intermaksiller fiksasyon vidasından destek olarak, cerrahi olarak invaziv olmayan bir Pendulum Apareyi modifikasyonu geliştirmişlerdir. Büyük azılara direkt distalizasyon kuvveti iletmek için ön palatinal kemiğe paramedian olarak bir ya da iki adet 2 mm çapında 8 mm uzunluğunda vida (intermaksiller fiksasyon vidası) yerleştirip, Pendulum springlerini taşıyan akrilik Nance Apareyini ağız içinde kullanılabilen akrilik ile vidaların başlarına birleştirmişlerdir. Böylece direkt distalizasyon kuvvetini alan büyük azılar etkili bir şekilde distalize olurken, transseptal lifler aracılığı ile küçük azı ve kaninlerde de distalizasyon sağlanmıştır.

Dezavantajlardan dolayı yeterli kullanım sahası bulamayan implantlar yerini yeni bir seçenek olan mini vidalara bırakmıştır. Kolay uygulanabilirliği, hemen kuvvet yüklenebilmesi, ekonomik olması, sökülmesinin oldukça kolay olup cerrahi işlem gerektirmemesi ve söküm sonrası yara iyileşmesinin çok hızlı olması gibi özelliklerinden dolayı mini vidalar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Ankraj kaybı yaşanmadan üst büyük azı distalizasyonu sağlanması amacıyla kullanılan mini vidalar, ya mevcut distalizasyon apareylerine entegre edilip modifiye apareyler geliştirilmesinde veya özgün aparey tasarımında kullanılmışlardır. Bu doğrultuda en fazla kullanılan aparey, mini implant destekli Modifiye Pendulum apareyi olmuş, araştırmacılar mini implant yardımıyla ankrajın desteklendiği Pendulum apareyi ile ön grup dişlerde istenmeyen hareketleri önleyerek üst büyük azı distalizasyonu yapmayı başarmışlardır(Polat-Ozsoy, Kircelli, Arman-Özçırpıcı, Pektaş, & Uçkan, 2008).

Mini implantlar ile desteklenmiş Pendulum apareyi haricinde, yine mini implant destekli Distal Jet apareyi ile de yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (Kircelli et al. 2006). Bu çalışmalarda, Distal Jet apareyinin istenmeyen yan etkileri ortadan

kaldırılmış, büyük azı dişler başarı ile distalize edilmiştir (Kinzinger et al. 2009). Her ne kadar mini implantlar yardımıyla ankraj sorunu ortadan kaldırılmış olsada, kuvvet uygulanan yer büyük azı dişin direnç merkezinin daha kurona yakın kısmında olduğundan, büyük azı dişlerde istenmeyen devrilme hareketi olmaktadır. Büyük azı dişlerde oluşan bu devrilme hareketi vertikal boyut artışına yol açabilmekte, devrik büyük azı dişleri düzeltmek de tedavi süresini uzatmaktadır (Nalcaci et al. 2010). Bunu önlemek amacıyla araştırmacılar büyük azı dişin direnç merkezi civarından kuvvet uygulamayı düşünmüşler ve bu amaçla kaydırmalı mekanikleri kullanmışlardır (Keles 2001; Keles et al. 2003; Papadopoulos 2008). Bu mekaniklerle büyük azı distalizasyonu yapılan çalışmalarda, büyük azı bantlarına palatinalden Teusher tüpleri lehirlenerek büyük azı dişin direnç bölgesi civarından kuvvet uygulanması planlanmış, sıkıştırılmış nitinol (NiTi) yaylar ile distalizasyon kuvveti sağlanmıştır. Herhangi bir ankraj kaybı yaşanmaksızın büyük azı dişler devrilmeden, paralel bir şekilde distalize olmuş ve ideal sınıf I büyük azı ilişkisi elde edilmiştir.

Distal Jet, Keles Slider ve benzeri tekniklerde büyük azı dişlerin mesiodistal veya bukkolingual yönde devrilmeden, paralel bir şekilde distalize olabilmeleri için apareyin hareketsiz olması da oldukça önemlidir (Kinzinger et al. 2009). Araştırmacılar, mini implant çevresine Nance buton benzeri akrilik plak eklemek suretiyle apareyin stabilizasyonu arttırmayı amaçlamışlar ve elde ettikleri sonuçlarla distalizasyon sırasında büyük azı dişlerde daha az devrilme ve rotasyon olduğunu ortaya koymuşlardır (Nalcaci et al. 2010).

Bahsedilen eski tip distalizasyon aygıtlarının mini vidalar ile kullanılmak üzere yeniden tasarlanmasının yanında BENEfit, Advance Molar Distalization Appliance (AMDA) ve Modifiye Palatal Ankraj Plağı (MPAP) gibi direk olarak mini vida teknolojisine uygun tasarlanmış olan, daha özgün apareyler de geliştirilmiştir.

1.3.2.1.Benefit Sistem

Wilmes ve arkadaşları (2008) yayımladıkları makalede BENEfit Sistem (PSM Medical solutions, Tuttlingen, Germany) ve bu sistemin üst büyük azı distalizasyonu için kullanılan versiyonu olan “BENEslider” apareyi tanıtmıştır. Makalede bu apareyin mini vida destekli Keles Slider ve mini vida destekli Distal Jet apareyinin bir modifikasyonu olduğunu bildirilmektedir (Wilmes ve Drescher 2010). BENEslider

apareyine dair vaka raporları yine Wilmes ve arkadaşları (2010) yayımladıkları çalışmalarında tanıtılmıştır. BENEslider apareyi palatal bölgeye ön-arka olarak ya da orta hattın sağına ve soluna yerleştirilen sistemin kendi mini vidalarından (2 x 11 mm ve 2 x 0.9 mm) ankraj almaktadır. Hastaya göre bükümler yapılarak hazırlanan paslanmaz çelik (SS) telden üretilmiş BENEplate büyük azı bantlarının sheatlerinden geçen BENEtube' lerin oluklarından geçirilmektedir ve bu sayede distalizasyon için uygulanan kuvvet büyük azı dişlerinin direnç merkezinden iletilmiş olmaktadır. Hastanın yaşına, ikinci büyük azı dişlerinin sürüp sürmediğine, üçüncü büyük azı dişlerinin varlığına ve arzu edilen distalizasyon miktarına göre uygulanacak kuvvet 200 g ila 500 g arasında değiştirilebilmektedir. Kuvvetler açıcı yayların aktivasyon kilitleri ile sıkıştırılması ile elde edilmektedir.

Papadopoulos (2008) yayımladığı çalışmada Mini Implant Supported Distalization System (MISDS) adını verdiği mini implant destekli ağız içi büyük az distalizasyon apareyini tanıtmıştır. Apareyin kendine özgü mini vidaları ve tasarlanmış parçaları olması nedeniyle BENEFIT' e benzemektedir. Fakat Papadopoulos apareyin aktif ünitlerinin Keles Slider apareyi ile aynı olduğunu belirtmiştir. Nitekim MISDS bazı araştırmacılar tarafından mini implant destekli Keles Slider apareyleri arasında kabul edilmiştir (Ozdemir 2013).

1.3.2.2.Modifiye Palatal Ankraj Plağı

Literatürde sadece palatinanın ön bölgesinden değil arka bölgesinden ankraj alan sistemler de mevcuttur. Kook ve diğerlerinin (2010) tasarladığı MPAP, üst birinci büyük azılar hizasında midpalatal süturun yanlarına üç adet mini vida ile fikse edilen mini plaktan oluşmaktadır. Hastanın dişlerine ait alçı modeli üzerinde damağın şekline göre uyumlanan mini plağın her iki kolu üzerinde üç adet çentik bulunmaktadır. Bu çentiklerden, üst çenedeki büyük azılara lehimlenen palatal bar üzerinde bulunan iki adet çengele kapalı yaylar veya elastik zincir asılarak distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Ayrıca, MPAP kullanımı ile bütün üst çeneye ait dişler braketlendiği için distalizasyon kuvveti bütün dişlere aktarılarak tüm diş kavisinin distalizasyonu elde edilmektedir.

1.4. Distalizasyon Sistemlerinin Başarılarının Değerlendirilmesi

Bahsedilen ankraj bölgelerinin dirençleri ve bahsedilen apareylerin bu alanlara uyguladığı kuvvetler, daha önce değinildiği gibi mini vidaların stabilitesini etkilemektedir. Mini vida ve distalizasyon aygıtları üretilmeden ve hasta üzerinde uygulanmadan önce bir dizi deneysel işlemden geçirilmektedir. Bu deneysel işlemlerden günümüzde en sık kullanılanı, anatomik yapılar ve mekaniğin bilgisayar ortamında modellenmesini temel alan “Sonlu Elemanlar Analizi” dir.

1.4.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi sonsuz sayıda serbestlik derecesini sonlu sayıya indirerek ve çözüm işlemini kolaylaştıran bir gerilme analizi türüdür. Uygulamalar ilk olarak katı mekanikleri için ortaya çıkmış olsa da benzer basit matematiksel tabana sahip birçok farklı alanda da bu yöntem kullanılabilir. Sonlu elemanlar analizinin ilk hedefi bir yapıdaki gerilim ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamak Sonlu elemanlar metodu fikrinin temelinde devam eden fonksiyonların yerine parça parça yaklaşımların yapılması yatmaktadır (Weaver et al. 1984).

Sonlu elemanlar metodunun geçmişi 1950’li yıllara uzanmaktadır ve günümüze kadar geliştirilerek kullanılmıştır. Günümüzde ise pek çok mühendislik problemini çözmekte kullanılan ve endüstrinin pek çok alanında kabul görmüş bir yöntem haline gelmiştir. Örneğin; araba endüstrisinde yeni bir arabanın yapısal sağlamlığı ve performansı prototipinin yapılmasından önce sonlu elemanlar modeli haline getirilip, bütünüyle analiz edilip değerlendirilebilmektedir(Davies 1980).

Sonlu elemanlar stres analizinin yokluğunda karmaşık mühendislik problemlerinin çözümünde çok zorlanılmaktaydı. Mühendisler problemlerin çözümünü bulabilmek için yoğun çabalar harcayarak problemleri formüleştirebilselerde, sonuçta ortaya çıkan matematiksel denklemleri çözmek imkansızdı. Bu yöntemlerle mühendisler sıradan bir geometriye sahip basit problemleri en basit sınır koşullarında çözebilmekteydiler (Brauer 1993).

Sonlu elemanlar stres analizi diş hekimliğinin birçok alanında kullanılarak karmaşık problemlere çözüm aranmıştır. Ortodontide de sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak birçok biyomekanik olay açıklanmıştır. Bu yöntem ile dişler ve çevre dokular modellenabilir, diş hareketleri senaryolara göre taklit edilebilir ve tedavi planlaması için bu simülasyonların sonuçları kullanılabilir.

1.4.1.1.Sonlu Elemanlar Analizindeki Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinin verilerinin daha iyi okunabilmesi ve uygun çıkarımların yapılabilmesi amacıyla bazı tanımlamaların bilinmesi gereklidir (Hughes 2012).

1.4.1.1.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cisimin hareketini ya da şeklini değiştiren dış kaynaklı etkiye denir. Hem yönü hem de büyüklüğü olan kuvvet vektörel bir niceliktir. Kuvvetin özellikleri arasında doğrultu, şiddet ve yön en önemlileridir (Morse ve Feshbach 1954).

1.4.1.1.2. Gerilme – Stres

Gerilme, cisme dışardan uygulanan bir kuvvet uygulandığında cismin birim yüzeyine düşen yük miktarı olarak tanımlanabilir. Gerilme vektörü, incelenen kesit yüzeye dikey etkiyorsa, bu gerilmeye normal gerilme, gerilmenin kesit düzleminde olması halinde oluşan gerilmeye ise kayma gerilmesi denmektedir. Gerilme birimi olarak Paskal (Pa) kullanılır ve 1 Pa yaklaşık 1 N/m²’ dir. İncelenen ve ölçeklenen boyut küçüldükçe Mega Paskal terimi tercih edilir, dış hekimliği araştırmaları için megapaskal (MPa) daha uygundur ve 1 Mpa yaklaşık 10e6 Pa değerindedir.

Gerilme temel olarak üç ana başlıkta incelenir;

– *Basınç gerilmeleri (Compressive stress)*: Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayıcı kuvvetlerin etkisinde oluşur ve aynı doğrultu fakat ters yöndeki kuvvetler basınç gerilmesi meydana getirirler.

– *Çekme gerilmeleri (Tensile stress)*: Cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya etkiye sahip kuvvetlerle oluşur ve aynı doğrultuda fakat ters yönde uzaklaşan kuvvetler çekme stresi meydana getirir.

– *Kayma gerilmeleri (Shear stress)*: Cismin moleküllerini birbirleri üzerinde kaymaya zorlayan kuvvetlerle oluşur ve farklı doğrultuda fakat farklı seviyelerdeki kuvvetler kayma gerilmelerini meydana getirir.

1.4.1.1.3. Gerinim

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvetin birim maddede oluşturduğu şekil değişikliğidir. Gerinim, malzemede meydana gelen şekil değişikliğini tanımladığı için birimi genellikle bu şekil değişikliğinin büyüklüğü ile ifade edilir, genellikle deformasyon ile orijinal büyüklük oranlanarak hesaplanır.

1.4.1.1.4. Gerilme – Gerinim Eğrisi

Fizikte bir materyalin kuvvet karşısındaki deformasyon, elastisite ya da limitlerini belirlemek için kullanılan bir eğridir, genellikle materyalin kuvvete cevabını gösteren bir grafik olarak yorumlanır.

Elastik Sınır; materyalin plastik deformasyona uğramadan üzerine uygulanabilecek ya da sönmüleyebileceği maksimum gerilme miktarıdır. Elastik sınır içerisinde malzeme üzerindeki yük kaldırıldığında malzeme tekrar eski şekline döner, şekil değişikliği olmaz. Elastik limit, yük/deformasyon oranı ile de ifade edilebilir.

Dayanıklılık sınırı; materyalin plastik deformasyona uğradıktan sonra zayıflayıp kırılma göstereceği maksimum gerilme miktarıdır.

1.4.1.1.5. Elastik Modülü- Young Modülü

Hooke kanunu, bir maddenin şekil değişikliğinin, şekil değişikliğine sebep olan kuvvetle doğru orantılı olduğunu açıklayan kanundur ve Hooke kanununa göre bir materyalin gerilim/gerinim oranı elastikiyet sınırı yani young modülü denir. Young modülünde artan değerler cismin elastikiyeti azalırken rijiditesi ise artar. Sert maddelerin elastik modülleri daha yüksektir, bunun sebebi ise materyalin molekülleri arasındaki direnç ve çekim etkisidir (Rychlewski 1984).

1.4.1.1.6. Poisson Oranı

Materyalin üzerine kuvvet yüklemesi ile eninde meydana gelen birim boyut değişikliğinin, boyunda meydana gelen birim boyut değişikliğine oranına poisson oranı denir. Çekme kuvvetlerine maruz kalan bir cisim için en kısılırken boyu ise uzar, tam tersi basma kuvvetlerine maruz kalan cisimlerde boy kısılırken en uzar. Poisson

oranı cismin kuvvet karşısında nasıl boyutsal değişikliğe uğrayacağını belirler (Greaves et al. 2011).

1.4.1.1.7. Sonlu Eleman – Element

Sonlu elemanlar analizinin temelinde yer alan unsur eleman (element)' dir. Eleman, bütünsel bir yapının içindeki temel birimdir. Farklı ihtiyaçlara göre farklı geometrilerde tasarlanırlar, seçimlerinde temel kriter bütünsel şekildir. Elemanın şeklini belirleyen ise düğüm sayısıdır. Elemanlar genellikle düğüm sayılarıyla isimlendirilir.

Eleman üzerinde yer alan bir çeşit denklemi tanımlamaktadır. Bir eleman üzerindeki şekli belirleyen temel unsurlardan birisidir. Oluşturulan düğümler yardımıyla bir denklem elde edilir ve her eleman için özel bir denklem takımı oluşturulmuş olur.

1.4.1.1.8. Rijit Eleman

Sonlu elemanlar içerisinde kuvvet yüklenemeyen, gerinim ya da gerilim oluşturmayan elemanlardır. Köprü olarak kullanılır ve iki birim arasını sabitlemek için eklenirler. Düğümlerin arasında uzanırlar ve sistemde denklemsel sonuç vermezler.

1.4.1.1.9. Sınır Koşullar

Sınır koşullar, analiz sırasında materyalde meydana gelebilecek gerilme ve gerinim miktarı ile yer değiştirmenin sınır değerlerini kapsar. Kuvvetin uygulanma noktasına göre ve materyale göre belirlenir. Cismin önceden belirlenmiş elemanları bu noktalar arasında sabitlenmiş olarak kalır.

Üç boyutlu elemanının uzaydaki x , y ve z düzlemlerinde, biri normal ve ikisi kayma gerilmesi olmak üzere üç farklı gerilme etki eder. Dolayısıyla herhangi bir elemanın stres durumunu üç normal ve üç kayma gerilmesi belirler. Üç boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri, bütün kayma gerilmelerinin vektörlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bu gerilme (stres) tipine ise “asal gerilme” denir. Üç çeşit asal gerilme vardır;

- Maksimum asal gerilme; En yüksek gerilme stresini ifade eder. Pozitif değerler görülür.
- Ara asal gerilme; Ara gerilme değerini ifade eder.
- Minimum asal gerilme; en yüksek sıkışma stresini ifade eder. Negatif değerler görülür.

Sonlu elemanlar analizinde, elde edilen pozitif değerler maksimum asal gerilme değerlerini ifade ederken, minimum asal gerilme değerleri ise negatif değerlerle gösterilir. Bir eleman üzerinde maksimum ya da minimum asal gerilme değerlerinden hangisi matematiksel olarak daha büyükse eleman ilgili gerilmenin altındadır. Eğer negatif değerler söz konusu ise mutlak değerleri kullanılır. Cam gibi hassas materyaller için asal stres değerleri önem kazanmaktadır. Bunun sebebi ise materyalin limitlerini aşan maksimum gerilme değerleri ile sıkışma direnci için minimum asal stres değerleri cismin davranışını belirler.

1.4.1.1.10. Von Mises Gerilme

Uzunluk olarak artış gösterebilen materyallerde izlenen deformasyon başlangıç değeri olarak tanımlanır. Materyallerin germe dayanıklılığını belirleyen değer von Mises stres değeridir. Von Mises stres değeri, materyalin belirli bir bölümündeki gerilme sınır değeri aşarsa onun kalıcı olarak şekil değiştireceğini ya da kopabilir. Üç boyutta da oluşan stres değerlerinin kombinasyonu ile hesaplanır ve asal stres değerleri üzerinden hesaplanır. Von Mises gerilmeleri, germe kriterlerinin kombinasyonu halinde pozitif bir sayıya dönüştürülerek nitelik ve nicelik olarak değerlendirilir (Fernholz 2012).

1.4.1.2.Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi

Sonlu elemanlar analizi metodunun çalışma şekli, materyalleri küçük geometrideki elementlere ayırarak basit analitik sonuçlar üretmek üzerinedir. Çalışma prensibi farklı basamaklarda sırası ile uygulandıktan sonra verilerin analizi gerçekleştirilir.

1.4.1.2.1. Problem ya da Kurgunun Oluşturulması

Bir denklemin oluşturulabilmesi için öncelikle problem tanımlanmalıdır. Bu şekilde denklemin elde edilmesi ile çözümlene işlemi gerçekleştirilebilir. İlk basamakta problem yeterli ve başarılı bir şekilde tanımlanmazsa sonuçlar ya hatalı ya da eksik olacaktır.

1.4.1.2.2. Geometrik Modelleme

Denklemin kurgusunda ilk basamak geometrik şeklin oluşturulmasıdır. Bu amaçla materyalin geometrik tanımlaması üç farklı şekilde yapılabilir;

- Manuel modelleme; analistin kendisinin şekli tanımlamak için çizim yapmasıdır. Uzun ve zor bir yöntemdir. Protez, implant, mini vida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih edilebilir.
- Tarama ile modelleme; geometrik modeli istenen cismin üç boyutlu ya da iki boyutlu yüzey tarayıcıları ile şeklin oluşturulmasıdır. Ekstra ekipman ve hassasiyet gerektirir. Protez, implant, mini vida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih edilebilir.
- MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ya da BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile modelleme; geometrik modelin görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile uygulanır. Görüntünün yeterli çözünürlükte ve kalitede olması istenir. Biyolojik dokuların modellemesinde en sık kullanılan yöntemdir. Kesitsel görüntüler bu amaçla birleştirilerek üç boyutlu geometriler elde edilir.

1.4.1.2.3. Matematiksel Ağ Yapısının Oluşturulması

Matematiksel problemin oluşturulup ağ yapısının tanımlanabilmesi için öncelikle belirsiz sayıdaki bilinmeyeni tanımlamak gereklidir. Bunun için ise model geometrik elemanlara dönüştürülür, bu elemanlar ise ağ yapısını oluşturur.

Bilgisayarda dijital hale dönüştürülen modeller, manuel dijitalizasyon ile veya yazılım programları kullanılarak ağ son halini alır. Genellikle manuel dijitalizasyon ile elemanlar oluşturulur ve bu da işlemin en zor kısmıdır. Elemanlar atanırken farklı geometrilerde (dört düğümlü, yedi düğümlü gibi) elemanlar kullanılır. Elemanların oluşturulmasında olabildiğince çok sayıda eleman ve node olması istenir, çünkü artan eleman sayısı mikro düzeyde kuvvetin daha iyi analize imkân tanırken etkileşimi de

arttırır, aynı zamanda sonuçları daha güçlü kılar. Eleman sayısı kadar elemanların dizilişi de bu aşamada belirlenir, elemanların düzgün sıralanması verilen işlenmesi açısından önemlidir. Düzensiz dizilen elemanlar hatalı sonuçlar ve denklemler üretir. Bu sebeple işlem sırası ile yapılmalı ve sistematik düzende ilerlemelidir.

Biyolojik yapıların modellenmesinde, bir ve iki boyutlu elemanların kullanımından kaçınılır çünkü bir ve iki boyutlu elemanların kullanılması gerçek dokuların karmaşıklığını aşırı derecede basit denklemlere indirgenmesi ile sonuçlanır (Korioth ve Versluis 1997) . Bu sebeple genellikle günümüzde, 3 boyutlu modeller tercih edilir.

Yapı içerisindeki eleman sayısının artışı ile birlikte düğüm sayısı da aynı oranda artar, düğüm sayısı denklemin kompleksliğini arttırıp, daha gerçekçi kılmakta ve sonuçların güvenilir bir hal almasını sağlamaktadır.

1.4.1.2.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenip Sisteme Entegrasyonu

Lineer elastik analizlerde materya özelliklerini tanımlamak için elastik modül ve poisson oranı en sık kullanılan iki parametredir. Elastik modül ve poisson oranı her materyal için özeldir ve çeşitli deneyler sonucu elde edilmiş mühendislik parametreleridir.

Elastik modül, materyalin gerilim-gerinim eğrisindeki elastik sınır içerisindeki davranışını tanımlarken, poisson oranı ise materyalin şekil değiştirme davranışını tanımlamaktadır. Elastik modül materyalin gerilme altında hangi oranda deformasyona uğrayacağını, poisson oranı ise eni-boyundaki şekil değiştirme oranını söylemektedir.

Bununla beraber biyomedikal mühendisliğinde non-lineer yani düzenli seyir göstermeyen davranış durumlarında viskoelastik katsayıya da ihtiyaç duyulur, fakat ortodontide ya da diş hekimliğindeki materyallerin çoğunda olduğu gibi bu materyallerin analizinde lineer denklemler kullanılır.

1.4.1.2.5. Sınır Koşullarının Tanımı

Materyalin modellenmesi, elemanların tanımı, düğüm noktalarının oluşturulması ve materyalin davranışsal özelliklerinin kaydedilmesinin ardından sınır koşulları sisteme girilmelidir. Sınır koşulları materyalin bir limit içerisinde davranmasından sorumludur. Uzaysal olarak serbest sınır koşullarında oluşturulan geometrik bir model

dayanağı olmadığından kompleks denklemler ve çözülmesi zor problemler ortaya çıkarmaktadır. Bu amaçla sınır koşulları gerçek simülasyonu yansıtacak şekilde ortaya koyulmalıdır.

Sınır koşulları, aslında bir matematiksel denklem olan analizdeki düğüm noktaları ve elemanların gerilme-gerinim döngüsündeki cevaplarını belirler. Eleman ve düğüm sayıları ne kadar iyi tanımlanırsa tanımlansın sınır koşulları uzaysal hareket için en önemli noktayı belirler, sınır koşulları uygun şekilde tanımlanmazsa cisim uzaysal olarak sonsuz rotasyon döngüsüne girebilir ya da atipik cevap verebilir. Bunun için genellikle ağ yapısı üzerinde sınır koşulları belirlenmektedir, bu amaca en uygun yapı ise düğümlerdir.

1.4.1.2.6. Kuvvet Özelliklerinin Tanımı ve Kuvvetin Uygulanması

Hazır hale gelmiş ve sınır koşulları kesinleştirilmiş sonlu elemanlar modeli üzerine kuvvet uygulanarak dokulardaki gerilim-gerinim özellikleri incelenir. Bu amaçla istenen bir bölgeden uygulanan kuvvet yüklemesi yapılır. Uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti için vektörel bir yapı sergilediği unutulmamalıdır. Bu şekilde bütün model üzerinde kuvvetin etkileri kesitsel ya da noktasal incelenebilir.

1.4.1.2.7. Sonuçların Yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklemi çözümlenerek sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkarır. İyi tanımlanmış geometrik bir modelde binlerce denklem ve sonuç ortaya çıktığı için genellikle sistemin verilerini okumak amacıyla renk skalası ya da animasyonlar gibi görüntüler elde edilmektedir. Sayısal verilerle renk haritalamasına birlikte bakıldığında kuvvetin gerilme-gerinim tarzında oluşturduğu etkiler yorumlanabilir bir hal almaktadır.

Bazı sistemlerde ise yer değiştirme verileri bir çıktı olarak sunulur ve lineer denklemlerin çözümlenip yorumlanmasında bu yer değiştirme miktarları kullanılır. Yer değiştirme verileri özellikle dinamikte önem kazanmaktadır.

1.4.1.3.Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar

Ortodontide sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan çalışmalar, diş hareketinde ortodontik kuvvetin etkileri, ortodontik apareylerin etkileri, biyomekanik incelemeler ve ortopedik tedavilerin sonuçları üzerine yapılmış çalışmalardır.

1.4.1.3.1. Mini vidalar

Gracco ve arkadaşları (2009) yayınlanan çalışmalarında, üst çeneye yerleştirilen farklı uzunluk ve kemik/vida arasında farklı osseointegrasyon derecelerine sahip mini vidaların çevresinde oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. Analizlerin sonucunda, ilk ortodontik kuvvet yüklemeleriyle stres dağılımının anlamlı derecede değişmediği gösterilmiştir. Sonlu elemanlar simülasyonlarında ise 9 mm' den daha uzun mini vida boyutlarının yüksek stres değerlerine sebep olacağı ve anatomik bölgelere zarar verebileceğini belirtmişlerdir.

Jasmine ve arkadaşları (2012a) yaptıkları çalışmada üst ve alt çenede mini vida destekli en-masse retraksiyonu D3 ve D2 tip kalite kemik ile simüle etmişlerdir. 1.3 mm çapında 7 ve 8 mm uzunluğundaki mini vidalar kemik yüzeyine 30°, 45°, 60°, 90° yerleştirilmiştir. Mini vida başına yatay yönde 200g kuvvet uygulanmıştır. Sonuçta yerleştirme açısı arttıkça mini vida ve kortikal kemikteki maksimum von Mises stres değerinin azaldığı, stresin büyük kısmının kortikal kemikte biriktiği bulunmuştur. D3 kalite kemikte D2 ye kıyasla daha yüksek von Mises stres değerleri görülmüştür

Aykaç ve arkadaşlarının (2015) çalışmasında 48 x 30 x 13.5 mm boyutlarında 1.5 mm kortikal kemik kalınlığı olan kemik bloklar üzerinde 2 senaryo kurgulanmıştır. 1.7 x 8 mm boyutlarında mini vida, 21.6 mm uzunluğunda 4 delikli mini plak, 6 mm çapında 2 mm yüksekliğinde yuvarlak mini plak platform kullanılmıştır. Birinci senaryoda mini plak iki kenarından iki adet ortodontik mini vida ile kemiğe yerleştirilirken, ikinci senaryoda mini plak platformunun üzerine yerleştirilen mini plak iki kenarından ortodontik mini vidalarla kemiğe oturtulmuştur. Sonuçta mini plak platformunun kemik kontak yüzeyini arttırarak, kortikal ve süngerimsi kemikteki en yüksek von Mises, maksimum ve minimum asal stres değerlerini azalttığı gösterilmiştir.

1.4.1.3.2. Büyük Azı Distalizasyonu

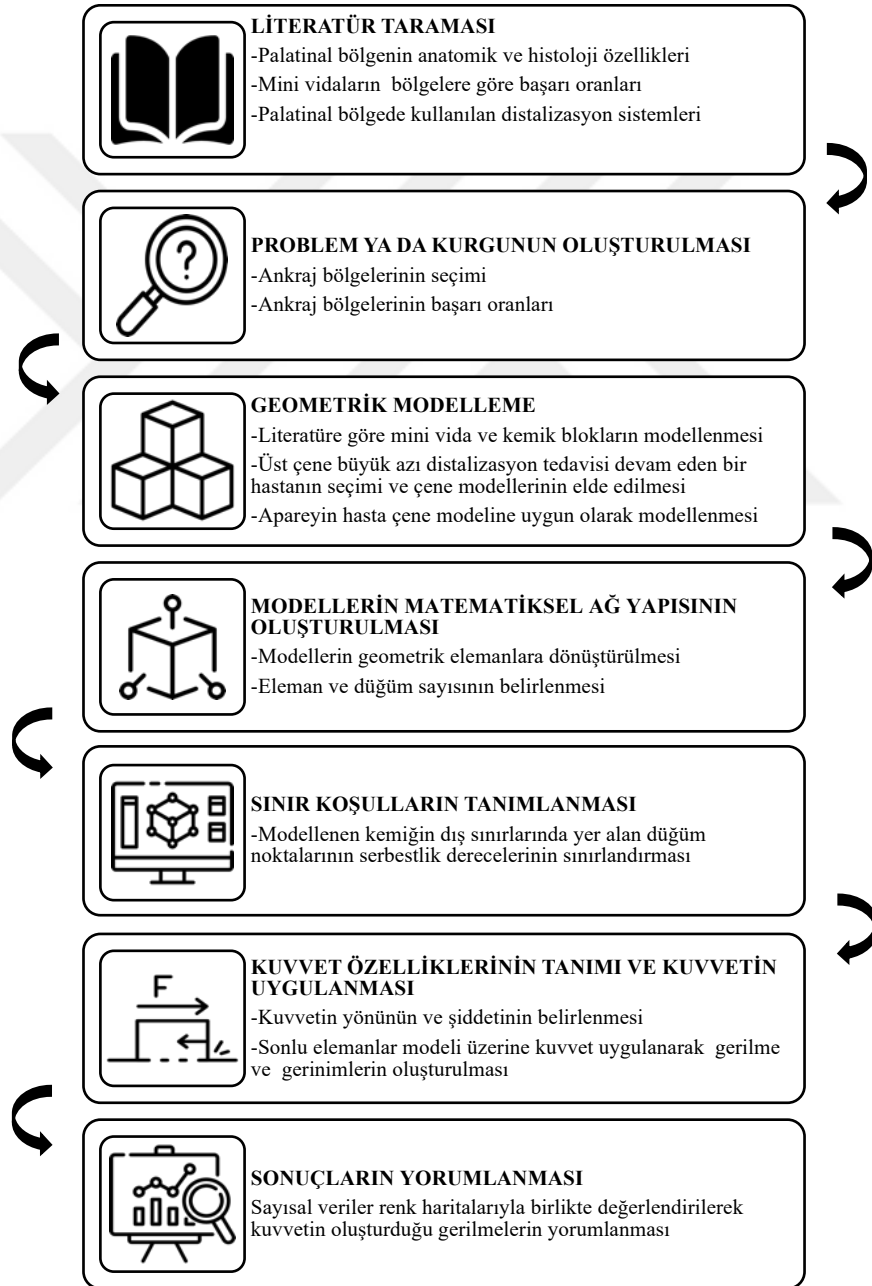
Sung ve diğeri (2015) bukkal mini vida destekli büyük azı distalizasyonu üzerinde farklı kuvvet vektörlerinin oluşturduğu stresler ve yer değıştirmeleri sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarında, ark teli seviyesinden uygulanan distalizasyon kuvvetinin ön dişlerin lingual inklinasyonunu azalttığı ve devrilme görünen büyük azı dişlerde intrziv etki gösterdiği bildirilmiştir. Buna karşın, ark teli seviyesinin üzerinden kuvvet uygulamasının n diş köklerinde linguale harekete neden olduğu ve büyük azı dişlerde paralel hareket meydana geldiği rapor edilmiştir.

Kang ve diğeri (2016), MPAP apareyi, palatinal mini vida destekli pendulum apareyi ve headgear uygulamasının biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırarak değerlendirdikleri çalışmada MPAP apareyinin st çene büyük azı distalizasyonunda en etkili mekanik olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte nc büyük azı dişin folikülünün olup olmamasının büyük azı distalizasyonunu etkilemediği bildirilmiştir.

Yu ve arkadaşları (2014), bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidalarla yapılan büyük azı distalizasyonu, palatal bölgeye yerleştirilen mini vidalardan destek alınarak yapılan büyük azı distalizasyonunun biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Bukkal bölgede yer alan mini vidalardan destek alınarak yapılan büyük azı distalizasyonunda distale devrilme ve ekstrüzyon, keserlerde protrüzyon ve intrüzyon grlmştir. Palatinal bölgede yer alan mini vidalardan destek alınarak yapılarak büyük azılarda devrilme ve ekstrüzyon olmadan distalizasyon gerçekleşebileceği belirtilmiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, farklı uzunlukta mini vidalar ve bu mini vidaların kullanılacağı bölgelerle uyumlu apareylerin, farklı palatinal ankraj bölgelerini taklit eden kemik bloklar üzerinde oluşturdukları stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak incelenmiştir ve karşılaştırılmıştır. Çalışmanın akış şeması Şekil 2.1’ de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Çalışmanın akış şeması

Çalışmamız 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı ve Geostatik Mühendislik iş birliği ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı arşivinden alınan hasta verilerinin kullanılabilmesi için Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı alınmıştır (Tarih: 04.03.2020, Karar No: 2020.02.02).

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

Model geometrisi mini vida, aparey ve üst çene palatinal bölgeyi temsil eden kemik bloklardan oluşmaktadır. Mini vida, aparey ve kemik blokları SolidWorks 2016 (Dassault Systemes SolidWorks Corp., ABD) programında katı model olarak tasarlanmıştır. Mini vida gövdesinde oluşan gerilmeler numerik analiz yanında analitik yöntemler ile de kontrol edilerek sonuçların doğruluğu teyit edilmiştir.

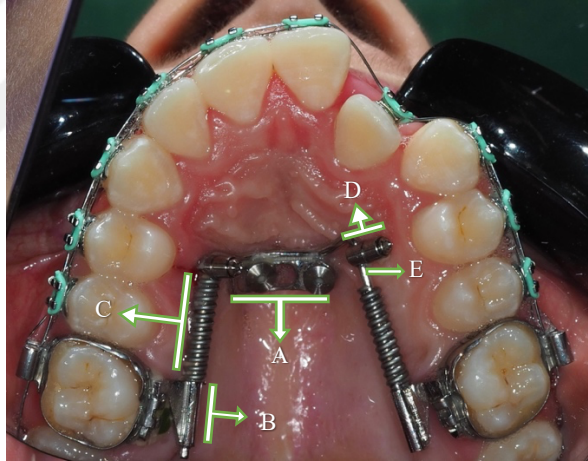
Çalışmamızda hazırlanan 6 farklı klinik senaryo üzerinden modeller hazırlanmış ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır (Tablo 2.1). Modellerin ve senaryoların oluşturulmasında literatürde yer alan BENEslider (PSM, Germany) distalizasyon apareyinin geometrik ölçümlerinden ve çalışma prensiplerinden faydalanılmıştır.

Tablo 2.1. 6 farklı klinik senaryonun hazırlanmasında kullanılan değişkenler

	Palatinal Bölge	Mini Vida	Ankraj Alınan	Osseointegrasyon
	Konumu	Boy	Kortikal Kemik	Varlığı
Senaryo 1	Ön	9 mm	Monokortikal	Var
Senaryo 2	Ön	9 mm	Monokortikal	Yok
Senaryo 3	Arka	7 mm	Monokortikal	Var
Senaryo 4	Arka	7 mm	Monokortikal	Yok
Senaryo 5	Arka	7 mm	Bikortikal	Var
Senaryo 6	Arka	7 mm	Bikortikal	Yok

2.1. Beneslider Distalizasyon Apareyi

BENEslider (PSM, Germany) literatürde ön palatinal bölgeden 1 veya 2 mini vidayla ankraj alan ve bu mini vidalar arasında BENEplate (PSM, Germany) adı verilen bir plakla bağlantı oluşturan büyük azı distalizasyon apareyidir (Şekil 2.2) (Wilmes et al. 2014). BENEplate (Şekil 2.2 A) ile bağlantı oluşturan 1.1 mm çapında paslanmaz çelik teller (Şekil 2.2 E) laboratuvar veya klinik ortamda bükümler yapılarak hasta ağzına uyumlu hale getirilir. 1.1 mm çapında olan paslanmaz çelik teller üzerinde bulunan süper esnek NiTi yaylar distalizasyon kuvvetini büyük azı bantlarının palatinal sheatlerine yerleştirilen BENEtube (PSM, Germany) aracılığıyla iletirler. BENEtube (Şekil 2.2 B) sayesinde distalizasyon kuvveti büyük azıların direnç merkezinden geçmektedir. NiTi yayları aktive etmek için 2 adet aktivasyon kilidi (Şekil 2.2 D) kullanılır. 2 aktivasyon kilidi ve NiTi yay (Şekil 2.2 C) sahip olmasıyla Distal Jet apareyine, headgear tüpüne benzer bir tüp kullanılmasıyla da Keles Slider apareyine benzetilmiştir (Wilmes ve Drescher 2010).



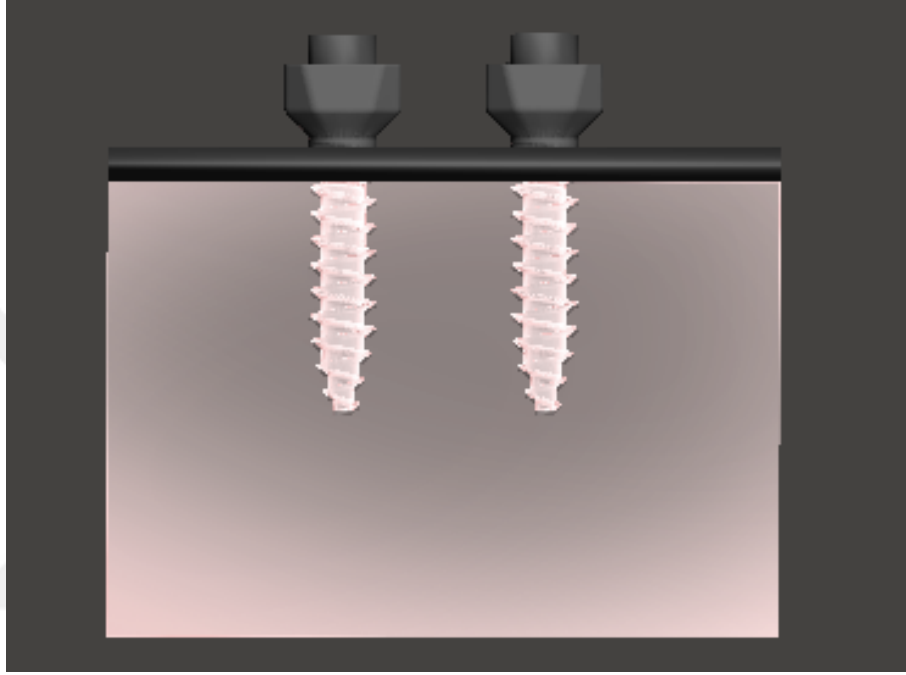
Şekil 2.2. BENEslider distalizasyon apareyi

BENEslider apareyinde mini vidaların ön palatinal orta hatta yerleştirilmesinin avantajlı olduğunu, fakat bu bölge uygun değilse orta hattın 3mm yanına yerleştirilebileceği bildirilmiştir. Mini vidaların orta hatta aynı sagittal düzlemde yerleştirilebileceği bildirilmiştir. Ön bölgede 3. rüga hizasında 9 veya 11 mm boyunda mini vidaların, daha arka bölgede ise 7 veya 9 mm boyunda mini vidaların kullanılabileceği önerilmiştir. Distalizasyon için NiTi yaylarla tek taraflı 240 gr (2.35 N) kuvvet verildiği bildirilmiştir (Wilmes ve Drescher 2010).

2.2. Kemik Blok Modellerinin Hazırlanması

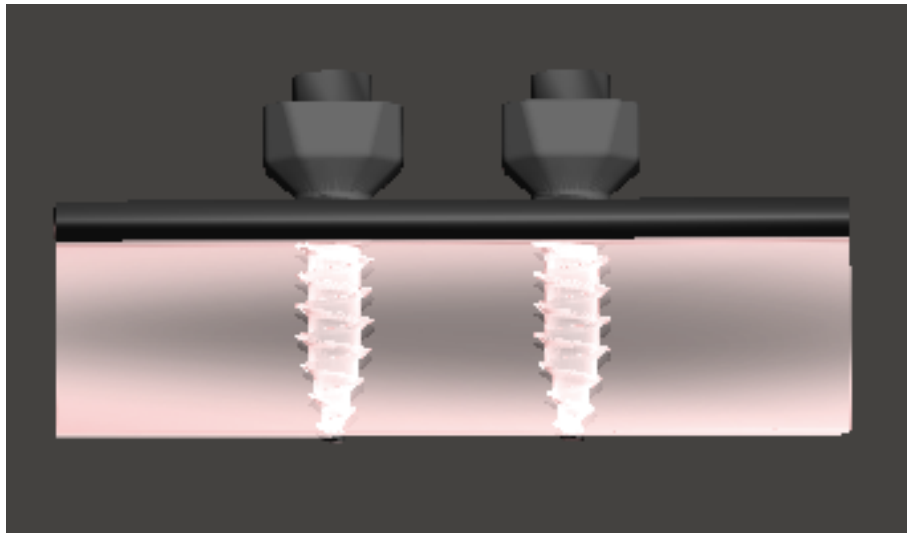
Çalışmada homojen bir yüzey elde edilmesi amacıyla blok kemik modeller oluşturulmuştur. Kemik modeller, daha önce yapılan KIBT çalışmalarını referans alarak palatinal bölgenin ön ve arka kısımlarının anatomik ve histolojik özelliklerini yansıtacak şekilde 3 farklı kemik blok hazırlanmıştır.

1 mm kortikal kemik ve altında 13 mm süngerimsi kemik içerecek şekilde ön palatinal bölgeyi taklit eden birinci kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 2.3).



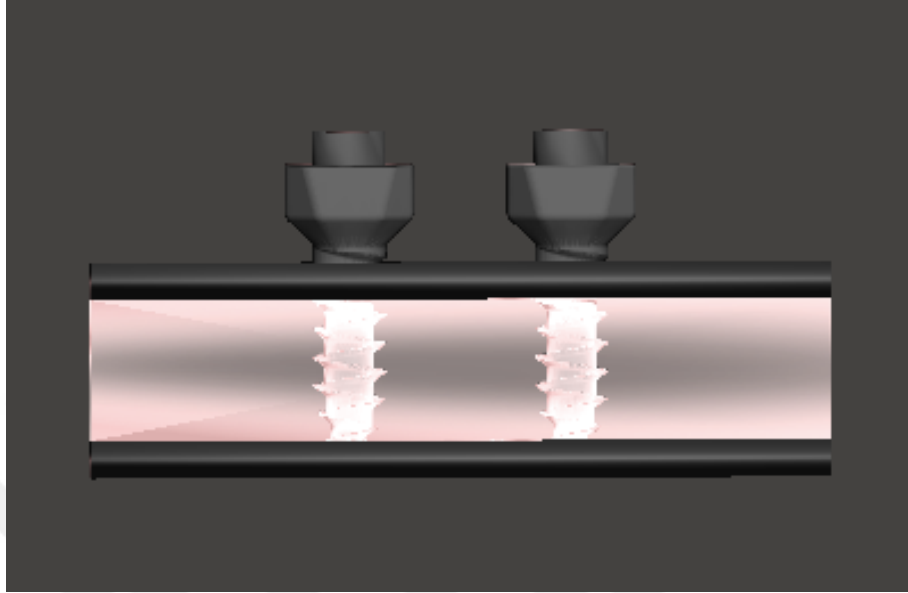
Şekil 2.3. Ön palatinal kemik modeli

1 mm kortikal kemik ve altında 4,8 mm süngerimsi kemik içerecek şekilde arka palatinal bölgeyi taklit eden ikinci kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Arka monokortikal palatinal kemik modeli

1 mm palatal kortikal kemik, 3.8 mm süngerimsi kemik ve altında 1 mm nazal bölgede yer alan kortikal kemiği içerecek şekilde arka palatinal bölgeyi taklit eden üçüncü kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 2.5).

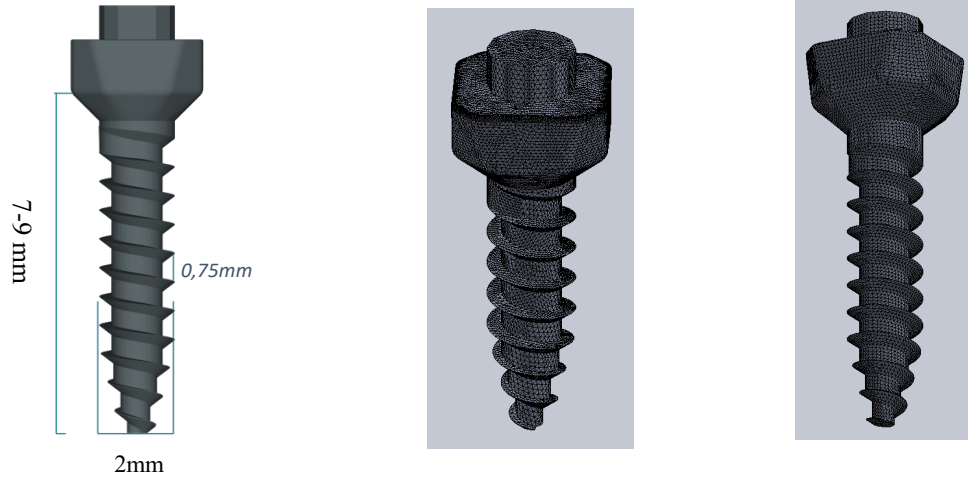


Şekil 2.5. Arka bikortikal palatinal kemik modeli

2.3. Distalizasyon Aparentinin Model Haline Getirilmesi

2.3.1. Mini Vidaların Model Haline Getirilmesi

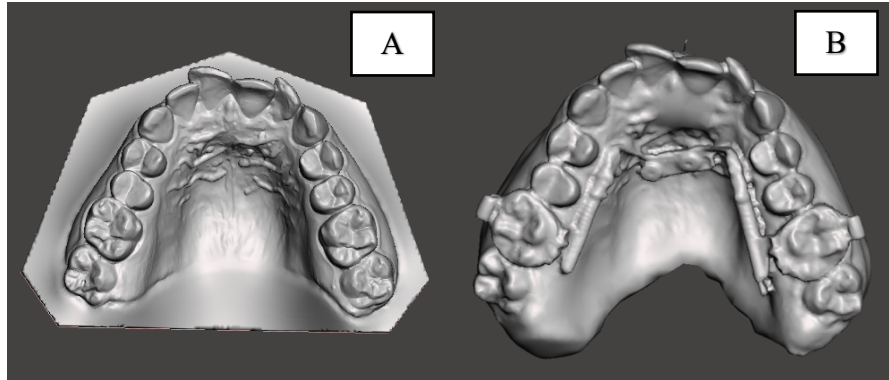
Senaryolarda kullanmak için 2.0 x 7 mm ve 2.0 x 9 mm boyutlarında olmak üzere iki mini vida modeli oluşturulmuştur (Şekil 2.6). Mini vida modelleri günlük ortodonti pratiğinde kullanılan BENEfit (PSM, Germany) mini vidalarının geometrik ölçülerine uygun olarak elde edilmiştir. Araştırmamızda model elde etmek için kullanılan mini vida Tip V titanyumdur (Ti-6 Al-4V).



Şekil 2.6. Mini vida boyutları ve 3 boyutlu katı modeli

2.3.2. Plak ve 1.1 mm Çapında SS Tellerin Hastaya Uygun Olarak Modellenmesi

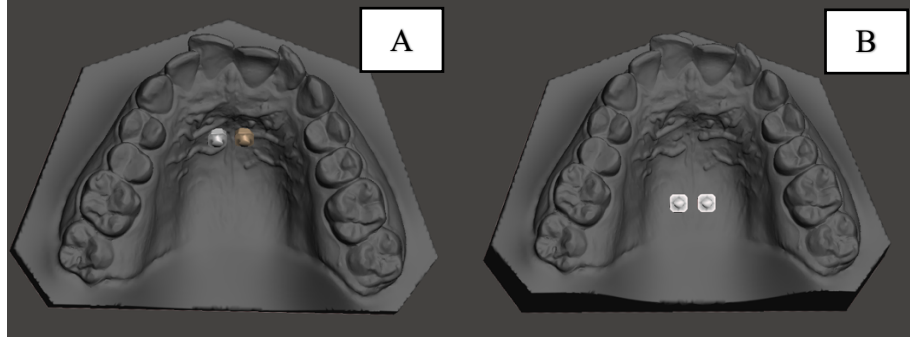
3SHAPE Trios 3 (3SHAPE, Denmark) ağız içi tarama cihazı kullanılarak mini vida destekli distalizasyon tedavisi devam eden bir hastanın tedavi öncesi (Şekil 2.7 A) ve tedavi seansı (Şekil 2.7 B) üst çene modeli elde edilip, stereolithography (stl) formatında dış ortama aktarılmıştır.



Şekil 2.7. Üst çene modeli A: Tedavi öncesi B: Tedavi seansı

Apareyler mini vida konumlarına göre konumlanacağı için öncelikle Autodesk programının bir modülü olan Autodesk Meshmixer programı yardımıyla mini vidalar planlanan bölgelere yerleştirilmiştir. Ön ve arka konumdaki her iki mini vida da palatinal bölgeyi ikiye ayıran çizgiden 3 er mm uzakta olacak şekilde transversal olarak aynı düzlem üzerinde yerleştirilmiştir. Ön konumdaki vidalar okluzal düzlemle 45° derece açı yapacak yerleştirilmiştir. Arka konumdaki vidaların doğrultusu okluzal düzleme dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Ön bölgedeki vidaların giriş noktası 1.

küçük azıların hizasında olacak şekilde planlanmıştır (Şekil 2.8 A). Arka bölgede olan mini vidaların giriş noktası 1. büyük azıların meziopalatinal tüberküllerini birleştiren doğrunun üzerinde olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 2.8 B).



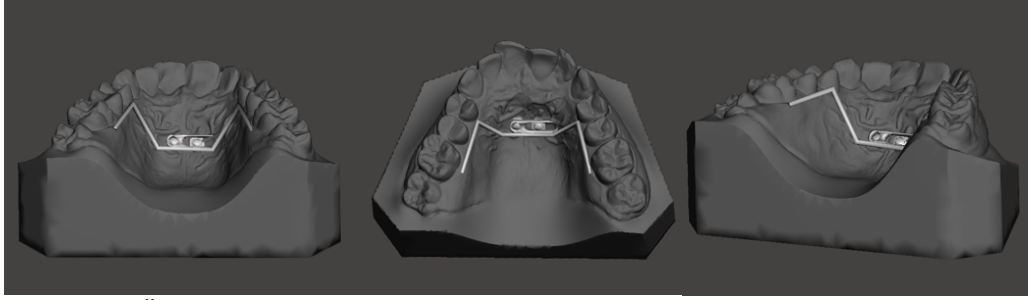
Şekil 2.8. Vidaların üst çene modelinde yerleştirilmesi A. Ön B. Arka

Apareyin vidalarla uyumlu olan kısmı yani BENEplate lateral shortun (Şekil 2.9) modellenmesi geometrik ölçümlerine uygun olarak Solidworks programında yapılmıştır. Araştırmamızda modellenen aparey paslanmaz çelikten üretilmiştir.

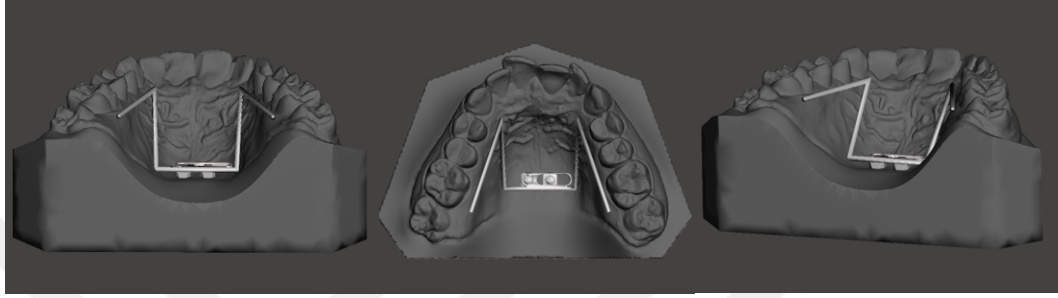


Şekil 2.9. BENEplate(PSM, Germany) modeli

SolidWorks programında oluşturulan aparey modelleri Autodesk programının bir modülü olan Autodesk Meshmixer programı yardımıyla hastanın üst çenesinin sayısal modeline ve mini vidaların konumuna uyumlu hale getirilmiştir (Şekil 2.10, Şekil 2.11). BENEplate' e eklenen apareyin kolları 1.1 mm çapında ve paslanmaz çelik olarak modellenmiştir. Apareyin kuvveti ileten kolları hastanın apareyli üst çene modeliyle aynı doğrultu ve konumdan geçecek şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 2.10. Ön palatinal bölge vida konumuna uygun aparey modeli



Şekil 2.11. Arka palatinal bölge vida konumuna uygun aparey modeli

2.4. Sonlu Elemanlar Modellerinin Mesh Özellikleri

6 farklı senaryoya ait modellerin mesh özellikleri Tablo 2.2, Tablo 2.3, Tablo 2.4' te görüldüğü gibi tanımlanmıştır.

Tablo 2.2. Senaryo 1 ve 2 'ye ait mesh özellikleri

Mesh Tipi	Katı Mesh
Toplam düğüm sayısı	235685
Toplam eleman sayısı	166402
Maksimum en boy oranı	644
En-Boy oranı <3 olan elemanların % oranı	94.8
En-Boy oranı >10 olan elemanların % oranı	1.72

Tablo 2.3. Senaryo 3 ve 4' e ait mesh özellikleri

Mesh Tipi	Katı Mesh
Toplam düğüm sayısı	99376
Toplam eleman sayısı	62399
Maksimum en boy oranı	1923.4
En-Boy oranı <3 olan elemanların % oranı	90.1
En-Boy oranı >10 olan elemanların % oranı	3.35

Tablo 2.4. Senaryo 5 ve 6' ya ait mesh özellikleri

Mesh Tipi	Katı Mesh
Toplam düğüm sayısı	136372
Toplam eleman sayısı	84119
Maksimum en boy oranı	607.32
En-Boy oranı <3 olan elemanların % oranı	91.1
En-Boy oranı >10 olan elemanların % oranı	3.37

2.5. Malzeme Tanımları

Çalışmada malzeme davranışının tüm doğrultularda aynı özelliklere sahip olduğu, homojen ve lineer izotrop olduğu kabul edilmiştir. Yapılan kabuller doğrultusunda malzemelerin davranış özellikleri, elastik modül ve poisson oranı Tablo 2.5' te tanımlanmıştır.

Tablo 2.5. Malzeme özellikleri

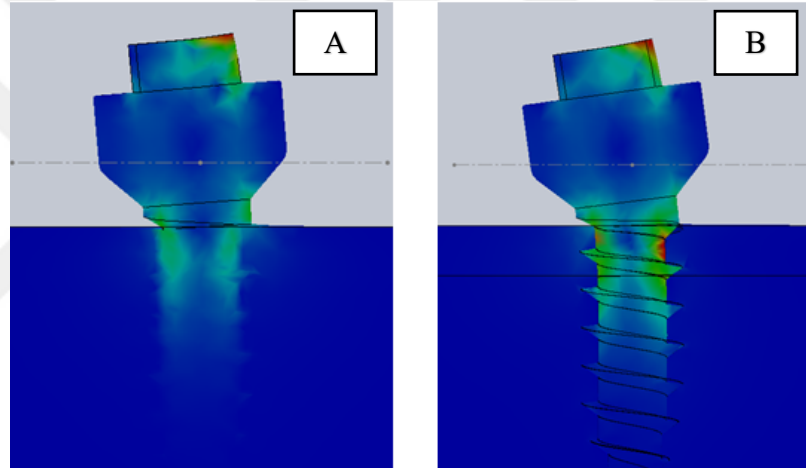
Malzeme	Elastisite Modülü (E) GPa	Poisson Oranı (n)
Mini vida (Ti-6 Al-4V)	113.4	0.342
Aparey (paslanmaz çelik)	190	0.29
Kortikal kemik	13.7	0.30
Süngerimsi Kemik	7.9	0.30

2.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulların Belirlenmesi

Tüm modellerde 2 N büyüklüğünde yay kuvveti aparey vasıtasıyla mini vidalara uygulanmıştır. Her senaryoda kuvvetler çift taraflı olarak apareyin kollarının eksenini doğrultusunda uygulanmıştır.

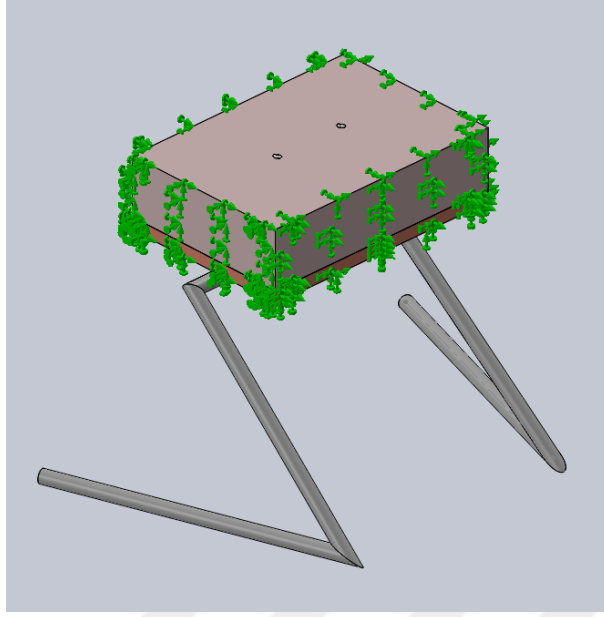
Mini vida ve kemikler ara yüzü Şekil 2.12' de görüldüğü üzere osseointegre olup olmaması durumlarına göre farklı sınır koşulları ile tanımlanmıştır. Osseointegre olması durumunda mini vida ve kemikler arası ilişki programda birleşik kontak olarak tanımlanmış, osseointegre olmaması durumunda kortikal ve süngerimsi kemik arası birleşik kontak, mini vida ve kemikler arası ise SolidWorks Simulation programın ara yüz tanımlama menüsündeki girme yok "No Penetration" özelliği ile tanımlanmıştır.

Kontak ara yüzü, yüzey yüzey olarak tanımlanmış ve Lagrangian yönteminin bir algoritması ile yüzey teması sürtünme katsayısı 0.2 alınmıştır (Lombardo et al. 2010). %100 osseointegrasyon kabul edilen durumda, mini vida kemik modellerinin temas ara yüzünde aynı koordinatta yer alan düğümler birbirine bağlanmıştır. Kuvvetler altında bir bütün gibi davranırlar ama kendi malzeme özelliklerini taşırlar. Osseointegrasyon olmayan koşullarda ise mini vida kemik modellerinin temas ara yüzünde programın tanımladığı temas-etkileşim algoritması kurulmuştur. İki cisim temas halinde olduğunda ve birbirlerine doğru itildiğinde aralarında programda belirlenen algoritmaya göre bir kuvvet transferi meydana gelir. Mini vidaya iletilen kuvvet ve kuvvetin yaratacağı moment, mini vida ve kemik üzerinde gerilme ve gerinim oluşturacaktır.



Şekil 2.12. Mini vidanın A: Osseointegre B: Osseointegre olmaması durumlarının sonlu elemanlar analizi modelleri.

Modellenen kemik Şekil 2.13' te görüldüğü üzere dış sınırlarında yer alan düğüm noktalarındaki serbestlik dereceleri sınırlandırılarak (3 doğrultuda) ankastre mesnet (dayanak) tanımlaması yapılmıştır. Ankastre mesnet, bağlandığı elemanın 3 doğrultuda hareketini, dış kuvvetlerin etkisiyle de dönmesini engelleyen dayanak çeşididir. Kemiğin modeldeki boyutları, yükleme altındaki vidanın mesnet tanımlanan çevre sınırlarında oluşturacağı gerilme değerlerinin sıfırlandığı yerler göz önüne alınarak belirlenmiştir.



Şekil 2.13. Serbestlik derecesi sınırlandırılan 3 boyutlu model

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi İçin Oluşturulan Senaryolar

Çalışmamızda üç farklı ankraj ünitesi kullanılarak modeller elde edilmiş, aynı yönde ve şiddette kuvvetler uygulanarak mini vidaların destek aldığı kortikal kemik ve süngerimsi kemikte oluşan stres alanları üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

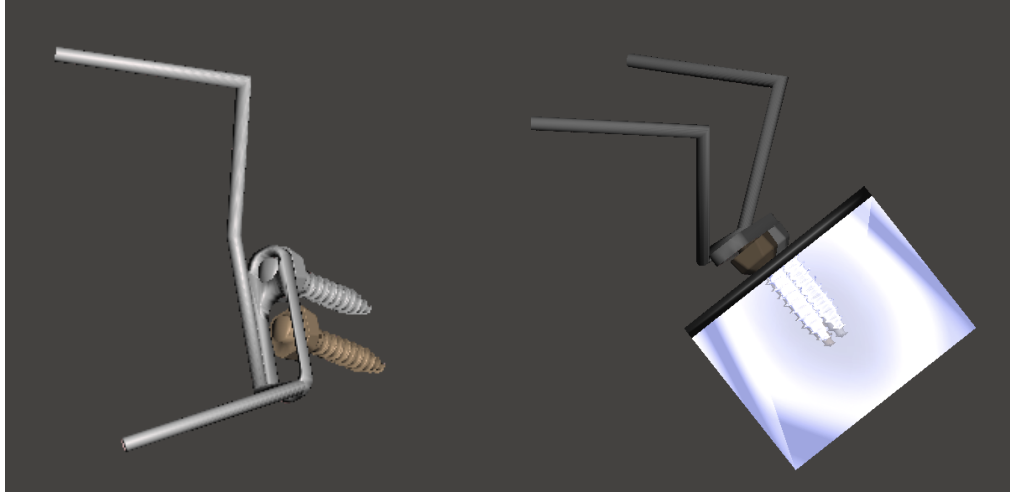
2.7.1. Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

- Ankraj ünitesi olarak ön palatinal bölgeyi temsil eden kemik blok kullanılmıştır.
- Boyutları 2 mm x 9 mm olan 2 adet mini vida, 1 mm kortikal kemik, 13.5 mm süngerimsi kemik kalınlığı olan kemik bloğa dik bir şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.14).
- Mini vidaların boyun bölgesinde bulunan 1 mm' lik yivsiz bölümü ve 0.2 mm' lik yivli kısmı kemik dışında kalacak şekilde planlanmıştır. Kalan 7.8 mm' lik yivli kısmın 1 mm' si kortikal kemik, 6.8 mm' lik kısmı ise süngerimsi kemik içerisinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir.
- Kortikal kemik içerisinde yiv içermeyen kısım bulunmamaktadır.
- Mini vidaların kemikle ilişkisi %100 osseointegre kabul edilmiştir.

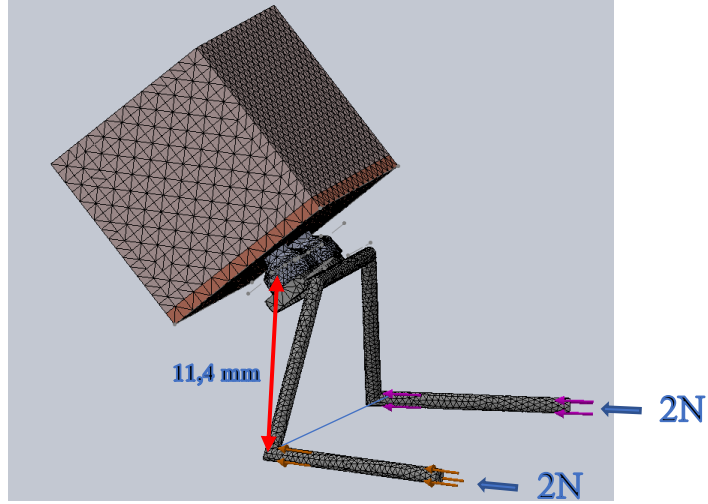
- Aparentin kuvvet uygulanan kolları ve mini vidaların doğrultusu arasında 45° derece açı bulunmaktadır. Sonlu elemanlar modeli üzerinde, çift taraflı olarak aparentin kollarının eksenini doğrultusunda aynı yönde 2 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.15).
- Mini vida üzerinde devrilme momenti oluşturan kol uzunluğu 11.4 mm olarak ölçülmüştür. Birinci senaryoda tek bir mini vida üzerinde 22.8 Nmm şiddetinde devrilme momenti oluşturulmuştur.
- Senaryo 1' de hazırlanmış matematiksel modele ortodontik mini vida yerleştirildiğinde yapıda tanımlanan şartlar altında kortikal kemik ve süngerimsi kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir.

2.7.2. Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

- Mini vidaların kemikle ilişkisi osseointegrasyon yok olarak kabul edilmiştir. Diğer bütün değişkenler Senaryo 1' de belirtildiği gibidir.



Şekil 2.14. Senaryo 1 ve 2' de ön bölgede konumlanan mini vida ve aparentin çene modelinden ayrılmış hali ve palatinal ön bölgeyi temsil eden kemik blokla birleştirilmesi



Şekil 2.15. Senaryo 1 ve 2' de sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması

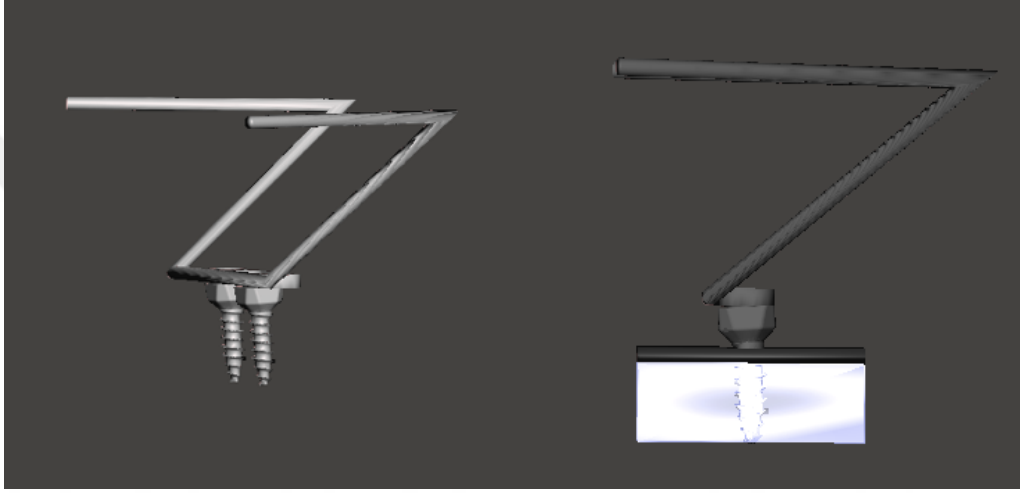
2.7.3. Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

- Ankraj ünitesi olarak arka palatinal bölgeyi temsil eden kemik blok kullanılmıştır.
- Boyutları 2 mm x 7 mm olan 2 adet mini vida, 1 mm kortikal kalınlığı olan 4.8 mm süngerimsi kemik kalınlığı olan kemik bloğa dik bir şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.16).
- Mini vidaların boyun bölgesinde bulunan 1 mm' lik yivsiz bölümü ve 0.2 mm' lik yivli kısmı kemik dışında kalacak şekilde planlanmıştır. Kalan 5.8 mm' lik yivli kısmın 1 mm' si kortikal kemik, 4.8 mm' lik kısmı ise süngerimsi kemik içerisinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir.
- Kortikal kemik içerisinde yiv içermeyen kısım bulunmamaktadır.
- Mini vidaların kemikle ilişkisi %100 osseointegre kabul edilmiştir.
- Apareyin kuvvet uygulanan kolları ve mini vidaların uzun ekseninde 90° derece açı bulunmaktadır. Sonlu elemanlar modeli üzerinde, çift taraflı olarak apareyin kollarının ekseninde doğrultusunda aynı yönde 2 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.17).
- Mini vida üzerinde devrilme momenti oluşturan kol uzunluğu 14 mm olarak ölçülmüştür. Senaryo 3' de tek bir mini vida üzerinde 28 Nmm şiddetinde devrilme momenti oluşturulmuştur.

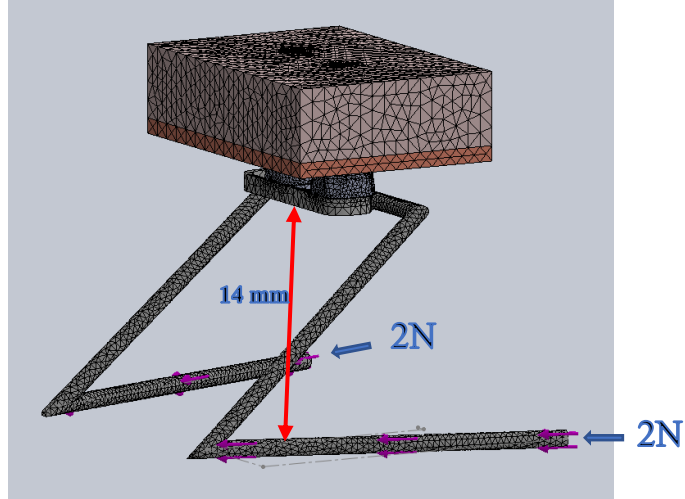
- Senaryo 3’ te hazırlanmış matematiksel modele ortodontik mini vida yerleştirildiğinde tanımlanan şartlar altında kortikal kemik ve süngerimsi kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir.

2.7.4. Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

- Mini vidaların kemikle ilişkisi osseointegrasyon yok olarak kabul edilmiştir. Diğer bütün değişkenler Senaryo 3’ te belirtildiği gibidir.



Şekil 2.16. Senaryo 3 ve 4 ‘de arka bölgede konumlanan mini vida ve apareyin çene modelinden ayrılmış hali ve arka palatinal bölgeyi temsil eden kemik blok modeliyle birleştirilmesi



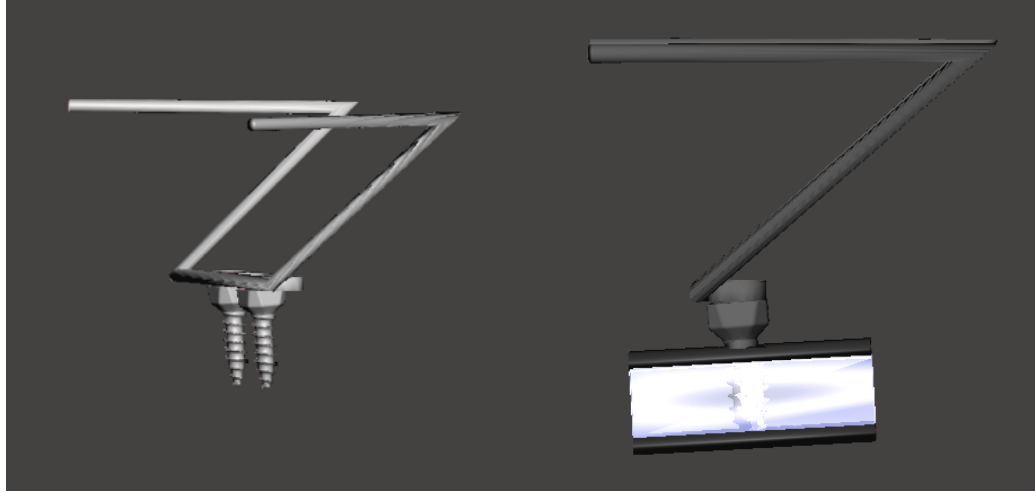
Şekil 2.17. Senaryo 3 ve 4’ de sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması

2.7.5. Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)

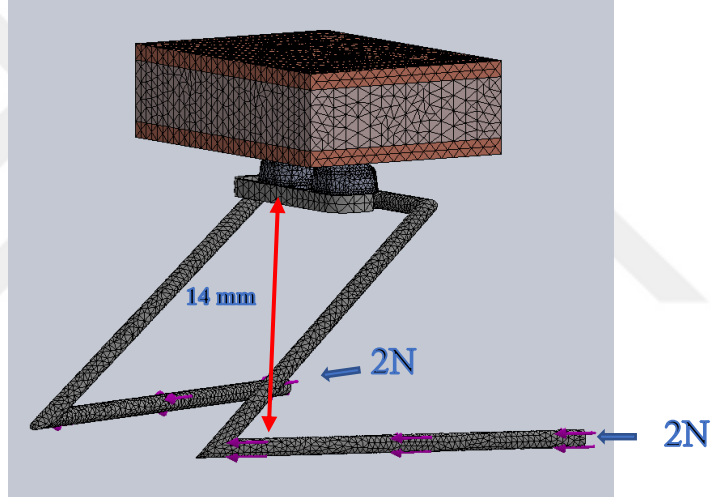
- Ankraj ünitesi olarak arka palatinal bölgeyi temsil eden fakat bikortikal kemik içeren kemik blok kullanılmıştır.
- Boyutları 2 mm x 7 mm olan 2 adet mini vida, her iki bölgesinde de 1 mm kortikal kalınlığı olan 3.8 mm süngerimsi kemik kalınlığı olan kemik bloğa dik bir şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.18).
- Mini vidaların boyun bölgesinde bulunan 1 mm' lik yivsiz bölümü ve 0.2 mm' lik yivli kısmı kemik dışında kalacak şekilde planlanmıştır. Kalan 5.8 mm' lik yivli kısmın 1 mm' si mini vidanın giriş kısmında bulunan kortikal kemikte, 3.8 mm' lik kısmı ise süngerimsi kemikte, 1mm' lik uç kısmı ise ikinci kortikal kemik içerisinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir.
- Kortikal kemik içerisinde yiv içermeyen kısım bulunmamaktadır.
- Apeyinin kuvvet uygulanan kolları ve mini vidaların doğrultusu arasında 90° derece açı bulunmaktadır. Sonlu elemanlar modeli üzerinde, çift taraflı olarak apeyinin kollarının eksenini doğrultusunda aynı yönde 2 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.19).
- Mini vida üzerinde devrilme momenti oluşturan kol uzunluğu 14 mm olarak ölçülmüştür. Senaryo 5' de tek bir mini vida üzerinde 28 Nmm şiddetinde devrilme momenti oluşturulmuştur.
- Senaryo 5' de hazırlanmış matematiksel modele ortodontik mini vida yerleştirildiğinde tanımlanan şartlar altında kortikal kemik ve süngerimsi kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir.

2.7.6. Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

- Mini vidaların kemikle ilişkisi osseointegrasyon yok olarak kabul edilmiştir. Diğer bütün değişkenler Senaryo 5' te belirtildiği gibidir.



Şekil 2.18. Senaryo 5 ve 6' da palatinal bölgenin arka bölgesinde konumlanan mini vida ve aparatın çene modelinden ayrılmış hali ve arka palatinal bölgeyi temsil eden bikortikal kemik blok modeliyle birleştirilmesi



Şekil 2.19. Senaryo 5 ve 6' da sonlu elemanlar modeli üzerinde gösterilen doğrultu ve yönde 2 N kuvvet uygulanması

3. BULGULAR

Araştırmada, farklı uzunlukta olan mini vidalar ve bu mini vidaların kullanılacağı bölgelerle uyumlu apareylerin, farklı palatinal ankraj bölgelerini taklit eden kemik bloklar üzerinde oluşturdukları stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

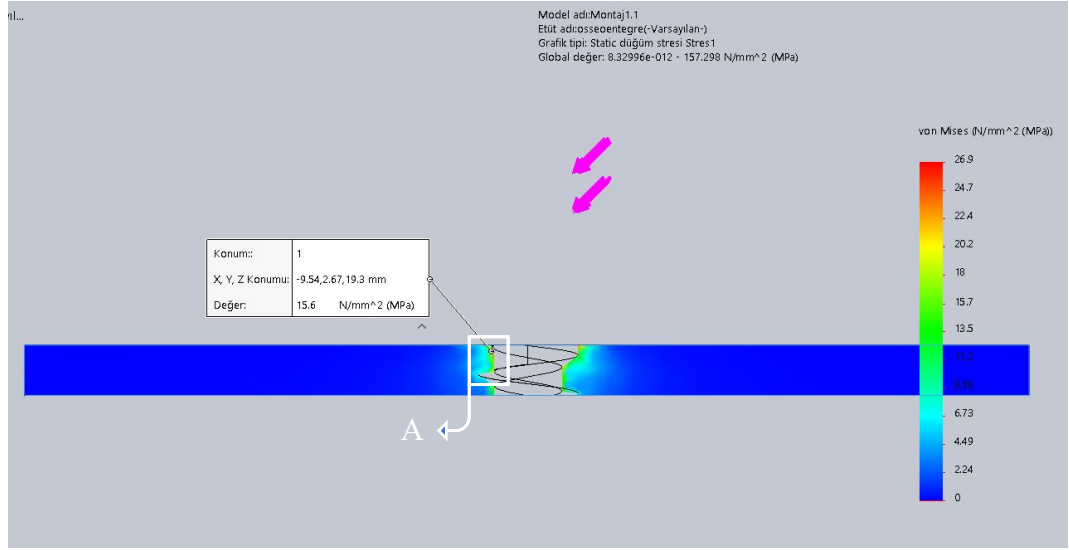
Sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilen gerilmelerin dağılımı renk skalasına göre gösterilmiştir. Gerilme kontrolleri için von Mises gerilme değerleri kullanılmıştır. Osseointegrasyon varlığında kuvvetin geliş yönüne göre mini vida ve kemiklerde basınç ve çekme gerilmeleri oluşmaktadır. Osseointegrasyon olmayan durumda ise kuvvetin geliş yönüne göre mini vida ve kemiklerde basınç gerilmeleri oluşmakta, numerik analizde yapılan arayüz tanımlaması ile çekme gerilmesi oluşmamaktadır.

3.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

3.1.1. Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

Senaryo 1' de ön palatinal bölgede bulunduğu kabul edilen 9 mm uzunluğunda olan mini vidalara 22.8 Nmm moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu gerilmeler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.1' de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 15.6 MPa olarak ölçülmüştür.

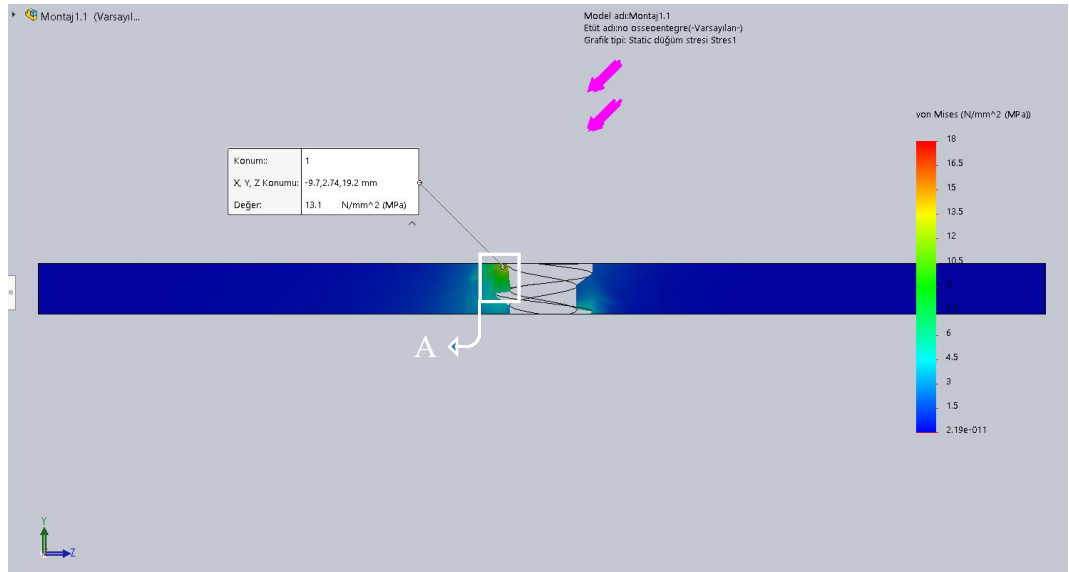


Şekil 3.1. Senaryo 1’ de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.1.2. Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

Senaryo 2’ de ön palatinal bölgede bulunduğu kabul edilen 9 mm uzunluğunda olan mini vidalara 22.8 Nmm moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal kemik ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.2’ de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 13.1 MPa olarak ölçülmüştür.

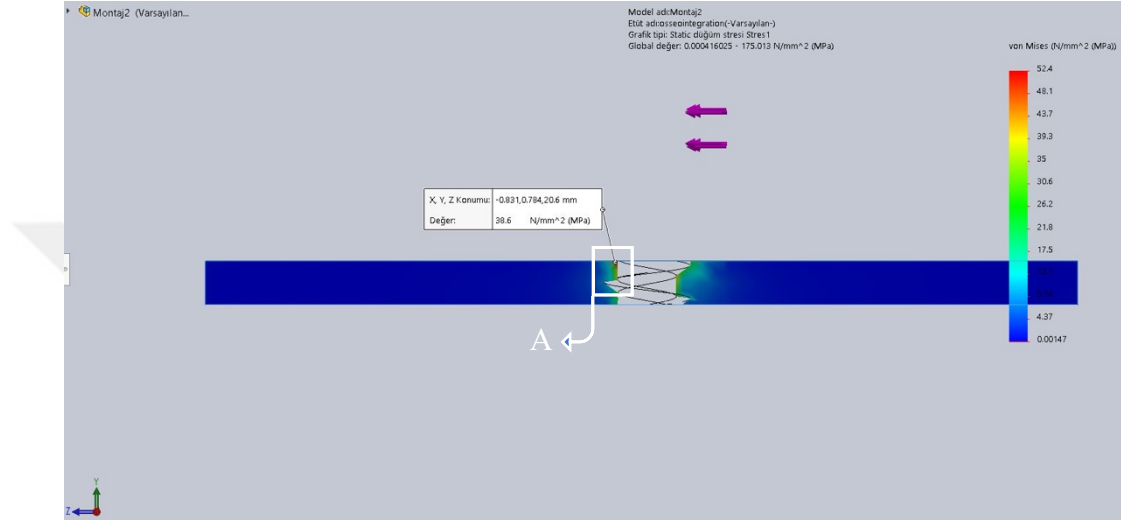


Şekil 3.2. Senaryo 2’ de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.1.3. Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

Senaryo 3’ de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.3’ de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 38.6 MPa olarak ölçülmüştür.

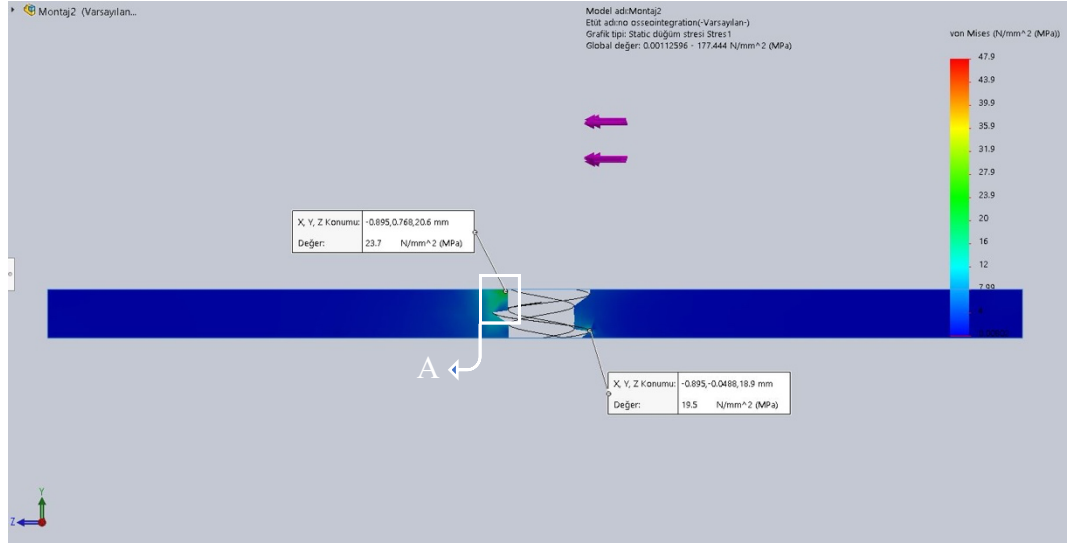


Şekil 3.3. Senaryo 3’ de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.1.4. Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

Senaryo 4’ de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.4’ de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 23.7 MPa olarak ölçülmüştür.

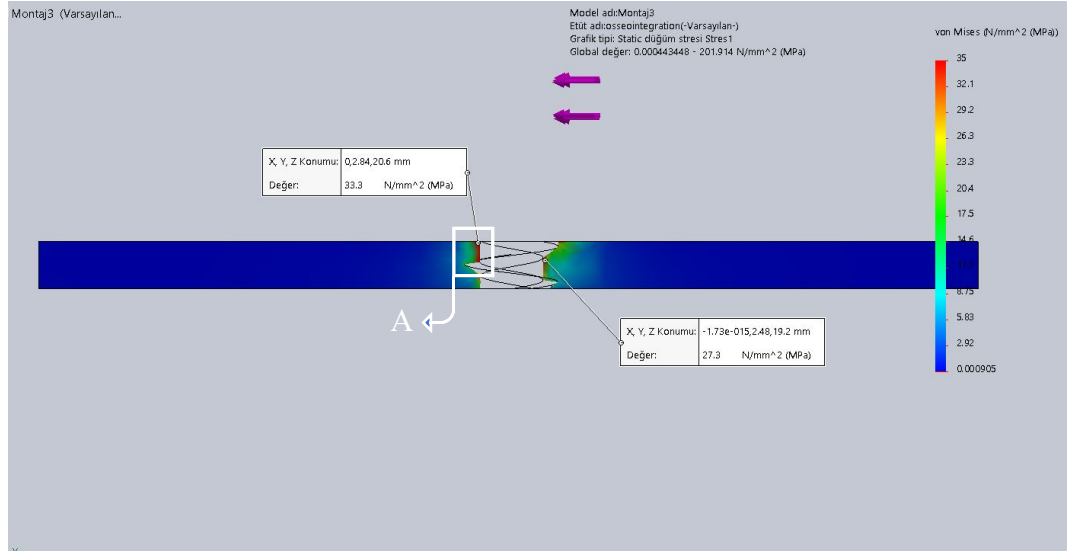


Şekil 3.4. Senaryo 4' de kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.1.5. Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)

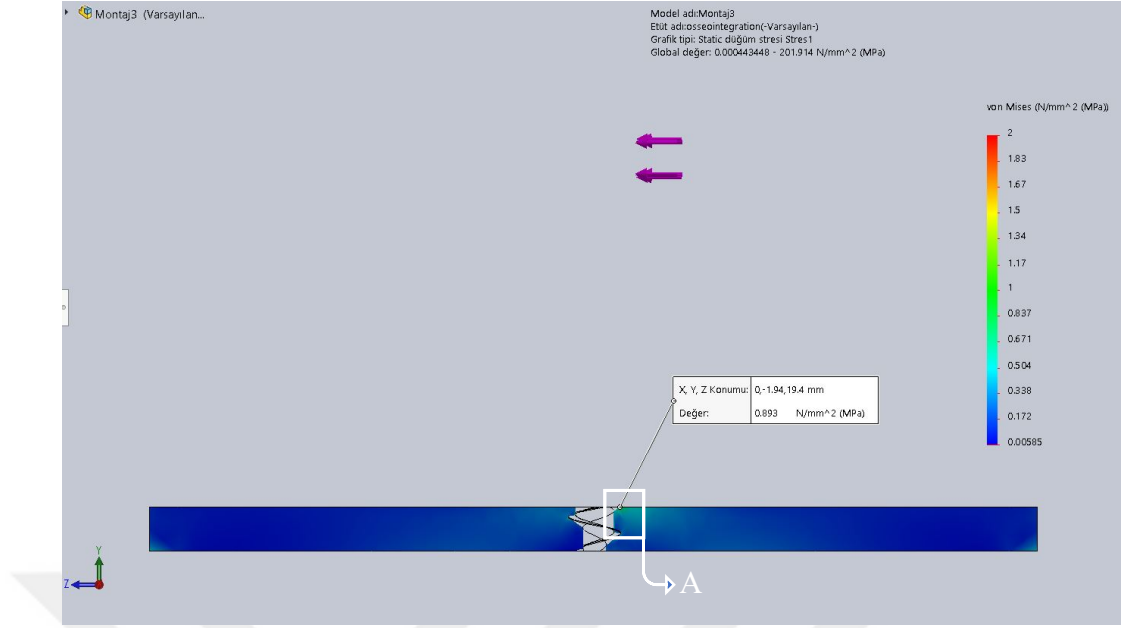
Senaryo 5' de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak iki katman kortikal ve bir katman süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.5' de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede von Mises gerilmesi 33.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.5. Senaryo 5' de birinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

Şekil 3.6' da A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 0.89 MPa olarak ölçülmüştür.

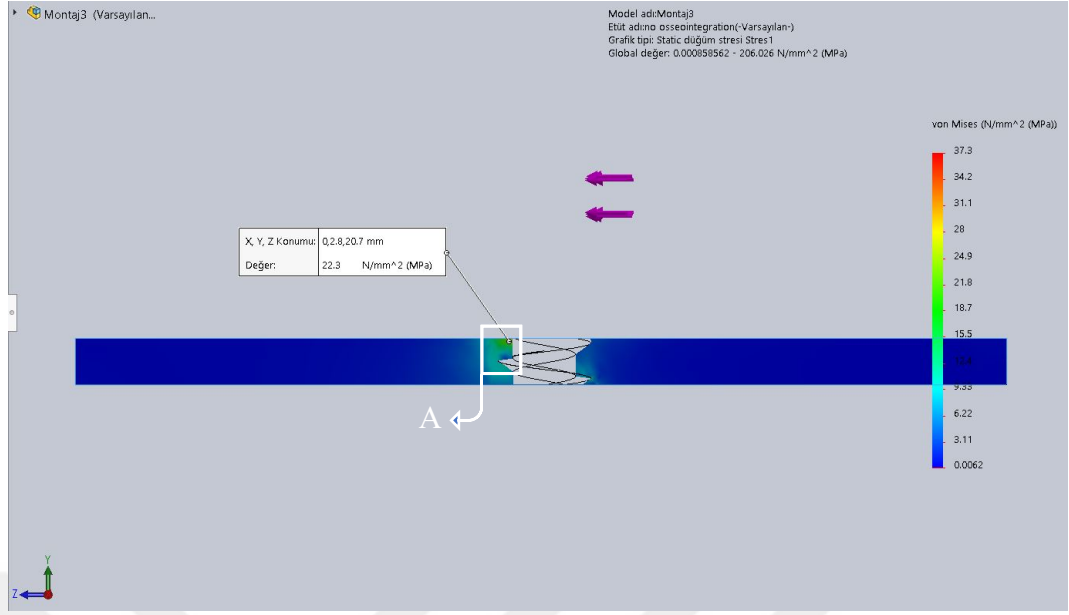


Şekil 3.6. Senaryo 5’ de ikinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.1.6. Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

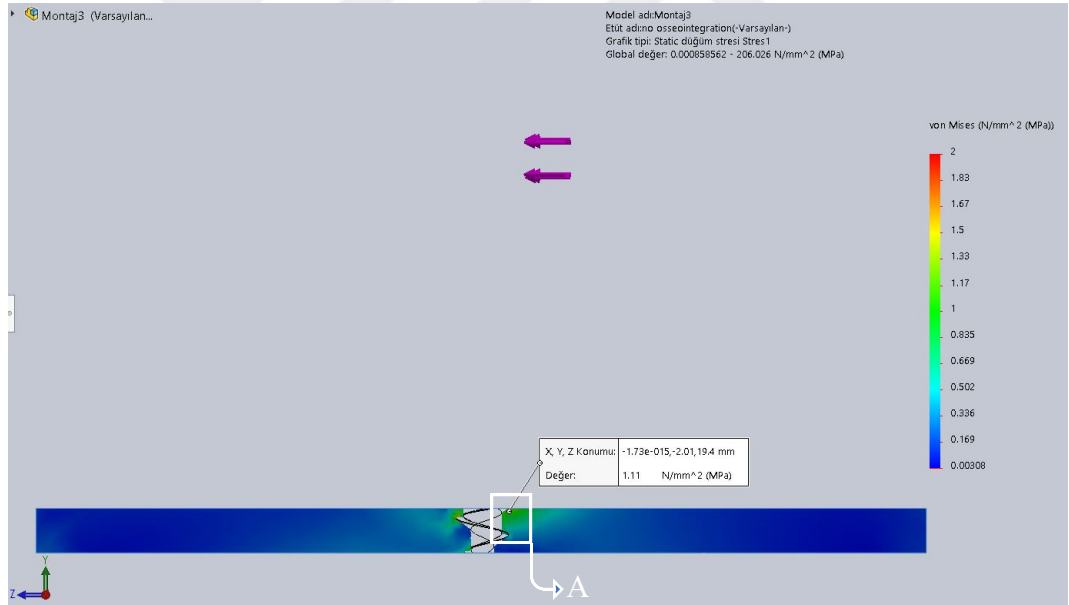
Senaryo 6’ da 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak iki katman kortikal ve bir katman süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.7’ de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 22.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.7. Senaryo 6' da birinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

Şekil 3.4' de A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 1.11 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.8. Senaryo 6' da ikinci kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

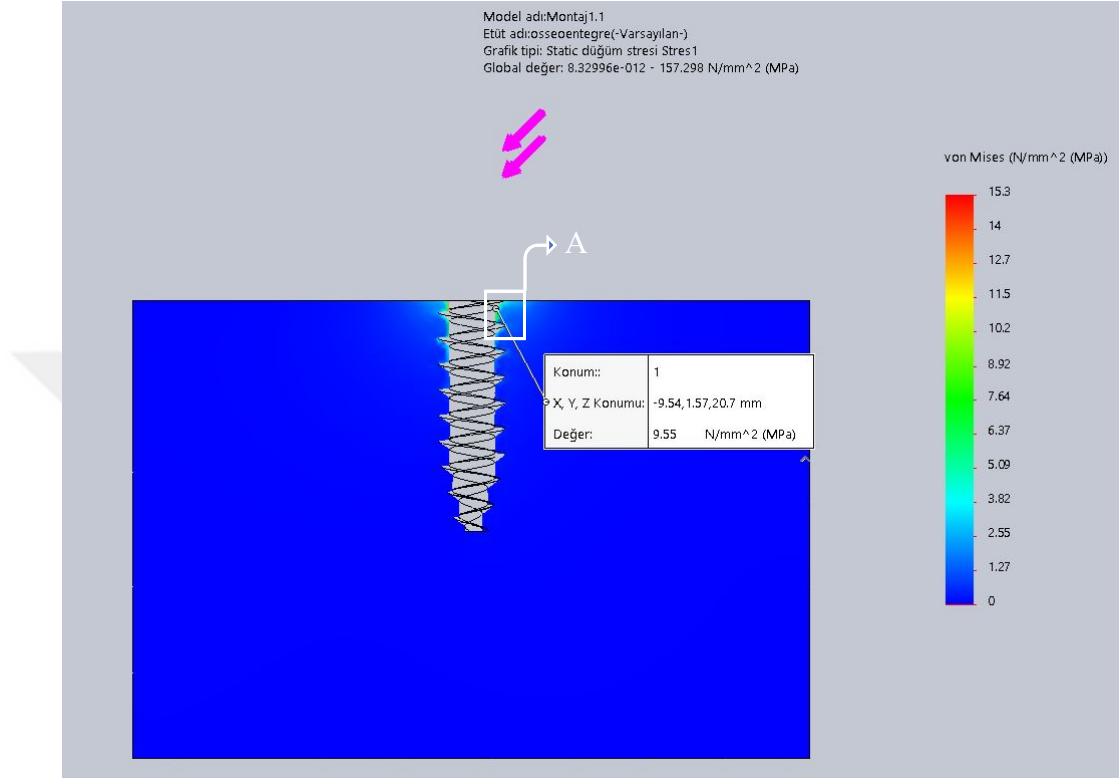
3.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

3.2.1. Senaryo 1 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

Senaryo 1' de ön palatinal bölgede bulunduğu kabul edilen 9 mm uzunluğunda olan mini vidalara 22.8 Nmm moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve

süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.9’ da A ile gösterilen işaretli bölgede çekme gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 9.55 MPa olarak ölçülmüştür.

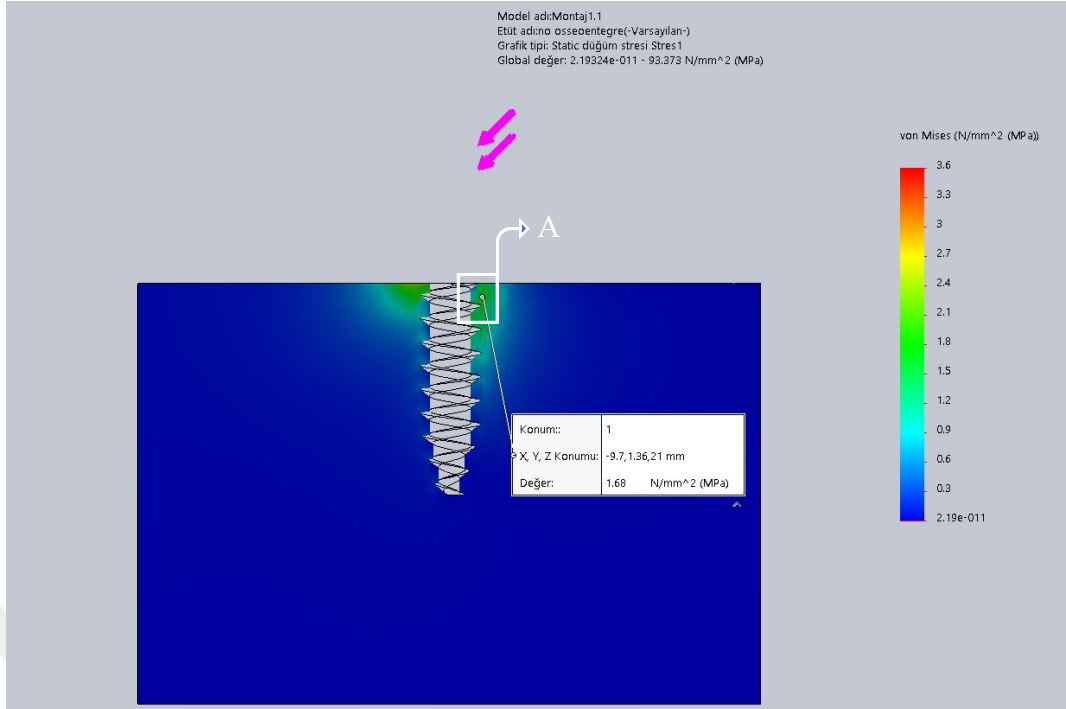


Şekil 3.9. Senaryo 1’ de süngerimsi kemiğe ait Von Mises gerilmesi

3.2.2. Senaryo 2 (Ön Bölge, 9mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

Senaryo 2’ de ön palatinal bölgede bulunduğu kabul edilen 9 mm uzunluğunda olan mini vidalara 22.8 Nmm moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal kemik ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.10’ da A ile gösterilen işaretli bölgede basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede von Mises gerilmesi 1.68 MPa olarak ölçülmüştür.

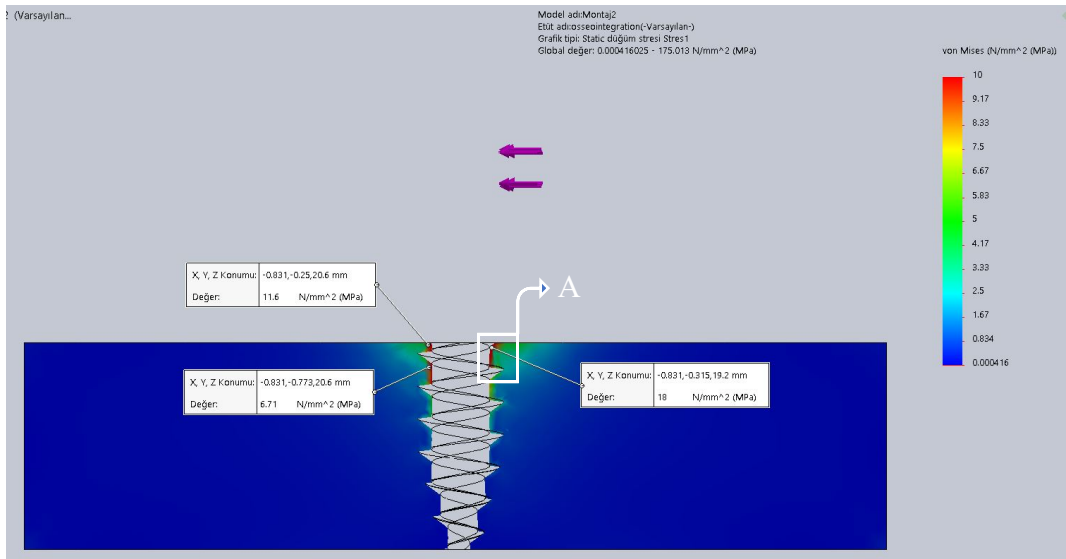


Şekil 3.10. Senaryo 2' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.2.3. Senaryo 3 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olan Mini Vida)

Senaryo 3' de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.11' de A ile gösterilen işaretli bölgede çekme gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 18 MPa olarak ölçülmüştür.

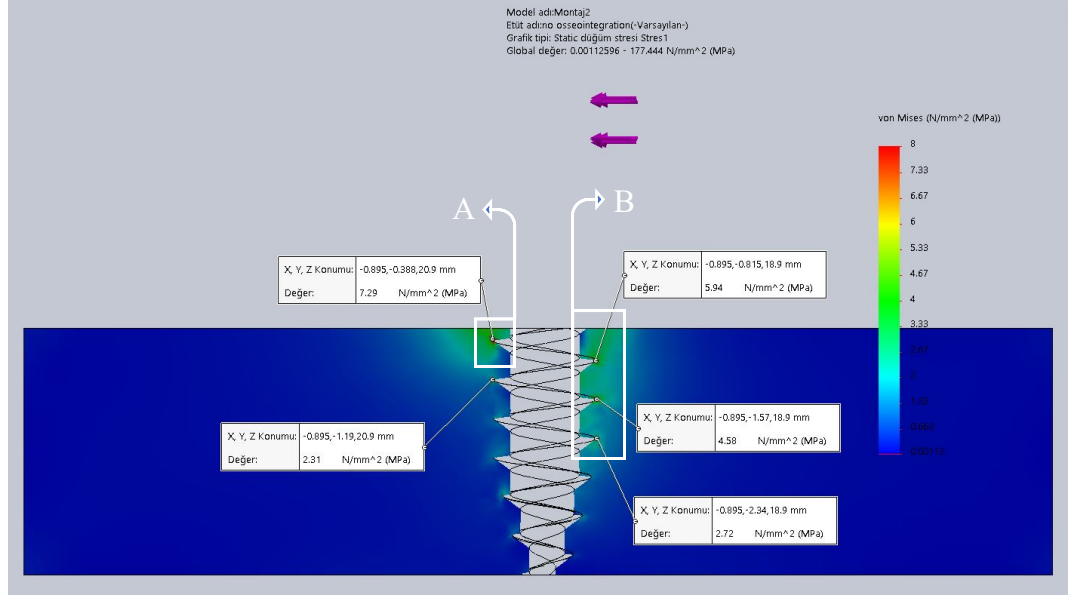


Şekil 3.11. Senaryo 3' de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.2.4. Senaryo 4 (Arka Bölge, 7mm Monokortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

Senaryo 4’ de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak tek bir katman kortikal ve süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.12’ de B ile gösterilen işaretli bölgede gerilme dağılımı, A ile işaretli bölgeye göre daha geniş alana yayılmıştır. B bölgesinin en yüksek gerilme değerleri yiv üst uçlarında ölçülmüştür. Fakat kemikteki en yüksek gerilme değeri 7.29 MPa olarak Şekil 3.12 A ile gösterilen işaretli bölgede ölçülmüştür.

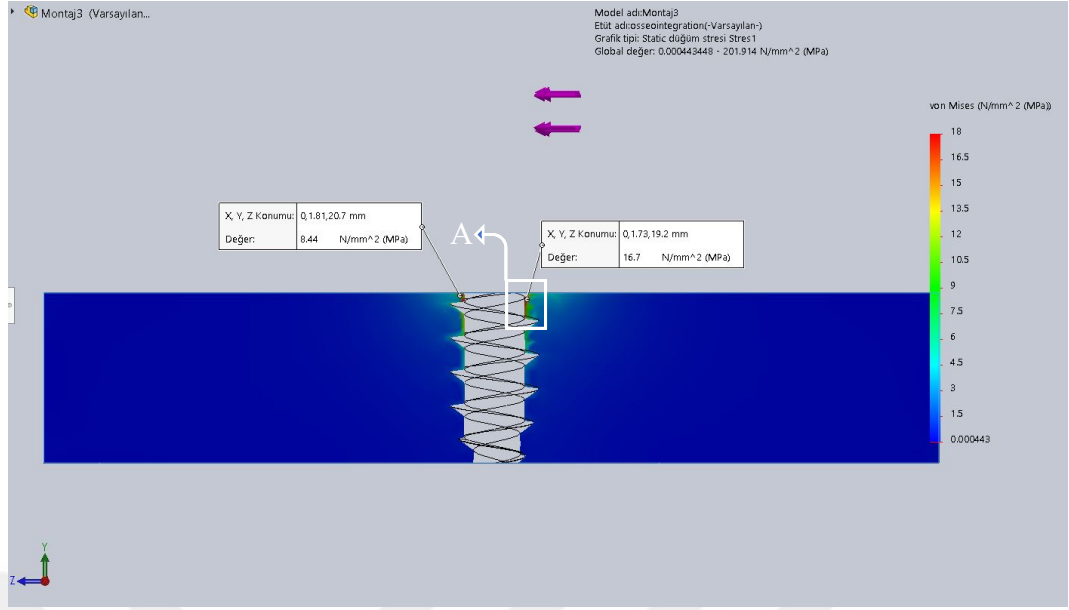


Şekil 3.12. Senaryo 4’ de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.2.5. Senaryo 5 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Mini Vida)

Senaryo 5’ de 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak iki katman kortikal ve bir katman süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon koşulu altında incelenmiştir.

Şekil 3.13’ de A ile gösterilen işaretli bölgede çekme gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises gerilmesi 16.7 MPa olarak ölçülmüştür.

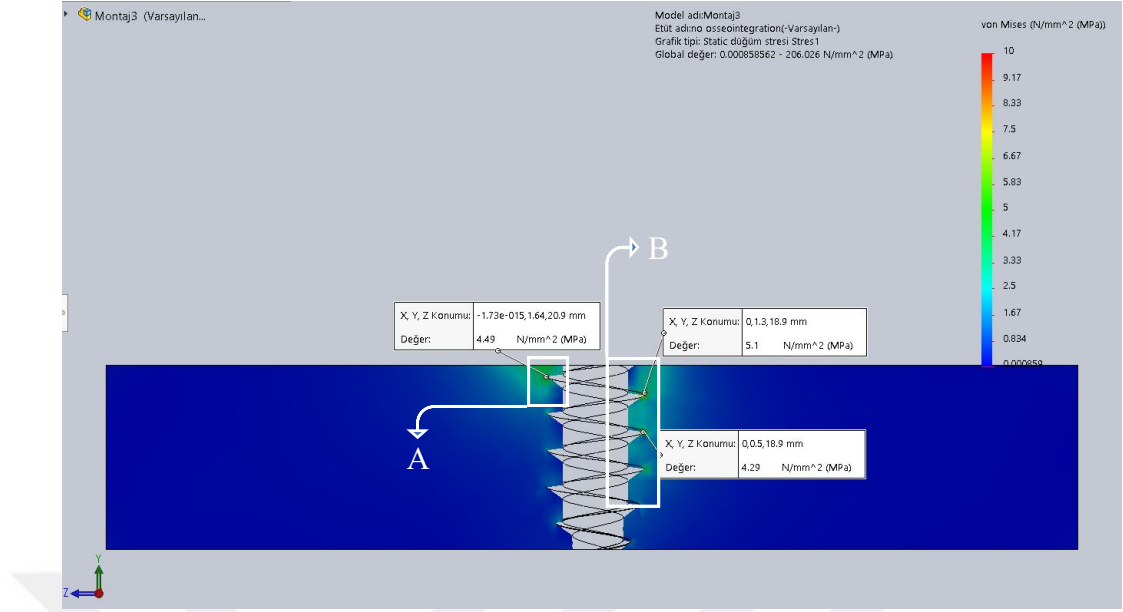


Şekil 3.13. Senaryo 5’ de süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

3.2.6. Senaryo 6 (Arka Bölge, 7mm Bikortikal Osseointegre Olmayan Mini Vida)

Senaryo 6’ da 7 mm uzunluğunda olan mini vidalara 28 Nmm şiddetinde moment kuvveti uygulanarak iki katman kortikal ve bir katman süngerimsi kemik bulunan kemik bloğunda oluşturduğu stresler osseointegrasyon olmayan koşullar altında incelenmiştir.

Şekil 3.12’ de B ile gösterilen işaretli bölgede, A ile işaretli bölgeye göre daha geniş alanda basınç gerilmeleri oluşmuştur. Bu bölgede en yüksek von Mises değerleri yiv üst uçlarında 5.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.14. Senaryo 6’ da süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi Osseointegrasyon koşulu altında kortikal ve süngerimsi kemiklerde meydana gelen en yüksek von Mises değerleri Tablo 3.1’ deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 3.1. Osseointegrasyon koşulu altında kemiklerdeki von Mises gerilmesi

	Senaryo 1 (Ön bölge, 9mm monokortikal osseointegre olan mini vida)	Senaryo 3 (Arka bölge, 7mm monokortikal osseointegre olan mini vida)	Senaryo 5 (Arka bölge, 7mm bikortikal osseointegre mini vida)
Kortikal Kemik	15.6 MPa	38.6 MPa	33.3 MPa
Süngerimsi Kemik	9.55 MPa	18 MPa	16.7 MPa
İkinci Kortikal Kemik			0.89 MPa

Osseointegrasyon olmayan koşul altında kortikal ve süngerimsi kemiklerde meydana gelen en yüksek von Mises değerleri Tablo 3.2’ deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 3.2. Osseointegrasyon olmayan koşul altında kemiklerdeki von Mises gerilmesi

	Senaryo 2 (Ön bölge, 9mm monokortikal osseointegre olmayan mini vida)	Senaryo 4 (Arka bölge, 7mm monokortikal osseointegre olmayan mini vida)	Senaryo 6 (Arka bölge, 7mm bikortikal osseointegre olmayan mini vida)
Kortikal Kemik	13.1 MPa	23.7 MPa	22.3 MPa
Süngerimsi Kemik	1.68 MPa	7.29 MPa	5.1 MPa
İkinci Kortikal Kemik			1.11 MPa

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çalışmamızda palatinal bölgeden ankraj alan farklı uzunlukta mini vidaların kullanıldığı distalizasyon apareylerinin, farklı palatinal ankraj bölgelerini taklit eden kemik bloklar üzerinde oluşturdukları stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Üst çene büyük azı dişlerinin distalize edilebilmeleri amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden en eski olanı Kingsley (1880) ve Angle (1907) tarafından kullanılmaya başlanan headgear yardımı ile ağız dışı kuvvet uygulamalarıdır. Headgearlar, hedeflenen büyük azı distalizasyonunu sağlasalar da ağız dışı uygulandıkları için estetik kaygı ve uyum problemleri nedeniyle klinikte kullanımı zor olmaktadır. Apareyin kullanımının zor olması, kullanım süresinin uzunluğu gibi etkenler de hasta uyumunu olumsuz yönde etkilemekte ve tedavilerdeki başarı şansı azalabilmektedir.

Hasta uyum sorununu ortadan kaldırmak adına geliştirilen Pendulum apareyi, Distal Jet Apareyi, Keles Slider Apareyi, Frog Apareyi, Fast Back Apareyi gibi ağız içi üst büyük azı distalizasyon yöntemleri her ne kadar uyum sorununu ortadan kaldırırsa da uyguladıkları kuvvet miktarına, distalizasyon mekaniklerine ya da ankraj aldıkları bölgeye göre çeşitli yan etkiler göstermektedirler. Distalizasyon esnasında ön keserlerde çapraşıklık, üst kesici eksen eğiminin ve overjetin artışı, küçük azılar ve kaninlerde devrilme gibi yan etkiler meydana gelmektedir (Carano et al. 2004; G. Kinzinger et al. 2014). Literatürde öncelikle ankraj ünitesinde meydana gelen bu yan etkilerin önlenmesi için dental implantlardan ankraj alan distalizasyon apareyleri geliştirilmiştir (Giancotti et al. 2002; Keles et al. 2003). Ortodontide mini vidaların kullanılmaya başlanmasıyla da mini vidalar daha önceden kullanılan diş ve doku destekli distalizasyon sistemlerine entegre edilmiş veya mini vidalara özgü yeni distalizasyon sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Papadopoulos 2010; Wilmes ve Drescher 2010). Çalışmamızda da güncel ortodonti pratiğinde kullanılan mini vida destekli büyük azı distalizasyon apareyi olan BENEslider kullanılmıştır.

Mini vidalar küçük boyutları, kolay yerleştirme ve çıkarma yöntemlerinin olması, düşük maliyetleri ve hemen yükleme yapılabilir olmaları sebebiyle ortodontide kullanım alanları artmıştır. Kullanımın başlamasıyla mini vidaların gevşemesi ve

başarısızlığı önemli bir problem olarak karşımıza çıkmıştır. Çeşitli yapılan çalışmalarda mini vidaların başarısızlık oranının %30' a kadar ulaştığı görülmüştür (Kanomi 1997; Costa et al. 1998; Deguchi et al. 2003; Giacotti et al. 2004; Park et al. 2004; Park ve Kwon 2004). Mini vidalar diğer tüm kemik içi implantlar gibi ortopedik aygıtlardır. Kemiğin bu aygıtlara cevabı, uygun aralıkta kuvvetlere verilen ortodontik cevaplarla aynı pek çok prensibi içermektedir. Mini vidalar stabilitesini osseointegrasyondan sağlayan kemik içi implantlar gibi olmayıp, stabilitesini kemikle olan mekanik tutunmasından yani primer stabiliteden sağlarlar. Fizyolojik sınırlardaki ortodontik kuvvetler kemik oluşumunu desteklerken, fizyolojik limitin üzerindeki biriken streslerde ise kemik doku bütünlüğünü koruyamaz ve buna bağlı mini vida kayıpları meydana gelebilmektedir (Deguchi et al. 2011). Mini vidanın çevresindeki kemikte biriken stresin birden çok sebebi olabilmekle beraber uygulanan ortodontik kuvvet bunlardan biri kabul edilmektedir (Alrbata et al. 2016). Çalışmamızda da uygulanan ortodontik kuvvetle oluşan momentlerin mini vida çevresi kemikte oluşturduğu gerilmeler incelenmiştir.

Literatürde bazı değişkenlere bağlı olarak mini vidaların başarısını değerlendirmek için prospektif veya retrospektif klinik çalışmalar, laboratuvar ortamında deneysel çalışmalar ve bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları yürütülmüştür.

Sarul ve arkadaşları (2015) tarafından aynı cinsiyet grubunda olan hastalara 54 adet farklı uzunlukta mini vida uygulanmış ve başarıları karşılaştırılmıştır. Uygulanan mini vidaların 27 adeti 8 mm uzunluğunda, 27 adeti 6 mm uzunluğundadır. Mini vidalara 2 hafta sonra NiTi yaylar aracılığıyla 100-150 gr aralığında kuvvet uygulanmıştır. Uygulamadan sonra tüm mini vidaların köklerle herhangi bir ilişkisi olmadığı periapikal röntgenlerle tespit edilmiştir. Tüm hastalara oral hijyen eğitimi verilmiş ve dört hafta boyunca klorheksidin gargara yapması istenilmiştir. Mini vidalar 9-12 ay boyunca gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonucunda 8 mm uzunluğunda mini vidalar 6 mm uzunluğunda mini vidalara göre daha stabil bulunmuştur. Mini vida başarısını değerlendiren klinik çalışmalarda hem hasta gruplarının hem de klinisyenlerin uygulama yöntemlerinin standardizasyonunu sağlamak zordur. Başarı kriterleri bazı çalışmalarda geçen zaman bazılarında ise mini vidanın işlevinin tamamlanmasına göre seçildiği için değişkenlik göstermektedir. Daha önce

kullanılmayan bir yöntem değerlendirilecekse ilk defa hastada kullanımının oluşturacağı etkilerinin bilinmemesi ve doğuracağı etik sorunlar klinik çalışma yapılmasını zorlaştırmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda mini vidaların başarısını değerlendirmede sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır.

Holm ve arkadaşları (2012) 260 adet mini vidayı farklı kortikal kemik yoğunluğu olan sentetik kemik bloklara laboratuvar ortamında yerleştirmiştir. Mini vidalar 1.5 mm ve 2 mm çapında olup, silindirik ve konik olmak üzere farklı tasarımlara sahiptir. 40 adet mini vida yerleştirdikten sonra çıkarılıp tekrar yerleştirilmiştir. Mini vidaların maksimum yerleştirme tork değeri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda kortikal kemik yoğunluğu fazla olan kemik bloklarda primer stabilite daha yüksek bulunmuştur. 1.5 mm çapında konik ve 2 mm çapında silindirik mini vidanın primer stabilitesi, 1.5 mm çapında silindirik mini vidanın primer stabilitesinden daha üstün bulunmuştur. Çıkarılıp yeniden yerleştirilen mini vidalarda yivler küntleştiği için maksimum yerleştirme torku artmıştır. Laboratuvar ortamında yapılan deneysel çalışmalarda karşılaşılan problemler incelendiğinde ilk olarak maliyet ve harcanan zaman karşımıza çıkmaktadır. Çalışılan örnekleri doğru hazırlamak ve bu örneklem gruplarında meydana gelen değişiklikleri doğru ölçebilmek için iyi bir laboratuvar ortamı gerekmektedir. Örneklem gruplarında veya ölçüm yöntemlerinde yapılan küçük hatalar bile çalışmanın tekrarlanmasını gerektirir, bu da maliyetlerin daha da artmasının yanında zaman kayıplarına sebep olmaktadır. Çalışmanın sonuçları örneklem grubunu hazırlayan ve ölçüm yapan kişilerin tecrübesi ve yeteneklerinden etkilenerek gerçekte olandan farklı sonuçların elde edilmesine sebep olabilir. Bu yüzden çalışmamızda mini vidaların başarısını değerlendirmede laboratuvar ortamında yapılan deneysel bir çalışma yürütülmemiştir.

Liu ve arkadaşları (2012) 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizini kullanarak bilgisayar ortamında modellenen 3 boyutlu blok kemik modeline yerleştirilen mini vidaların farklı senaryolarda mini vida kemik ara yüzünde oluşan strese göre başarısını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda kortikal kemik miktarı azaldıkça stresin azaldığı, süngerimsi kemiğin mekanik cevapları minimal etkilediği, mini vidanın uzun aksına dik gelen kuvvetlerde stresin en yüksek değerlerde olduğu, mini vidanın kemik dışında kalan parçasının stresi arttıran ana faktör olduğu bildirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak mini vida başarısını değerlendiren çalışmaların klinik ve laboratuvar ortamında yapılan deneysel çalışmalara göre bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Avantajlarını sıralamak gerekirse; herhangi bir noktada meydana gelen stres miktarı teorik olarak kolaylıkla görselleştirilip, ölçülebilir. Diş, alveol kemik, periodontal ligament, mini vida gibi materyaller bilgisayar ortamında modellenip materyal özellikleri atanarak, ağız içi ortam hastaya bağlı olan değişkenlerden etkilenmeden in vitro olarak oluşturulabilir. Kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü değiştirilerek senaryolarda belirlenen klinik durum kolaylıkla oluşturulabilir. Senaryolarda belirlenen değişkenler değiştirilerek arzu edilen kadar tekrarlanabilir. Klinik çalışmalar gibi girişimsel değildir, her şey bilgisayar ortamında yapılır (Jafari et al. 2003). Dezavantajları olarak, gerçekte olanın aksine kullanılan tüm materyaller homojen, lineer ve izotropik kabul edilir. Örneğin gerçekte kemik ne homojen ne de izotropiktir. Fakat kemiğin bireyden bireye farklılık göstermesi ve farklı durumlarda davranışı bilinmediğinden basitleştirme için bu varsayımlar kabul edilir. Sunduğu avantajlardan dolayı çalışmamızda da mini vidaların palatinal kemiğin farklı bölgelerinde başarısını değerlendirmede sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının doğruluğu kullanılan eleman sayısı, düğüm sayısı ve elemanların şeklinden etkilenmektedir. Modelin oluşturulmasında daha çok eleman kullanılması, daha fazla detay elde edilmesini ve gerçeğe daha yakın değerler elde edilmesini sağlamaktadır (Ulusoy ve Darendeliler 2008). Kemik bloklar üzerinde yapılan benzer çalışmalarda Lombardo ve arkadaşları (2010) 75000 düğümlü , Liu ve arkadaşları (2012) 80000- 110000 düğüm ve 55000-80000 eleman sayılı sonlu elemanlar modeli elde etmişlerdir. Çalışmamızda 99376-235685 aralığında düğüm ve 62399-166402 aralığında eleman olan modeller elde edildi. Çalışmamızda yüksek sayılarda, eleman ve düğüm kullanarak daha doğru sonuçlar elde etmeyi amaçladık.

Şimdiye kadar diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar analizlerinde materyal özellikleri farklı seçilmiştir. Kortikal ve süngerimsi için elastisite modülü ve Poisson oranı pek çok çalışmada farklı alınmıştır (Geng et al. 2001). Kortikal kemiğin elastisite modülü değeri olarak 2.727 GPa (Rice et al. 1988), 10 GPa (Farah et al. 1989), 13.4 GPa (Cook et al. 1982), 13.7 GPa (Lombardo et al. 2010; Lee ve Baek 2012), 15 GPa (Cowin 1989), 18GPa (Singh et al. 2012) değerleri kullanılmış ve

Poisson oranı için örnek verilen tüm çalışmalar 0.30 değerini vermiştir. Süngerimsi kemik için ise 0.15 GPa (Cowin 1989), 0.25 GPa (MacGregor et al. 1980), 0.79 GPa (Knoell 1977), 1.37 GPa (Borchers ve Reichart 1983) ve 7.9 GPa (Lee ve Baek 2012), 13.7 GPa (Singh et al. 2012) değerleri kullanılmış, Poisson oranları için 0.30 tercih edilmiş sadece bir yayında 0.31 (Borchers ve Reichart 1983) olarak bir farklılığa rastlanmıştır.

Süngerimsi kemiğin elastik modül değeri 100 MPa dan 700 MPa' a çıkarıldığında kortikaldeki von Mises streslerinde %10 azalma görülmüştür. 700' den 1300MPa' a arttırınca von Mises' te önemsiz miktarda değişiklikler olmuştur (Duaibis et al. 2012). Elastisite modülünün çok düşük değerlerde alınması kortikal kemikte görülen streslerde bir fark yaratırken 0.7, 1.3 GPa değerlerinden sonra anlamlı bir değişiklik olmamaktadır. Bu yüzden çalışmamızda kortikal kemik elastisite modülünü 13.7 GPa, Poisson oranını 0.30 olarak, süngerimsi kemik için elastisite modülünü 7.9 GPa, Poisson oranını 0.30 olarak aldık.

Palatinal bölge mini vidaların stabilitesi için yeterli kemik kalınlığı ve kalitesine sahip olması, köklere zarar verme riskinin düşük olması, ortodontik hareketler sırasında köklerin hareketine engel olmaması, kolay ulaşılabilir bir bölge olması, anatomik yapılara zarar verme ihtimalinin düşüklüğü, hareketsiz keratinize yumuşak dokuların bulunması sebebiyle ortodontide ankraj bölgesi olarak tercih edilmektedir (Bernhart et al. 2001; Jung et al. 2009; Ludwig et al. 2011). Geçmiş dönemde ilk olarak midpalatal bölge ankraj için kullanılmıştır. Midpalatal bölgeye yerleştirilen mini vidaların başarı oranı yapılan çalışmalarda % 90.8 ve % 95.6 olarak bulunmuştur (Kim et al. 2010; Nienkemper et al. 2012). Fakat midpalatal suturun kemikleşmesi ve transversal olarak gelişimin durması literatürde değişkenlik göstermektedir (Winsauer et al. 2012). Melsen ve arkadaşları (1975) kadınlarda suturun 16 yaşında, erkeklerde 18 yaşında ossifikasyonun tamamlandığını, Stockman ve arkadaşları (2009) 15-20 yaş aralığında hastaların sadece yarısında kemikleşmenin tamamlandığını, Knaup ve arkadaşları (2004) 54 yaşında kemikleşmemiş suturun olduğunu, Stockmann ve arkadaşları (2009) 23-30 yaş aralığında hastaların %40' ının kemikleşmeyi tamamladığını bildirmiştir. Midpalatal bölgenin bu değişkenliğinden dolayı orta hattın yakınında bulunan palatinal alanların kullanımı önerilmiştir. Bu yüzden çalışmamızda

mini vidaların konumu olarak palatinal bölgenin orta hatta yakın bölgeleri tercih edilmiştir.

Orta hatta yakın bölgede vertikal kemik miktarı çok değişkendir, bu yüzden her bireyde pratikte kullanılabilir bölgelere göre kesin bir rehber bulunmamaktadır (King et al. 2006). Lateral sefalometrik filmlerin bölgedeki minimum kemik kalınlığı hakkında fikir verebileceği bildirilmiştir. Wehrbein (2009) sefalometrik filmlerin gerçekte olan kemik miktarını 2 mm daha az gösterdiğini söylemiştir. Literatürde otopsi numuneleri ve hastalardan alınan KIBT verileri üzerinde yapılan çalışmalar bölge hakkında bize daha detaylı bilgi sunmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda kullanılacak mini vidaların boyunun seçiminde tek bir hastanın verileri yerine literatürde yer alan KIBT çalışmalarının verileri kullanılmıştır.

Palatinal bölgede mini vidaların yerleştirilebileceği bölgelerle ilgili farklı çalışmalar yapılmıştır. Winsauer ve arkadaşları (2012)'nin sistematik literatür derlemesinde en uygun bölgenin insiziv foramenin 3 mm distalinde, orta hattan 3-9 mm uzakta olduğunu, önerilen bölgelerde 9-10 mm kemik desteği olduğunu bildirmişlerdir.

Gracco ve arkadaşları (2008b) hastalardan aldıkları KIBT verilerini retrospektif olarak değerlendirmişlerdir. Kemik miktarı bakımından palatinal bölgedeki en uygun bölgeleri; ön bölgede insiziv foramenden 4-8 mm uzakta orta hattın 6 mm lateralinde ve arka bölgede insiziv foramenden 16-24 mm uzakta orta hattın 3-6 mm lateralinde olarak belirlemişlerdir. Bu çalışmada palatinal arka bölgenin azalmış kemik kalınlığına rağmen mini vidalar için uygun bir bölge olduğunu belirtmiştir. Palatinal arka bölgede kemik kalınlığının yeterli olması, bikortikal kemik içermesi ve yumuşak doku miktarının az olması mini vidanın stabilitesini attıran faktörlerdir. Yine bu çalışmada bölgelere göre kullanılması gereken mini vida boyları önerilmiştir. İnsiziv foramenden 4 mm uzakta 10 mm, 8 mm uzakta 8 mm, 16-24 mm uzakta yani arka bölgede 4-5 mm uzunluğunda yiv içeren kısımları olan mini vidalar önermiştir.

Baumgartel ve arkadaşları (2011) yaptıkları kadavra çalışmasında palatinal bölgede dişlerin kontak noktalarına göre transversal olarak dört bölge belirlemişler ve bu bölgelerdeki toplam kemik ve kortikal kemik kalınlığını incelemişlerdir. Kemik kalınlığı açısından en uygun bölgenin küçük azıların hizası olduğunu fakat insiziv foramenden uzakta olsa orta hatta kanalın uzantısının olabilme ihtimaline karşı mini

vidaların orta hatta komşu bölgelere yapılmasını önermektedir. Kong (2010) çalışmasında da belirttiği gibi birinci büyük azı dişlerin seviyesinin kemik desteği için uygun olduğunu, fakat daha arkaya gidildikçe kemik miktarının azaldığını bunun yanında yumuşak doku kalınlığının, yağ doku ve tükrük bezlerinin arttığını bildirmiştir. Büyük azılar hizasında 6 mm ve daha uzun mini vidaların kullanılmasını önermemektedir. Ortalama değerlere bakıldığında orta hattın 2 mm yanında birinci küçük azı hizasında 8.7 mm kemik kalınlığı, arka bölgelerde büyük azı hizasında orta hattın 2 mm yanında 4.26 mm kemik kalınlığı tespit edilmiştir.

Yine benzer çalışmalarda en fazla kemik kalınlığını Kings ve arkadaşları (2007), insiziv foramenden 4 mm uzakta orta hattın 3 mm yanında, Ryu ve arkadaşları (2012) insiziv foramenden 8 mm uzakta orta hatta komşu bölgelerde tespit etmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda 4.5 mm den fazla kemik desteği olan mini vidaların yüksek başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir (Ichinohe et al. 2019). Uygun uzunlukta seçilen mini vidaların yerleştirildiği bölgelerde yeterli kemik olmazsa primer stabilitenin azalacağı bildirilmiştir. Bunun da ötesinde özellikle palatina gibi kemik kalınlığının değişken olduğu bölgelerde kemik miktarı doğru tespit edilmezse toplam kemik kalınlığını aşarak diğer taraftan çıkabilmektedir. Bu yüzden mini vidaların yerleştirileceği bölgelerin kemik kalınlığı stabilite açısından değerlendirilmeli ve bu bölgeye uygun mini vidalar seçilmelidir.

Çalışmamızda da literatüre yer alan kemik miktarına uygun olarak ön bölgede 8 mm, arka bölgede 6 mm uzunluğunda yivli kısma sahip mini vidadan kullanılmasına karar verilmiştir. Klinikte kullandığımız ve modeli üretilen mini vidalar helikoidal bir yapıya sahip olduğu için yivli kısmın boyun bölgesinde bir bölgede yivler bulunurken tersi yönde yivsiz bir kısım bulunmaktadır. Bu yiv dağılımının analiz sonuçlarını etkilememesi için yivli kısmın 0.2 mm lik kısmı yumuşak dokuda kalacak şekilde planlanmıştır. Ön bölgede vidanın konumu belirlenirken birinci küçük azılar, arka bölgede birinci büyük azılar rehber alınmıştır. Literatürde önerilen şekilde mini vidalar orta hattın 3 mm yanına yapılmıştır. Mini vidalar üzerinde rotasyonel kuvvetler oluşmaması için aynı transversal düzlemde orta hatta eşit uzaklıkta yerleştirilmiştir.

Mini vidaların kemiğe giriş açısıyla ilgili yapılan çalışmalarda 90° açıyla yerleştirildiğinde kemikte en az stresi meydana getirdiği tespit edilmiştir (Liu et al. 2012; Perillo et al. 2015). Çalışmamızda mini vidalar kemikle 90° açı yapacak şekilde

yerleştirilmiştir. Ön palatinal bölgeye yerleştirilen mini vidaların uzun aksı okluzal düzlemlerle 45° yapacak şekilde ayarlandığı için kemik yüzeyine dik girişi sağlandığı kabul edilmiştir.

Mini vidaların yerleştirildiği bölgelerde kortikal kemik kalınlığının 1 mm ve üzerinde olması primer stabilite için gerekli olduğu bildirilmiştir (Kim et al. 2006; Moon et al. 2010; Baumgaertel 2011; Farnsworth et al. 2011). Daha önce yapılan çalışmalarda palatinal kemikte mini vida yapılması önerilen bölgelerde 1 mm ve üzerinde kemik bulunduğu belirtilmiştir. Baumgaertel ve arkadaşları (2011) yeterli kemik desteği olan tüm palatinal bölgelerde kortikal kemik kalınlığının 1 mm ve üzerinde olduğunu bildirmişlerdir. Ön bölgeden arka bölgeye gittikçe kortikal kemik kalınlığının azaldığı fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Kim ve arkadaşları (2006) kortikal kemikle ilgili yaptıkları çalışmada da benzer sonuçlar ortaya konmuştur. Liu ve arkadaşlarına (2012) ait sonlu elemanlar çalışmasında kortikal kemik kalınlığı 3 mm' den 0.5 mm' ye düştüğünde mini vida kortikal kemik ara yüzünde oluşan stres miktarı incelenmiştir. Kortikal kemik kalınlığının 3 mm' den 2 mm' ye ve 2 mm' den 1.2 mm' ye düştüğü durumlarda %10'dan daha az stres artışı meydana gelmiştir. 1.2 mm' den 0.5 mm' e düştüğünde ise %20-25 arası bir artış görülmüştür. 1 mm ve üzeri kortikal kemik varlığında stresi süngerimsi kemiğe çok az miktarda ilettiği düşünülmektedir. Bu yüzden çalışmamızda mini vida başarısı için gerekli 1 mm kortikal kemik kalınlığı tüm senaryolarda kabul edilmiştir.

Kökler arası bölgelerde küçük çaplı vidalar tercih edilirken, palatinal bölgede anatomik engeller olmadığı için daha geniş çapta vidalar rahatlıkla kullanılabilir. Yapılan çalışmalarda implantın çapının ve primer stabiliteyi arttırdığı ortaya konmuştur. Carano ve arkadaşları (2005) çapı 2 mm den küçük mini vidaların palatinal bölgede primer stabilite için yetersiz olduğunu bildirmiştir. Bu yüzden çalışmamızda tüm senaryolarda 2 mm çapında mini vidalar kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda mini vidaların bir plak veya Nance butonla birleştirilmesinin mini vidanın başarılılığını %17.8' den %6.2' ye düşürdüğü belirtilmiştir (Wilmes et al. 2009). Çalışmamızda da mini vidalar bir plakla yani BENEplate vasıtasıyla birleştirilmiştir. Bu şekilde yaygın kullanımda olan bir mini vida destekli distalizasyon

aygıtı kullanarak, aygıt tasarımından kaynaklı gerçekleşebilecek hataları en aza indirmeyi amaçladık.

Ön palatinal bölgede orta hatta yakın yapılan mini vidaların % 97.9 gibi yüksek başarı oranına sahip olduğu bilinmektedir (Züger et al. 2014). Yüksek başarı oranının arkasında mini vidaların yerleştirildiği bölgelerde toplam kemik ve kortikal kemik desteğinin fazla olması, kuvvet uygulama doğrultusuna göre açılı yerleştirilmesinden dolayı mini vidaya iletilen kuvvetlerin miktarının azalması ve mini vida da devrilmeye yol açacak devrilme momentlerinin daha az meydana gelmesi sayılabilir. Bu bölgenin yüksek başarı oranına sahip olmasından dolayı çalışmamızda başarının değerlendirilmesinde referans bölge olarak kabul edilmiştir. Gömülü köpek dişi varlığı, dar damak kubbesi, aşırı kalın mukoza tabakası, anatomik düzensizlikler gibi durumlarda palatinalın ön bölgesi mini vida yerleşimi için kullanılamayabilir, böyle durumlarda palatinalın daha arka bölgeleri mini vida yerleşimi için kullanılabilir (Sa'eed et al. 2015).

Arka palatinal bölgede orta hatta yakın bölgelere yerleştirilen mini vidaların başarı oranıyla ilgili literatürde bir çalışma bulunmamaktadır. Arka palatinal bölge anatomik ve morfolojik olarak bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Arka palatinal bölgede ön bölgeye göre daha az yumuşak doku kalınlığı bulunmaktadır. Kemik dışında kalan mini vida kısmının azalmasına bağlı olarak, mini vidanın belirlenen uzunluğuna göre kemik içi destek oranı arka bölgede daha yüksektir. Anatomik olarak orta hattın her iki yanında ön bölgeye göre daha düz bir alan bulunmaktadır. Bu sayede mini vidalar daha simetrik ve kemiğe dik olarak yerleştirilebilir. Ön bölgede mini vidalar orta hattın her iki yanında kemiğe 90 açıyla giriş yapacak şekilde planlanırsa, palatinal kemiğin eğiminden dolayı birbirine paralel ve simetrik yerleştirilememektedir. Simetrik yerleştirilemeyen durumlarda mini vidalar üzerinde devrilme momentlerinin yanında rotasyonel momentlerde oluşabilmektedir. Ön palatinal bölgede mini vidaların yerleştirilmesi doğrultusu yanlış planlanırsa köklerle temas riski bulunmaktadır. Arka palatinal bölgede köklerle temas riski yoktur fakat mini vidanın uzunluğu mevcut kemik kalınlığından daha fazla olursa nazal kavitenin perforasyonu meydana gelebilir. Arka palatinal bölge toplam kemik ve kortikal kemik miktarının az olması, kuvvetlerin vidaya 90° açıyla gelmesi, momenti oluşturan kuvvet kolunun uzun olması bölgenin dezavantajları olarak sayılabilir. Çalışmamızda

belirtilen avantajlarından dolayı ankraj ünitesi olarak arka palatinal bölge tercih edildiğinde, ön palatinal bölgeye göre başarısı değerlendirilmiştir.

Arka palatinal bölgede mini vidalar daha önce yapılan çalışmalarda genellikle mini vida destekli üst çene genişletme (MARPE) tedavisi için kullanılmıştır. MARPE’de arka palatinal bölgeyi kullanımı amacı pterygopalatin suturlara daha yakın olmasıdır (Lee et al. 2021). Pterygopalatin suturun açılmasında monokortikal iskeletsel ankrajın yetmediği nazal tabandaki kortikal kemiğinde dahi olduğu bikortikal ankraja ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir. Bikortikal ankrajın mini vida stabilitesini arttırdığı, mini vidanın kırılma ve deformasyon miktarını azalttığı, daha paralel genişletme sağladığı bildirilmiştir (Lee et al. 2017). Nazal kortikal tabaka fulkrum eksenine gibi davranarak, palatinal tarafta olan kortikal kemikte oluşan stres ve gerilme miktarını azalttığı yani nazal taraftaki kortikal kemik sayesinde kaldıraç etkisi azalttığı bildirilmiştir (Mir 2017). Bikortikal ankraj kullanımında nazal mukozanın zarar görebileceğini savunan yazarlar da bulunmaktadır (Lai et al. 2010; Fähr ve Schätzle 2014). Fakat nazal kavitenin 2 mm’den daha az perforasyonunun herhangi bir probleme yol açmayacağı, mini vidanın stabilitesini etkilemeyeceği bildirilmektedir (Kravitz ve Kusnoto 2007). Bizim çalışmamızda da senaryo 5 ve 6’da arka palatinal bölgede orta hatta yakın yapılan mini vidalarla yalnızca kemik sınırları içerisinde kalarak sağlanan bikortikal ankrajın arka bölgenin dezavantajını azaltmada ne kadar etkili olduğu incelenmiştir.

Von Mises analizlerde her yönde ve doğrultuda oluşan gerilmelerin bileşkesi olarak tanımlanabilir. Bu yüzden kuvvetin hangi yönden uygulandığından bağımsız olarak hesap yapılabilir (Lin et al. 2013). Özellikle metal gibi sünek malzemelerde basitleştirme için bu kriter incelenmiştir. Ortodonti alanında yapılan birçok sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında da klinisyenlere stresin nerede yoğunlaştığını basit olarak gösterdiği için von Mises kriteri tercih edilmiştir (Lombardo et al. 2010; Duaibis et al. 2012; Jasmine et al. 2012b; Liu et al. 2012; Lin et al. 2013; Perillo et al. 2015). Kemik yapısında hem kollajen içermesi ve hem de hidroksiapatit içermesiyle hem kırılabilir hem de sünek bir malzeme olarak kabul edilmektedir (Peterlik et al, 2006; Kirchner, 2006). Biz de çalışmamızda düşük kuvvetler altında çalıştığımız için kemiği sünek bir malzeme kabul edip, streslerin

kemikte nerelerde yoğunlaştığını değerlendirmede ve streslerin karşılaştırılmasında von Mises değerlerini kullandık.

Belirlenen tüm senaryolara bakıldığında senaryo sırasına göre kortikal kemikte 15.6 MPa, 13.1 MPa, 38.6 MPa, 23.7 MPa, 33.3 MPa, 22.3 MPa von Mises gerilme değeri, süngerimsi kemikte ise 9.55 MPa, 1.68 MPa, 18 MPa, 7.29 MPa, 16.7 MPa, 5.1 MPa von Mises gerilme değeri ölçülmüştür. Kortikal kemikte süngerimsi kemiğe göre daha yüksek gerilme değerleri tespit edilmiştir. Elastisite teorisine göre bunun sebebi kortikal kemiğin elastisite modülünün süngerimsi kemiğin elastite modülünden daha fazla olmasıdır. Bu durum kortikal kemiğin daha dayanıklı olmasına ve süngerimsi kemikten daha fazla kuvvete taşınmasına sebep olmaktadır. İkinci sebebi ise mini vidanın yükleme altında sergilediği deformasyon davranışıdır. Mini vida kuvvetin geliş yönünün tersi yönde eğilme eğilimi sergilemektedir. Mini vidanın bu eğilme davranışının sonucu olarak kemik içerisinde yer değiştirmesinin en büyük olduğu yer kortikal kemik içerisinde yer almaktadır. Bu yer değiştirmenin sonucu olarak kortikal kemikte gerilme yığılımı meydana gelmektedir. Bu yüzden mini vidaların başarısının değerlendirilmesinde kortikal kemiğin değerlendirilmesi gerektiği yapılan çalışmalarda da bildirilmiştir (Suzuki et al., 2011; Liu et al. 2012; Lin et al. 2013). Çalışmamızda da mini vidaların başarısını değerlendirirken kortikal kemikte oluşan gerilmeler öncelikle referans alınmıştır.

Tüm senaryolarda gerilmelerin olduğu bölgeler incelendiğinde kortikal kemikte kuvvetin geliş yönünün tersinde mini vida girişine yakın alanlarda gerilme alanlarının yoğunlaştığı, süngerimsi kemikte ise tersi yönde kortikal kemik sınırından başlayarak aşağı yönde giderek azaldığı görülmektedir. Liu ve arkadaşları (2012) bunun mini vidada oluşan tahterevalli etkisinden dolayı meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Ön palatinal bölgede yani Senaryo 1 ve 2' de yerleştirilen 9 mm uzunluğunda mini vidaların çevresindeki kortikal kemikte oluşan von Mises gerilme değerleri sırasıyla 15.5 MPa ve 13.1 MPa, arka palatinal bölgede yani senaryo 3, 4, 5, 6' da yerleştirilen 7 mm uzunluğunda mini vidaların çevresinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 38.6 MPa, 23.7 MPa, 33.3 MPa, 22.3 MPa bulunmuştur. Ön bölgede oluşan gerilme alanlarının büyüklüğü ve bu alanlarda oluşan en yüksek von Mises değerlerinin, arka bölgeye oranla daha az olduğu görülmektedir. Bu durumun oluşması birden çok faktörden kaynaklanmaktadır. Birinci faktör mini vidalardan destek alan aparatın

kollarının, mini vida üzerinde devirme yönünde oluşturduğu momentlerdir. Arka bölgede mini vidalar damağın en derin kısmına yerleştirildiği için momenti oluşturan kuvvet kolunun uzamasıyla moment miktarı ön bölgeye göre artmaktadır. Çalışmamızın senaryolarında mini vida ve apareyin birbiriyle ilişkisi bir bütün olarak tanımlanmıştır. Aparey mini vidanın kemik üstünde kalan farklı bir materyalden yapılmış bir mini vida bölümü gibi düşünülebilir. Farklı çalışmalarda mini vidanın kemik dışında kalan kısmının artmasını nedeniyle kuvvetin oluşturduğu momentin artması nedeniyle kortikal kemikte oluşan gerilmenin arttırdığı bildirilmiştir (Duaibis et al. 2012; Liu et al. 2012; Lin et al. 2013). Çalışmamızın sonuçlarında da arka palatinal bölgede kuvvet kolu arttıkça kortikal kemikte oluşan von Mises gerilim değerleri artmıştır.

Ön palatinal bölgeye yerleştirilen mini vidaların çevresindeki kortikal ve süngerimsi kemikteki von Mises değerlerinin düşük olmasının ikinci sebebi ise uygulanan kuvvetin vidaya belirli bir açıyla uygulanmasıdır. Kuvvet bileşkelerine ayrıldığında mini vidayı devirmeye çalışan bileşkesi ve devrilmeye karşı koyan bileşkesi ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla mini vidanın devrilmesine sebep olacak kuvvetin değeri azaldığı için kortikal kemikteki stres miktarı azalmaktadır. Bu konuda yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında mini vidanın baş kısmına 90° olarak uygulanan kuvvet 45° açıyla uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme değerleri %35 azaldığı bildirilmiştir (Stahl et al. 2009). Liu ve arkadaşları (2012) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında kortikal kemikte stresin en fazla mini vidanın yerleştirilme doğrultusuna 90° açıyla uygulanan kuvvette meydana geldiğini, 60° ve 120° açıyla uygulandığında ise gerilme değerlerinin sırasıyla %13 ve %15 azaldığı bildirilmiştir.

Literatürde iki farklı klinik çalışmada 8 mm uzunluğunda olan mini vidaların 6 mm uzunluğunda olan vidalara göre daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar vardır (Chen et al. 2006; Sarul et al. 2015). Kuroda ve arkadaşları (2007) mukoza kalınlığını değerlendirilerek en az 5-6 mm kemik desteği sağlayan mini vidaların tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. 2009 yılında yayınlanan bir makalede mini vida uzunluğunun en az 6 mm olması gerektiği rapor edilmiştir (Chen et al. 2009). Holm ve arkadaşları (2012) ise mini vida uzunluğunun primer stabilite üzerinde etkisinin olmadığını, anatomik yapılara göre uygun boyutun tercih edilmesi gerektiğini

vurgulamıştır. Literatürde diğer faktörlerin yanında daha az etkisi olduğu kabul edilse de ön bölgede yer alan mini vidaların yük altında kortikal kemikte daha az gerilme oluşturmamasının üçüncü nedeni ise buradaki vida boylarının daha uzun olmasıdır.

Çalışmamızda osseointegrasyon koşulu altında arka palatinal bölgede monokortikal ankraj alınan kortikal kemikte (senaryo 3) 38.6 MPa von Mises stres değeri, bikortikal ankraj alınan kortikal kemikte (senaryo 5) 33.3 MPa von Mises stres değeri ölçülmüştür, osseointegrasyon olmayan koşul altında ise arka palatinal bölgede monokortikal ankraj alınan kortikal kemikte (senaryo 4) 23.7 MPa von Mises stres değeri, bikortikal ankraj alınan kortikal kemikte (senaryo 6) 22.3 MPa von Mises stres değeri ölçülmüştür. Mini vidanın devrilmesine karşı direnç gösteren ikinci kortikal kemik katmanı sayesinde mini vidada kaldıraç etkisi azalır bu sayede birinci kortikal kemikte ve süngerimsi kemikte von Mises gerilme değerlerinin düştüğü gözlemlenmiştir. Bizim çalışma sonuçlarımızda bikortikal ankraj monokortikale göre daha avantajlı bulunmuş fakat kortikal kemikte von Mises gerilme değerlerinde azalma oranı literatürdeki çalışmalar kadar olmamıştır.

Lee ve arkadaşları (2017) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 1.5 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda mini vidalar modellenmiştir. Sadece palatal kortikal kemik varlığında ve ikinci kortikal kemik kalınlıklarını değiştirerek 3 farklı senaryo oluşturmuşlardır. İskeletsel destekli hızlı üst çene genişletmesi yapılırken mini vidaların kortikal kemikte oluşturduğu von Mises stres değerlerini karşılaştırmışlardır. Ekspansiyon aparatının 20 tur aktivasyonu yani 5 mm açıldığında oluşan stresler ve mini vidada oluşan yer değiştirmeler incelenmiştir. Monokortikal ankraj alınan kemikte oluşan von Mises stres değeri 476000 MPa olarak ölçülmüştür. 1 mm nazal kortikal kemik varlığında 234000 MPa' a, 2.5 mm nazal kortikal kemik varlığında ise 227000 MPa' a düşmüştür. 1 mm nazal kortikal kemik varlığında oluşan stresler %68.17 azalmıştır. 2.5 mm nazal kortikal kemik varlığında ise oluşan stresler %70.84 azalmıştır. Çalışmamızda bikortikal ankraj sayesinde oluşan en yüksek gerilme değerleri azalmış fakat oransal olarak Lee ve arkadaşlarının çalışması (2017) kadar düşmemiştir. Bu farklılığın ilk sebebi Lee ve arkadaşlarının çalışmasında elastisite modülü olarak 1.37 GPa, bizim çalışmamızda ise 7,9 GPa kabul edilmiştir. Çalışmamızda süngerimsi kemiğin yüksek elastisite modülüne sahip olması yükü taşımada kortikal kemik kadar olmasa da katkısı düşük elastisite modülü kullanan

çalışmalara göre daha fazladır. Kullanılan elastisite modülünün farklılığı kortikal kemikte oluşan gerilmeleri etkilemektedir. İkinci olarak Lee ve arkadaşlarının çalışmasında mini vidanın destek aldığı ikinci kortikal tabakada yer alan vidanın geometrisinden bahsedilmemiştir. Çalışmamızda ikinci kortikal tabakada mini vidanın uç kısmı giderek küçüldüğü için temas yüzeyi azalmaktadır. Temas yüzeyinin daha az olmasına bağlı olarak birinci kortikal tabakadaki oluşan gerilmeleri azaltmada anlamlı derecede etkili olmamıştır.

Holberg ve arkadaşlarının (2014) sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında mini vida uzunlukları değiştirilerek 3 farklı senaryo oluşturulmuştur. Birinci senaryoda 1.6 mm çapında 5 mm uzunluğunda mini vida monokortikal, ikinci senaryoda 1.6 mm çapında 7 mm uzunluğunda mini vida monokortikal, üçüncü senaryoda 1.6 mm çapında 10 mm uzunluğunda mini vida bikortikal olarak osseointegrasyon olmayan koşul altında yerleştirilmiştir. Mini vidalara 150 gr kuvvet uygulandığında mini vida kemik arayüzünde oluşan ortalama von Mises gerilme değerleri sırasıyla 1.71 MPa, 1.48 MPa, 0.64 MPa olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızın sonuçlarında bikortikal ankrajda gerilmeler orantısal olarak bu çalışma kadar düşmemiştir. Fakat bu çalışmada çalışmamızdan farklı olarak kemik anizotropik kabul edilmiştir. Bu da karşılaştırma yapmayı zorlaştırmaktadır. Bu çalışmada orantısal olarak gerilmelerin bu kadar düşmesini sağlayan ikinci faktör bikortikal ankraj sağlanan mini vidaların boyunun monokortikal grubuna göre daha uzun kullanılmasıdır. Bu çalışmanın aksine çalışmamızda bikortikal ankrajın saf olarak etkinliğini görmek için bikortikal ankraj senaryolarında mini vida boyu sabit tutulmuştur.

Literatürde bikortikal ankraj alan mini vidalarla ilgili yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmaları incelendiğinde sadece bir çalışmada osseointegrasyon olmayan koşullar altında palatal kortikal kemik ve nazal kortikal kemikte meydana gelen von Mises değerleri birlikte incelenmiştir. Palatal kemikte korteksinde 179 MPa ve 383 MPa von Mises stres değeri oluşmasına karşın, nazal kortikal kemikte 0.64 MPa ve 2.48 MPa von Mises stres değeri oluşmuştur. Bu çalışmada nazal kemikte meydana gelen streslerin palatal kemikte meydana gelen streslere göre çok düşük olduğu görülmüştür (Mir 2017). Bizim çalışmamızda da senaryo 5 (7 mm bikortikal osseointegre olan mini vida) ve senaryo 6' da (7 mm bikortikal osseointegre olmayan mini vida) palatal kortikal kemikte oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 33.3

MPa ve 22.3 MPa; nazal kortekste meydana gelen von Mises stres değerleri sırasıyla 0.89 MPa ve 1.11 MPa olarak tespit edilmiştir. Literatürle uyumlu olarak ikinci kortikal tabakada gerilmeler çok daha düşük bulunmuştur. Mini vida, kuvvet ve kuvvetin uygulanma noktasından kaynaklı oluşan moment altında devrilme eğilimi gösterirken, ikinci kortikal kemiği destek noktası olarak alarak mini vidanın uç kısmı dönmeye karşı direnç oluşturmaktadır. İkinci kortikal kemiğin sağladığı destek sayesinde birinci kortikal kemikte oluşan gerilmelerin miktarında azalma, dağılımında da ihmal edilebilecek miktarda değişme gözlemlenmiştir.

Literatürde osseointegrasyon ve osseointegrasyon olmayan koşulu altında ayrı ayrı mini vida kemik ara yüzünde oluşan gerilmeleri değerlendiren çalışmalarda, osseointegrasyon olmayan grupta daha fazla von Mises değerleri ölçülmüştür (Gracco et al. 2009; Lombardo et al. 2010). Bizim çalışmamızda ise stres alanları osseointegrasyon olmayan grupta daha fazla olmakla fakat bu alanlarda ölçülen en yüksek von Mises değerleri daha düşüktür. Bunun nedeni olarak uygulanan momentlerin çok yüksek olması olabileceği düşünülmektedir. Özellikle senaryo 4 ve 6 (7 mm osseointegrasyon olmayan mini vidalar) da süngerimsi kemikte oluşan stres dağılımına bakıldığında, momentlerin yüksek olmasında dolayı mini vida yükün geldiği yüzde sadece yiv uçlarında gerilmelerin biriktiği görülmektedir. Model içerisindeki toplam gerilmenin değişmediği sadece model içinde dağılımının değiştiği kabul edilmektedir. Yani toplam gerilmenin paylaşımında artan moment maksimum gerilme değerini düşürüyor olabilir.

Kortikal kemikte rezorbsiyona neden olabilecek kritik stres değerleri bazı çalışmalarda 50 MPa olarak kabul edilmiştir (Sugiura et al 2000; Jung et al. 2005; Motoyoshi et al. 2009). Li ve arkadaşları (2007) aşırı kemik rezorbsiyonu simülasyonu için bir matematiksel model oluşturmuşlardır. İmplant çevresinde farklı yoğunlukta olan kemiklerin rezorbsiyonuna neden olabilecek en düşük ve en fazla yük değerleri için tablo hazırlamışlardır. Kemik yoğunluğunun yüksek olduğu bölgelerde, 25 MPa'nın üzerindeki gerilmelerin aşırı kemik rezorbsiyonuna neden olabileceğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda kortikal kemikte rezorbsiyon için gereken kritik stres değeri 50 MPa olarak kabul edilirse, tüm senaryolarda oluşan von Mises stres değerlerinin bu değerden daha aşağıda olduğu görülmektedir. Li ve arkadaşlarının (2007) önerdiği 25 MPa kritik değeri kabul edilirse, senaryo 3 (7mm, monokortikal,

osseointegrasyon) ve senaryo 5 (7mm, monokortikal, osseointegrasyon) de oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 38.6 MPa ve 33.3 MPa olduğu için, bu senaryolarda kortikal kemikte rezorbsiyon öngörülebilir.

Litaretürde ön bölgede orta hatta komşu alanlara çeşitli tedavi mekanikleri için yerleştirilen mini vidaların yüksek başarı oranı bilinmektedir (Züger et al. 2014). Çalışmamızda palatinal arka bölgelere yerleştirilen mini vidalar bikortikal ankraj şartlarında bile altın standart olarak kabul ettiğimiz ön bölgeye yerleştirilen mini vidalar kadar başarılı bulunmamıştır. Arka bölgelerde bu başarısızlığa sebep olan kuvvetlerin mini vidalara geliş açısı ve momenti oluşturan kuvvet kolunun uzunluğu ve mini vidanın boyu bölgenin anatomik sınırlamalarından dolayı değiştirilememektedir. Literatürde palatinanın arka bölgesinden ankraj olarak başarılı bir şekilde büyü azı distalizasyonu yapan MPAP adında bir aparey bulunmaktadır (Sa'aed et al. 2015). Çalışmamızın verilerine göre değerlendirdiğimizde palatinanın arka bölgesinin dezavantajlarına rağmen başarılı olmasını sağlayan faktörün 3 adet mini vida kullanılması olduğunu tahmin etmekteyiz. 3 adet mini vidanın ikisi arkada orta hattın sağına ve soluna olacak şekilde yerleştirilmiş, birisi daha önde yine orta hatta yakın yerleştirilmiştir. 3 adet mini vida kullanılarak hem mini vida başına düşen stres miktarı azalmış, hem de mini vidalardan biri daha önde konumlandığı için devrilme momentlerine karşı bir direnç oluşturmuş olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızın bazı limitasyonları vardır. Birincisi; sonlu elemanlar analiz yönteminde tanımlanan materyallerin özellikleri lineer, tek tip ve homojen olarak tanımlanmıştır. Fakat gerçek hayatta kemik gibi biyolojik yapılar tek tip özellik göstermezler ve heterojen bir yapıya sahiptirler. Bireyler arası farklılık göstermelerinin yanı sıra buldukları bölgeye göre de farklılık gösterirler. Fakat kemiğin davranışını basitleştirmek için homojen olduğu kabul edilir. Mini vida kemik ilişkisini basitleştirip karşılaştırmaların rahat yapılabilmesi için mini vida kemik ilişkisi %100 osseointegrasyon var veya osseointegrasyon yok şeklinde kabul edilmiştir. Senaryolarda mini vidaların konumları ve apareyin moment kolunu oluşturan uzunlukları bir hastanın modeli üzerinde belirlenmiştir. Her hastanın palatinal bölge anatomisi ve morfolojisine göre aparey dizaynı ve mini vida konumları değişebilmektedir.

Çalışmamızda palatinal bölgeden ankraj alan farklı uzunlukta mini vidaların kullanıldığı distalizasyon apareylerinin, farklı palatinal ankraj bölgelerini taklit eden kemik bloklar üzerinde oluşturdukları stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak incelenip karşılaştırıldığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1) Ön palatinal bölgeye uygulanan mini vida destekli distalizasyon apareyleri ile kortikal kemik üzerine iletilen gerilimler arka palatinal bölgeye yerleştirilen mini vida destekli distalizasyon apareyine göre daha düşük bulunmuştur.

2) Bikortikal ankrajın sağlanmasıyla arka palatinal bölgede yer alan mini vida çevresinde oluşan stresin azalması sağlanmıştır.

3) Bikortikal yerleştirilen mini vidalar, kemik üzerindeki gerilimlerin azaltılmasında ön palatinal bölgede yer alan mini vidalar kadar başarılı bulunmamıştır.

4) Osseointegrasyon olmayan koşullarda osseointegrasyon olan koşullara göre kortikal ve süngerimsi kemikte oluşan stres alanları daha fazla olmakla birlikte, noktasal olarak ölçülen maksimum gerilmeler daha az bulunmuştur.

5) Arka palatinal bölgeye yerleştirilen mini vida destekli distalizasyon apareyleri literatürde azami gerilim değerleri olarak belirtilen 50 MPa' dan daha düşük gerilim değerleri oluşturmuştur.

Çalışmamızın sonuçları ışığında gelecek çalışmalara ve cihazların klinik kullanımına yol göstermek amacıyla aşağıdaki önerilerde bulunulmuştur.

1) Arka palatinal bölgede orta hatta yakın yapılan mini vidaların başarı oranı gelecek klinik çalışmalarda incelenebilir.

2) Arka palatinal bölgede bikortikal ankrajın etkisini arttırmak için mini vida ikinci kortikal tabakadan 1-2 mm çıktığında kemikte oluşan gerilme miktarı üzerine etkisi gelecek çalışmalarda incelenebilir.

3) Arka palatinal bölgede oluşan momenti dengelemek için üçüncü bir mini vida kullanımının kemik mini vida arayüzünde oluşturduğu gerilmelere etkisi gelecek çalışmalarda incelenebilir.

4) Toplam kemik kalınlığı ve kortikal kemik kalınlığı özellikle arka palatinal bölgede bireyler arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu yüzden arka bölgede özellikle bikortikal ankraj isteniyorsa KIBT alınmalı ve mini vidaların uzunluğu ve konumu KIBT verileri ve 3 boyutlu modeller üzerinde planlanmalıdır. Yapılan

planlamanın gerçekleşmesi için uç boyutlu yazıcılarda hazırlanmış rehber plaklar vasıtasıyla mini vidalar yerleştirilmelidir.

5) Arka palatinal bölgeye mini vida yapılması planlanan durumlarda hastanın damak kubbe derinliği değerlendirilmelidir. Mini vida üzerinde oluşan momentlerin azalması için sığ damak yapısına sahip hastalar tercih edilmelidir.



5. KAYNAK

- Ahn, H., Kang, Y., Jeong, H., & Park, Y. (2020). Palatal temporary skeletal anchorage devices (TSADs): What to know and how to do. *Orthodontics & Craniofacial Research*.
- Al-Amery, S. M., Nambiar, P., Jamaludin, M., John, J., & Ngeow, W. C. (2015). Cone beam computed tomography assessment of the maxillary incisive canal and foramen: considerations of anatomical variations when placing immediate implants. *PLoS One*, *10*(2), e0117251.
- Alrbata, R. H., Momani, M. Q., Al-Tarawneh, A. M., & Ihyasat, A. (2016). Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: a finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, *86*(2), 221–226.
- Angle, E. H. (1900). *Malocclusion of the Teeth and Fractures of the Maxillae*. Philadelphia: SS White Dental Manufacturing Company.
- Angle, Edward H. (1899). Classification of malocclusion. *Dent. Cosmos.*, *41*, 350–375.
- Angle, Edward Hartley. (1907). *Treatment of Malocclusion of the Teeth: Angle's System. Greatly Enl. and Entirely Rewritten, with Six Hundred and Forty-One Illustrations*. SS White dental manufacturing Company.
- Armstrong, M. M. (1971). Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force. *Am J Orthod*, *59*(3), 217–243.
- Arvystas, M. G. (1991). Nonextraction treatment of severe Class II, Division 2 malocclusions: Part 2. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *99*(1), 74–84. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81683-X](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81683-X)
- Aykaç, V., Ulusoy, Ç., & Türköz, Ç. (2015). Effects of a newly designed orthodontic miniplate platform for elevating the miniplate over the gingiva: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *148*(1), 110–122.
- Baumgaertel, S. (2011). Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *140*(6), 806–811. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.05.020>
- Bernhart, T., Dörtbudak, O., Watzek, G., Freudenthaler, J., & Bantleon, H. (2001).

- Short epithetic implants for orthodontic anchorage in the paramedian region of the palate: a clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 624–631.
- Bishara, S. E., & Saunders, W. B. (2001a). *Textbook of orthodontics*. Saunders Book Company.
- Bishara, S. E., & Saunders, W. B. (2001b). *Textbook of orthodontics*. Saunders Book Company.
- Bondemark, L., Kurol, J., & Bernhold, M. (1994). Repelling magnets versus superelastic nickel-titanium coils in simultaneous distal movement of maxillary first and second molars. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 189–198.
- Borchers, L., & Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155–159.
- Bowman, S. J. (1998). Class II combination therapy. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 32(10), 611–620.
- Brauer, J. (1993). *What every engineer should know about finite element analysis*. CRC Press.
- Brinley, C. L., Behrents, R., Kim, K. B., Condoor, S., Kyung, H.-M., & Buschang, P. H. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1156–1161.
- Brustone, C. J., & Marcotte, M. R. (2000). *Problem Solving in Orthodontics: Goal Oriented Treatment Strategies*.
- Bussick, T. J., & McNamara Jr, J. A. (2000). Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(3), 333–343.
- Byloff, F. K., Kärcher, H., Clar, E., & Stoff, F. (2000). An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 15(2), 129–137.
- Carano, A. (1996). The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod*, 30, 374–380.
- Carano, A., Lonardo, P., Velo, S., & Incorvati, C. (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage.

- Progress in Orthodontics*, 6(1), 82–97.
- Carano, A., & Melsen, B. (2005). Implants in orthodontics. Interview. *Progress in Orthodontics*, 6(1), 62–69.
- Carano, A., Velo, S., Incorvati, C., & Poggio, P. (2004). Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Progress in Orthodontics*, 5(2), 212–235.
- Carano, A., Velo, S., Leone, P., & Siciliani, G. (2005). Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 39(1), 9–30.
- Carrière, L. (2004). A new Class II distalizer. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 38(4), 224–231.
- Chang, J. Z.-C., Chen, Y.-J., Tung, Y.-Y., Chiang, Y.-Y., Lai, E. H.-H., Chen, W.-P., & Lin, C.-P. (2012). Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 279–288.
- Chen, C.-H., Chang, C.-S., Hsieh, C.-H., Tseng, Y.-C., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., ... Chen, C.-M. (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(8), 1209–1213.
- Chen, Yan, Kyung, H. M., Zhao, W. T., & Yu, W. J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284–291.
- Chen, Yi-Jane, Chang, H., Lin, H., Lai, E. H., Hung, H., & Yao, C. J. (2008). Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical Oral Implants Research*, 19(11), 1188–1196.
- Cheng, S.-J., Tseng, I.-Y., Lee, J.-J., & Kok, S.-H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1).
- Cook, S. D., Klawitter, J. J., & Weinstein, A. M. (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *Journal of Dental Research*, 61(8), 1006–1009.
- Cope, J. B. (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift.

- Seminars in Orthodontics*, 11(1), 3–9. Elsevier.
- Costa, A., Raffainl, M., & Melsen, B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13(3), 201–209.
- Cowin, S. C. (1989). The mechanical properties of cortical bone tissue. *Bone Mechanics*, 97–127.
- Crismani, A. G., Bernhart, T., Tangi, S., Bantleon, H.-P., & Watzek, G. (2005). Nasal cavity perforation by palatal implants: false-positive records on the lateral cephalogram. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2).
- Daskalogiannakis, J., Miethke, R. R., & McNamara, J. A. (2000). *Glossary of orthodontic terms*. Quintessence Publ. Batavia, IL, USA.
- Davies, A. J. (1980). *The finite element method: a first approach*.
- Deguchi, T, Takano-Yamamoto, T., Kanomi, R., Hartsfield Jr, J. K., Roberts, W. E., & Garetto, L. P. (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *Journal of Dental Research*, 82(5), 377–381.
- Deguchi, Toru, Nasu, M., Murakami, K., Yabuuchi, T., Kamioka, H., & Takano-Yamamoto, T. (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(6), 721-e7.
- Deguchi, Toru, Yabuuchi, T., Hasegawa, M., Garetto, L. P., Roberts, W. E., & Takano-Yamamoto, T. (2011). Histomorphometric evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(3), 197–205.
- Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L., & Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 875–880. <https://doi.org/10.2319/111011-696.1>
- Elbel, H. (1982). The advanced Nance holding appliance. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 16(9), 604–605.
- Epker, B. N., & Fish, L. C. (1983). The surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency. Part II. *Am J Orthod*, 84(6), 491–507. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(83\)90112-4](https://doi.org/10.1016/0002-9416(83)90112-4)
- Fäh, R., & Schätzle, M. (2014). Complications and adverse patient reactions associated

- with the surgical insertion and removal of palatal implants: a retrospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(6), 653–658.
- Farah, J. W., Craig, R. G., & Meroueh, K. A. (1989). Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(6), 603–611.
- Farnsworth, D., Rossouw, P. E., Ceen, R. F., & Buschang, P. H. (2011). Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 495–503.
- Fernholz, L. T. (2012). *Von Mises calculus for statistical functionals* (Vol. 19). Springer Science & Business Media.
- Fisk, G. V, Culbert, M. R., Grainger, R. M., Hemrend, B., & Moyers, R. (1953). The morphology and physiology of distoclusion: A summary of our present knowledge. *Am J Orthod*, 39(1), 3–12.
- Fortini, A., Lupoli, M., & Parri, M. (1999). The First Class Appliance for rapid molar distalization. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 33(6), 322–328.
- Fränkel, R. (1974). Decrowding during eruption under the screening influence of vestibular shields. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 65(4), 372–406.
- Friberg, B., Sennerby, L., Roos, J., Johansson, P., Strid, C. G., & Lekholm, U. (1995). Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs. *Clinical Oral Implants Research*, 6(3), 164–171.
- Gelgor, I. E., Buyukyilmaz, T., Karaman, A. I. Y., Dolanmaz, D., & Kalayci, A. (2004). Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *The Angle Orthodontist*, 74(6), 838–850. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0838:ISUMD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0838:ISUMD>2.0.CO;2)
- Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598.
- Giancotti, A., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2004). Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 113–117.
- Giancotti, A., Muzzi, F., Greco, M., & Arcuri, C. (2002). Palatal Implant-Supported

- Distalizing Devices: Clinical Application of the Straumann Orthosystem. *World Journal of Orthodontics*, 3(2).
- Gianelly, A. A. (1988). Distalization of molars with repelling magnets. *J Clin Orthod*, 22, 40–44.
- Gianelly, A. A. (1998). Distal movement of the maxillary molars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(1), 66–72.
- Gianelly, A. A., Bednar, J., & Dietz, V. S. (1991). Japanese NiTi coils used to move molars distally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(6), 564–566.
- Gianelly, A. A., Vaitaa, A. S., & Thomas, W. M. (1989). The use of magnets to move molars distally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(2), 161–167.
- Glasl, B., Ludwig, B., Lietz, T., Bowman, S. J., & Baumgaertel, S. (2008). Risks and prevention strategies. *Mini-Implants in Orthodontics. Innovative Anchorage Concepts. 1st Ed. London: Quintessence Publishing Co Ltd*, 123–138.
- Gracco, A, Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C., & Vitale, G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 31(1), 12–20.
- Gracco, Antonio, Lombardo, L., Cozzani, M., & Siciliani, G. (2008a). Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(3), 361–369. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.01.027>
- Gracco, Antonio, Lombardo, L., Cozzani, M., & Siciliani, G. (2008b). Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(3), 361–369. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.01.027>
- Greaves, G. N., Greer, A. L., Lakes, R. S., & Rouxel, T. (2011). Poisson's ratio and modern materials. *Nature Materials*, 10(11), 823–837.
- Greenfield, R. L. (1995). Fixed piston appliance for rapid Class II correction. *J Clin Orthod*, 29, 174–183.

- Harnick, D. J. (1998). Case report: Class II correction using a modified Wilson bimetric distalizing arch and maxillary second molar extraction. *The Angle Orthodontist*, 68(3), 275–280.
- Hilgers, J. J. (1992). The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod*, 26, 706–714.
- HOEVE, T. A. (1985). Palatal bur and lip bumper in non extraction treatment. *J. Clin. Orthod.*, 19, 272–291.
- Holberg, C., Winterhalder, P., Rudzki-Janson, I., & Wichelhaus, A. (2014). Finite element analysis of mono-and bicortical mini-implant stability. *European Journal of Orthodontics*, 36(5), 550–556.
- Holm, L., Cunningham, S. J., Petrie, A., & Cousley, R. R. J. (2012). An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 82(6), 1022–1028.
- Hourfar, J., Kanavakis, G., Bister, D., Schätzle, M., Awad, L., Nienkemper, M., ... Ludwig, B. (2015). Three dimensional anatomical exploration of the anterior hard palate at the level of the third ruga for the placement of mini-implants—a cone-beam CT study. *European Journal of Orthodontics*, 37(6), 589–595.
- Hughes, T. J. R. (2012). *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. Courier Corporation.
- Ichinohe, M., Motoyoshi, M., Inaba, M., Uchida, Y., Kaneko, M., Matsuike, R., & Shimizu, N. (2019). Risk factors for failure of orthodontic mini-screws placed in the median palate. *Journal of Oral Science*, 61(1), 13–18.
- Ikumi, N., & Tsutsumi, S. (2005). Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2).
- Jafari, A., Shetty, K. S., & Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 12–20.
- Jasmine, M. I. F., Yezdani, A. A., Tajir, F., & Venu, R. M. (2012a). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional

- finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(1), 71–80.
- Jasmine, M. I. F., Yezdani, A. A., Tajir, F., & Venu, R. M. (2012b). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(1), 71–80.
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.06.031>
- Jeckel, N., & Rakosi, T. (1991). Molar distalization by intra-oral force application. *The European Journal of Orthodontics*, 13(1), 43–46.
- Jones, R. D., & White, J. M. (1992). Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 26(10), 661–664.
- Josefsson, E., Bjerklin, K., & Lindsten, R. (2007). Malocclusion frequency in Swedish and immigrant adolescents—influence of origin on orthodontic treatment need. *The European Journal of Orthodontics*, 29(1), 79–87.
- Jung, B. A., Kunkel, M., Göllner, P., Liechti, T., & Wehrbein, H. (2009). Success rate of second-generation palatal implants: preliminary results of a prospective study. *The Angle Orthodontist*, 79(1), 85–90.
- Jung, D. Y., Tsutsumi, S., Nakai, R., Ikeuchi, K., & Sekel, R. (2005). Numerical estimation of periprostheses resorptive bone remodeling caused by high compressive stress in relation to bony ingrowth conditions. *Japanese J Clin Biomech*, 26, 247–255.
- Kalra, V. (1995). The K-loop molar distalizing appliance. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 29(5), 298–301.
- Kang, J.-M., Park, J. H., Bayome, M., Oh, M., Park, C. O., Kook, Y.-A., & Mo, S.-S. (2016). A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *Korean Journal of Orthodontics*, 46(5), 290–300.
<https://doi.org/10.4041/kjod.2016.46.5.290>
- Kang, S., Lee, S.-J., Ahn, S.-J., Heo, M.-S., & Kim, T.-W. (2007). Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4), S74–S81.

- Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J. Clin. Orthod.*, 31, 763–767.
- Karlsson, I., & Bondemark, L. (2006). Intraoral maxillary molar distalization: movement before and after eruption of second molars. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 923–929.
- Keles, A. (2001). Maxillary unilateral molar distalization with sliding mechanics: a preliminary investigation. *The European Journal of Orthodontics*, 23(5), 507–515.
- Keles, A., Erverdi, N., & Sezen, S. (2003). Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *The Angle Orthodontist*, 73(4), 471–482.
- Kim, H.-J., Yun, H.-S., Park, H.-D., Kim, D.-H., & Park, Y.-C. (2006). Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 177–182.
- Kim, S.-J., & Lim, S.-H. (2009). Anatomic study of the incisive canal in relation to midpalatal placement of mini-implant. *The Korean Journal of Orthodontics*, 39(3), 146–158.
- Kim, Y. H., Yang, S.-M., Kim, S., Lee, J. Y., Kim, K. E., Gianelly, A. A., & Kyung, S.-H. (2010). Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 66–72.
- King, K. S., Lam, E. W., Faulkner, M. G., Heo, G., & Major, P. W. (2006). Predictive factors of vertical bone depth in the paramedian palate of adolescents. *The Angle Orthodontist*, 76(5), 745–751.
- King, K. S., Lam, E. W., Faulkner, M. G., Heo, G., & Major, P. W. (2007). Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(6), 783–788.
- Kingsley, N. W. (1880). *A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery*. D. Appleton.
- Kinzinger, G. S. M., Fritz, U. B., Sander, F.-G., & Diedrich, P. R. (2004). Efficiency of a pendulum appliance for molar distalization related to second and third molar eruption stage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,

125(1), 8–23.

- Kinzinger, G. S. M., Gülden, N., Yildizhan, F., & Diedrich, P. R. (2009). Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(4), 578–586.
- Kinzinger, G., Wehrbein, H., Byloff, F. K., & Papadopoulos, M. A. (2014). Overview of orthodontic implants for the correction of Class II malocclusion. *Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion E-Book: Contemporary Applications of Orthodontic Implants, Miniscrew Implants and Miniplates*, 104.
- Kircelli, B. H., Pektaş, Z., & Kircelli, C. (2006). Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *The Angle Orthodontist*, 76(4), 650–659.
- Knaup, B., Yildizhan, F., & Wehrbein, H. (2004). Age-related changes in the midpalatal suture. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 65(6), 467–474.
- Knoell, A. C. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of Biomechanics*, 10(3), 159–166.
- Kook, Y.-A., Kim, S.-H., & Chung, K.-R. (2010). A modified palatal anchorage plate for simple and efficient distalization. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 44(12), 719.
- Korioth, T. W. P., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8(1), 90–104.
- Kravitz, N. D., & Kusnoto, B. (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4, Supplement), S43–S51.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.027>
- Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9–15.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.02.032>

- Lai, R., Zou, H., Kong, W., & Lin, W. (2010). Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography. *International Journal of Oral Science*, 2(2), 98–104.
- Lee, D.-W., Park, J. H., Moon, W., Seo, H. Y., & Chae, J.-M. (2021). Effects of bicortical anchorage on pterygopalatine suture opening with microimplant-assisted maxillary skeletal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 159(4), 502–511.
- Lee, J. S., Kim, J. K., Park, Y.-C., & Vanarsdall, R. L. (2007). *Applications of orthodontic mini-implants*. Quintessence Publishing Company Chicago, Ill.
- Lee, N.-K., & Baek, S.-H. (2012). Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 345–351.
- Lee, R. J., Moon, W., & Hong, C. (2017). Effects of monocortical and bicortical mini-implant anchorage on bone-borne palatal expansion using finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(5), 887–897.
- Lee, S. M., Park, J. H., Bayome, M., Kim, H. S., Mo, S. S., & Kook, Y. A. (2012). Palatal soft tissue thickness at different ages using an ultrasonic device. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 36(4), 405–409.
- Li, J., Li, H., Shi, L., Fok, A. S. L., Ucer, C., Devlin, H., ... Silikas, N. (2007). A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials*, 23(9), 1073–1078.
- Lin, T.-S., Tsai, F.-D., Chen, C.-Y., & Lin, L.-W. (2013). Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2), 182–189.
- Liu, T.-C., Chang, C.-H., Wong, T.-Y., & Liu, J.-K. (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 468–476.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.11.012>
- Locatelli, R. (1992). Molar distalization with superelastic Ni-Ti wire. *J. Clin. Orthod.*,

26, 277–279.

- Lombardo, L., Gracco, A., Zampini, F., Stefanoni, F., & Mollica, F. (2010). Optimal palatal configuration for miniscrew applications. *The Angle Orthodontist*, *80*(1), 145–152.
- Ludwig, B., Glasl, B., Bowman, S. J., Wilmes, B., Kinzinger, G. S. M., & Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, *45*(8), 433–467.
- Luppanapornlar, S., & Johnston Jr, L. E. (1993). The effects of premolar-extraction: a long-term comparison of outcomes in “clear-cut” extraction and nonextraction Class II patients. *The Angle Orthodontist*, *63*(4), 257–272.
- MacGregor, A. R., Miller, T. P. G., & Farah, J. W. (1980). Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. *Journal of Dentistry*, *8*(1), 27–34.
- Manni, A., Cozzani, M., Tamborrino, F., De Rinaldis, S., & Menini, A. (2011). Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *The European Journal of Orthodontics*, *33*(4), 388–395.
- Mavropoulos, A., Karamouzos, A., Kiliaridis, S., & Papadopoulos, M. A. (2005). Efficiency of noncompliance simultaneous first and second upper molar distalization: a three-dimensional tooth movement analysis. *The Angle Orthodontist*, *75*(4), 532–539.
- Melsen, B. (1975). Palatal growth studied on human autopsy material: a histologic microradiographic study. *American Journal of Orthodontics*, *68*(1), 42–54.
- Melsen, Birte, & Costa, A. (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clinical Orthodontics and Research*, *3*(1), 23–28.
- Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., & Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *124*(4), 373–378.
- Moon, S. H., Park, S. H., Lim, W. H., & Chun, Y. S. (2010). Palatal bone density in adult subjects: implications for mini-implant placement. *The Angle Orthodontist*, *80*(1), 137–144.
- Morse, P. M., & Feshbach, H. (1954). Methods of theoretical physics. *American*

- Journal of Physics*, 22(6), 410–413.
- Motoyoshi, M. (2011). Clinical indices for orthodontic mini-implants. *Journal of Oral Science*, 53(4), 407–412.
- Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., & Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5).
- Moyers, R E, Riolo, M. L., Guire, K. E., Wainright, R. L., & Bookstein, F. L. (1980). Differential diagnosis of class II malocclusions. Part 1. Facial types associated with class II malocclusions. *Am J Orthod*, 78(5), 477–494.
- Moyers, Robert E, Riolo, M. L., Guire, K. E., Wainright, R. L., & Bookstein, F. L. (1980). Differential diagnosis of Class II malocclusions: Part 1. Facial types associated with Class II malocclusions. *Am J Orthod*, 78(5), 477–494.
- Nalçacı, R., Biçakçı, A. A., & Ozan, F. (2010). Noncompliance screw supported maxillary molar distalization in a parallel manner. *Korean Journal of Orthodontics*, 40(4), 250–259.
- Nienkemper, M., Wilmes, B., Pauls, A., & Drescher, D. (2012). Multipurpose use of orthodontic mini-implants to achieve different treatment goals. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 73(6), 467–476.
- ÖZDEMİR, G. (2013). *KEMİK VE DIŞ-DOKU DESTEKLİ KELEŞ SLİDER APAREYLERİNİN ETKİLERİNİN 3 BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİYLE KARŞILAŞTIRILMASI*.
- Papadopoulos, M. A. (2006). *Orthodontic treatment of the Class II noncompliant patient: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.
- Papadopoulos, M. A. (2008). Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(5), 604-e1.
- Papadopoulos, M. A. (2010). The “Advanced Molar Distalization Appliance”: A Novel Approach to Correct Class II Malocclusion. *Recent Patents on Biomedical Engineering*, 3(1), 6–15.
- Papadopoulos, M. A. (2014). Non-compliance approaches for management of class II malocclusion. *Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion*, 6–21.

- Papadopoulos, M. A., & Papageorgiou, S. N. (2013). Current evidence on clinical performance of miniscrew implants in orthodontic treatment. *Seminars in Orthodontics*, 19(3), 162–173. Elsevier.
- Park, H.-S., Jeong, S.-H., & Kwon, O.-W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18–25.
- Park, H.-S., Kwon, O.-W., & Sung, J.-H. (2004). Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *Journal of Clinical Orthodontics*, 38, 297–302.
- Park, H.-S., & Kwon, T.-G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 703–710.
- Parmar, R., Reddy, V., Reddy, S. K., & Reddy, D. (2016). Determination of soft tissue thickness at orthodontic miniscrew placement sites using ultrasonography for customizing screw selection. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 150(4), 651–658.
- Perillo, L., Jamilian, A., Shafieyoon, A., Karimi, H., & Cozzani, M. (2015). Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *European Journal of Orthodontics*, 37(1), 56–59.
- Peterlik, H., Roschger, P., Klaushofer, K., & Fratzl, P. (2006). From brittle to ductile fracture of bone. *Nature Materials*, 5(1), 52–55.
- Polat-Ozsoy, Ö., Kırçelli, B. H., Arman-Özçırpıcı, A., Pektaş, Z. Ö., & Uçkan, S. (2008). Pendulum appliances with 2 anchorage designs: conventional anchorage vs bone anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(3), 339-e9.
- Poorsattar-Bejeh Mir, A. (2017). Monocortical versus bicortical hard palate anchorage with the same total available cortical thickness: a finite element study. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(3), e12218.
- Poorsattar-Bejeh Mir, A., Haghanifar, S., Poorsattar-Bejeh Mir, M., & Rahmati-Kamel, M. (2017). Individual scoring and mapping of hard and soft tissues of the anterior hard palate for orthodontic miniscrew insertion. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(1), e12186.
- Postlethwaite, K. (1989). The range and effectiveness of safety headgear products. *The European Journal of Orthodontics*, 11(3), 228–234.

- Proffit, W. R., Fields, H. W., Larson, B., & Sarver, D. M. (2018). *Contemporary orthodontics-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2014a). *Contemporary orthodontics-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2014b). *Contemporary orthodontics-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Rebellato, J. (1995). Two-couple orthodontic appliance systems: transpalatal arches. *Seminars in Orthodontics*, *1*(1), 44–54. Elsevier.
- Reynders, R., Ronchi, L., & Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *135*(5), 564-e1.
- Rice, J. C., Cowin, S. C., & Bowman, J. A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, *21*(2), 155–168.
- Rychlewski, J. (1984). On Hooke's law. *Journal of Applied Mathematics and Mechanics*, *48*(3), 303–314.
- Ryu, J.-H., Park, J. H., Thu, T. V. T., Bayome, M., Kim, Y., & Kook, Y.-A. (2012). Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *142*(2), 207–212.
- Sa'aed, N. L., Park, C. O., Bayome, M., Park, J. H., Kim, Y., & Kook, Y.-A. (2015). Skeletal and dental effects of molar distalization using a modified palatal anchorage plate in adolescents. *The Angle Orthodontist*, *85*(4), 657–664. <https://doi.org/10.2319/060114-392.1>
- Sari, S., & Sonmez, H. (2001). The relationship between occlusal factors and bruxism in permanent and mixed dentition in Turkish children. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, *25*(3), 191–194.
- Sarı, Z., Uysal, T., Karaman, A., Başçiftçi, F. A., Üşümez, S., & Demir, A. (2003). Ortodontik maloklüzyonlar ve tedavi seçeneklerinin değerlendirilmesi: Epidemiyolojik çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi*, *16*(2), 119–126.
- Sarul, M., Minch, L., Park, H.-S., & Antoszewska-Smith, J. (2015). Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: a

- prospective study. *The Angle Orthodontist*, 85(1), 33–38.
- Sayin, M., & Türkkahraman, H. (2004). Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 635–639.
- Sekerci, A. E., Buyuk, S. K., & Cantekin, K. (2014). Cone-beam computed tomographic analysis of the morphological characterization of the nasopalatine canal in a pediatric population. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 36(9), 925–932.
- Silva, R. G., & Kang, D. S. (2001). Prevalence of malocclusion among Latino adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(3), 313–315.
- Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., Shetty, S., & Philip, P. (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 327–336. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.07.022>
- Stahl, E., Keilig, L., Abdelgader, I., Jäger, A., & Bourauel, C. (2009). Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 70(2), 115–127.
- Stockmann, P., Schlegel, K. A., Srour, S., Neukam, F. W., Fenner, M., & Felszeghy, E. (2009). Which region of the median palate is a suitable location of temporary orthodontic anchorage devices? A histomorphometric study on human cadavers aged 15–20 years. *Clinical Oral Implants Research*, 20(3), 306–312.
- Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M., & Tsutsumi, S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 1(2), 165–170.
- Sung, E.-H., Kim, S.-J., Chun, Y.-S., Park, Y.-C., Yu, H.-S., & Lee, K.-J. (2015). Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. *The Korean Journal of Orthodontics*, 45(1), 20–28.
- Suteerapongpun, P., Wattanachai, T., Janhom, A., Tripuwabhrut, P., & Jotikasthira, D. (2018). Quantitative evaluation of palatal bone thickness in patients with normal

- and open vertical skeletal configurations using cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 48(1), 51–57. <https://doi.org/10.5624/isd.2018.48.1.51>
- Suzuki, A., Masuda, T., Takahashi, I., Deguchi, T., Suzuki, O., & Takano-Yamamoto, T. (2011). Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(6), e273–e280. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.06.025>
- Tenenbaum, H., & Tenenbaum, M. (1986). A clinical study of the width of the attached gingiva in the deciduous, transitional and permanent dentitions. *Journal of Clinical Periodontology*, 13(4), 270–275.
- Thilander, B., Pena, L., Infante, C., Parada, S. S., & de Mayorga, C. (2001). Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogota, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. *European Journal of Orthodontics*, 23(2), 153–168.
- Topouzelis, N., & Tsaousoglou, P. (2012). Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment. *International Journal of Oral Science*, 4(1), 38–44.
- Tseng, Y.-C., Hsieh, C.-H., Chen, C.-H., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., & Chen, C.-M. (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35(8), 704–707.
- Tweed, C. H. (1966). *Clinical orthodontics* (Vol. 2). CV Mosby.
- Ulusoy, Ç., & Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 490–e9.
- Vargervik, K., & Harvold, E. P. (1985). Response to activator treatment in Class II malocclusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 88(3), 242–251. [https://doi.org/10.1016/S0002-9416\(85\)90219-2](https://doi.org/10.1016/S0002-9416(85)90219-2)
- Viwattanatipa, N., Thanakitcharu, S., Uttraravichien, A., & Pitiphat, W. (2009). Survival analyses of surgical miniscrews as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 29–36.

- Vu, T., Bayome, M., Kook, Y.-A., & Han, S. H. (2012). Evaluation of the palatal soft tissue thickness by cone-beam computed tomography. *Korean Journal of Orthodontics*, 42(6), 291.
- Wang, M., Sun, Y., Yu, Y., & Ding, X. (2017). Evaluation of palatal Bone thickness for insertion of orthodontic mini-implants in adults and adolescents. *Journal of Craniofacial Surgery*, 28(6), 1468–1471.
- Weaver Jr, W., Johnston, P. R., & Douglas, A. S. (1984). *Finite elements for structural analysis*.
- Wehrbein, H. (2009). Bone quality in the midpalate for temporary anchorage devices. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 45–49.
- Wilmes, B., & Drescher, D. (2010). Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally. *World J Orthod*, 11(4), 331–340.
- Wilmes, B., Drescher, D., & Nienkemper, M. (2009). A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 43(8), 494–501.
- Wilmes, B., Neuschulz, J., Safar, M., Braumann, B., & Drescher, D. (2014). Protocols for combining the Beneslider with lingual appliances in Class II treatment. *J Clin Orthod*, 48(12), 744–752.
- Wilmes, B., Ottenstreuer, S., Su, Y.-Y., & Drescher, D. (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 69(1), 42–50.
- Wilson, W. L. (1978). Modular orthodontic systems. Part 1. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 12(4), 259–267.
- Winsauer, H., Vlachoianis, C., Bumann, A., Vlachoianis, J., & Chrubasik, S. (2012). *Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review*.
- Winsauer, H., Vlachoianis, C., Bumann, A., Vlachoianis, J., & Chrubasik, S. (2014). Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review. *European Journal of Orthodontics*, 36(5), 541–549.
- WORMS, F. W., ISAACSON, R. J., & SPEIDEL, T. M. (1973). A concept and classification of centers of rotation and extraoral force systems. *The Angle Orthodontist*, 43(4), 384–401.
- Yu, I. J., Kook, Y. A., Sung, S. J., Lee, K. J., Chun, Y. S., & Mo, S. S. (2014).

Comparison of tooth displacement between buccal mini-implants and palatal plate anchorage for molar distalization: a finite element study. *Eur J Orthod*, 36(4), 394–402. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr130>

Züger, J., Pandis, N., Wallkamm, B., Grossen, J., & Katsaros, C. (2014). Success rate of paramedian palatal implants in adolescent and adult orthodontic patients: a retrospective cohort study. *European Journal of Orthodontics*, 36(1), 22–25.



6. ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğrenimini Hürriyet İlköğretim Okulu' nda, lise öğrenimini Mersin 75. Yıl Anadolu Öğretmen Lisesi' nde tamamladı. 2010 yılında girdiği Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nden 2016 yılında yüksek onur derecesiyle mezun oldu. 2017 yılında Elazığ Fırat Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı' nda uzmanlık eğitimine başladı. 2018 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' na yatay geçiş yaptı. Yabancı dili İngilizcedir.



EK-1: ETİK KURUL ONAYI

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Toplantı Tarihi: 04/03/2020
Toplantı Sayısı: 2020/04
Karar No: 2020.02.02

Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu 04/03/2020 tarihinde Çarşamba günü saat 10.00'da Prof. Dr. Berkant ÖZPOLAT' ın başkanlığında toplanmıştır.

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar AKDENİZ ve Dr. Öğr. Üyesi Volkan AYKAÇ'ın danışmanlığında yürütülecek olan Araş. Gör. Yunus ÇARPAR' ın uzmanlık tezi "**Mini Vida Destekli Distalizasyon için Kullanılan Palatinal Ankraj Bölgelerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırılması**" isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkeleri gereğince değerlendirilmiştir.

KARAR : Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar AKDENİZ ve Dr. Öğr. Üyesi Volkan AYKAÇ'ın danışmanlığında yürütülecek olan Araş. Gör. Yunus ÇARPAR'ın uzmanlık tezi "**Mini Vida Destekli Distalizasyon için Kullanılan Palatinal Ankraj Bölgelerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırılması**" isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkelerine uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Berkant ÖZPOLAT
Başkan

Prof. Dr. Ali Ahmet DOĞAN
Başkan Vekili
Üye

Prof. Dr. Teoman Zifer APAN
Üye

(Katılmadı)
Prof. Dr. Murat DEMİRBAŞ
Üye

(Katılmadı)
Doç. Dr. Oktay AYDIN
Üye

Doç. Dr. Mehmet Zahir ADIŞEN
Üye

Doç. Dr. Meral SERTEL
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Funda ERBİLİRAN

Dr. Öğr. Üyesi Birhan OKTAŞ
Üye